

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6049371号
(P6049371)

(45) 発行日 平成28年12月21日 (2016. 12. 21)

(24) 登録日 平成28年12月2日 (2016. 12. 2)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2012-205376 (P2012-205376)	(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2013-121493 (P2013-121493A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年6月20日 (2013. 6. 20)	(74) 代理人	100136504
審査請求日	平成27年7月3日 (2015. 7. 3)		弁理士 山田 毅彦
(31) 優先権主張番号	特願2011-245910 (P2011-245910)	(74) 代理人	100160901
(32) 優先日	平成23年11月9日 (2011. 11. 9)		弁理士 田中 正平
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	佐藤 武史
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	橋本 新一
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子を用いて被検体に超音波を送受信することによって前記複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号を取得するデータ収集手段と、
前記複数の受信信号に対してビームフォーミングを施すビームフォーミング処理部と、
前記ビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて超音波画像データを生成するプロセッサと、
前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号を外部端末へ出力する出力手段と、
前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号の出力先として前記ビームフォーミング処理部及び前記外部端末の一方又は双方を選択するスイッチと、
を備える超音波診断システム。

【請求項 2】

超音波診断装置と、
前記超音波診断装置とネットワークを介して接続されるコンピュータとを備え、
前記超音波診断装置は、
複数の超音波振動子を用いて被検体に超音波を送受信することによって前記複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号を取得するデータ収集手段と、
前記複数の受信信号に対して第1のビームフォーミングを施すビームフォーミング処理部と、

10

20

前記第1のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて第1の超音波画像データを生成するプロセッサと、

前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号を前記コンピュータに出力する出力手段とを有し、

前記コンピュータは、前記出力手段から出力される前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号に対して第2のビームフォーミングを施し、前記第2のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて前記第1の超音波画像データよりもデータサイズの大きい第2の超音波画像データを生成するデータ生成手段として機能する超音波診断システム。

【請求項3】

10

医療機関に設置される超音波診断装置と、

前記医療機関に設置され、表示装置を有するコンピュータと、

センタ側に設置され、前記超音波診断装置及び前記コンピュータとネットワークを介して接続される超音波診断画像サーバとを備え、

前記超音波診断装置は、

複数の超音波振動子を用いて被検体に超音波を送受信することによって前記複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号を取得するデータ収集手段と、

前記複数の受信信号に対して第1のビームフォーミングを施すビームフォーミング処理部と、

前記第1のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて第1の超音波画像データを生成するプロセッサと、

20

前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号を前記超音波診断画像サーバに送信する出力手段とを有する一方、

前記超音波診断画像サーバは、

前記出力手段から出力される前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号に対して第2のビームフォーミングを施し、前記第2のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて前記第1の超音波画像データよりもデータサイズの大きい第2の超音波画像データを生成するデータ生成手段と、

前記第2の超音波画像データを前記コンピュータに送信するデータ送信手段と、
を有する超音波診断システム。

30

【請求項4】

前記スイッチは、前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号を、リアルタイムデータ伝送とバッチデータ伝送とを切換えて出力できるように構成される請求項1記載の超音波診断システム。

【請求項5】

前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号に対するパルス圧縮を含む信号処理によって前記超音波画像データを生成するように構成される請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波診断システム。

【請求項6】

前記データ生成手段は、メインローブが最大となる一方、サイドローブが最小となるように前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号の各遅延時間を変化させる処理を行うように構成される請求項2又は3記載の超音波診断システム。

40

【請求項7】

前記プロセッサは、前記ビームフォーミングの施された前記複数の受信信号の受信チャンネル及びフレームレートの少なくとも一方を間引いて前記超音波画像データを生成するように構成される請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波診断システム。

【請求項8】

前記出力手段は、前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号をデータ圧縮して出力するように構成される請求項1又は3に記載の超音波診断システム。

【請求項9】

50

前記データ生成手段を、複数台のコンピュータを互いに接続して分散処理を行うコンピュータシステムで構成した請求項 2 又は 3 記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、手で持って使用することが可能な携帯型の超音波診断装置が普及し始めている。しかしながら、超音波診断装置に備えられる超音波送信系の駆動電圧は比較的大きい。例えば、送信系に備えられる高圧スイッチ、送受信分離回路及び送信回路の駆動電圧は100V以上である。従って、超音波診断装置の送信系では、十分な耐圧を確保するため、集積回路(IC: integrated circuit)の集積度を上げることが困難である。

10

【0003】

そこで、従来の携帯型の超音波診断装置では、送信チャンネルの数を減らすことによって小型化及び低価格化が図られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2003-180688号公報

20

【特許文献2】特開2009-112357号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、従来の携帯型の超音波診断装置では、送信チャンネルの数が制限されることから高品質な画質が得られないという問題がある。すなわち、上述したように、超音波診断装置の送信系の駆動電圧が大きいため、十分な耐圧を確保するために送信チャンネルの数を増やすことが困難である。このため、例えば100個以上の超音波振動子を備えたリニア電子アレイプローブを従来の携帯型の超音波診断装置には接続することができない。

30

【0006】

一方、送信チャンネルの数の増加を図ると、送信系の回路の規模が増大し、小型化が困難となる。すなわち、送信系の回路には、小型で安価な低電圧用のICを使用することができないため、送信チャンネル数に応じて送信系の回路規模が大きくなるという問題がある。

【0007】

そこで、本発明は、より小型でより画質の良い超音波診断画像を得ることが可能な超音波診断システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

40

本発明の実施形態に係る超音波診断システムは、データ収集手段、ビームフォーミング処理部、プロセッサ、出力手段及びスイッチを備える。データ収集手段は、複数の超音波振動子を用いて被検体に超音波を送受信することによって前記複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号を取得する。ビームフォーミング処理部は、前記複数の受信信号に対してビームフォーミングを施す。プロセッサは、前記ビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて超音波画像データを生成する。出力手段は、前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号を外部端末へ出力する。スイッチは、前記ビームフォーミング前における前記複数の受信信号の出力先として前記ビームフォーミング処理部及び前記外部端末の一方又は双方を選択する。

また、本発明の実施形態に係る超音波診断システムは、超音波診断装置及びコンピュー

50

タを備える。コンピュータは、前記超音波診断装置とネットワークを介して接続される。前記超音波診断装置は、データ収集手段、ビームフォーミング処理部、プロセッサ及び出力手段を有する。データ収集手段は、複数の超音波振動子を用いて被検体に超音波を送受信することによって前記複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号を取得する。ビームフォーミング処理部は、前記複数の受信信号に対して第1のビームフォーミングを施す。プロセッサは、前記第1のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて第1の超音波画像データを生成する。出力手段は、前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号を前記コンピュータに出力する。前記コンピュータは、前記出力手段から出力される前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号に対して第2のビームフォーミングを施し、前記第2のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて前記第1の超音波画像データよりもデータサイズの大きい第2の超音波画像データを生成するデータ生成手段として機能する。

10

また、本発明の実施形態に係る超音波診断システムは、超音波診断装置、コンピュータ及び超音波診断画像サーバを備える。超音波診断装置は、医療機関に設置される。コンピュータは、前記医療機関に設置され、表示装置を有する。超音波診断画像サーバは、センタ側に設置され、前記超音波診断装置及び前記コンピュータとネットワークを介して接続される。前記超音波診断装置は、データ収集手段、ビームフォーミング処理部、プロセッサ及び出力手段を有する。データ収集手段は、複数の超音波振動子を用いて被検体に超音波を送受信することによって前記複数の超音波振動子に対応する複数の受信信号を取得する。ビームフォーミング処理部は、前記複数の受信信号に対して第1のビームフォーミングを施す。プロセッサは、前記第1のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて第1の超音波画像データを生成する。出力手段は、前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号を前記超音波診断画像サーバに送信する。一方、前記超音波診断画像サーバは、データ生成手段及びデータ送信手段を有する。データ生成手段は、前記出力手段から出力される前記第1のビームフォーミング前における前記複数の受信信号に対して第2のビームフォーミングを施し、前記第2のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて前記第1の超音波画像データよりもデータサイズの大きい第2の超音波画像データを生成する。データ送信手段は、前記第2の超音波画像データを前記コンピュータに送信する。

20

【図面の簡単な説明】

30

【0009】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断システムの構成図。

【図2】図1に示す出力先選択スイッチによる受信信号の出力先の切換状態を示す図。

【図3】図1に示すDSPの機能ブロック図。

【図4】図1に示す遅延時間補正部における受信遅延時間の補正方法を説明する図。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断システムの構成図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の実施形態に係る超音波診断システムについて添付図面を参照して説明する。

【0011】

40

(第1の実施形態)

図1は本発明の第1の実施形態に係る超音波診断システムの構成図である。

【0012】

超音波診断システム1は、携帯型超音波診断装置2及びコンピュータ3を通信ケーブル4で接続した構成である。携帯型超音波診断装置2は、送信回路5、送受信分離回路6、高圧スイッチ7、複数の超音波振動子8、増幅器(アンプ)9、A/D(analog to digital)変換器10、バッファメモリ11、出力先選択スイッチ12、操作パネル13、デジタルシグナルプロセッサ(DSP: digital signal processor)14、ディスプレイ15、データ圧縮回路16及び入出力インターフェース(I/F)を備えている。

【0013】

50

各超音波振動子 8 は、それぞれ複数の送信チャンネル及び複数の受信チャンネルと送受信分離回路 6 及び高圧スイッチ 7 を介して接続される。そして、各超音波振動子 8 は、送信回路 5 から送受信分離回路 6 及び高圧スイッチ 7 を介して電気信号として印加される送信信号を超音波送信信号に変換して被検体に送信する機能と、超音波信号の送信によって被検体内において生じた超音波反射信号を受信して電気信号の受信信号に変換して受信チャンネルに出力する機能を有する。

【0014】

また、複数の超音波振動子 8 によって超音波プローブ（超音波探触子）が形成される。超音波プローブには、コンベックスタイプ、リニアタイプ或いはセクタタイプ等の任意のタイプのプローブを用いることができる。

10

【0015】

送信回路 5 は、送信信号を送信チャンネルごとに生成して送受信分離回路 6 に出力する回路である。送信回路 5 では、複数の超音波振動子 8 から送信される各超音波信号に指向性を与えることによって超音波送信ビームを形成するための遅延時間が各送信信号に付与される。そして、送信回路 5 において生成された複数の送信信号はそれぞれ対応する送信チャンネルに出力され、送受信分離回路 6 及び高圧スイッチ 7 を介して各超音波振動子 8 に印加される。

【0016】

送受信分離回路 6 は、送信回路 5 から高圧スイッチ 7 を介して超音波振動子 8 に印加される送信信号と、超音波振動子 8 から高圧スイッチ 7 を介して出力される受信信号とを分離する回路である。すなわち、送受信分離回路 6 は、送信回路 5 から送信信号を取得した場合には取得した送信信号を高圧スイッチ 7 を介して超音波振動子 8 に印加し、超音波振動子 8 から高圧スイッチ 7 を介して受信信号を取得した場合には取得した受信信号を増幅器 9 に出力する。

20

【0017】

高圧スイッチ 7 は、送受信分離回路 6 から出力される送信信号を超音波振動子 8 に印加するための信号経路と、超音波振動子 8 から出力される受信信号を送受信分離回路 6 に出力するための信号経路とを切替えるためのスイッチである。

【0018】

送信回路 5 において生成され、超音波振動子 8 に印加される送信信号は、送信回路 5 の駆動電圧を下げる一方、十分な感度を得る観点からピーク電圧の低いチャープ波等のパルス圧縮可能な信号とすることが好適である。パルス圧縮技術は、20V 程度の低電圧での送信回路 5 の駆動によって高電圧での送信回路 5 の駆動を行った場合と同等の受信感度を得る技術の 1 つである。また、チャープ波は、サイン波の周波数を時間とともに変化させた波である。

30

【0019】

特にガウス包絡線を有するチャープ波を送信信号とすれば、送信信号のピーク電圧を、集積度の高い低電圧用の IC の使用が可能な程度の低い電圧とすることができる。加えて、チャープ波の送信信号に対応して受信される受信信号に対してパルス圧縮処理を行えば、同じ振幅特性のガウス包絡線を有するパルス波形の受信信号を受信した場合と同等の感度を得ることができる。

40

【0020】

このため、携帯型超音波診断装置 2 の送信系に用いられる回路の集積化が可能となる。具体的には、高圧スイッチ 7、送受信分離回路 6 及び送信回路 5 を、高度に集積化した IC で構成することが可能となる。また、単一の IC チップ上に従来の 4 倍以上のチャンネルを搭載することができる。この結果、携帯型超音波診断装置 2 の送信系に用いられる回路を小型にしつつチャンネル数を増やすことができる。

【0021】

一例として、80mm×59mm×25mm 程度の手で持てる大きさの小型の携帯型超音波診断装置 2 に、図 1 に示すようにそれぞれ 64 の送信チャンネル及び受信チャンネルを搭載すること

50

ができる。このため、図 1 に示す例では、64個の送信チャンネル及び64個の受信チャンネルに対応する128チャンネル分の超音波振動子 8 が設けられている。

【0022】

一方、受信系を構成する増幅器 9 は、受信チャンネルごとに取得された受信信号を増幅してA/D変換器 10 に出力するデバイスである。

【0023】

A/D変換器 10 は、増幅器 9 から出力された受信チャンネルごとのアナログの受信信号をデジタルの受信信号にA/D変換する回路である。複数の超音波振動子 8 に対応するA/D変換後の複数の高周波(RF: radio frequency)受信信号は、バッファメモリ 11 に保存される。

10

【0024】

従って、図 1 に示す例では、送信回路 5、送受信分離回路 6、高圧スイッチ 7、複数の超音波振動子 8、増幅器 9、A/D変換器 10 及びバッファメモリ 11 が、複数の超音波振動子 8 を用いて被検体に超音波を送受信することによって複数の超音波振動子 8 に対応する複数の受信信号を取得するデータ収集手段として機能する。但し、同等な機能が得られれば、他の構成要素によって携帯型超音波診断装置 2 におけるデータ収集手段を形成することができる。

【0025】

出力先選択スイッチ 12 は、操作パネル 13 の操作によってバッファメモリ 11 に保存された受信チャンネルごとの受信信号の出力先を選択するためのスイッチである。受信信号の出力先としては、DSP 14 及びコンピュータ 3 の一方又は双方を選択することが可能である。コンピュータ 3 が出力先となる場合には、複数の超音波振動子 8 及び複数の受信チャンネルに対応する複数のRF信号がデータ圧縮回路 16 及び入出力I/F 17 を経由して通信ケーブル 4 によりコンピュータ 3 に送信される。

20

【0026】

図 2 は、図 1 に示す出力先選択スイッチ 12 による受信信号の出力先の切換状態を示す図である。

【0027】

図 2 において(A)は、受信信号の出力先がDSP 14 側となっている状態を、(B)は、受信信号の出力先がコンピュータ 3 側となっている状態を、(C)は受信信号の出力先がDSP 14 側及びコンピュータ 3 側の双方となっている状態を、それぞれ示す。

30

【0028】

DSP 14 側には、バッファメモリ 11 から読み込んだ受信信号がリアルタイムに出力される。但し、バッチデータ伝送によって事後的に受信信号をDSP 14 側に出力できるようにしてもよい。一方、コンピュータ 3 側には、バッファメモリ 11 から読み込んだ受信信号をリアルタイムに出力できる他、バッチデータ伝送によって事後的に出力することもできる。従って、DSP 14 及びコンピュータ 3 の一方又は双方のビームフォーミング処理部においてリアルタイム処理又はバッチ処理としてビームフォーミング処理を実行することができる。

【0029】

40

このように、ビームフォーミング前における複数の受信信号の出力先としてDSP 14 のビームフォーミング処理部及び外部端末としてのコンピュータ 3 の一方又は双方を出力先選択スイッチ 12 の切換によって選択することができる。加えて、出力先選択スイッチ 12 の切換動作により、リアルタイムデータ伝送とバッチデータ伝送とを切換えて外部端末としてのコンピュータ 3 に複数の受信信号を出力させることができる。

【0030】

DSP 14 は、複数の受信チャンネルに対応するビームフォーミング前における複数の受信信号に対するパルス圧縮及びパルス圧縮後における複数の受信信号に対するビームフォーミングを含む信号処理を行うことによって第 1 の超音波画像データをリアルタイムに生成する機能と、生成した第 1 の超音波画像データをディスプレイ 15 に出力することによ

50

ってディスプレイ 15 に第 1 の超音波画像をリアルタイム表示させる機能を有する。

【0031】

図 3 は、図 1 に示す DSP 14 の機能ブロック図である。

【0032】

図 3 に示すように、DSP 14 はデータ処理プログラムを読み込んで実行することにより、パルス圧縮部 14 A、整相加算部 14 B、位相検波部 14 C、包絡線検波部 14 D、対数圧縮部 14 E、座標変換部 14 F 及びデータ削減部 14 G として機能する。

【0033】

パルス圧縮部 14 A は、波連長の長いチャープ波形を送信信号とした場合において、ビームフォーミング前における複数の受信信号に対して必要となるパルス圧縮処理を実行する機能を有する。

10

【0034】

整相加算部 14 B は、複数の受信チャンネルに対応するパルス圧縮後の複数の受信信号に対する整相加算を行うことによって受信信号のビームフォーミングを実行する機能を有する。すなわち、受信チャンネルごとの受信遅延時間を各受信信号に付与して加算することによって被検体の走査位置における超音波受信データを生成する機能を有する。

【0035】

位相検波部 14 C、包絡線検波部 14 D、対数圧縮部 14 E 及び座標変換部 14 F は、それぞれビームフォーミング後における超音波受信データに基づいて第 1 の超音波画像データを生成するために必要な公知の位相検波処理、包絡線検波処理、対数圧縮処理及び座標変換処理を実行する機能を有する。そして、スキャン方式の座標系からテレビ方式の座標系に変換された第 1 の超音波画像データが座標変換部 14 F からディスプレイ 15 に出力される。

20

【0036】

このように、DSP 14 の整相加算部 14 B は、複数の超音波振動子 8 に対応する複数の受信信号に対して第 1 のビームフォーミングを施すビームフォーミング処理部として機能する。そして、DSP 14 のビームフォーミング処理部として機能する整相加算部 14 B を、出力先選択スイッチ 12 によるビームフォーミング前における複数の受信信号の出力先として選択することが可能である。一方、DSP 14 の位相検波部 14 C、包絡線検波部 14 D、対数圧縮部 14 E 及び座標変換部 14 F は、第 1 のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて超音波画像データを生成する機能を有している。

30

【0037】

データ削減部 14 G は、第 1 の超音波画像データの生成に用いられる受信信号を削減する機能を有する。受信信号の削減方法としては、整相加算の対象となる受信チャンネルを間引く方法や携帯型超音波診断装置 2 のディスプレイ 15 に表示させる第 1 の超音波画像のフレームレートを小さくする方法が挙げられる。

【0038】

従って、図 3 に示すようにデータ削減部 14 G が、整相加算部 14 B に整相加算の対象となる受信チャンネル及びフレームレートの少なくとも一方を整相加算条件情報として与えることによって、第 1 の超音波画像データの生成に用いられる受信信号を削減することができる。但し、データ削減部 14 G の制御によって、整相加算部 14 B よりも後段の回路においてフレームレートを低減させるようにしてもよい。

40

【0039】

すなわち、複数の受信信号の受信チャンネル及びフレームレートの少なくとも一方を間引いて第 1 の超音波画像データを生成するように、対象となる回路をデータ削減部 14 G が制御することによって第 1 の超音波画像データの生成に用いられる受信信号を削減することができる。

【0040】

一方、出力先選択スイッチ 12 からの出力先となるデータ圧縮回路 16 は、バッファメモリ 11 から出力先選択スイッチ 12 を経由して出力されたビームフォーミング前にお

50

る複数の受信信号に対してデータ圧縮処理を施す機能と、データ圧縮後の複数の受信信号を入出力I/F17を経由して通信ケーブル4によりコンピュータ3に出力させる機能を有する。また、データ圧縮回路16は、入出力I/F17からデータ圧縮された超音波画像データを取得した場合には、データ伸長処理を施してディスプレイ15に出力するように構成されている。

【0041】

携帯型超音波診断装置2の入出力I/F17は、通信ケーブル4を介してコンピュータ3との間においてデータ交換するための構成要素である。特に、入出力I/F17は、ビームフォーミング前における複数の受信信号をコンピュータ3に出力する携帯型超音波診断装置2の出力手段として機能する。また、入出力I/F17は、データ圧縮回路16と協働することにより、複数の受信信号をデータ圧縮して出力する携帯型超音波診断装置2の出力手段として機能する。

10

【0042】

通信ケーブル4は、USB (Universal Serial Bus)等の標準化された通信プロトコルを用いることができる。USBのバージョンの1つであるUSB3.0は、5G[bps]([bit/s])でデータ転送を行うことができる。

【0043】

一方、受信チャンネル数を64[CH]、A/D変換器10において生成される各受信信号のデータサイズを10[bit]、各受信信号の周波数を40[MHz]とすると、リアルタイム通信を行うためには64[CH]×10[bit]×40[MHz] 25[Gbps]でデータ通信を行うことが必要となる。しかしながら、隣接する受信チャンネル間において受信信号が近似しているため、可逆の差分圧縮処理を受信チャンネルごとの複数の受信信号に施すと、データサイズを1/3以下に圧縮することができる。従って、データ圧縮により、リアルタイム通信に必要なデータ転送速度は、8.3[Gbps]でよいことになる。

20

【0044】

よって、5[Gbps]でデータ転送を行うことが可能なUSB3.0の通信ケーブル4を2本用いて携帯型超音波診断装置2をコンピュータ3と接続すればデータ転送速度が10[bps]となるため、携帯型超音波診断装置2において収集される受信信号をリアルタイムにコンピュータ3に転送することが可能となる。

【0045】

30

コンピュータ3は、入出力I/F18、演算装置19、入力装置20、表示装置21及び記憶装置22を備えている。コンピュータ3の演算装置19は、データ処理プログラムを読み込んで実行することにより、パルス圧縮部23、整相加算部24、位相検波部25、包絡線検波部26、対数圧縮部27、座標変換部28、データ圧縮部29及び遅延時間補正部30として機能する。また、入力装置20の操作によって、演算装置19への情報の入力その他、演算装置19により生成された各種データの記憶装置22への保存及び記憶装置22からのデータの読出しを行うことができる。

【0046】

コンピュータ3としては、パーソナルコンピュータ(PC: personal computer)やワークステーション等の汎用コンピュータを用いることができる。また、複数台のコンピュータを互いに接続して分散処理を行うことが可能なシステムをコンピュータ3としてもよい。コンピュータ3にインストールされるデータ処理プログラムは、情報記録媒体に記録してプログラムプロダクトとして流通させることもできる。また、インターネット等のネットワークを利用してデータ処理プログラムをコンピュータ3にダウンロードすることもできる。

40

【0047】

PC等の簡易な汎用コンピュータであれば、USB等の通信ケーブル4で携帯型超音波診断装置2と接続することによって、携帯型超音波診断装置2の近傍に設置することができる。また、コンピュータ3自体も携帯型の端末とすることもできる。一方、ワークステーションや分散処理を行う複数台のコンピュータシステム等の高度なデータ処理を実行するこ

50

とが可能なコンピュータであれば、他のコンピュータを中継して院内ネットワークにより携帯型超音波診断装置 2 と接続することができる。

【0048】

コンピュータ 3 の入出力 I/F 18 は、携帯型超音波診断装置 2 から、複数の超音波振動子 8 を用いて被検体に超音波を送受信することによって取得された複数の超音波振動子 8 に対応するビームフォーミング前における複数の受信信号を、通信ケーブル 4 を介して受信するデータ受信手段としての機能を有する。加えて、入出力 I/F 18 は、コンピュータ 3 において生成された超音波画像データを、通信ケーブル 4 を介して携帯型超音波診断装置 2 に送信する画像データ出力手段としての機能も兼ねている。

【0049】

コンピュータ 3 のデータ圧縮部 29 は、入出力 I/F 18 からデータ圧縮されたデータを取得した場合には、データ伸長してパルス圧縮部 23 に与える機能と、座標変換部 28 から超音波画像データを取得した場合にはデータ圧縮して入出力 I/F 18 及び通信ケーブル 4 を介して携帯型超音波診断装置 2 に送信する機能を有する。

【0050】

コンピュータ 3 のパルス圧縮部 23、整相加算部 24、位相検波部 25、包絡線検波部 26、対数圧縮部 27 及び座標変換部 28 は、それぞれ携帯型超音波診断装置 2 に内蔵される DSP 14 のパルス圧縮部 14A、整相加算部 14B、位相検波部 14C、包絡線検波部 14D、対数圧縮部 14E 及び座標変換部 14F と同様な機能を有する。すなわち、コンピュータ 3 は DSP 14 と同様なパルス圧縮及びビームフォーミングを含む超音波画像データの生成のための信号処理を実行することによって、第 2 の超音波画像データを生成する機能を備えている。

【0051】

但し、コンピュータ 3 では、超音波診断画像データの生成のために受信信号が削減されない。従って、コンピュータ 3 は、携帯型超音波診断装置 2 の入出力 I/F 17 から出力される第 1 のビームフォーミング前における複数の受信信号に対するパルス圧縮及びパルス圧縮後における複数の受信信号に対する第 2 のビームフォーミングを施し、第 2 のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて携帯型超音波診断装置 2 において生成される第 1 の超音波画像データよりもデータサイズの大きい第 2 の超音波画像データを生成するデータ生成手段として機能する。

【0052】

そして、上述したデータ処理をリアルタイムに実行することが可能な CPU (Central Processing Unit) 及び GPU (Graphical Processing Unit) が搭載されたコンピュータ 3 が、超音波診断システム 1 用に用いられる。

【0053】

遅延時間補正部 30 は、必要に応じて設けることができる。遅延時間補正部 30 は、複数の受信チャンネルに対応する複数の受信信号に基づくアダプティブビームフォーミングを行うことによって、最適な超音波受信ビームが形成されるように整相加算部 24 を制御する機能を有する。より具体的には、遅延時間補正部 30 は、受信信号のメインローブが最大となる一方、サイドローブが最小となるように整相加算部 24 において複数の受信信号に付与される受信遅延時間を補正するように構成される。

【0054】

図 4 は、図 1 に示す遅延時間補正部 30 における受信遅延時間の補正方法を説明する図である。

【0055】

図 4 のグラフにおいて横軸は超音波反射信号の受信方位を示し、縦軸は各受信方位から受信される受信信号の強度を示す。また、図 4 の下部は、被検体内の走査位置から生じる超音波反射信号を複数の超音波振動子 8 により異なるタイミングで受信することによって超音波受信ビームが形成される様子を表している。

【0056】

すなわち、整相加算部 24 において各受信信号に適切な受信遅延を与えることによって、超音波受信ビームの波面を形成することができる。そして、指向性を有する各方位からの複数の受信信号を取得することができる。

【0057】

しかしながら、実際には被検体の内部には組成の異なる組織が存在するため、音速が一律とならない。このため、超音波反射信号の伝搬速度が被検体の内部において一定であるとの仮定で受信遅延を複数の受信信号に付与すると、走査位置からの正確な超音波受信ビームを形成することができない。例えば、図 4 の点線で示すように走査位置に誤差が生じる。

【0058】

10

このような誤差が生じた各方位に対応する複数の受信信号の強度をプロットすると、グラフの点線で示すように、サイドローブが十分に小さくならない。そこで、複数の受信信号に付与される各受信遅延時間をパラメータとして、メインローブが最大となる一方、サイドローブが最小となるように複数の受信信号の各遅延時間を変化させる最適化処理を実行することができる。これにより、図 4 の実線で示すような理想的な超音波受信ビームの波面、メインローブ及びサイドローブを得ることができる。

【0059】

尚、遅延時間補正部 30 により実行されるアダプティブビームフォーミングは、データ処理量が非常に大きい。このため、遅延時間補正部 30 は、コンピュータ 3 がデータ処理能力の大きいワークステーション等である場合に設けられる。従って、医用画像処理装置を超音波診断システム 1 用のコンピュータ 3 として用いるようにしてもよい。また、アダプティブビームフォーミングは通常、第 2 の超音波画像をリアルタイム表示させない場合、つまり超音波スキャン後に第 2 の超音波画像を表示装置 21 に表示させる場合に実行される。

20

【0060】

次に超音波診断システム 1 の動作および作用について説明する。

【0061】

まず、操作パネル 13 の操作によって出力先選択スイッチ 12 が動作し、受信信号の出力先が選択される。ここでは、出力先として DSP 14 及びコンピュータ 3 が選択されている場合を例に説明する。出力先が決定すると、携帯型超音波診断装置 2 の端部に形成される超音波プローブが被検体の診断部位に宛がわれる。

30

【0062】

次に、送信回路 5 からチャープ波等のパルス圧縮が可能な送信信号が送受信分離回路 6 及び高圧スイッチ 7 を介して各超音波振動子 8 に送信ビームフォーミングのための遅延時間を伴って印加される。このため、各超音波振動子 8 から超音波信号が被検体の走査位置に送信される。この結果、走査位置において生じた超音波反射信号は、各超音波振動子 8 において受信される。受信された各超音波反射信号は、対応する超音波振動子 8 において電気信号の受信信号に変換されて出力される。

【0063】

複数の超音波振動子 8 から出力された複数の受信信号は、対応する受信チャンネルを経由し、高圧スイッチ 7 及び送受信分離回路 6 を介して増幅器 9 に出力される。増幅器 9 において増幅された受信チャンネル毎の受信信号は、A/D変換器 10 においてデジタル信号に変換されてバッファメモリ 11 に保存される。

40

【0064】

バッファメモリ 11 からは、複数の超音波振動子 8 及び受信チャンネルに対応する複数の受信信号が出力先選択スイッチ 12 を経由してリアルタイムに DSP 14 及びデータ圧縮回路 16 に出力される。

【0065】

DSP 14 では、第 1 の超音波画像データの生成のための信号処理が実行される。具体的には、パルス圧縮部 14A において複数の受信信号のパルス圧縮が実行される。次に、整

50

相加算部 1 4 Bにおける受信信号の整相加算によって超音波受信ビームが形成される。

【0066】

但し、DSP 1 4 のデータ処理能力では、リアルタイムに第 1 の超音波画像データを生成することが困難となる恐れがある。その場合には、データ削減部 1 4 Gにより特定の受信チャンネルや特定の時相に対応する受信信号の間引き処理が実行される。

【0067】

すなわち、複数チャンネル毎に受信信号を位相補正して加算するサブアレイ処理によって受信チャンネルの間引くことができる。換言すれば、携帯型超音波診断装置 2 においてリアルタイム表示の対象となる第 1 の超音波画像データの画素数を減らすことによって DSP 1 4 におけるデータ処理量を低減させることができる。

10

【0068】

更に、複数時相毎に受信信号を加算することによって携帯型超音波診断装置 2 においてリアルタイム表示の対象となる第 1 の超音波画像データのフレームレートを実際の超音波スキャンにおけるフレームレートよりも小さくすることができる。すなわち、第 1 の超音波画像データのフレームレートを小さくすることによっても、DSP 1 4 におけるデータ処理量を低減させることができる。

【0069】

例えば、1 フレーム分の受信信号の 8 回の収集につき 1 回の割合で整相加算処理を行うようにすることができる。この場合、超音波スキャンのフレームレートが 32[fps]([frame/s])である場合には、第 1 の超音波画像データのフレームレートは 4[fps]となる。加えて、2 チャンネル毎に受信信号を整相加算するにすれば、DSP 1 4 における整相加算処理の負荷を $1/2 \times 1/8 = 1/16$ に低減させることができる。

20

【0070】

このような受信チャンネル及びフレームの間引きの程度は、DSP 1 4 におけるデータ処理量及び DSP 1 4 のデータ処理速度に応じて可変設定することができる。また、DSP 1 4 におけるデータ処理量を小さくするためにパルス圧縮を実行しないようにしてもよい。

【0071】

携帯型超音波診断装置 2 のディスプレイ 1 5 に表示される第 1 の超音波画像は、スキャン部位の確認用の画像として参照され、診断用には使用されない。従って、超音波スキャンの実行のために最低限必要な画質で第 1 の超音波画像が携帯型超音波診断装置 2 にリアルタイム表示できるように、受信チャンネルの加算数及びフレームレートを調整することができる。例えば、第 1 の超音波画像の画素数を 256×256 程度に、フレームレートを 2[Hz] 程度に、それぞれ設定することができる。

30

【0072】

次に、整相加算後の受信データには、位相検波部 1 4 C、包絡線検波部 1 4 D、対数圧縮部 1 4 E 及び座標変換部 1 4 F においてそれぞれ位相検波処理、包絡線検波処理、対数圧縮処理及び座標変換処理が施される。この結果、第 1 の超音波画像データが生成される。そして、生成された第 1 の超音波画像データは、ディスプレイ 1 5 に出力される。このため、ユーザは超音波スキャンの走査部位を確認しつつ携帯型超音波診断装置 2 に形成された超音波プローブの位置及び向きを調整することができる。

40

【0073】

一方、実際の診断に使用する第 2 の超音波画像がコンピュータ 3 における信号処理によってリアルタイムに生成及び表示される。そのために、携帯型超音波診断装置 2 のバッファメモリ 1 1 から出力先選択スイッチ 1 2 及びデータ圧縮回路 1 6 を経由して入出力 I/F 1 7 から出力されたビームフォーミング前における複数の受信信号は、圧縮データとして通信ケーブル 4 を介してコンピュータ 3 に転送される。

【0074】

そうすると、コンピュータ 3 の入出力 I/F 1 8 を介してデータ圧縮部 2 9 に複数の超音波振動子 8 及び複数の受信チャンネルに対応する複数の受信信号の圧縮データが与えられる。そして、データ圧縮部 2 9 は、圧縮データの伸長処理を実行し、複数の超音波振動子

50

8 及び複数の受信チャンネルに対応する複数の受信信号の非圧縮データを取得する。

【0075】

次に、コンピュータ 3 のパルス圧縮部 23、整相加算部 24、位相検波部 25、包絡線検波部 26、対数圧縮部 27 及び座標変換部 28 においてそれぞれ複数の受信信号に対するパルス圧縮、整相加算によるビームフォーミング、ビームフォーミング後の受信データに対する位相検波処理、包絡線検波処理、対数圧縮処理及び座標変換処理が実行される。この結果、コンピュータ 3 では、例えば画素数が 512×512 でフレームレートが 60[Hz] 程度の高級機並みの画質を有する第 2 の超音波画像データを生成することができる。

【0076】

そして、生成された第 2 の超音波画像は、表示装置 21 にリアルタイム表示される。このため、ユーザは第 2 の超音波画像を観察することによって被検体のスキャン部位における診断を行うことができる。

10

【0077】

また、第 2 の超音波画像データを携帯型超音波診断装置 2 に転送して表示させることもできる。その場合には、第 2 の超音波画像データが座標変換部 28 からデータ圧縮部 29 に与えられる。そして、データ圧縮部 29 において圧縮された第 2 の超音波画像データがコンピュータ 3 の入出力 I/F 18 及び通信ケーブル 4 を介して携帯型超音波診断装置 2 に転送される。

【0078】

そうすると、携帯型超音波診断装置 2 の入出力 I/F 17 を介して第 2 の超音波画像データの圧縮データがデータ圧縮回路 16 に入力される。そして、データ圧縮回路 16 において解凍処理された第 2 の超音波画像データの非圧縮データがディスプレイ 15 に出力される。このため、ユーザは、携帯型超音波診断装置 2 のディスプレイ 15 に表示された第 2 の超音波画像を観察することによって診断を行うことができる。

20

【0079】

更に、スキャン後において、コンピュータ 3 の遅延時間補正部 30 による整相加算部 24 の制御により、複数の受信信号に対する遅延時間の最適化を伴うアダプティブビームフォーミングを実行することができる。その場合、コンピュータ 3 の記憶装置 22 に、受信信号の圧縮データ又は非圧縮データが保存される。そして、パルス圧縮部 23 に受信信号の非圧縮データが与えられる。

30

【0080】

次に、パルス圧縮後の複数の受信信号に基づくアダプティブビームフォーミングを含む信号処理によって、従来的高级機でも得ることが困難な良好な画質を有する第 2 の超音波画像データを生成することができる。生成された第 2 超音波画像データは、コンピュータ 3 の表示装置 21 又は携帯型超音波診断装置 2 のディスプレイ 15 に表示させることができる。

【0081】

尚、ビームフォーミング前における受信信号のコンピュータ 3 側への伝送をリアルタイムに行わずに事後的に行うこともできる。その場合には、スキャン後に出力先選択スイッチ 12 の出力先としてコンピュータ 3 側が選択される。そして、バッファメモリ 11 から読み込まれたビームフォーミング前の受信信号がバッチデータ伝送によってコンピュータ 3 側に出力される。この場合においてもアダプティブビームフォーミングをオプションとして実行することができる。

40

【0082】

つまり以上のような、超音波診断システム 1 は、携帯型超音波診断装置 2 に備えられる超音波振動子 8 に、チャープ波等のパルス圧縮を行うことが可能な送信信号を印加できるようにしたものである。更に、超音波診断システム 1 は、受信信号のパルス圧縮のために受信チャンネル数分のパルス圧縮回路が必要になるという問題を解決するために、診断用の超音波画像を生成するためのパルス圧縮以降の信号処理を、携帯型超音波診断装置 2 とは別のコンピュータ 3 においてリアルタイムかつ並列に実行できるようにしたものである

50

。

【0083】

このため、超音波診断システム1によれば、超音波振動子8及びチャンネルの数を低減させることなく送信系の回路の集積化により携帯型超音波診断装置2のサイズを一層小さくすることができる。また、携帯型超音波診断装置2の製造コスト及び価格を低減させることができる。一方、コンピュータ3又は携帯型超音波診断装置2に高級機並み又は高級機以上の画質を有する第2の超音波画像を表示させることができる。

【0084】

(第2の実施形態)

図5は本発明の第2の実施形態に係る超音波診断システム1の構成図である。

10

【0085】

図5に示された、超音波診断システム1Aでは、携帯型超音波診断装置2を遠隔地に設けられた超音波診断画像サーバ40にネットワークを介して接続した点が図1に示す第1の実施形態における超音波診断システム1と相違する。他の構成および作用については図1に示す超音波診断システム1と実質的に異なるため同一の構成については同符号を付して説明を省略する。

【0086】

超音波診断システム1Aは、携帯型超音波診断装置2、コンピュータ3及び超音波診断画像サーバ40を有する。携帯型超音波診断装置2及びコンピュータ3は、診療所等の医療機関41に設置される。医療機関41内には、LAN(Local Area Network)42が設けられ、LAN42にはコンピュータ3及び無線通信端末43が接続される。

20

【0087】

また、携帯型超音波診断装置2には無線入出力I/F44が備えられる。そして、携帯型超音波診断装置2は、無線入出力I/F44と無線通信端末43との間における無線通信によって医療機関41のLAN42と接続される。すなわち、携帯型超音波診断装置2は、コンピュータ3との間においてデータ通信を行うことができる。

【0088】

一方、超音波診断画像サーバ40は、超音波画像データの生成及び提供を行う大規模な医療機関等のセンタ45側に設置される。超音波診断画像サーバ40と携帯型超音波診断装置2が装備される医療機関41のLAN42とはインターネット又は専用回線等の広域ネットワーク46を介して互いに接続される。また、広域ネットワーク46には、無線通信端末47が接続される。

30

【0089】

このため、携帯型超音波診断装置2は、LAN42に接続された無線通信端末43又は広域ネットワーク46に接続された無線通信端末47を介して超音波診断画像サーバ40と接続される。また、コンピュータ3は、LAN42及び広域ネットワーク46を介して超音波診断画像サーバ40と接続される。すなわち、超音波診断画像サーバ40は、ネットワークを介して携帯型超音波診断装置2及びコンピュータ3と接続される。

【0090】

そして、携帯型超音波診断装置2の無線入出力I/F44から無線通信によってビームフォーミング前における複数の超音波振動子8及び複数の受信チャンネルに対応する複数の受信信号を超音波診断画像サーバ40に転送することができる。すなわち、携帯型超音波診断装置2の無線入出力I/F44がビームフォーミング前における複数の受信信号を超音波診断画像サーバ40に送信する出力手段として機能する。

40

【0091】

例えば、IEEE (The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc.)によって定められた無線LANの標準規格であるIEEE 802.11nを無線通信に使用すれば、600[Mbps]のデータ転送レートでワイヤレスに携帯型超音波診断装置2から受信信号を転送することができる。この場合、携帯型超音波診断装置2から全ての受信信号をリアルタイムに超音波診断画像サーバ40に転送することができない。そこで、超音波スキャン中に受信信

50

号が超音波診断画像サーバ４０に順次転送される。或いは、全ての受信信号が携帯型超音波診断装置２のバッファメモリ１１に一旦保存され、出力先選択スイッチ１２の切換によって超音波スキャン後にバッチデータ伝送方式で受信信号が超音波診断画像サーバ４０に順次転送される。

【００９２】

超音波診断画像サーバ４０は入出力Ｉ／Ｆ４８を備え、入出力Ｉ／Ｆ４８が広域ネットワーク４６と接続される。従って、入出力Ｉ／Ｆ４８が、複数の超音波振動子８を用いて被検体に超音波を送受信することによって取得された複数の超音波振動子８に対応するビームフォーミング前における複数の受信信号を、携帯型超音波診断装置２からネットワークを介して受信する超音波診断画像サーバ４０のデータ受信手段として機能する。

10

【００９３】

超音波診断画像サーバ４０は、大規模のデータ処理が可能なコンピュータにデータ処理プログラムを読み込ませて実行させることにより、コンピュータを、パルス圧縮部４０Ａ、整相加算部４０Ｂ、位相検波部４０Ｃ、包絡線検波部４０Ｄ、対数圧縮部４０Ｅ、座標変換部４０Ｆ、データ圧縮部４０Ｇ、遅延時間補正部４０Ｈ、解析情報生成部４０Ｉ及び診断情報付加部４０Ｊとして機能させたものである。尚、超音波診断画像サーバ４０を構成するためのコンピュータを、複数台のコンピュータを互いに接続して分散処理を行うことが可能なシステムとしてもよい。

【００９４】

また、超音波診断画像サーバ４０には、入力装置４９及び表示装置５０が接続される。入力装置４９及び表示装置５０は、他のコンピュータを介して超音波診断画像サーバ４０と間接的に接続してもよい。

20

【００９５】

超音波診断画像サーバ４０のパルス圧縮部４０Ａ、整相加算部４０Ｂ、位相検波部４０Ｃ、包絡線検波部４０Ｄ、対数圧縮部４０Ｅ、座標変換部４０Ｆ、データ圧縮部４０Ｇ及び遅延時間補正部４０Ｈは、図１に示すコンピュータ３のパルス圧縮部２３、整相加算部２４、位相検波部２５、包絡線検波部２６、対数圧縮部２７、座標変換部２８、データ圧縮部２９及び遅延時間補正部３０とそれぞれ同等な機能を有する。従って、データ処理能力の観点から図５に示すコンピュータ３に遅延時間補正部３０を設けることが困難である場合には、超音波診断画像サーバ４０のみに遅延時間補正部４０Ｈを設けるようにしてもよい。

30

【００９６】

上述のような機能を有する超音波診断画像サーバ４０は、図１に示すコンピュータ３と同様に、携帯型超音波診断装置２の無線入出力Ｉ／Ｆ４４から出力される第１のビームフォーミング前における複数の受信信号に対して第２のビームフォーミングを施し、第２のビームフォーミングの施された複数の受信信号に基づいて携帯型超音波診断装置２において生成される第１の超音波画像データよりもデータサイズの大きい第２の超音波画像データを生成するデータ生成手段として機能する。

【００９７】

すなわち、超音波診断画像サーバ４０において、パルス圧縮、整相加算処理、位相検波処理、包絡線検波処理、対数圧縮処理及び座標変換処理等のビームフォーミングを含む複数の受信信号に対する信号処理がオフライン的に実行される。このとき、超音波診断画像サーバ４０では、携帯型超音波診断装置２内における信号処理とは異なり、第２の超音波画像データの生成のために受信信号が削減されない。また、遅延時間補正部４０Ｈの動作によってアダプティブビームフォーミングを行うことも可能である。

40

【００９８】

従って、従来的高级機並み又は高级機を超えるような良好な画質を有する第２の超音波画像データを生成することができる。第２の超音波画像データは、超音波診断画像サーバ４０に接続される表示装置５０に出力させることができる。このため、センタ４５側が大規模な医療機関である場合には、医師等のユーザにより第２の超音波画像を用いた診断を

50

行うことができる。

【0099】

また、超音波診断画像サーバ40の解析情報生成部40Iは、第2の超音波画像データに対する閾値処理等の画像解析処理によって病変部を自動的に抽出する機能と、抽出した病変部の領域情報を第2の超音波画像データに付帯情報として付加する機能を備えている。更に、診断情報付加部40Jは、入力装置49の操作によって医師による診断情報を第2の超音波画像データに付帯情報として付加する機能を備えている。

【0100】

従って、センタ45側では、必要に応じて病変部の位置情報及び診断情報が付加された第2の超音波画像データを生成することができる。そして、生成された第2の超音波画像データは、医療機関41における携帯型超音波診断装置2やコンピュータ3等の任意の機器にネットワークを介して送信することができる。すなわち、超音波診断画像サーバ40の入出力I/F48が第2の超音波画像データを、ネットワークを介して表示装置21を有するコンピュータ3等の機器に送信するデータ送信手段として機能する。

【0101】

そして、医療機関41のコンピュータ3に備えられる表示装置21等の任意の観察用のモニタを利用して第2の超音波画像を表示させることができる。そして、医療機関41側において第2の超音波画像を観察することにより被検体の診断を行うことができる。また、センタ45側において得られた病変部の位置情報及び診断情報を第2の超音波画像とともに医療機関41側のモニタに表示させることができる。このため、例えば、センタ45側において専門医師が第2の超音波画像を観察することによって得られた診断結果を添えて、診療所等の小規模な医療機関41のモニタに第2の超音波画像を表示させることができる。

【0102】

以上のような第2の実施形態における超音波診断システム1Aは、携帯型超音波診断装置2を遠隔地に設置された超音波診断画像サーバ40とネットワークを介して接続することによって、診断用の第2の超音波画像を生成するためのパルス圧縮以降の信号処理を、超音波診断画像サーバ40において実行できるようにしたものである。

【0103】

このため、第2の実施形態における超音波診断システム1Aによれば、第1の実施形態における超音波診断システム1と同様な効果を得ることができる。加えて、アダプティブビームフォーミング等の、より高画質を得るための高度な信号処理を共通のコンピュータを用いて容易に実行することができる。更に、診断用の第2の超音波画像の生成とともに遠隔医療を行うこともできる。

【0104】

(他の実施形態)

以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そのような種々の様式及び変形例を含んでいる。

【0105】

例えば、第1の実施形態において携帯型超音波診断装置2とコンピュータ3とを通信ケーブル4で接続した例を示したが、無線通信によって通信できるようにしてもよい。逆に第2の実施形態において携帯型超音波診断装置2を通信ケーブル4によってコンピュータ3及び超音波診断画像サーバ40と接続するようにしてもよい。すなわち、携帯型超音波診断装置2、コンピュータ3及び超音波診断画像サーバ40を有線又は無線のネットワークを介して互いに接続することができる。

【0106】

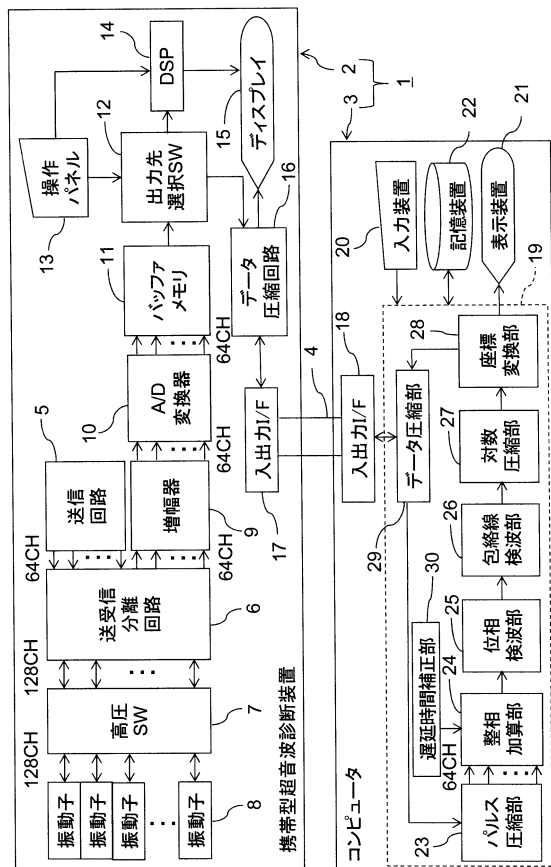
また、携帯型超音波診断装置 2 を持ち運びが可能な据置型の超音波診断装置等の様々なタイプの超音波診断装置としてもよい。更に、DSP 14 に限らず同等なデータ処理機能を有するプロセッサや回路を超音波診断装置における第 1 の超音波画像データの生成用に用いることができる。

【符号の説明】

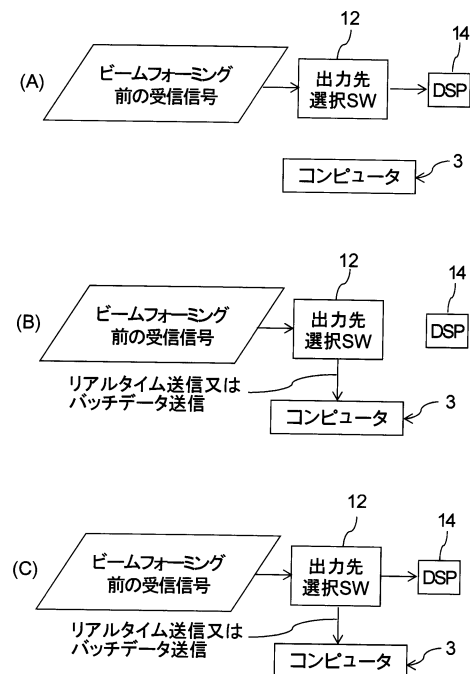
【0107】

1、1A...超音波診断システム、2...携帯型超音波診断装置、3...コンピュータ、4...通信ケーブル、5...送信回路、6...送受信分離回路、7...高圧スイッチ、8...超音波振動子、9...増幅器、10...A/D変換器、11...バッファメモリ、12...出力先選択スイッチ、13...操作パネル、14...DSP、14A...パルス圧縮部、14B...整相加算部、14C...位相検波部、14D...包絡線検波部、14E...対数圧縮部、14F...座標変換部、14G...データ削減部、15...ディスプレイ、16...データ圧縮回路、17、18...入出力I/F、19...演算装置、20...入力装置、21...表示装置、22...記憶装置、23...パルス圧縮部、24...整相加算部、25...位相検波部、26...包絡線検波部、27...対数圧縮部、28...座標変換部、29...データ圧縮部、30...遅延時間補正部、40...超音波診断画像サーバ、40A...パルス圧縮部、40B...整相加算部、40C...位相検波部、40D...包絡線検波部、40E...対数圧縮部、40F...座標変換部、40G...データ圧縮部、40H...遅延時間補正部、40I...解析情報生成部、40J...診断情報付加部、41...医療機関、42...LAN、43...無線通信端末、44...無線入出力I/F、45...センタ、46...広域ネットワーク、47...無線通信端末、48...入出力I/F、49...入力装置、50...表示装置

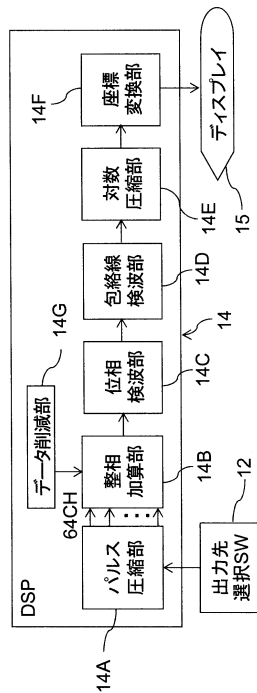
【図 1】



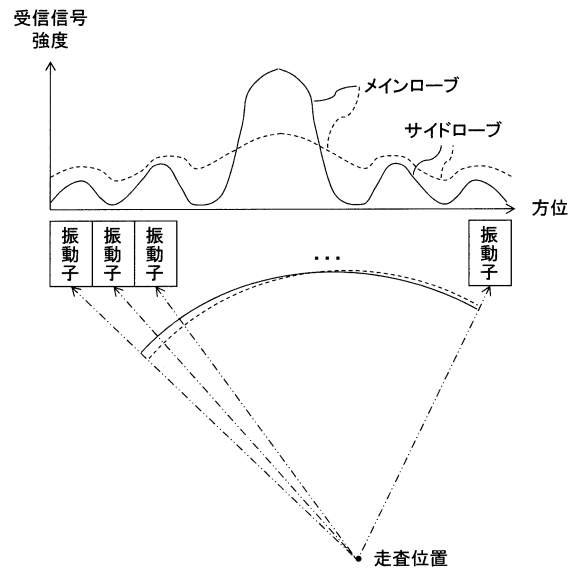
【図 2】



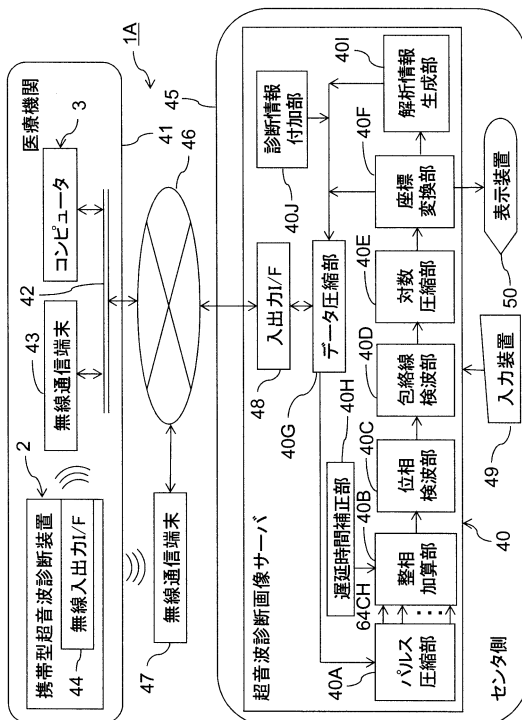
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 浜田 賢治

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特表2006-508760 (JP, A)

特開2003-190164 (JP, A)

特開昭54-094788 (JP, A)

特開2007-301398 (JP, A)

特開2007-319176 (JP, A)

特開2009-112357 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断系统		
公开(公告)号	JP6049371B2	公开(公告)日	2016-12-21
申请号	JP2012205376	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	佐藤武史 橋本新一 浜田賢治		
发明人	佐藤 武史 橋本 新一 浜田 賢治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4488 G01S7/003 G01S7/52082 G01S15/8961		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE13 4C601/EE30 4C601/HH10 4C601/HH33 4C601/JC05 4C601/LL07 4C601/LL21 4C601/LL23 4C601/LL38		
代理人(译)	田中正平		
优先权	2011245910 2011-11-09 JP		
其他公开文献	JP2013121493A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得更小尺寸和更好图像质量的超声诊断图像的超声诊断系统。超声诊断系统包括数据收集单元，波束形成处理单元，处理器和输出单元。数据收集装置通过使用多个超声换能器向对象发送超声波和从对象接收超声波来获取对应于多个超声换能器的多个接收信号。波束形成处理部分对多个接收信号执行波束形成。处理器基于经受波束成形的接收信号生成超声图像数据。输出装置在波束形成之前将多个接收信号输出到外部终端。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6049371号 (P6049371)
(45) 発行日 平成28年12月21日 (2016. 12. 21)	(24) 登録日 平成28年12月2日 (2016. 12. 2)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/00 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8/00	
請求項の数 9 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特許2012-205376 (P2012-205376)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成24年9月19日 (2012. 9. 19)	樹木県大田原市下石上1385番地	
(65) 公開番号 特許2013-121493 (P2013-121493A)	(74) 代理人 弁理士 山田 毅彦	
(43) 公開日 平成25年6月20日 (2013. 6. 20)	100136504	
審査請求日 平成27年7月3日 (2015. 7. 3)	(74) 代理人 弁理士 田中 正平	
(31) 優先権主張番号 特許2011-245910 (P2011-245910)	100160901	
(32) 優先日 平成23年11月9日 (2011. 11. 9)	弁理士 佐藤 武史	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 佐藤 武史 樹木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
	(72) 発明者 橋本 新一 樹木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム		