

(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2007-159781
(P2007-159781A)

(43) 公開日 平成19年6月28日(2007.6.28)

(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 4 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2005-359229 (P2005-359229)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成17年12月13日 (2005.12.13)		松下電器産業株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	100115107
			弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100108589
			弁理士 市川 利光
		(74) 代理人	100119552
			弁理士 橋本 公秀
		(72) 発明者	富沢 修幸
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE02 EE21 GA01 GB03 GB12 GB32 JB40 JB45 LL17

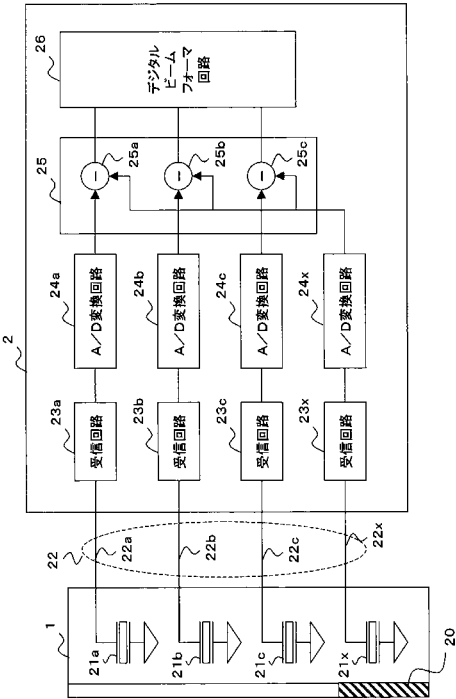
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置、及びノイズ除去処理方法

(57) 【要約】

【課題】 外来ノイズの影響を減少させた超音波画像を生成することができる超音波画像診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波プローブ1は、被診断部位の超音波エコー信号を検出する第1のトランスデューサ21a、・・・と、被診断部位の超音波エコー信号が入力されない位置に配置される第2のトランスデューサ21xを備える。第1のトランスデューサ21a、・・・及び第2のトランスデューサ21xの検出信号は、信号配線22a、・・・を介して受信回路23a、・・・に送られ、更にA/D変換回路24a、・・・でデジタルデータに変換される。減算回路部25は、A/D変換回路24a、24b、24cから得られるデジタルデータとA/D変換回路24xから得られるデジタルデータとの差分を求める。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブからの信号に基づいて超音波画像を得る超音波画像診断装置であって、前記超音波プローブ内に配置され、被診断部位の超音波エコー信号を検出する第 1 のトランスデューサと、

前記超音波プローブ内の、前記被診断部位の超音波エコー信号が入力されない位置に配置された第 2 のトランスデューサと、

前記第 1 のトランスデューサからの検出信号と前記第 2 のトランスデューサからの検出信号に基づいて、前記被診断部位のエコー情報を求める受信信号処理部と、を備える超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波画像診断装置であって、

前記超音波プローブは、前記被診断部位の超音波エコー信号を収束させる音響レンズを備え、

前記第 2 のトランスデューサは、前記音響レンズの収束範囲外に配置される超音波画像診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の超音波画像診断装置であって、

前記受信信号処理部は、前記第 1 のトランスデューサ及び前記第 2 のトランスデューサからの検出信号それぞれを受信する受信回路と、前記受信回路の出力をそれぞれ A / D 変換する A / D 変換回路と、前記第 1 のトランスデューサに対応する前記 A / D 変換回路の出力と、前記第 2 のトランスデューサに対応する前記 A / D 変換回路の出力との差分を求める減算処理部を備え、減算処理部の出力を前記被診断部位のエコー情報とする超音波画像診断装置。

20

【請求項 4】

超音波プローブからの信号に基づいて超音波画像を得る超音波画像診断装置におけるノイズ除去方法であって、

前記超音波プローブ内に配置された第 1 のトランスデューサによって、被診断部位の超音波エコー信号を検出し、

前記超音波プローブ内の、前記被診断部位の超音波エコー信号が入力されない位置に配置された第 2 のトランスデューサによって、外来ノイズのみを検出し、

前記第 1 のトランスデューサからの検出信号と前記第 2 のトランスデューサからの検出信号の差分演算を行うことにより、ノイズ除去を行うノイズ除去方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブからの信号に基づいて超音波画像を得る超音波画像診断装置、及び超音波画像診断装置におけるノイズ除去方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波画像診断装置においては、診断対象の内部に超音波を送信してそのエコー (echo) を受信し、受信した超音波エコー信号を利用して、診断対象の断層像等の超音波画像をはじめとする各種の診断情報を生成する。超音波の送信及び受信は、超音波振動子を含む超音波トランスデューサを利用して行われるが、超音波トランスデューサは、通常、超音波プローブ内に複数個所定の位置関係 (例えば、1 次元アレイ状又は 2 次元アレイ状) をもって配置される。また、超音波プローブのトランスデューサアレイの超音波放射面側には、一般に、超音波ビームを収束させる音響レンズが設けられる。音響レンズは、超音波放射方向に凸に湾曲した面を有する概ねシリンドリカルな形状を有するものである。

40

【0003】

50

超音波プローブからの信号は、所定のケーブルを介して超音波画像診断装置本体に送られ、増幅、A/D変換等処理を経て得られたデジタル信号を利用して超音波画像が生成される。超音波プローブの超音波トランスデューサで検出される信号は、微小信号であり、デジタル信号を得るまでの各段階で各種ノイズが重畳されるため、デジタル信号に基づく超音波画像もノイズが重畳されたものとなる。

【0004】

超音波画像診断装置における超音波画像のノイズを除去する方法として、特許文献1に記載されたものが提案されている。特許文献1の方法は、複数のトランスデューサからの信号を複数段の増幅器により増幅し加算する際、各段の途中の増幅器の入出力の位相を複数の信号のそれぞれで反転させて加算し、外来ノイズを打ち消すものである。

10

【0005】

しかし、このノイズ除去方法は、各入力信号を処理する回路パターンに外来ノイズが同様に重畳した場合を対象としており、トランスデューサそのもの及び各入力信号を処理する回路の電源及びグランドに混入したノイズを打ち消すことができない。

【0006】

【特許文献1】特開平7-136161号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みなされたもので、外来ノイズの影響を減少させた超音波画像を生成することができる超音波画像診断装置及びノイズ除去処理方法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の超音波画像診断装置は、超音波プローブからの信号に基づいて超音波画像を得る超音波画像診断装置であって、前記超音波プローブ内に配置され、被診断部位の超音波エコー信号を検出する第1のトランスデューサと、前記超音波プローブ内の、前記被診断部位の超音波エコー信号が入力されない位置に配置された第2のトランスデューサと、前記第1のトランスデューサからの検出信号と前記第2のトランスデューサからの検出信号に基づいて、前記被診断部位のエコー情報を求める受信信号処理部と、を備えるものである。

30

【0009】

本発明によれば、第2のトランスデューサにより外来ノイズのみを検出することができ、外来ノイズの影響を減少させた超音波診断画像を得ることができる。

【0010】

本発明の超音波画像診断装置は、前記超音波プローブが、前記被診断部位の超音波エコー信号を収束させる音響レンズを備え、前記第2のトランスデューサが、前記音響レンズの収束範囲外に配置されるものを含む。本発明によれば、外来ノイズのみを検出する第2のトランスデューサを超音波プローブ内に簡単に配置することができる。

【0011】

本発明の超音波画像診断装置は、前記受信信号処理部が、前記第1のトランスデューサ及び前記第2のトランスデューサからの検出信号それぞれを受信する受信回路と、前記受信回路の出力をそれぞれA/D変換するA/D変換回路と、前記第1のトランスデューサに対応する前記A/D変換回路の出力と、前記第2のトランスデューサに対応する前記A/D変換回路の出力との差分を求める減算処理部を備え、減算処理部の出力を前記被診断部位のエコー情報とするものを含む。本発明によれば、超音波プローブに接続されたケーブルやA/D変換回路が拾う外来ノイズを減少させ、さらにノイズの影響を減少させた超音波診断画像を得ることができる。

40

【0012】

本発明の超音波画像診断方法は、超音波プローブからの信号に基づいて超音波画像を

50

得る超音波画像診断装置におけるノイズ除去方法であって、前記超音波プローブ内に配置された第１のトランスデューサによって、被診断部位の超音波エコー信号を検出し、前記超音波プローブ内の、前記被診断部位の超音波エコー信号が入力されない位置に配置された第２のトランスデューサによって、外来ノイズのみを検出し、前記第１のトランスデューサからの検出信号と前記第２のトランスデューサからの検出信号の差分演算を行うことにより、ノイズ除去を行うものである。

【発明の効果】

【００１３】

以上の説明から明らかなように、本発明によれば、外来ノイズの影響を減少させた超音波画像を生成することができる超音波画像診断装置及びノイズ除去処理方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

【００１５】

図１は、本発明の実施の形態の超音波画像診断装置の機能ブロック図である。図１の超音波画像診断装置は、超音波プローブ１、受信信号処理部２、デジタルスキャンコンバータ（ＤＳＣ）３、ディスプレイモニタ４、シネメモリ５、シネメモリ読出し制御部６、三次元画像処理部７、シネメモリ書込み制御部８、システム制御部９、入力装置１０、シネメモリ読出しアドレスカウンタ１１、シネメモリ書込みアドレスカウンタ１２を含んで構成される。

【００１６】

超音波プローブ１は、電気信号を超音波に変換して送信するとともに、超音波を受信して電気信号に変換するもので、複数の超音波トランスデューサを含む。受信信号処理部２は、超音波プローブ１で受信した超音波信号を物理的に連続した複数のエコー情報に変換処理するものである。超音波プローブ１及び受信信号処理部２の更に詳細な構成については後述する。

【００１７】

デジタルスキャンコンバータ（ＤＳＣ）３は、受信信号を二次元画像情報として表示するためのフォーマットに変換するものである。具体的には、受信信号を被診断部位の任意の断面のＢモード超音波断層画像フレームデータとしてディスプレイモニタ４に表示させるためのフォーマットに変換する。ディスプレイモニタ４は、ＣＲＴなどの表示装置である。

【００１８】

シネメモリ５は、物理的に連続した複数のエコー情報を記録するメモリである。シネメモリ読出し制御部６は、シネメモリに記録されたエコー情報の読出しを制御するものである。画像処理部７は、シネメモリ５から読み出したエコー情報を利用して、三次元画像等の画像情報を作成するものである。シネメモリ書込み制御部８は、画像処理部７で作成した画像情報をシネメモリ５に書き込むものである。シネメモリ読出しアドレスカウンタ１１とシネメモリ書込みアドレスカウンタ１２は、シネメモリ５のアドレスを発生する回路である。

【００１９】

システム制御部９は、超音波画像診断装置全体の制御を行うものである。入力装置１０は、三次元画像等の画像情報を作成するための各種条件を指定するためのものである。

【００２０】

次に、図１の超音波画像診断装置の概略動作を説明する。被診断部位の超音波エコー情報を得る場合、超音波断面（超音波プローブ１から送出される超音波の扇形の面）に垂直な方向（走査方向）に超音波プローブ１を移動させて、超音波エコー信号を検出する。なお、超音波プローブ１の超音波トランスデューサが２次元アレイ状に配置されている場合は、超音波プローブ１の物理的な移動走査は不要であり、超音波トランスデューサのスキ

ヤン動作させる。

【0021】

超音波プローブ1は、超音波を送信し（なお、図1では送信制御に関するブロックの記載を省略している。）、被診断部位で反射された超音波信号を受信する。そして、受信信号処理部2で増幅、検波等の信号処理を行い、シネメモリ5に連続したエコー情報として記録する。シネメモリ5に記録されたエコー情報はデジタルスキャンコンバータ3によりBモード超音波断層画像フレームデータに変換され、Bモード超音波断層画像はディスプレイモニタ4に表示される。シネメモリ読出し制御部6は、連続したフレームからエコー情報を読み出し、画像処理部7でBモード超音波画像を作成する。

【0022】

前述したように、超音波プローブ1からの信号には、各種ノイズが重畳されるが、次に図1の超音波画像診断装置におけるノイズの除去処理について説明する。図2は、超音波プローブ1及び受信信号処理部2の概略構成を示す図である。

【0023】

超音波プローブ1は、第1のトランスデューサ21a、21b、21cと第2のトランスデューサ21xを備える。第1のトランスデューサ21a、21b、21cは、診断対象に向けて超音波を送信し、被診断部位の超音波エコー信号を検出するものである。図2では、3つのトランスデューサ21a、21b、21cを示したが、一般に更に多くのトランスデューサが1次元アレイ状又は2次元アレイ状に配置される。

【0024】

第2のトランスデューサ21xは、第1のトランスデューサ21a、21b、21cと同一の構成を有するもので、超音波プローブ1内の、記被診断部位の超音波エコー信号が入力されない位置に配置される。被診断部位の超音波エコー信号が入力されないようにするためには、例えば、図2に示すように、第2のトランスデューサ21xと診断対象との間に音響的遮蔽を行う遮蔽部材20を設ける。超音波プローブ1が被診断部位の超音波エコー信号を収束させる音響レンズ（図示せず）を備える場合、第2のトランスデューサ21xを、音響レンズの収束範囲外に配置するようにしてもよい。

【0025】

超音波プローブ1内のトランスデューサの配置をこのようにすると、第1のトランスデューサ21a、21b、21cの検出信号には、被診断部位の超音波エコー信号に加え、電磁的外来ノイズが混入する。一方、第2のトランスデューサ21xは、第1のトランスデューサ21a、21b、21cと音響的に分離され、被診断部位の超音波エコー信号が入力しないので、その検出信号は電磁的外来ノイズのみを示すものとなる。

【0026】

第1のトランスデューサ21a、21b、21c及び第2のトランスデューサ21xの検出信号は、超音波プローブケーブル22の信号配線22a、22b、22c、22xを介して並列に複数チャネルの信号として受信信号処理部2に送られる。信号配線22a、22b、22c、22xを介して混入する電磁的外来ノイズは、それぞれの検出信号についてほぼ同一である。

【0027】

受信信号処理部2は、受信回路23a、23b、23c、23x、A/D変換回路24a、24b、24c、24x、減算回路部25、デジタルビームフォーマ回路26を含んで構成される。

【0028】

受信回路23a、23b、23c、23xは、信号配線22a、22b、22c、22xを介して第1のトランスデューサ21a、21b、21c及び第2のトランスデューサ21xの検出信号を受信するものであり、同一の構成を備える。受信回路23a、23b、23c、23xは、増幅機能、フィルタ機能を有していてもよい。A/D変換回路24a、24b、24c、24xは、受信回路23a、23b、23c、23xで受信した検出信号をデジタルデータに変換するものであり、同一の機能を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

デジタルデータを得るまでの各段階の処理回路は、すべてのチャネルについて同一であるので、混入するノイズ（受信回路 2 3 a、2 3 b、2 3 c、2 3 x 及び A / D 変換回路 2 4 a、2 4 b、2 4 c、2 4 x の電源、グランドに混入したノイズ等）もほぼ同一である。したがって、A / D 変換回路 2 4 a、2 4 b、2 4 c、2 4 x から得られるデジタルデータのノイズ成分は、ほぼ同一であると考えることができる。

【 0 0 3 0 】

減算回路部 2 5 は、複数の減算器 2 5 a、2 5 b、2 5 c を備え、A / D 変換回路 2 4 a、2 4 b、2 4 c から得られるデジタルデータと A / D 変換回路 2 4 x から得られるデジタルデータとの差分を求めるものである。A / D 変換回路 2 4 a、2 4 b、2 4 c から得られるデジタルデータは、第 1 のトランスデューサ 2 1 a、2 1 b、2 1 c で検出した超音波エコー信号と外来ノイズが重畳されたデータであり、A / D 変換回路 2 4 x から得られるデジタルデータは、外来ノイズのみに対応するデータであるので、減算器 2 5 a、2 5 b、2 5 c から出力されるデジタルデータは、それぞれ第 1 のトランスデューサ 2 1 a、2 1 b、2 1 c で検出した超音波エコー信号に対応したものとなる。

【 0 0 3 1 】

このように各点においてノイズが混入したエコーデータ（A / D 変換回路 2 4 a、2 4 b、2 4 c の出力）は、減算回路部 2 5 で超音波エコー信号に対応するエコーデータを含まない A / D 変換回路 2 3 x の出力データ（ノイズ成分のみのデータ）と減算処理され、ノイズ成分を含まないエコーデータそして、後段のデジタルビームフォーマ回路 2 6 に出力される。なお、図 2 では、各チャネルに対応する複数の減算器 2 5 a、2 5 b、2 5 c によって差分演算を行ったが、減算器の数を減らして切換えて差分演算を行うようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

デジタルビームフォーマ回路 2 6 は、ノイズ成分が除去されたエコーデータを利用して、各トランスデューサのエコー信号をディジタル遅延合成し、合成エコー信号を生成する。

【 0 0 3 3 】

以上説明したように、図 2 のような超音波プローブ 1 及び受信信号処理部 2 を利用することにより、超音波プローブ 1 のトランスデューサ、超音波プローブケーブル、受信回路、A / D 変換回路に混入したノイズを除去した B モード画像を表示することができる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 3 4 】

本発明の超音波画像診断装置は、ノイズが混入したエコーデータからノイズを除去することが可能となり、外来ノイズの影響を減少させた超音波画像を生成することができる超音波画像診断装置等として有用である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 5 】

【図 1】本発明の実施の形態の超音波画像診断装置の機能ブロック図

【図 2】本発明の実施の形態の超音波画像診断装置における超音波プローブ及び受信信号処理部の概略構成を示す図

【符号の説明】

【 0 0 3 6 】

- 1 超音波プローブ
- 2 受信信号処理部
- 3 デジタルスキャンコンバータ
- 4 ディスプレイモニタ
- 5 シネメモリ
- 6 シネメモリ読出し制御部
- 7 穿刺針画像処理部

10

20

30

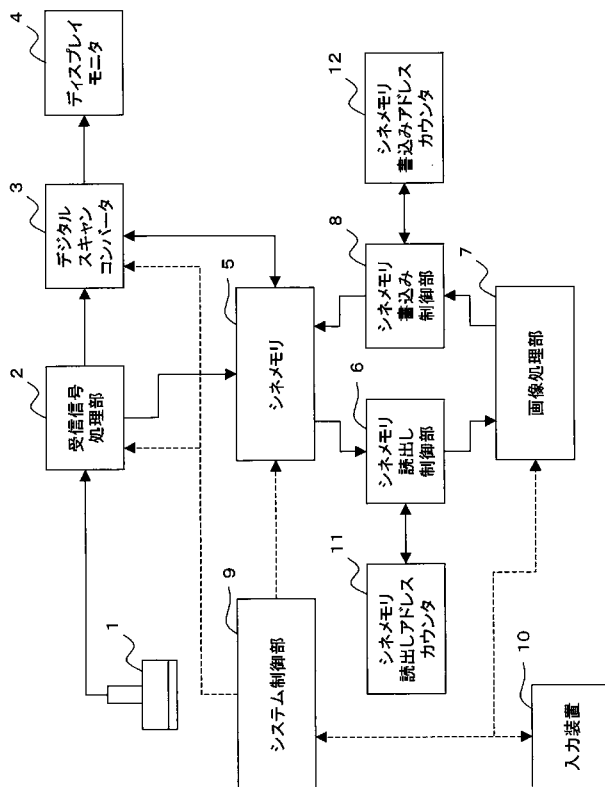
40

50

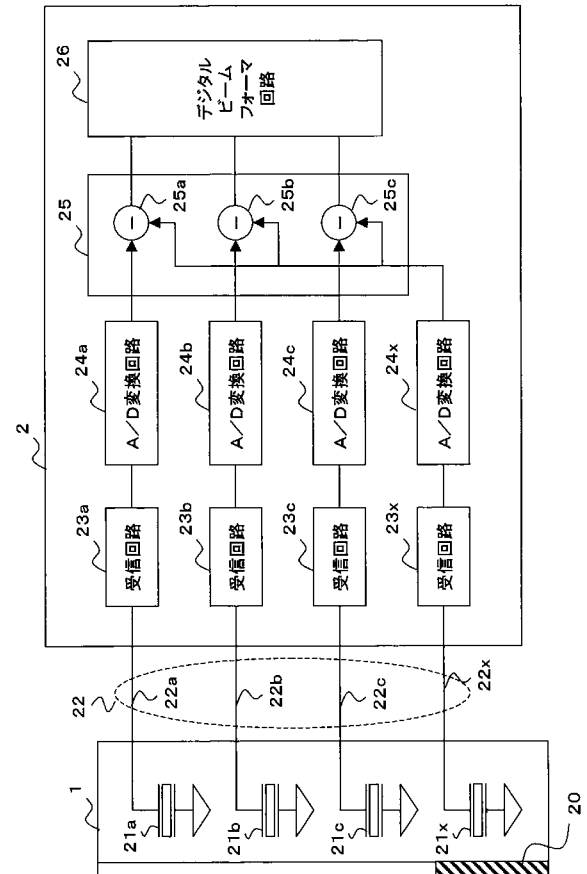
- 8 シネメモリ書込み制御部
- 9 システム制御部
- 10 入力装置
- 11 シネメモリ読出しアドレスカウンタ
- 12 シネメモリ書込みアドレスカウンタ
- 20 遮蔽部材
- 21 a、21 b、21 c 第1のトランスデューサ
- 21 x 第2のトランスデューサ
- 22 超音波プローブケーブル
- 22 a、22 b、22 c、22 x 信号配線
- 23 a、23 b、23 c、23 x 受信回路
- 24 a、24 b、24 c、24 x A/D変換回路
- 25 減算回路部
- 25 a、25 b、25 c 減算器
- 26 デジタルビームフォーマ回路

10

【図1】



【図2】



专利名称(译)	超声图像诊断设备和噪声消除处理方法		
公开(公告)号	JP2007159781A	公开(公告)日	2007-06-28
申请号	JP2005359229	申请日	2005-12-13
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	富沢修幸		
发明人	富沢 修幸		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE21 4C601/GA01 4C601/GB03 4C601/GB12 4C601/GB32 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/LL17		
代理人(译)	桥本 公秀		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可以产生超声波图的超声波检查图，其中减少了外来噪声的影响。解决方案：超声探头1具有：第一换能器21a，其检测待诊断区域的超声回波信号；以及第二换能器21x，其布置在未输入待诊断区域的超声回波信号的位置处。第一换能器21a和第二换能器21x的检测信号通过信号线22a发送到接收电路23a，并由A/D转换电路24a转换成数字数据。减法电路部分25计算从A/D转换电路24a，24b和24c获得的数字数据与从A/D转换电路24x获得的数字数据之间的差。 $\bar{Z}$

