

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4090370号
(P4090370)

(45) 発行日 平成20年5月28日(2008.5.28)

(24) 登録日 平成20年3月7日(2008.3.7)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
G O 1 N	29/26	(2006.01)	G O 1 N 29/26 5 0 3
G O 1 S	15/89	(2006.01)	G O 1 S 15/89 B

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-64488 (P2003-64488)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成15年3月11日(2003.3.11)	(74) 代理人	100110777 弁理士 宇都宮 正明
(65) 公開番号	特開2004-160156 (P2004-160156A)	(74) 代理人	100100413 弁理士 渡部 温
(43) 公開日	平成16年6月10日(2004.6.10)	(72) 発明者	辻田 和宏 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内
審査請求日	平成17年3月23日(2005.3.23)	(72) 発明者	佐藤 智夫 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2002-283449 (P2002-283449)	審査官	川上 則明
(32) 優先日	平成14年9月27日(2002.9.27)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び超音波撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波撮像装置であって、

複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子と、

被検体内における撮影部位の情報に基づいて、被検体の複数のブロックをそれぞれ走査する複数の超音波ビームの走査開始角度及び/又は走査方向を含む走査条件を複数のブロックについて個別に設定する走査条件設定手段と、

前記走査条件設定手段によって設定された走査条件に従って、前記超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、前記超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数のブロックをそれぞれ走査させる送信側信号処理手段と、

超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得る受信側信号処理手段と、
を具備する超音波撮像装置。

【請求項2】

前記走査条件設定手段が、事前撮像により得られた検出信号に基づいて、前記複数のブロックにおける複数の超音波ビームの走査条件を複数のブロックについて個別に設定する、請求項1記載の超音波撮像装置。

10

20

【請求項 3】

前記超音波用探触子が、2次元状に配置された複数の超音波トランスデューサを含み、前記走査条件設定手段が、複数の方向において隣接する複数のブロックにおける事前撮像により得られた検出信号に基づいて、前記複数のブロックにおける複数の超音波ビームの走査条件を複数のブロックについて個別に設定する、請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記走査条件設定手段において、被検体の複数のブロックに存在する反射源に応じて、被検体の複数のブロックをそれぞれ走査する複数の超音波ビームの走査開始角度及び / 又は走査方向を含む走査条件を複数のブロックについて個別に設定する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

超音波撮像装置であって、複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子と、

事前撮像により得られた検出信号に基づいて、異なる複数の反射源にそれぞれ反射されて生じた複数の超音波エコーが前記超音波用探触子に受信される際に互いに干渉するような反射源が存在するか否かを判定する判定手段と、

前記判定手段の判定結果に基づいて、所定の期間内に複数の方向にそれぞれ送信される複数の超音波ビームの送信タイミングを含む走査条件を設定する走査条件設定手段と、

前記走査条件設定手段によって設定された走査条件に従って、前記超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、前記超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数の領域をそれぞれ走査させる送信側信号処理手段と、

超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得る受信側信号処理手段と、を具備する超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記走査条件設定手段が、複数の超音波ビームの走査開始角度及び / 又は走査方向を含む走査条件を個別に設定する、請求項 5 記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子を用いる超音波撮像装置において、被検体を撮像する超音波撮像方法であって、

走査条件設定手段が、被検体内における撮影部位の情報に基づいて、被検体の複数のブロックをそれぞれ走査する複数の超音波ビームの走査開始角度及び / 又は走査方向を含む走査条件を複数のブロックについて個別に設定するステップ (a) と、

送信側信号処理手段が、ステップ (a) において設定された走査条件に従って、前記超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、前記送信側信号処理手段が、前記超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数のブロックをそれぞれ走査させるステップ (b) と、

受信側信号処理手段が、超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得るステップ (c) と、を具備する超音波撮像方法。

【請求項 8】

ステップ (b) における走査に先立って、前記超音波撮像装置が、前記超音波用探触子を用いて、少なくとも 1 つの超音波ビームによって被検体を走査させることにより、事前撮像を行って検出信号を得るステップ (d) をさらに具備し、

ステップ (a) が、前記走査条件設定手段が、ステップ (d) における事前撮像により得られた検出信号に基づいて、前記複数のブロックにおける複数の超音波ビームの走査条件を複数のブロックについて個別に設定することを含む、請求項 7 記載の超音波撮像方法。

【請求項 9】

ステップ (a) が、前記走査条件設定手段が、被検体の複数のブロックに存在する反射源に応じて、被検体の複数のブロックをそれぞれ走査する複数の超音波ビームの走査開始角度及び / 又は走査方向を含む走査条件を複数のブロックについて個別に設定することを含む、請求項 7 又は 8 記載の超音波撮像方法。

【請求項 10】

複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子を用いる超音波撮像装置において、被検体を撮像する超音波撮像方法であって、

前記超音波撮像装置が、前記超音波用探触子を用いて、少なくとも 1 つの超音波ビームを用いて被検体を走査させることにより、事前撮像を行って検出信号を得るステップ (a) と、

クロストーク判定手段が、ステップ (a) において得られた検出信号に基づいて、異なる複数の反射源にそれぞれ反射されて生じた複数の超音波エコーが前記超音波用探触子に受信される際に互いに干渉するような反射源が存在するか否かを判定するステップ (b) と、

走査条件設定手段が、ステップ (b) の判定結果に基づいて、所定の期間内に複数の方向にそれぞれ送信される複数の超音波ビームの送信タイミングを含む走査条件を設定するステップ (c) と、

送信側信号処理手段が、ステップ (c) において設定された走査条件に従って、前記超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、前記送信側信号処理手段が、前記超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数の領域をそれぞれ走査させるステップ (d) と、

受信側信号処理手段が、超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得るステップ (e) と、
を具備する超音波撮像方法。

【請求項 11】

ステップ (c) が、前記走査条件設定手段が、複数の超音波ビームの走査開始角度及び / 又は走査方向を含む走査条件を個別に設定することを含む、請求項 10 記載の超音波撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内臓器の診断や非破壊検査を行うために用いられる超音波撮像装置及び超音波撮像方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

医療用の超音波診断装置や工業用の探傷装置等として用いられる超音波撮像装置においては、通常、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波用探触子 (プローブ) が用いられる。このような超音波用探触子を用いて、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波を合波して形成される超音波ビームによって被検体を走査させることにより、被検体に関する画像情報が得られる。さらに、この画像情報に基づいて、被検体の 2 次元又は 3 次元領域における超音波画像が再現される。このような超音波ビームを用いた走査方法の 1 つとして、被検体の扇状の 2 次元領域を角度方向に走査する、いわゆるセクタ走査が知られている。

【 0 0 0 3 】

セクタ走査は、本来、人体の肋間から心臓を観察するための手法として開発されたものである。一般的に、セクタ走査においては、送信点から被検体の深さ方向に延びる超音波ビームが被検体内に扇状に順次送信され、この超音波ビームによって、被検体の扇状の2次元領域が等間隔の角度で走査される。ここで、各々の角度において、超音波ビームに沿って被検体の深さ方向に等間隔で分布する複数のサンプリング点に関する画像情報が、一定の時間間隔でサンプリングされる。サンプリングされた画像情報に基づいて得られた2次元又は3次元の超音波画像は、心臓については断層心エコー図と呼ばれている。

【 0 0 0 4 】

近年においては、より高いサンプリングレートで超音波画像を得ることが検討されている。例えば、下記の特許文献1には、収集データ点数の減少を招くことなく、データ収集時間を短縮することで、分解能の高い画像を虚像の発生なく得られるようにする超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置においては、各超音波用探触子において受信された反射波の減衰度が予め設定された条件に合致すれば、次の送受信順の超音波用探触子の送信動作を開始させると共に、前記条件に合致する減衰度が得られた超音波用探触子の受信動作を中断することにより、データ収集時間が短縮化される。

【 0 0 0 5 】

また、下記の特許文献2には、リアルタイムで3次元超音波画像を形成するために2次元トランスデューサアレイを用いると共に、同時に複数の超音波ビームを送受信するマルチビーム方式を採用した超音波撮像システムにおいて、クロストークを除去する幾つかの技術が開示されている。クロストークを除去する技術としては、超音波ビームをコード化して送信したり、隣接ビームのサイドローブがゼロとなる方向にメインビームを送信したり、超音波ビームの送信方向を離したり、複数の超音波ビームの間で異なる中心周波数を用いることが挙げられている。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、超音波ビームをコード化しても、同時に送受信される超音波ビームの数が増加すると、コードにより超音波ビームを識別することが困難になる。また、隣接ビームのサイドローブがゼロとなる方向にメインビームを送信しようとしても、生体内においては隣接ビームのサイドローブが完全にゼロとはならない。一方、超音波ビームの送信方向を離す場合には、同時に多数の超音波ビームを送受信することが困難である。また、複数の超音波ビームの間で異なる中心周波数を用いる場合には、超音波トランスデューサの周波数帯域に限界があるため、同時に送受信される超音波ビームの数が制限される。

【 0 0 0 7 】

【特許文献1】

特開平11-9597号公報(第1頁、図1)

【特許文献2】

米国特許第6,179,780号明細書(アブストラクト、図7-図10)

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、高いサンプリングレートで超音波画像を得るために同時に複数の超音波ビームを送受信するマルチビーム方式を採用しつつ、複数の方向から反射される超音波エコー間のクロストークを低減することができる超音波撮像装置及び超音波撮像方法を提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するため、本発明の第1の観点に係る超音波撮像装置は、複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子と、被検体内における撮影部位の情報に基づいて、被検体の複数のブロックをそれぞれ走査する複数の超音波ビームの走査開始角度及び/又は走査方向を含む走査条件を複

10

20

30

40

50

数のブロックについて個別に設定する走査条件設定手段と、走査条件設定手段によって設定された走査条件に従って、超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数のブロックをそれぞれ走査させる送信側信号処理手段と、超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得る受信側信号処理手段とを具備する。

【0010】

また、本発明の第1の観点に係る超音波撮像方法は、複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子を用いる超音波撮像装置において、被検体を撮像する超音波撮像方法であって、走査条件設定手段が、被検体内における撮影部位の情報に基づいて、被検体の複数のブロックをそれぞれ走査する複数の超音波ビームの走査開始角度及び/又は走査方向を含む走査条件を複数のブロックについて個別に設定するステップ(a)と、送信側信号処理手段が、ステップ(a)において設定された走査条件に従って、超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、送信側信号処理手段が、超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数のブロックをそれぞれ走査させるステップ(b)と、受信側信号処理手段が、超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得るステップ(c)とを具備する。

【0011】

本発明の第1の観点によれば、被検体を複数のブロックに分けて複数の超音波ビームによってそれぞれ走査させる際に、複数のブロックにおける複数の超音波ビームの走査開始角度又は走査方向を個別に設定することにより、複数の方向から反射される超音波エコー間のクロストークを低減することができる。

【0012】

本発明の第2の観点に係る超音波撮像装置は、複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子と、事前撮像により得られた検出信号に基づいて、異なる複数の反射源にそれぞれ反射されて生じた複数の超音波エコーが前記超音波用探触子に受信される際に互いに干渉するような反射源が存在するかどうかを判定する判定手段と、該判定手段の判定結果に基づいて、所定の期間内に複数の方向にそれぞれ送信される複数の超音波ビームの送信タイミングを含む走査条件を設定する走査条件設定手段と、該走査条件設定手段によって設定された走査条件に従って、超音波用探触子に供給される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数の領域をそれぞれ走査させる送信側信号処理手段と、超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得る受信側信号処理手段とを具備する。

【0013】

また、本発明の第2の観点に係る超音波撮像方法は、複数の駆動信号に従ってそれぞれ動作する複数の超音波トランスデューサによって超音波ビームを形成して被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信する超音波用探触子を用いる超音波撮像装置において、被検体を撮像する超音波撮像方法であって、超音波撮像装置が、超音波用探触子を用いて、少なくとも1つの超音波ビームを用いて被検体を走査させることにより、事前撮像を行って検出信号を得るステップ(a)と、クロストーク判定手段が、ステップ(a)において得られた検出信号に基づいて、異なる複数の反射源にそれぞれ反射されて生じた複数の超音波エコーが超音波用探触子に受信される際に互いに干渉するような反射源が存在するかどうかを判定するステップ(b)と、走査条件設定手段が、ステップ(b)の判定結果に基づいて、所定の期間内に複数の方向にそれぞれ送信される複数の超音波ビームの送信タイミングを含む走査条件を設定するステップ(c)と、送信側信号処理手段が、ステップ(c)において設定された走査条件に従って、超音波用探触子に供給

10

20

30

40

50

される複数の駆動信号に遅延を与えることにより、送信側信号処理手段が、超音波用探触子から送信される複数の超音波ビームによって被検体の複数の領域をそれぞれ走査させるステップ(d)と、受信側信号処理手段が、超音波エコーの受信によって得られる複数の検出信号を処理することにより、被検体に関する画像情報を得るステップ(e)とを具備する。

【0014】

本発明の第2の観点によれば、事前撮像によって得られた検出信号に基づいてクロストークが生じる原因となる反射源が存在するか否かを判定し、その判定結果に基づいて、複数の超音波ビームを送信するタイミングや、走査開始角度又は走査方向を含む走査条件を個別に設定するので、隣接する複数の領域の間におけるクロストークの影響が低減された画像データを取得することができる。

10

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ詳細に説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、例えば、人体等の診察用の超音波診断装置や工業用の探傷装置として用いられる。

【0016】

図1に示すように、この超音波撮像装置は、被検体に当接させて用いられる超音波用探触子13を含んでいる。超音波用探触子13は、2次元状に配置されて2次元トランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ14を備えている。超音波トランスデューサ14としては、例えば、PZT(Pb(lead) zirconate titanate: チタン酸ジルコン酸鉛)等のセラミック圧電材やPVDf(polyvinyl difluoride: ポリフッ化ビニリデン)等の高分子圧電材を材料とする圧電素子を用いることができる。本実施形態においては、1つの超音波トランスデューサが超音波の送信と受信の両方に用いられるが、超音波の送信と受信のために別々の超音波トランスデューサを備えるようにしても良い。

20

【0017】

超音波の送信時において、それぞれの超音波トランスデューサの駆動における遅延時間は、超音波ビームの偏向方向を反映する1フレーム中の送信回数*i*と、超音波トランスデューサのチャンネル番号*ch*との組合せ(*i*, *ch*)によって決まる。従って、図1に示す送信ビームフォーマ10は、1フレーム中における送信回数*i*及び超音波トランスデューサのチャンネル番号*ch*をアドレスとして、それぞれの超音波トランスデューサを駆動するために用いる遅延時間(*i*, *ch*)を、送信遅延コントロール部11の遅延時間格納メモリ111に格納しておく。超音波ビームの送信時において、これらの遅延時間(*i*, *ch*)は、送信ビームフォーマ10から供給されるアドレスに基づいて読み出される。

30

【0018】

さらに、送信遅延コントロール部11は、ラッチ回路及びデジタルコンパレータ112と、カウンタ113とを含んでいる。カウンタ113は、各フレームの初期においてリセット信号によってリセットされた後、システム制御部17から供給される送信マスタークロック信号をカウントする。ラッチ回路及びデジタルコンパレータ112は、遅延時間格納メモリ1から読み出されたデータとカウンタ3が出力するカウント値とが一致すると、パルサ回路12に発火信号を出力する。

40

【0019】

このようにして、送信遅延コントロール部11は、送信ビームフォーマ10が発生するアドレスに基づいて定められる遅延時間を有する複数の発火信号を、複数のパルサ回路12にそれぞれ供給する。複数のパルサ回路12は、供給された発火信号に従って、複数の駆動信号を超音波用探触子13に出力する。超音波用探触子13に含まれる複数の超音波トランスデューサ14は、対応するパルサ回路12から出力された駆動信号に基づいて超音波パルスが発生する。これにより、遅延時間(*i*, *ch*)に対応した位相差を有する超

50

音波パルスを複数の超音波トランスデューサから被検体に送信し、これらの超音波パルスの合波によって形成される超音波ビームを所望の方向に偏向することができる。

【 0 0 2 0 】

ここで、複数の超音波パルスの合波により、異なる方向に延びる複数の超音波ビームを短い時間内に次々と形成する必要がある。そのため、パルサ回路 1 2 としては、高い繰り返し周期で駆動信号を出力できる高速パルサ回路が好ましい。

【 0 0 2 1 】

本実施形態においては、マルチビーム方式を前提としており、被検体に複数のブロックを設定し、これらのブロック毎に複数の異なる超音波ビームを用いて被検体を走査する。マルチビーム方式においてクロストークが問題となるのは、1つの方向に送信された第1の超音波ビームが反射源に反射されて生じる超音波エコーを受信する際に、他の方向に送信された第2の超音波ビームが反射源に反射されて生じる超音波エコーが同時に受信される場合である。従って、第1の超音波ビームと同一のタイミングで第2の超音波ビームを反射する反射源が存在しない場合には、クロストークも存在しないことになる。

【 0 0 2 2 】

そこで、図 1 に示す超音波撮像装置においては、それぞれの超音波ビームの走査開始角度又は走査方向を含む走査条件を個別に設定する走査条件設定部 2 7 が設けられている。走査条件の設定は、被検体をプリスキャンすることにより事前撮像を行い、その結果得られた画像情報に基づいて行うことができる。本実施形態においては、2次元トランスデューサアレイを用いており、被検体を複数の方向に走査できるので、複数の方向において隣接する複数のブロック間におけるクロストーク低減を最優先とし、ブロックの間隔が離れるに従って優先順位を落している。

【 0 0 2 3 】

走査条件を設定するための他のやり方としては、予め撮影部位及び/又はその部位の撮影方向に応じて最良の走査条件を求めてROM等に保存しておき、撮影に際して部位情報を入力することにより、入力された部位情報に基づいてROM等から走査条件を読み出して設定しても良い。あるいは、複数の走査条件を用意しておき、オペレータがパネルのスイッチ等を用いて切り換えるようにしても良い。

【 0 0 2 4 】

システム制御部 1 7 は、走査条件設定部 2 7 において設定された走査条件に従って被検体を走査するように、送信ビームフォーマ 1 0 及び送信遅延コントロール部 1 1 を制御する。この制御により駆動信号の遅延時間が定められ、超音波ビームのフォーカシング及びステアリングが行われる。その結果、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波パルスの合波によって形成される超音波ビームによって、所望の走査開始角度から所望の走査方向に被検体を走査することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

一方、超音波の受信時において、複数の超音波トランスデューサ 1 4 から出力された検出信号は、それぞれに対応する複数の前置増幅器 1 5 によって増幅された後、受信遅延コントロール部 1 6 に入力される。受信遅延コントロール部 1 6 は、システム制御部 1 7 の制御の下で、増幅された検出信号に所望の遅延を与えて加算する。これにより、超音波用探触子 1 3 に含まれる複数の超音波トランスデューサ 1 4 を用いてそれぞれ得られた複数の検出信号における位相の整合が行われる。

【 0 0 2 6 】

受信遅延コントロール部 1 6 の出力信号は、Log圧縮回路 1 8 によって対数圧縮され、さらに、STC (sensitivity time gain control : 感度時間利得制御) 回路 1 9 によって、深部検出における検出信号の減衰の補正が行われる。また、検波回路 2 0 によって、検出波形の検波が行われる。検波回路 2 0 から出力された検出信号は、A/Dコンバータ 2 1 においてデジタル信号(検出データ)に変換され、メモリ 2 2 b に一旦記憶される。なお、事前撮像においては、検出データが事前撮像用メモリ 2 2 a に記憶され、走査条件設定部 2 7 における走査条件の設定に用いられる。走査条件設定部 2 7 においては、被

10

20

30

40

50

写体の境界面が検知され、クロストークを低減させる走査条件が求められる。

【0027】

さらに、DSC (digital scan convertor : デジタルスキャンコンバータ) 24において走査フォーマットの変換を行うことにより、超音波ビームの走査空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。なお、3次元画像の表示を行う場合には、メモリ22bとDSC24との間に3次元画像構成部23を組み込んでも良い。3次元画像構成部23は、メモリ22bに蓄積された複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータ (voxel データ) を生成する。DSC24によって走査フォーマットが変換された画像データは、D/Aコンバータ25においてアナログ信号に変換され、画像表示部26に表示される。

10

【0028】

次に、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像方法について説明する。ここでは、人体内の心臓を撮影する場合を例として説明する。

本実施形態においては、システム制御部17の制御の下で、本格的な撮像に先立って、少なくとも1つの超音波ビームによって心臓を走査させることにより事前撮像を行う。この事前撮像においては、例えばセクタ走査により心臓周辺の画像を粗く撮影して、これにより得られた検出データを事前撮像用メモリ22aに記憶しておく。走査条件設定部27は、事前撮像により得られた検出データに基づいて、心臓周辺の複数のブロックにおける複数の超音波ビームの走査条件を個別に設定する。これに基づいて、システム制御部17は、マルチビーム方式による本格的な撮像を行うように各部を制御する。

20

【0029】

図2は、心尖部より心臓を撮像したときの1つのセクタ走査面OQQにおける心臓の断面像を示している。ここで、線分PP'を含む深度P (= P')の面における超音波の反射に基づいて走査条件を設定する場合について、以下に説明する。

【0030】

図3は、心尖部より心臓を撮像したときの深度Pの画像領域に含まれる複数のブロックを示している。この画像領域は、4つの行A~Dと4つの列1~4に分割されており、16個のブロックA1~A4、B1~B4、C1~C4、D1~D4を含んでいる。本実施形態においては、このような16個のブロックに対して、16本の超音波ビームがそれぞれ送信される。これらの各ブロックに示される「x」印は、各ブロックにおける走査開始位置を表し、「x」から描き始められている矢印は、各ブロックにおける超音波ビームの走査方向を表している。

30

【0031】

図3の(a)には、走査条件設定部27によって初期設定されている走査条件が示されている。初期段階において、各ブロックは、同じ位置から同じ方向に向けて走査されるように設定されている。例えば、図3の(a)において、各ブロックは、左上から右下に向けて1行ずつ走査される。

【0032】

ここで、例えば、ブロックB2及びB3には、共に、走査開始直後(「x」印の付近)の送信方向に反射源が存在する。これらの反射源に超音波ビームが同時に反射されると、それによって生じた超音波エコーが同時に受信され、クロストークが増加してしまう。

40

【0033】

そのため、走査条件設定部27は、複数の方向において隣接する複数のブロックにおいて同時に複数の超音波ビームが反射されないように、16本の超音波ビームの走査条件をブロックごとに再設定する。例えば、走査条件設定部27は、図3の(b)に示すように、ブロックB3について、「x」印で示すブロック内の下方の領域から走査が開始されるように走査条件を設定する。これにより、隣接するブロック(例えば、ブロックB2とB3)の間において同時に超音波ビームが反射されることがなくなるので、クロストークを抑制することができる。

【0034】

50

或いは、走査条件設定部 27 は、走査開始位置を変更する替わりに、走査方向を変更するようにしても良いし、走査開始位置と走査方向との両方を変更するようにしても良い。例えば、図 3 の (c) に示すように、各ブロックにおける送信開始位置と走査方向との両方を再設定することにより、隣接するブロックの間において同時に超音波ビームが反射されるのを、より正確に避けることができる。

【0035】

また、走査条件設定部 27 は、各ブロックに向けて送信される超音波ビームの送信方向の順序を入れ替えるようにしても良い。図 4 の (a) は、図 3 の (a) に示す各ブロックに対して初期設定されている走査条件を詳しく示している。即ち、図 4 の (a) において、丸数字の位置は超音波ビームが照射されるビームスポットを表し、丸数字はそのビームスポットに超音波ビームが照射される順序を表している。初期設定されている走査条件の下では、各ブロックは、丸数字の位置及び順序に従って、左上から右下に向かって走査される。

10

【0036】

ここで、例えば、図 4 の (b) に示すように、ブロック C3 及び C4 に注目すると、これらのブロックの左上の領域には反射源が存在している。そのため、初期設定のままこれらのブロックを走査すると、走査開始直後に、複数の超音波ビームがこれらのブロックからそれぞれ同時に反射されてしまう。その場合に、走査条件設定部 27 は、例えば、ブロック C4 において 1、2 回目に照射されるビームスポットの位置が入れ替わるように、超音波ビームの送信方向を変更する。これにより、ブロック C3 及び C4 において同時に超音波ビームが反射されることがなくなるので、クロストークの発生を抑制することができる。

20

以上においては、深度 P の画像領域におけるクロストークに注目したが、複数の深度の画像領域におけるクロストークを総合的に低減するように走査条件を設定しても良い。

【0037】

図 5 は、本実施形態に係る超音波撮像装置を用いた心臓の走査における心臓の断面像上の複数の超音波ビームを示す図であり、図 6 は、本実施形態に係る超音波撮像装置を用いた心臓の走査のタイムチャートである。図 5 及び図 6 においては、1 本の超音波ビームによって線分 OQ_1 、 OQ_2 、 \dots に沿って被検体を走査すると共に、他の超音波ビームによって線分 OQ_i 、 OQ_{i+1} 、 \dots に沿って被検体を走査する場合を示している。

30

【0038】

図 6 において、縦軸はエコー強度、横軸は時間（深さ）を表している。また、「PRT」は、1 回の超音波ビームの送信において必要となる測定時間、即ち、超音波ビームを送信してから、この超音波ビームが最大深度で反射することによって生じた超音波エコーが受信されるまでの時間を表している。

【0039】

マルチビーム方式によれば、線分 OQ_1 、 OQ_2 、 \dots に沿った超音波ビームの送信と、線分 OQ_i 、 OQ_{i+1} 、 \dots に沿った超音波ビームの送信とを同時に行うので、超音波ビームの走査に要する時間を短縮することができる。さらに、本実施形態においては、図 6 のエコー信号のタイムチャートに示したように、超音波ビーム 1 と超音波ビーム 2 のエコー信号が重ならないように超音波ビームの方向を設定しているため、近接した複数の方向から同時に超音波エコーを受信することによるクロストークの影響を低減できるので、クロストークの少ないリアルタイムの 3 次元超音波画像を得ることが可能となる。

40

【0040】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。図 7 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

図 7 に示すように、この超音波撮像装置は、被検体に当接させて用いられる超音波用探触子 30 を有している。超音波用探触子 30 は、超音波の送受信機能を有する複数個 ($N \times N = N^2$ 個) の超音波トランスデューサ 31 を含む、いわゆる 2 次元トランスデューサアレイである。超音波用探触子 30 においては、複数の超音波トランスデューサ 31 が、例

50

えば、N行N列の2次元マトリックスに配列されている。超音波トランスデューサ31としては、例えば、PZTやPVDfを材料とする圧電素子が用いられる。

【0041】

あるいは、このような圧電素子を超音波の送信素子として用い、微細な光ファイバーの先端にそれぞれ形成されたファブリーペロー共振器(FPRと略称)又はファイバーブラッググレーティング等を超音波の受信素子として用い、これらを組み合わせて超音波用探触子30を構成しても良い。なお、本実施形態においては2次元トランスデューサアレイを用いているが、これ以外に、1次元、又は、1.5次元等のトランスデューサアレイを用いても良い。

【0042】

N^2 個の超音波トランスデューサ31には、 N^2 個のパルサ回路32、及び、レシーバ34がそれぞれ接続されている。

各パルサ回路32は、発火タイミングコントローラ45の出力信号に基づいて励振して、超音波用探触子30の対応する超音波トランスデューサ31に駆動信号を出力する。各超音波トランスデューサ31は、パルサ回路32から入力された駆動信号に基づいて超音波パルスを送信し、被検体から反射された超音波パルスを受信して検出信号を出力する。これらのパルサ回路としては、高い繰り返し周期(例えば、3MHz~10MHz)で連続的に駆動信号を出力できる高速パルサ回路を用いることが望ましい。

【0043】

各レシーバ34は、プリアンプ35、TGC(time gain compensation: 時間利得補償)増幅器36及びA/Dコンバータ37を備えている。各超音波トランスデューサ31から出力された検出信号は、対応するレシーバ34に含まれるプリアンプ35及びTGC増幅器36においてアナログ処理を施される。このアナログ処理により、これらの検出信号のレベルが、A/Dコンバータ37の入力信号レベルに整合される。TGC増幅器36から出力されたアナログ信号は、A/Dコンバータ37によってそれぞれデジタル信号(データ)に変換される。

【0044】

また、この超音波撮像装置は、システム制御部40と、メモリ41と、位相整合演算部42と、表示画像演算部43と、発火タイミングコントローラ45と、クロストーク判定部46と、走査条件設定部47とを含んでいる。システム制御部40は、この超音波撮像装置の各部を制御している。

【0045】

発火タイミングコントローラ45には、各パルサ回路32が接続されている。発火タイミングコントローラ45は、各パルサ回路32を励振するための信号を出力する。本実施形態においては、発火タイミングコントローラ45は、電子回路によって構成されているが、パターンジェネレータ等によって構成されても良い。発火タイミングコントローラ45の制御により、超音波用探触子30から送信された超音波ビームの最大撮像深度からのエコーの到達時間内に、複数方向に向けて超音波ビームを送信するための発火タイミングの管理が可能となる。

【0046】

メモリ41には、各レシーバ34が接続されている。メモリ41は、各レシーバ34のA/Dコンバータ37から出力された検出データを一時記憶する。

位相整合演算部42は、メモリ41に記憶されている検出データの位相を整合するために演算処理を行う。位相整合演算部42は、図1においては1個のブロックで示されているが、送信ビームの数に対応して複数の系統が設けられている。位相整合演算部42の各系統は、シフトレジスタ遅延線、デジタル微小遅延器、若しくは、CPU(central processing unit: 中央演算装置)とソフトウェア、又は、これらの組み合わせによって構成されている。

【0047】

ここで、位相整合演算部42による受信ビームフォーミングは次のように行われる。位相

10

20

30

40

50

整合演算部 4 2 の各系統は、各超音波トランスデューサ 3 1 から出力される検出信号に基づいて得られた一連の検出データに所定の遅延を与える。これにより、複数の超音波トランスデューサ 3 1 を用いて得られた複数の検出データの位相が整合される。さらに、位相整合演算部 4 2 は、これらの検出データをデジタル加算する。このように、複数の系統を有する位相整合演算部 4 2 を用いることにより、被検体内の複数の方向に関する受信フォーカスを同時に達成することができる。

【 0 0 4 8 】

表示画像演算部 4 3 は、位相整合演算部 4 2 から出力されたデータに対して、検出波形の検波や、画像データへの変換や、所定の画像処理を施し、さらに、走査フォーマットの変換を行う。これにより、音線データ空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。さらに、表示画像演算部 4 3 は、複数枚の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータを生成し、3次元画像の表示を行うための演算を行う。

10

【 0 0 4 9 】

表示画像演算部 4 3 は、画像表示部 5 0 に接続されている。画像表示部 5 0 は、表示画像演算部 4 3 で走査フォーマットが変換された画像データを、D/A変換によってアナログ信号に変換し、これらの信号に基づいて画像を表示する。

【 0 0 5 0 】

ここで、本実施形態においては、第 1 の実施形態と同様に、マルチビーム方式を前提としている。そのため、先に述べたように、1つの方向に送信された第 1 の超音波ビームが反射源に反射されて生じる超音波エコーを受信する際に、他の方向に送信された第 2 の超音波ビームが反射源に反射されて生じる超音波エコーが同時に受信される場合にクロストークが問題となり、特に、1つの方向と他の方向とが隣接している場合に、クロストークの影響が大きくなる。

20

【 0 0 5 1 】

そのため、図 7 に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置には、クロストーク判定部 4 6 及び走査条件設定部 4 7 が設けられている。

クロストーク判定部 4 6 は、被検体をプリスキャンすることにより事前撮像を行った場合に、その結果得られた画像情報に基づいて、隣接する領域にクロストークの原因となる反射源が存在しているか否かを判定する。

また、走査条件設定部 4 7 は、クロストーク判定部 4 6 の判定結果に基づいて、送信される超音波の送信タイミングや送信方向を含む走査条件を設定する。

30

【 0 0 5 2 】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像方法について、図 7 ~ 図 1 0 を参照しながら説明する。図 8 は、本実施形態に係る超音波撮像方法を示すフローチャートである。また、図 9 及び図 1 0 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像方法を説明するための図である。

【 0 0 5 3 】

図 9 の (a) 及び図 1 0 の (a) は、被検体の 3 次元領域に向けて超音波ビームが送信される様子を示しており、矢印は、超音波ビーム TX 1 ~ TX 4 の軌跡を表している。また、図 9 の (b) 及び図 1 0 の (b) は、深度 P の画像領域に含まれる複数のブロック P 1 ~ P 4 を示しており、丸印は、複数のブロック P 1 ~ P 4 を走査する超音波ビーム TX 1 ~ TX 4 のビームスポットを表し、矢印は、超音波ビーム TX 1 ~ TX 4 の走査方向を表している。ここで、図 9 の (a)、(b) 及び図 1 0 の (a)、(b) において、黒丸印は深度 P の画像領域に存在する反射源 OB 1 及び OB 2 を表している。さらに、図 9 の (c) 及び図 1 0 の (c) は、送信された超音波ビームに対応して取得されたエコー信号のタイムチャートを示している。

40

【 0 0 5 4 】

図 8 に示すように、まず、ステップ S 1 において、図 9 の (a) に示すように、被検体内の 3 次元領域を構成する 1 つの画像領域を 1 つの超音波ビームを用いて走査することにより、事前撮像を行う。ここで、事前撮像においては時間がかかっても構わないので、シン

50

グルビーム方式によって深度 P の画像領域全体を走査する。

【 0 0 5 5 】

複数のパルサ回路 3 2 は、発火タイミングコントローラ 4 5 の制御に従って、複数の駆動信号をそれぞれ出力する。これらの駆動信号により、複数のパルサ回路 3 2 に接続されている複数の超音波トランスデューサ 3 1 がそれぞれ駆動され、複数の超音波パルスが送信される。その際に、 N^2 個の超音波トランスデューサ 3 1 の全てから超音波パルスを送信してもよいし、これら N^2 個のうちのいくつかに限定して超音波パルスを送信してもよい。

【 0 0 5 6 】

複数の超音波トランスデューサから送信された複数の超音波パルスは、超音波ビーム TX 1 を形成する。この送信ビーム TX 1 は、送信方向に存在する反射源に反射され、超音波用探触子 3 0 に受信される。超音波用探触子 3 0 に含まれる複数の超音波トランスデューサ 3 1 は、受信した超音波エコーに基づいて検出信号を出力する。これらの検出信号は、対応するレシーバ 3 4 にそれぞれ入力され、プリアンプ 3 5 及び T G C 増幅器 3 6 においてアナログ処理を施され、A / D コンバータ 3 7 の入力信号レベルに整合される。次に、T G C 増幅器 3 6 から出力されたアナログ信号は、A / D コンバータ 3 7 によってデジタル信号に変換され、メモリ 4 1 で一旦記憶された後、位相整合演算部 4 2 に入力される。さらに、これらの検出データは、位相整合演算部 4 2 において、受信された超音波エコーが受信焦点を形成するように受信ビームフォーミングを施され、送信ビームに対応する検出データが生成される。

【 0 0 5 7 】

図 7 に示す超音波撮像装置は、図 9 の (b) に示すように、超音波ビームの送信方向を変化させながら、深度 P の画像領域を走査する。これにより、図 9 の (c) に示すエコー信号のタイムチャートが得られる。図 9 の (c) において、 t_1 及び t_2 は、図 9 の (a) に示す x_1 及び x_2 方向の各々に向けて送信された超音波ビーム TX 1 の送信時刻を示している。

このように、複数の方向に送信された送信ビームに基づいて得られた検出データは、クロストーク判定部 4 6 に入力される。

【 0 0 5 8 】

次に、ステップ S 2 において、走査条件の再設定を行う。ここで、発火タイミングコントローラ 4 5 には、例えば、図 10 の (a) に示すように、1 回のマルチビーム送信において、 t_0 及び t_0 ずつ離れている超音波ビーム TX 1、TX 2、TX 3、TX 4 が同時に送信されるように、送信タイミング及び送信方向が初期設定されているものとする。

【 0 0 5 9 】

まず、クロストーク判定部 4 6 は、入力された検出データに基づいて、互いに隣接する領域に反射源が存在するか否かを判定する。

例えば、図 9 の (c) に示すタイムチャートにより、 x_1 方向及び x_2 方向に、反射源 OB 1 及び OB 2 がそれぞれ存在していることがわかる。これらの反射源 OB 1 及び OB 2 は、超音波ビームを送信してから超音波エコーを受信するまでの時間がほぼ等しいことから、図 9 の (a) に示すように、送信ビームの送信点からの距離がほぼ等しい位置、即ち、深度の等しい画像領域上に存在していることがわかる。この x_1 方向と x_2 方向との間隔が、同時に送信される複数の超音波ビームの送信間隔 t_0 や t_0 にほぼ等しい場合に、 x_1 方向及び x_2 方向に向けて同時に超音波ビームを送信すると、反射源 OB 1 に反射されて生じた超音波エコーの検出信号と、反射源 OB 2 に反射されて生じた超音波エコーの検出信号とが重なって検出されてしまう。

【 0 0 6 0 】

そのような場合に、クロストーク判定部 4 6 は、 x_1 方向と x_2 方向との間でクロストークが生じるものと判断し、その結果を走査条件設定部 4 7 に入力する。

走査条件設定部 4 7 は、クロストーク判定部 4 6 から入力された判定結果に基づいて、本格的な撮像の際に送信される超音波ビームの走査条件を発火タイミングコントローラ 4 5

10

20

30

40

50

に対して再設定する。図10の(c)に示すように、走査条件設定部47は、 x_1 及び x_2 を含む方向に超音波ビームを送信する際に、超音波ビームTX1、TX3、TX4を同時に送信し、これらの送信時刻の t 時間後に超音波ビームTX2を送信するように、送信タイミングを設定する。

【0061】

次に、ステップS3において、本格的な撮像を行う。即ち、複数のパルサ回路32は、走査条件設定部47によって走査条件が再設定された発火タイミングコントローラ45の制御に従って、複数のパルサ回路32にそれぞれ接続されている複数の超音波トランスデューサ31に駆動信号を出力する。これにより、時刻 t_0 に、複数の超音波ビームTX1、TX3、TX4が x_1 、 x_3 、 x_4 方向に向けて送信され、その t 時間後である時刻 $t_0 + t$ に、超音波ビームTX2が x_2 方向に向けて送信される。

10

【0062】

マルチビーム送信された複数の超音波ビームは、被検体内においてそれぞれ反射され、それによって生じた超音波エコーが超音波用探触子30に受信される。超音波用探触子30に含まれる複数の超音波トランスデューサ31は、受信した超音波エコーに基づいて複数の検出信号をそれぞれ出力する。これらの検出信号は、対応するレシーバ34にそれぞれ入力され、ステップS1におけるものと同様の信号処理を施され、メモリ41で一旦記憶された後、位相整合演算部42の各系統に並列に入力される。

【0063】

位相整合演算部42は、入力された一連の検出データに基づいて、 x_1 、 x_2 、 x_3 、 x_4 方向から戻ってきた超音波エコーがそれぞれ受信焦点を形成するように受信ビームフォーミングを行うことにより、送信ビームにそれぞれ対応する検出データを生成する。これにより、図10の(c)に示すように、反射源OB1に反射されて生じた超音波エコーの検出データと、反射源OB2に反射されて生じた超音波エコーの検出データとが分離して取得される。

20

【0064】

位相整合演算部42において受信ビームフォーミングを施された検出データは、表示画像演算部43において検出波形の検波や、画像データへの変換や、所定の画像処理を施され、さらに、画像データの走査フォーマットが変換される。これにより、音線データ空間の画像データが物理空間の画像データに変換される。さらに、表示画像演算部43は、複数の断層データから、ある体積についてのデータであるボクセルデータを生成し、3次元画像の表示を行う演算も行う。表示画像演算部43の演算処理結果は、画像表示部50でアナログ信号に変換した後に画像表示される。

30

【0065】

以上説明したように、本実施形態によれば、事前撮像の結果に基づいて、超音波ビームの送信タイミングを含む走査条件を再設定するので、隣接する複数の領域において反射されて生じた超音波エコーの検出信号を分離することができ、クロストークの影響が抑制された良質な画像データをマルチビーム送信によって高速に取得することができる。

【0066】

次に、本発明の第3の実施形態に係る超音波撮像方法について、図11を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波撮像方法は、本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像方法における走査条件の再設定方法を変更したものである。その他の構成については、図8に示す超音波撮像方法と同様である。また、図11の(a)は、被検体の3次元領域に向けて超音波ビームが送信される様子を示し、図11の(b)は、深度Pの画像領域に含まれる複数のブロックP1~P4を示し、図11の(c)は、エコー信号のタイムチャートを示している。

40

【0067】

本実施形態において、図9の(a)に示すように、隣接する方向 x_1 、 x_2 の送信ビームの送信点からの距離がほぼ等しい位置に反射源OB1、OB2がそれぞれ存在する場合には、次のように走査条件の再設定を行う。即ち、図11の(a)及び(c)に示すように

50

、走査条件設定部47は、超音波ビームTX1、TX3、TX4を同時に送信し、そのt時間後に超音波ビームTX2が送信されるように、送信タイミングを設定する。また、図11の(a)及び(b)に示すように、超音波ビームTX2については、反射源OB2が存在するx2方向をスキップして先にx2'方向にビーム送信し、その後でx2方向にビーム送信されるように、送信方向の順序を入れ替える設定を行う。これにより、発火タイミングコントローラ45に、複数の超音波ビームTX1、TX2、TX3、TX4の走査条件が再設定される。

【0068】

ここで、連続的に超音波パルスを発生させる場合や、発生した超音波の尾引きが長い場合には、x1方向及びx2方向に向けてそれぞれ送信される超音波ビームの送信タイミングをずらしても、反射源OB1に反射されて生じたエコーと、反射源OB2に反射されて生じたエコーとの一部が重なってしまうことがある。そのため、本実施形態においては、これらの超音波ビームの送信タイミングをずらすと共に、送信方向の順序を入れ替えて走査方向を変更することにより、超音波エコー間のクロストークを低減している。

【0069】

このように、本実施形態によれば、超音波ビームの送信タイミングと走査方向とを含む走査条件を再設定することにより、隣接する複数の領域において反射された生じた超音波エコーを分離して受信することができるので、クロストークの影響が抑制された良質な画像データを取得することができる。

【0070】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、被検体を複数のブロックに分けて複数の超音波ビームによってそれぞれ走査させる際に、複数のブロックにおける複数の超音波ビームの走査開始角度又は走査方向を個別に設定することにより、複数の方向から反射される超音波エコー間のクロストークを低減することができる。また、本発明によれば、事前撮像の結果に基づいて設定された走査条件に基づいてマルチビーム送信を行うことにより、隣接する複数の領域の間におけるクロストークの影響が抑制された良質な画像データを高速に取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図2】心尖部より心臓を撮像したときの1つのセクタ走査面における心臓の断面像を示す図である。

【図3】心尖部より心臓を撮像したときの同一深度の画像領域に含まれる複数のブロックと、これらのブロックの各々を超音波ビームによって走査する方向を示す図である。

【図4】走査条件設定部によって行われる別の走査条件設定方法について説明するための図である。

【図5】本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置を用いた心臓の走査における心臓の断面像上の複数の超音波ビームを示す図である。

【図6】本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置を用いた心臓の走査のタイムチャートである。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像方法を示すフローチャートである。

【図9】本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像方法を説明するための図である。

【図10】本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像方法を説明するための図である。

【図11】本発明の第3の実施形態に係る超音波撮像方法を説明するための図である。

【符号の説明】

- 10 送信ビームフォーマ
- 11 送信遅延コントロール部
- 12、32 パルサ回路
- 13、30 超音波用探触子

10

20

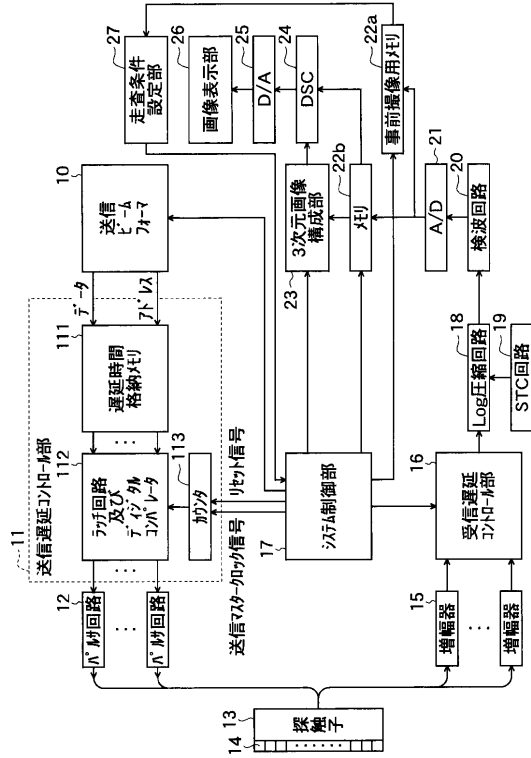
30

40

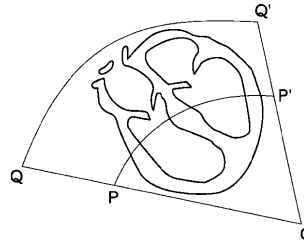
50

1 4、3 1	超音波トランスデューサ	
1 5	増幅器	
1 6	受信遅延コントロール部	
1 7、4 0	システム制御部	
1 8	Log 圧縮回路	
1 9	STC 回路	
2 0	検波回路	
2 1、3 7	A / D コンバータ	
2 2 a	事前撮像用メモリ	
2 2 b	メモリ	10
2 3	3次元画像構成部	
2 4	D S C	
2 5	D / A コンバータ	
2 6、5 0	画像表示部	
2 7	走査条件設定部	
3 4	レシーバ	
3 5	プリアンプ	
3 6	T G C 増幅器	
4 1	メモリ	
4 2	位相整合演算部	20
4 3	表示画像演算部	
4 5	発火タイミングコントローラ	
4 6	クロストーク判定部	
4 7	走査条件設定部	
1 1 1	遅延時間格納メモリ	
1 1 2	ラッチ回路及びデジタルコンパレータ	
1 1 3	カウンタ	

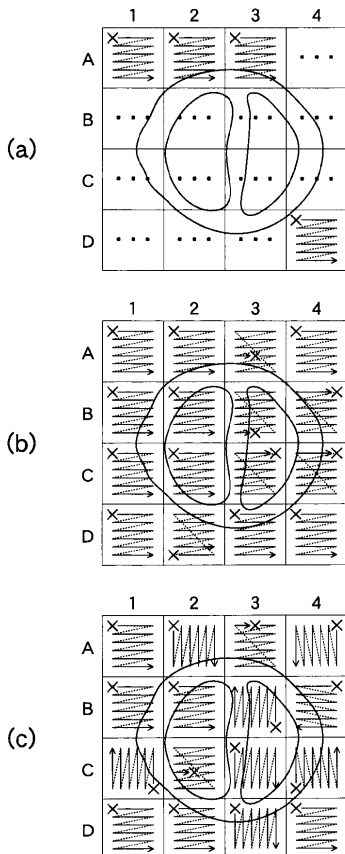
【 図 1 】



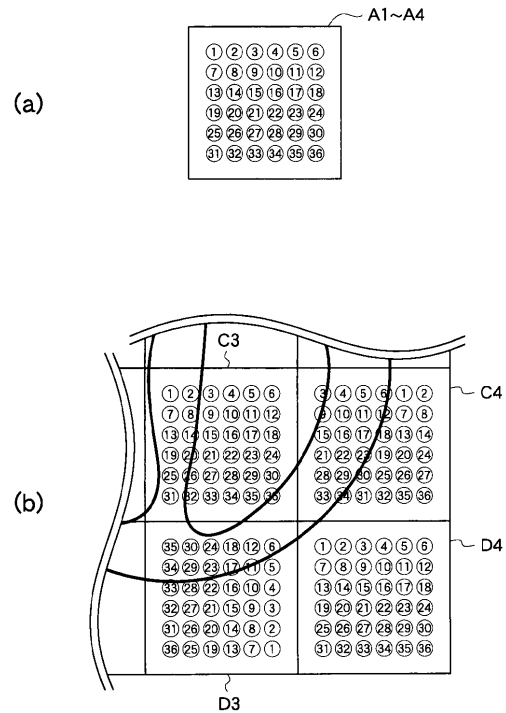
【 図 2 】



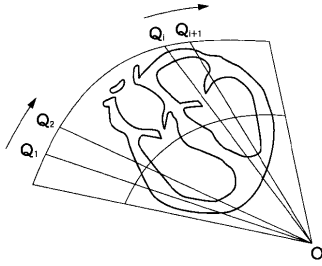
【 図 3 】



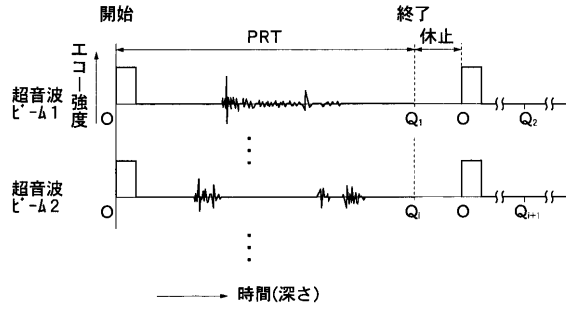
【 図 4 】



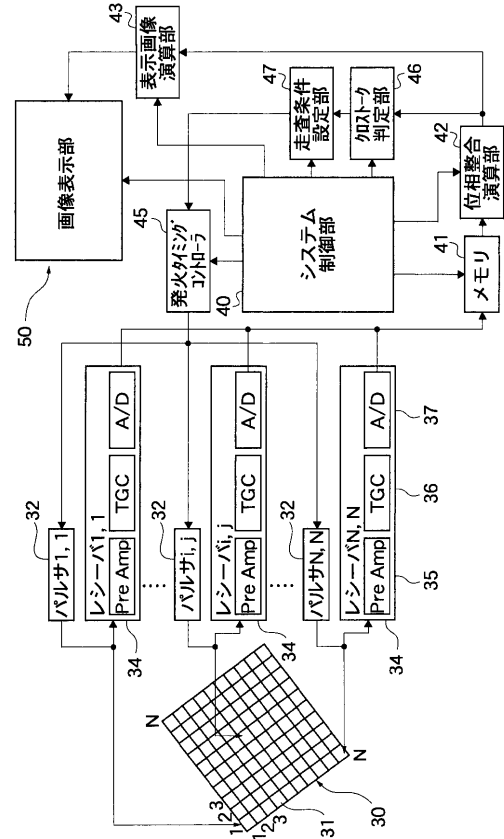
【図5】



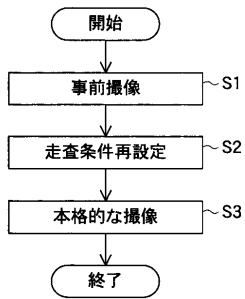
【図6】



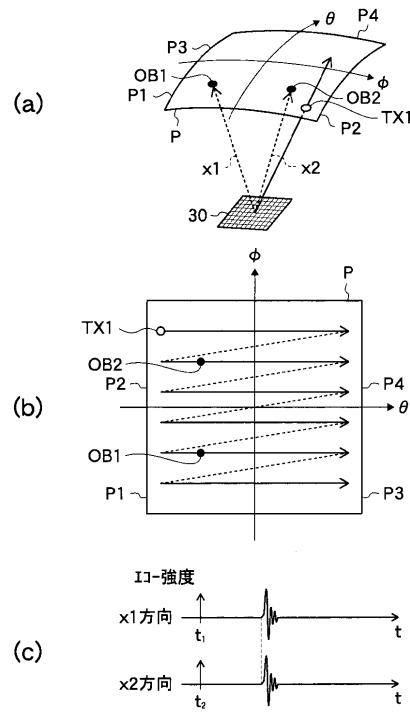
【図7】



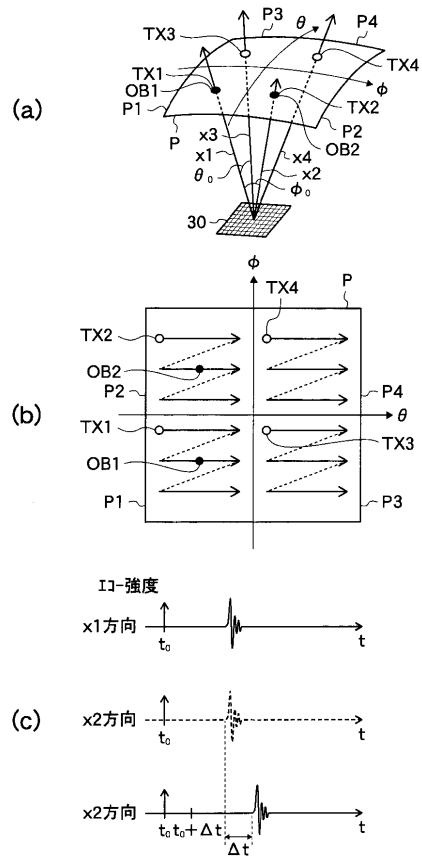
【図8】



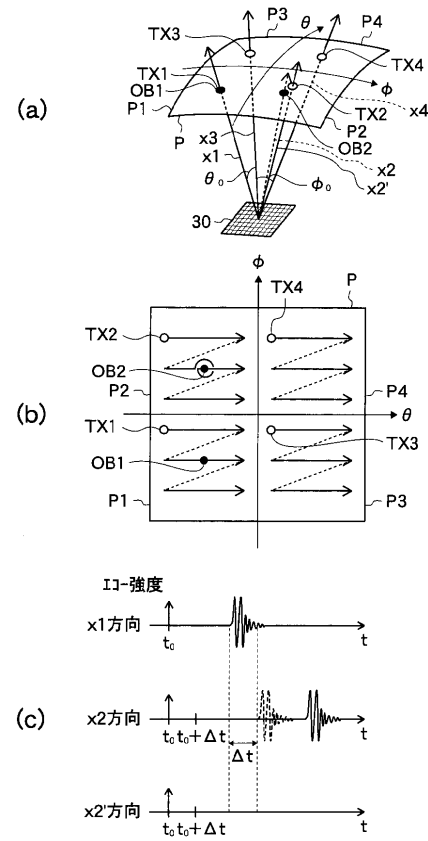
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許第06179780 (US, B1)
特開平08-322839 (JP, A)
特開平02-142545 (JP, A)
特開平03-112541 (JP, A)
特開昭53-096285 (JP, A)
特開2000-116652 (JP, A)
特開2002-248101 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超音波撮像装置及び超音波撮像方法		
公开(公告)号	JP4090370B2	公开(公告)日	2008-05-28
申请号	JP2003064488	申请日	2003-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	辻田和宏 佐藤智夫		
发明人	辻田 和宏 佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/26 G01S15/89 G01N29/06		
CPC分类号	G01N29/0609 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/26.503 G01S15/89.B		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB02 2G047/DB14 2G047/EA04 2G047/EA07 2G047/EA09 2G047/GB02 2G047/GB17 2G047/GF17 2G047/GF23 2G047/GF32 2G047/GF33 2G047/GF34 2G047/GG21 2G047/GH08 2G047/GH09 4C601/BB03 4C601/BB07 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/GB07 4C601/HH14 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/JB02 4C601/JB03 4C601/LL05 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC11 5J083/AC28 5J083/AC30 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BC01 5J083/BD01 5J083/BD12 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/CA13 5J083/DC05		
代理人(译)	宇都宫正明		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2002283449 2002-09-27 JP		
其他公开文献	JP2004160156A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声成像装置，其中减少从多个方向反射的超声回波之间的串扰，同时采用多波束系统同时发送 - 接收多个超声波束以获得超声波图像。高采样率。Z SOLUTION：超声成像装置具有：超声波探头13，用于发送 - 接收超声波束；扫描条件设定装置27，用于分别设定扫描条件，该扫描条件包括多个超声波束中的每一个的扫描开始角度或扫描方向，用于扫描被检者的多个块；发送侧信号处理装置10-12，用于根据扫描条件设定装置设定的扫描条件，延迟提供给超声波探头的多个驱动信号；接收侧信号处理装置15,16,18-23，用于处理通过接收超声回波获得的多个检测信号，以获得与被检者相关的图像信息。Z

【图 1】

