

(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2005-427

(P2005-427A)

(43) 公開日 平成17年1月6日(2005.1.6)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2003-167940 (P2003-167940)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成15年6月12日 (2003.6.12)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
			アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
		(74) 代理人	100094053
			弁理士 佐藤 隆久
		(72) 発明者	橋本 浩
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
			ジーイー横河メディカルシステム株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 BB06 EE04 EE11 HH15 HH16 HH17 JB36 JC18

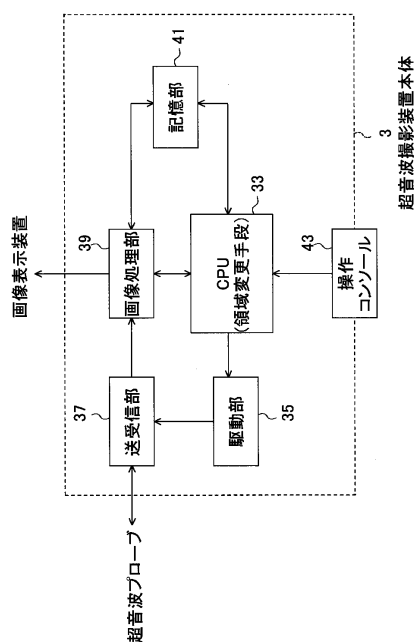
(54) 【発明の名称】 超音波撮影装置および超音波撮影方法

(57) 【要約】

【課題】対象物に動きが存在する場合に、表示領域を確保し、かつ、表示される3D画像の画質を向上させることが可能な超音波撮影装置および超音波撮影方法を提供する。

【解決手段】撮影領域内の対象物へ送信した超音波によるエコーを受信し、このエコーに基づくデータを用いた対象物の画像生成を単位時間あたりに複数のフレーム分繰り返す超音波撮影装置は、あるフレームにおいて3次元の撮影領域内のある領域におけるデータの収集に用いていた超音波の送受信を、他のフレームにおいて他の領域の前記データの収集のために行なわせ、3次元の撮影領域において超音波送受信領域の粗密を生じさせるCPU33を有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮影領域内の対象物へ送信した超音波によるエコーを受信し、該エコーに基づくデータを用いた前記対象物の画像生成を単位時間あたりに複数のフレーム分繰り返す超音波撮影装置であって、

ある前記フレームにおいて 3 次元の前記撮影領域内のある領域における前記データの収集に用いていた超音波の送受信を、他の前記フレームにおいて他の領域の前記データの収集のために行なわせ、前記 3 次元の撮影領域において超音波送受信領域の粗密を生じさせる送受信領域変更手段

を有する超音波撮影装置。

10

【請求項 2】

前記送受信領域変更手段は、前記 3 次元の撮影領域のうち、動きが存在する領域において超音波の送受信を自動的に相対的に密にさせる

請求項 1 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 3】

前記送受信領域変更手段は、同じ領域に対する前記データの大きさと 1 つ前の前記フレームにおける前記データの大きさを比較して前記動きを判断する

請求項 2 に記載の超音波撮影装置。

【請求項 4】

前記送受信領域変更手段は、前記フレームを第 1 のサブフレームとその後の第 2 のサブフレームとに分割し、

前記第 1 のサブフレームにおいて、予め決められた送受信回数のうちの所定回数分、所定の距離をあけて均等に超音波を送受信させ、

前記第 2 のサブフレームにおいて、前記動きが存在したと判断した領域に対して、前記送受信回数のうちで最大限残りの回数まで、前記第 1 のサブフレームにおいて送受信した超音波の領域の間に超音波を送受信させる

請求項 2 または 3 に記載の超音波撮影装置。

20

【請求項 5】

前記動きが存在する領域の大きさに応じて前記フレームの数を自動的に変化させる

請求項 4 に記載の超音波撮影装置。

30

【請求項 6】

撮影領域内の対象物へ送信した超音波によるエコーを受信して前記対象物の画像生成のためのデータの収集を単位時間あたりに複数のフレーム分繰り返す超音波撮影方法であって、

ある前記フレームにおいて 3 次元の前記撮影領域内のある領域における前記データの収集に用いていた超音波の送受信を、他の前記フレームにおいて他の領域の前記データの収集のために行ない、前記 3 次元の撮影領域において超音波送受信領域の粗密を生じさせる超音波撮影方法。

【請求項 7】

前記 3 次元の撮影領域のうち、動きが存在する領域において超音波の送受信を相対的に密にする

請求項 6 に記載の超音波撮影方法。

40

【請求項 8】

同じ領域に対する前記データの大きさと 1 つ前の前記フレームにおける前記データの大きさを比較して前記動きを判断する

請求項 7 に記載の超音波撮影方法。

【請求項 9】

前記フレームを第 1 のサブフレームとその後の第 2 のサブフレームとに分割し、

前記第 1 のサブフレームにおいて、予め決めた送受信回数のうちの所定回数分、所定の距離をあけて均等に超音波を送受信し、

50

前記第2のサブフレームにおいて、前記動きが存在したと判断した領域に対して、前記送受信回数のうちで最大限残りの回数まで、前記第1のサブフレームにおいて送受信した超音波の領域の間に超音波を送受信する

請求項7または8に記載の超音波撮影方法。

【請求項10】

前記動きが存在する領域の大きさに応じて前記フレームの数を変化させる

請求項9に記載の超音波撮影方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

10

本発明は、対象物の3次元像を表示する超音波撮影装置、および超音波撮影方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

被検体の診断に用いる超音波画像を生成する超音波診断装置のように、超音波を利用して対象物の画像を生成する超音波撮影装置が知られている。

超音波撮影装置においては、表示される画像は主として対象物の断層像であるが、3次元(3 Dimension: 3D)画像を擬似的に2次元モニターに表示させる3D表示も知られており、3D画像を動画として表示する4D表示も知られている(たとえば、特許文献1参照。)

20

【0003】

3D画像生成のためには、ある走査面内において複数の超音波ビーム(音線)に沿ってエコーデータを順次収集する走査を行ない、この走査作業を複数の走査面に対して行なうことにより3次元分のエコーデータを収集する。

【0004】

【特許文献1】

特開平10-85216号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、4D表示を実現するためには、音速の制限からエコーデータ収集のための音線数をあまり増加させることはできない。

30

たとえば、音線の進行方向の距離を16cm、生体内における音速を1540m/sとすると、1つの音線に沿って超音波を送信および受信してエコーデータを入手するためには、約0.21msec必要である。そして、たとえば、192音線により1つの走査面を走査するときには、約39.9msec必要となる。したがって、たとえば、走査面を192枚集めて3次元分のエコーデータを収集するとすると、約7.7秒必要である。この時間は動画表示のためには長過ぎる。また、この時間内に対象物に動きが発生すると、動く前の状態と動いた後の状態が1つの画像生成に用いられるため、画像に歪みが生じる場合がある。

エコーデータ収集時間を短縮し画像の歪みを避けるためには、エコーデータを収集する3次元領域を狭くするか、音線を間引いて解像度を下げる必要がある。

40

このように、超音波撮影における3D表示および4D表示には未だに不都合が存在しており、更なる改良が望まれている。

【0006】

本発明の目的は、対象物に動きが存在する場合に、表示領域を確保し、かつ、表示される3D画像の画質を向上させることが可能な超音波撮影装置を提供することにある。

また、上記の超音波撮影装置に用いる超音波撮影方法を提供することも本発明の目的である。

【0007】

【課題を解決するための手段】

50

本発明に係る超音波撮影装置は、撮影領域内の対象物へ送信した超音波によるエコーを受信し、該エコーに基づくデータを用いた前記対象物の画像生成を単位時間あたりに複数のフレーム分繰り返す超音波撮影装置であって、ある前記フレームにおいて3次元の前記撮影領域内のある領域における前記データの収集に用いていた超音波の送受信を、他の前記フレームにおいて他の領域の前記データの収集のために行なわせ、前記3次元の撮影領域において超音波送受信領域の粗密を生じさせる送受信領域変更手段を有する。

【0008】

また、本発明に係る超音波撮影方法は、撮影領域内の対象物へ送信した超音波によるエコーを受信して前記対象物の画像生成のためのデータの収集を単位時間あたりに複数のフレーム分繰り返す超音波撮影方法であって、この超音波撮影方法においては、ある前記フレームにおいて3次元の前記撮影領域内のある領域における前記データの収集に用いていた超音波の送受信を、他の前記フレームにおいて他の領域の前記データの収集のために行ない、前記3次元の撮影領域において超音波送受信領域の粗密を生じさせる。

10

【0009】

本発明においては、撮影領域内の対象物へ超音波を送信し、対象物からの超音波のエコーを受信する。受信したエコーに基づくデータを用いて、対象物の画像が1フレーム分生成される。この1フレーム分の画像生成が、単位時間あたりに複数回繰り返される。

送受信領域変更手段は、あるフレームにおける画像生成のためのデータの収集用に、3次元の撮影領域内のある領域において行なっていた超音波の送受信を、他のフレームにおいては他の領域のデータの収集のために行なわせる。その結果、3次元の撮影領域において超音波送受信領域に粗密が生じる。

20

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、添付図面を参照しながら述べる。なお、以下では人間の胎児を撮影対象とする場合を一例に挙げて述べるが、本発明は人間以外の対象物に対しても適用可能である。

【0011】

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波撮影装置の概略的な構成図である。図1に示すように、本実施の形態に係る超音波撮影装置1は、超音波撮影装置本体3と、超音波プローブ5とを有する。

30

超音波撮影装置本体3と超音波プローブ5とは、プローブケーブル7を介して互いに接続される。

【0012】

また、図2は超音波撮影装置本体3の概略的な構成を示すブロック図である。図2に示すように、超音波撮影装置本体3は、本発明における送受信領域変更手段としてのCPU (Central Processing Unit) 33と、駆動部35と、送受信部37と、画像処理部39と、画像表示装置31と、記憶部41と、操作コンソール43とを有する。

【0013】

CPU 33は駆動部35と画像処理部39とに接続されており、また、送受信部37も駆動部35と画像処理部39とに接続されている。送受信部37はプローブケーブル7を介して超音波プローブ5に接続され、表示装置31は画像処理部39に接続される。

40

さらに、記憶部41はCPU 33および画像処理部39にそれぞれ接続され、CPU 33および画像処理部39から適宜アクセスされる。

また、操作コンソール43はCPU 33に接続される。

【0014】

操作コンソール43は、キーボードやトラックボール等の各種操作デバイスを備えており、操作コンソール43を介して超音波撮影装置1が操作される。

操作コンソール43は、超音波撮影装置1を操作するオペレータからの指令を、各種操作デバイスからの出力信号としてCPU 33に送信する。

50

【0015】

CPU33は、操作コンソール43を介して入力されたオペレータからの指令に応じて、画像処理部39および駆動部35をそれぞれ制御する。たとえば、CPU33は、画像処理の開始または停止、画像表示装置31への画像の表示・非表示等の状態を指示する指令信号を画像処理部39に出力する。

また、CPU33は、撮影対象を超音波により走査する順番や撮影対象までの距離等の条件を指定し、この指定に応じて超音波プローブ5により超音波を送信させるようにする指令信号を駆動部35に出力する。CPU33が駆動部35に出力する指令信号の内容については後ほど詳述する。

【0016】

駆動部35は、たとえば、電気・電子的な回路を用いて実現する。

駆動部35は、CPU33からの指令信号に応じた音線が形成されるように超音波プローブ5を駆動するための駆動信号を生成し、生成した駆動信号を送受信部37に送信する。音線の意味等の詳細な内容は後述する。

【0017】

送受信部37は、信号の送信および受信のためのポートである。送受信部37は、超音波プローブ5の駆動のために駆動部35から出力される駆動信号を、プローブケーブル7を介して超音波プローブ5に送信する。

また、送受信部37は、撮影対象から反射し超音波プローブ5により受信される超音波のエコーに基づくエコー信号を、画像処理部39に送信する。

【0018】

画像処理部39は、送受信部37から送信されるエコー信号に基づいて、たとえば、エコー信号の波形の振幅を輝度の差として表わすいわゆるBモード処理を行なう。この処理により得られる輝度データに基づいて、画像処理部39は撮影対象の画像を生成する。

また、画像処理部39は、生成した画像をCPU33からの指令に応じて画像表示装置31に表示・非表示させ、また、画像データを記憶部41に送信して保存させる。

【0019】

画像表示装置31は、ブラウン管や液晶表示パネル等の各種モニターであり、画像処理部39から送信された画像データに基づく画像を表示させる。

【0020】

記憶部41には、半導体メモリやハードディスクドライブ等の各種記憶装置が含まれる。記憶部41は、画像処理部39から画像データが送信されたときにはその画像データを保存する。また、記憶部41は、音速や撮影対象までの距離等の各種パラメータも記憶する。

【0021】

超音波プローブ5は、撮影対象からのエコー信号取得のための超音波を送信する。本実施の形態においては、図1に示すように、被検体11中の胎児12を撮影対象とする場合を一例に挙げる。このとき超音波プローブ5は、たとえばオペレータにより把持され、超音波を送受信する送受信面5Sを、胎児12を有する被検体11の体表に接触させられる。

【0022】

図1に示すように、超音波プローブ5はその内部に超音波振動子アレイ9を備えており、この超音波振動子アレイ9がプローブケーブル7に連結されている。

プローブケーブル7には、超音波振動子アレイ9へ電力を供給するための給電線や、超音波振動子アレイ9と超音波撮影装置本体3との間における信号の送受信のための信号線が含まれる。

【0023】

超音波振動子アレイ9は、超音波プローブ5の内部において、送受信面5S側に配置される。超音波振動子アレイ9から超音波が送信される。また、超音波振動子アレイ9は、撮影領域内へ送信された超音波のエコーを受信し、エコー信号を電気信号に変換する。電気信号に変換されたエコー信号は、超音波撮影装置本体3に送信される。

10

20

30

40

50

【0024】

超音波振動子アレイ9と撮影領域との関係を、図3を参照して述べる。

本実施の形態に係る超音波振動子アレイ9は、圧電材料片である超音波振動子90を複数個2次元的に配列して形成されている。

圧電材料としては、たとえば、 $PbZrO_3$ と $PbTiO_3$ の固溶体（チタン酸ジルコン酸鉛。略称PZT）等の圧電性セラミックスを用いる。

【0025】

2次元マトリクス的に配列された超音波振動子90の行方向をx方向、列方向をz方向とする。x方向に所定個配列された超音波振動子90のあるまとまりを振動子列9Aiとすると、z方向に沿って、1つ前には振動子列9Ai-1、1つ後には振動子列9Ai+1 10
というように、z方向に所定数の振動子列が並ぶことになる。たとえば、振動子列9Aiについて考える。振動子列9Aiの超音波振動子90は、複数個（たとえば4個）ずつまとめて駆動される。超音波振動子90は、駆動のための電圧を印加されて各々超音波USを送信する。たとえば、4個単位で駆動される超音波振動子90からの超音波USの合成波面が、音線50となる。

【0026】

各超音波振動子90は、音線50として表わされる超音波USが撮影対象に当たって反射したエコーを受信する。超音波は可聴周波数帯の音波よりも直進性が強いため、音線50を送信した超音波振動子90が主としてエコーを受信する。

超音波振動子90はエコーを受信して振動し、この振動により電気信号が生じる。これにより、エコー信号が電気信号に変換される。 20

【0027】

1つの音線50に関する超音波USの送信および受信の終了後に、駆動単位がx方向に所定の超音波振動子90の個数分ずれて、再び次の音線に関する超音波USの送受信が行なわれる。

このように、x方向に沿った複数の音線50によって、ある1つの走査面が走査される。振動子列9Aiにより走査される走査面を走査面Suiとする。また、振動子列9Ai-1、9Ai+1により走査される走査面をそれぞれ走査面Sui-1、Sui+1とする。z方向に沿って配列される複数の走査面により、図1に示すように3次元の撮影領域14が形成される。 30

なお、超音波プローブ5を被検体11に接触させたときの被検体11への送受信面5Sの撮影領域が、撮影領域14における投影面14aとなる。

【0028】

ここで、上述の超音波撮影装置1の各構成要素間の作用を、本実施の形態における超音波撮影方法と関連付けて図4を参照しながら述べる。

図4は、本実施の形態における超音波撮影方法の一例を示すフローチャートである。

まず、本実施の形態においては、撮影領域14に対して送信する音線50の最大数を求める（ステップST1）。

【0029】

オペレータは、音線50の音的なフォーカスポイントに関わる音線の進行方向の距離や、z方向に並んだ走査面のうち何枚の走査面を用いるか等の条件を定め、3次元（3D）の撮影領域14の大きさを決める。また、オペレータは、フレームレートも決める。フレームレートとは、ここでは、画像表示装置31の画面31Dに表示させるべき画像のデータの1秒間における更新レートを意味する。順次更新されて表示される各画像が表示される長さを、1フレームという。 40

オペレータは、操作コンソール43を用いて撮影領域14の大きさやフレームレート等の条件を入力する。これらの条件のデータは、CPU33に送信される。

CPU33は、入力された条件データに基づいて、送信可能な最大音線数を計算する。また、CPU33は、これらの条件データを記憶部41に記憶させる。

【0030】

最大音線数を計算した後は、CPU 33は最大音線数のうちの所定の数の音線を用いて撮影領域14を走査させる指令信号を駆動部35に出力する。本実施の形態においては、たとえば、CPU 33は最大音線数のうちの半数の音線を用いて走査させる（ステップST2）。

このステップST2は、本発明における第1のサブフレームの一実施態様に相当する。

【0031】

ステップST2においては、たとえば、CPU 33は3Dの撮影領域14がある程度の距離をあけて均等に送信された音線50により走査されるように指令信号を出力する。

駆動部35は、CPU 33からの指令信号に従って音線50が送信されるように超音波振動子アレイ9を駆動する駆動信号を生成する。送受信部37を介して入力されるこの駆動信号に従って超音波振動子アレイ9は駆動される。詳細には、たとえば、ある走査面においてx方向に所定間隔をおいて音線50が送信されて走査が行なわれ、この走査がz方向において走査面毎に順次行われて3D撮影領域14が走査される。

【0032】

音線50の送信により得られるエコー信号はプローブケーブル7および送受信部37を介して順次画像処理部39に送信される。画像処理部39は、送信されたエコー信号に基づいて輝度データを生成する。この輝度データは、CPU 33に送信される。

CPU 33は、送信された輝度データに基づいて胎児12の動きを判定する（ステップST3）。

たとえば、ある輝度データと1つ前のループにおける同じ位置の輝度データとを比較し、これら2つのデータの差分の値が所定の閾値を越えていた場合には動きが存在したと判断する。閾値の値は、所定の定数としてもよいし、たとえば、1つ前の輝度データの $1/2$ の値というように変数にしてもよい。

【0033】

CPU 33は、ステップST2，ST3までにおいて得られた半数の音線による輝度データに基づいて、撮影領域14のうちで動きが存在する領域と存在しない領域とを判定する（ステップST4）。

図5（a）～（f）は、動きのある領域を判定する基準の一例について述べるために、投影面14aを拡大して示した図であり、図5（a），（b）は動きが存在しないと判定する場合を、図5（c）～（f）は動きが存在すると判定する場合をそれぞれ表わしている。

【0034】

図5（a）～（f）に示す実線および点線の交点の位置から音線50が送信される。図5において、○印により表わされる位置P1は、ステップST2において音線50が送信され、かつ、輝度データの差分が閾値を越えておらず、動きが無いと判断された位置を示している。また、□印により表わされる位置M1は、送信された音線による輝度データに基づき、動きがあると判断された位置を示している。

たとえば図5（a）から、音線50はx方向およびy方向の両方において1つおきに送信されていることが分かる。

図5（a）に示すように、いずれの音線50の位置においても動きが存在しない場合、および、図5（b）に示すように、1つの音線50にのみ動きが存在する場合には、CPU 33はその領域は動きの無い領域だと判定する。

【0035】

動きが存在しないと判定した領域において、ステップST2において音線50を送信しなかった位置の輝度データとしては、CPU 33は1つ前のループにおいて得られたデータか、もしくは、補間データを用いる（ステップST5）。

たとえば、図5（b）における位置a1，a2の輝度データには、位置a1，a2をそれぞれ挟む位置P1および位置M1の輝度データから計算した補間データを用いる。

位置a3，a4の輝度データには、位置a3，a4をそれぞれ挟む位置P1の輝度データから計算した補間データを用いる。

また、3つの位置P1および位置M1の輝度データの平均を、これらの位置により囲まれる位置の輝度データとして用いる。

なお、1つ前のループにおける輝度データ、またはCPU33により計算される補間データは、記憶部41に一時保存される。

【0036】

CPU33は、図5(c)～(f)に示すように位置M1が2つ以上存在していた場合には、複数の位置M1に挟まれる領域を動きのある領域と判定する。図5(c)、(d)は位置M1が2箇所存在する場合を、図5(e)は位置M1が3箇所存在する場合を、図5(f)は位置M1が4箇所存在する場合をそれぞれ表わしている。

【0037】

CPU33は、動きがあると判定した領域に対しては、ステップST2において送信した音線50の隙間を新たな音線50により走査させる(ステップST6)。

このステップST6は、本発明における第2のサブフレームの一実施態様に相当する。

ステップST6において音線50を送信する位置P2を、図5(c)～(f)において△印として示している。

図5(e)に示すように対角線上の位置M1に挟まれた位置a5については、音線50を送信するか否かは、得られる画像の画質等の条件を考慮して適宜設計すればよい。

【0038】

投影面14aにおける上述のステップST2およびステップST6による走査の位置の例を図6に示す。図6において、□印が位置P1または位置M1を表わしており、■印が位置P2を表わしている。

ステップST2において、ステップST1により得られた最大音線数の半数を用いて走査を行なっているため、ステップST6において最大限送信可能な音線50の数は、最大音線数の半分となる。

【0039】

ステップST6において送信された音線50によるエコー信号が画像処理部39に送信され、画像処理部39はこのエコー信号に基づいて、ステップST6において音線50が送信された位置の輝度データを生成する(ステップST7)。

【0040】

画像処理部39は、ステップST2における音線50の送信により得られていた輝度データを記憶部41から読み出し、ステップST7により得られた輝度データと合成し、撮影領域14全体の輝度データを生成する(ステップST8)。

なお、この撮影領域14全体の輝度データは、記憶部41に保存しておくことが可能である。

【0041】

画像処理部39は、ステップST8における合成の結果得られた輝度データに基づきボリュームレンダリング等の公知の画像処理を実行し、たとえば、所定の方向から見た胎児12の3D画像12Iの画像データを生成する(ステップST9)。

画像処理部39は、生成した画像データに基づく3D画像を画像表示装置31に表示させる。

【0042】

以上により、1フレーム分の画像が生成されて画像表示装置31に表示される。上述のように、1フレーム分の画像は第1のサブフレームとしてのステップST2における走査によって得られた輝度データと、第2のサブフレームとしてのステップST6における走査によって得られる輝度データとを合成したデータから生成される。

【0043】

CPU33は、オペレータから撮影停止の指令が入力されるまで、ステップST2～9の作業を1秒間に所定のフレーム分繰り返す(ステップST10)。

動きの領域は変化するため、あるフレームにおいてステップST6の輝度データ収集のために用いられていた音線50は、別のフレームにおいては送信されないこともあるし、こ

10

20

30

40

50

の用いられなかった送信回数分、ステップ S T 6 において他の領域の輝度データ取得のために音線 5 0 が送信される場合もある。

操作コンソール 4 3 を介して撮影停止の指令が入力されたときに、C P U 3 3 は駆動部 3 5 への指令信号出力を停止し、撮影が終了する。

【0044】

以上のように、本実施の形態においては、胎児 1 2 に対してまず均等に音線 5 0 を送信し、得られたエコー信号から胎児 1 2 の動いている領域を判定する。そして、動いている領域に対しては、最初に送信した音線 5 0 の間に新たに音線 5 0 を送信してエコー信号を取得する。これにより、3 D の撮影領域 1 4 において、送信する音線 5 0 に相対的な粗密を生じさせることができる。

10

動いている領域に対し新たに音線 5 0 を送信するため、特に動きが存在する領域における音線密度が高くなる。したがって、たとえば、胎児 1 2 の口や腕の動き、心臓の弁の開閉等の動作のような動作に対して詳細なエコー信号を得ることができる。したがって、撮影対象に動きが存在する場合の 3 D 画像の歪みを防止して画質を向上させることができる。この音線 5 0 の粗密の発生は、C P U 3 3 によって自動的に行なわれるため、オペレータの負担を軽くすることができる。

【0045】

また、このような動きが存在する領域以外には上述のステップ S T 6 において音線 5 0 を送信しない。したがって、送信する全体的な音線 5 0 の数を減らすことができる。その結果、1 つの画面を生成するために必要な時間が減り、フレームレートを向上させることができる。ステップ S T 6 において送信する音線 5 0 の数に応じたこのフレームレートの変更は、C P U 3 3 により自動的に行わせることができる。C P U 3 3 は、ステップ S T 6 において送信する音線 5 0 の数に応じて、ステップ S T 1 において入力されたフレームレートの範囲内で、フレームレートを自動的に増減させる。

20

また、必要な領域の音線密度のみを上げることができるため、撮影領域 1 4 の大きさをある程度広く確保することができる。

【0046】

変形形態

本発明は、上述の実施の形態に限らず種々の変形が可能である。

たとえば、ステップ S T 6 において送信する音線 5 0 の数が最大音線数の半分よりも少なくなる場合に、上述の実施の形態のように動きがない領域には音線 5 0 を送信しないかわりに、動きが存在する領域の音線密度をさらに上げてよい。その一例を図 7 に示す。

30

図 7 は、図 5 と同様の撮影領域 1 4 の投影面 1 4 a の部分拡大図である。図 5 においては位置 M 1 の間における音線 5 0 を送信する位置 P 2 は 1 箇所であるが、図 7 においては位置 P 2 を 2 箇所としている。

【0047】

撮影領域 1 4 は複数の走査面からなる 3 D 空間である。また、ステップ S T 2 においては、最大音線数の半数の音線 5 0 を撮影領域 1 4 に均等に送信している。このため、位置 P 1 または位置 M 1 の位置は 1 つ置きに設定されていたとしても、残りの半数の音線数のうち、ステップ S T 6 において音線 5 0 を送信しない走査面に割り当てられていると考えられる音線 5 0 を用いれば、ステップ S T 6 において 1 つの走査面に送信する音線 5 0 の密度をある程度高めることができる。その結果、動きのある領域をさらに詳細に画像化することができる。なおかつ、最大音線数は変わらないため、フレームレートの低下を抑制することができる。

40

上記実施の形態においては動きのある領域における音線 5 0 の密度を自動的に高くするようにしたが、たとえば、操作コンソール 4 3 を操作して、音線 5 0 を密にする領域をオペレータが任意に指定できるようにすることも可能である。

【0048】

また、たとえば、上述の実施の形態のように音線 5 0 を 1 つ 1 つ順次走査するかわりに、同時に送信するようにすれば、輝度データの取得時間を短縮することができ、フレームレ

50

ートをさらに高めることができる。

【0049】

ステップST5において補間データを計算する代わりに、位置P1の輝度データをコピーして用いれば、計算時間を減らしてフレームレートをさらに高めることができる。

【0050】

また、2次元マトリクス的に構成した超音波振動子アレイ9の代わりに、たとえば、1本の振動子アレイ9Aiを、x方向に沿った軸を回転中心として機械的に回転させて3D撮影領域14を走査する超音波プローブを用いることもできる。

【0051】

上述の実施の形態においてはステップST3, 4における動きの判定やステップST5における計算をCPU33に行なわせたが、これらの処理を画像処理部39が実行するようにしてもよい。

【0052】

なお、上述のステップST2において、撮影領域14に送信する音線50の間隔は、均等にする必要はなく、適宜不均等な間隔やランダムな間隔にしてもよい。また、本発明は、胎児12の撮影に限らず生体の超音波撮影に適宜適用可能である。さらに、生体に限らず、超音波撮影が可能であれば無機対象物の撮影にも用いることができる。

【0053】

【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、対象物に動きが存在する場合に、表示領域を確保し、かつ、表示される3D画像の画質を向上させることが可能な超音波撮影装置を提供することができる。

また、本発明によれば、上記の超音波撮影装置に用いる超音波撮影方法を提供することもできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態に係る超音波撮影装置の概略的な構成図である。

【図2】図1に示す超音波撮影装置の本体の概略的な構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の一実施の形態における超音波振動子アレイと撮影領域との関係を述べるための図である。

【図4】本実施の形態における超音波撮影方法の一例を示すフローチャートである。

【図5】3D撮影領域のうち動きのある領域を判定する基準の一例について述べるための撮影領域の部分拡大図である。

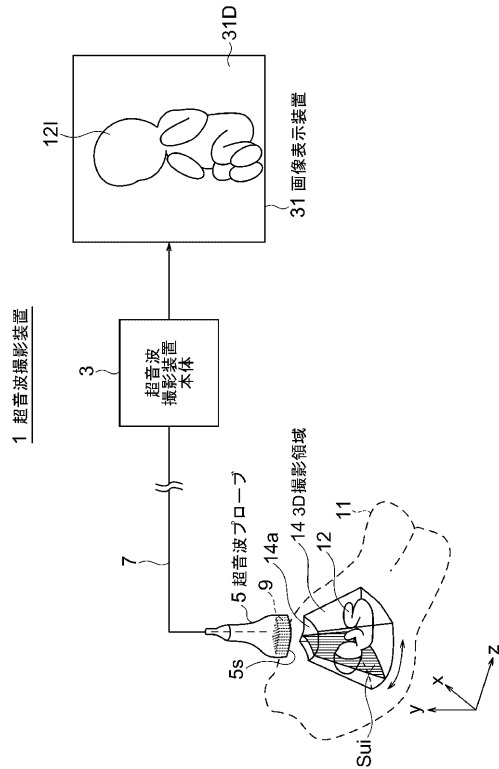
【図6】音線の粗密の一例を示す図である。

【図7】図5と同様の撮影領域の一部の拡大図である。

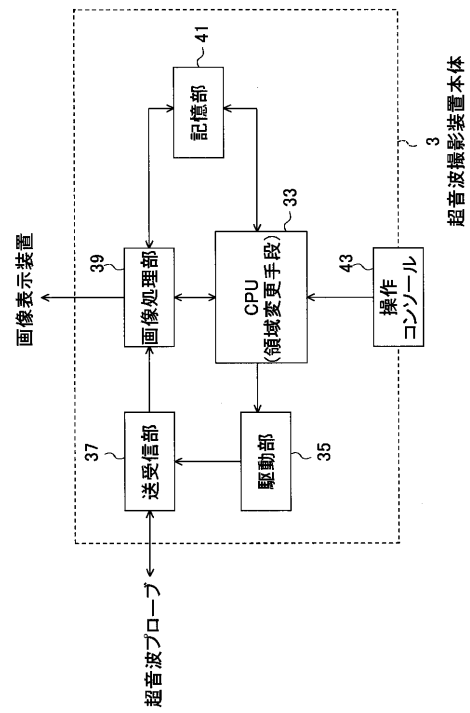
【符号の説明】

- 1 … 超音波撮影装置
- 3 … 超音波撮影装置本体
- 5 … 超音波プローブ
- 9 … 超音波振動子アレイ
- 9Ai-1 ~ 9Ai+1 … 振動子列
- 12 … 胎児（撮影対象）
- 14 … 撮影領域
- 31 … 画像表示装置
- 33 … CPU（送受信領域変更手段）
- 35 … 駆動部
- 37 … 送受信部
- 39 … 画像処理部
- 41 … 記憶部
- 90 … 超音波振動子
- Sui-1 ~ Sui+1 … 走査面

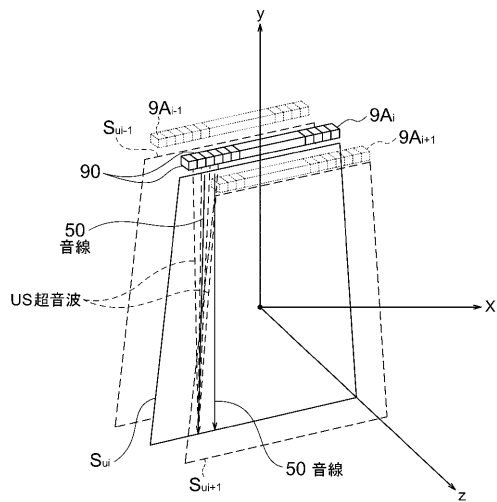
【図 1】



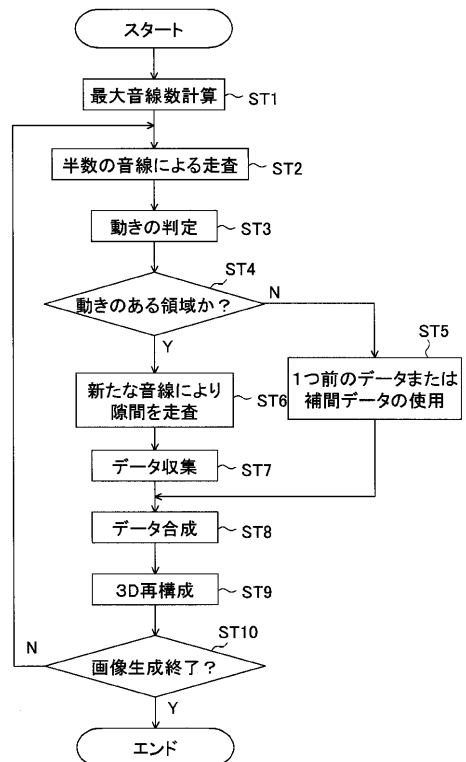
【図 2】



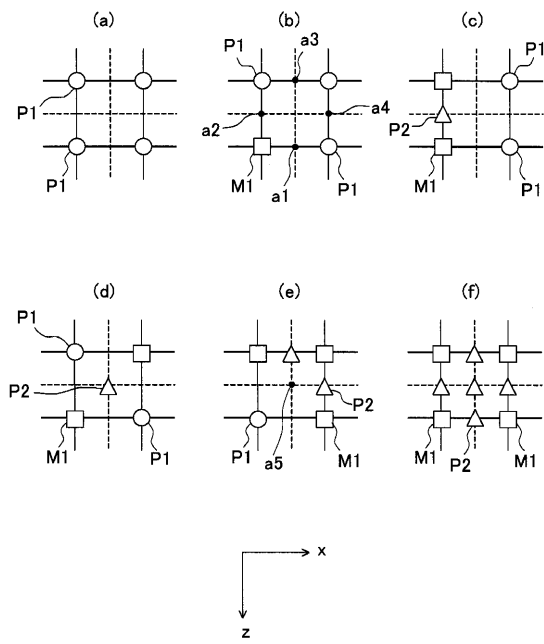
【図 3】



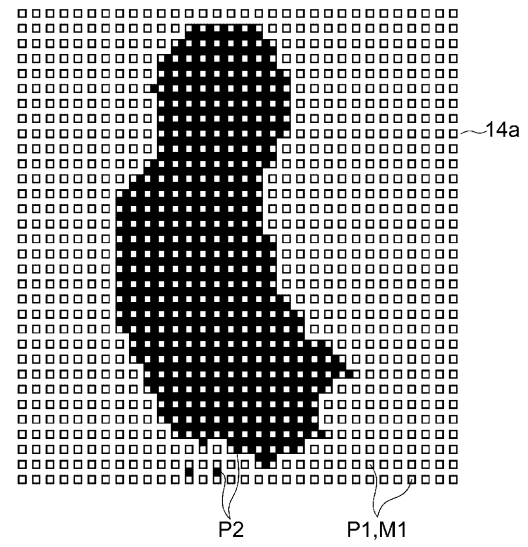
【図 4】



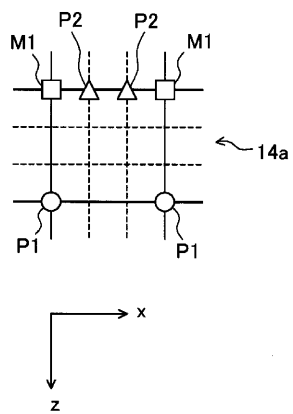
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声成像设备和超声成像方法		
公开(公告)号	JP2005000427A	公开(公告)日	2005-01-06
申请号	JP2003167940	申请日	2003-06-12
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	橋本浩		
发明人	橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/ JB36 4C601/JC18		
代理人(译)	佐藤隆久		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像设备和超声成像方法，该超声成像设备和超声成像方法能够确保对象运动时的显示区域并提高所显示的3D图像的质量。超声波成像设备接收在成像区域中传输至对象的超声波的回波，并使用基于回波的数据在单位时间内对多个帧重复对象的图像生成。执行用于在特定帧中的三维成像区域内的特定区域中收集数据的超声波的发送和接收，以获取另一帧以及三维成像区域中的另一区域中的数据。它具有使超声波发送/接收区域的密度变化的CPU 33。[选择图]图2

