

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4383832号
(P4383832)

(45) 発行日 平成21年12月16日(2009.12.16)

(24) 登録日 平成21年10月2日(2009.10.2)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
G 0 6 T 15/00 (2006.01)	G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2003-385827 (P2003-385827)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成15年11月14日(2003.11.14)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2005-143836 (P2005-143836A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成17年6月9日(2005.6.9)	(74) 代理人	110000040
審査請求日	平成18年9月20日(2006.9.20)		特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
		(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
		審査官	右▲高▼ 孝幸

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】

超音波プローブから出射され被診断部位で反射して戻ってきた受信エコー情報を物理的に連続した複数のエコーデータとして格納する記憶手段と、

複数のエコーデータ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に変換する変換手段と、

前記変換手段により作成されたBモード超音波断層画像を連続して表示する表示手段と、

前記Bモード超音波断層画像を構成する各エコーデータ毎に、目的物体の手前にあるエコーデータの隆起部分を判別する判別手段と、

前記Bモード超音波断層画像を構成する各エコーデータ毎に、前記判別手段により判別されたエコーデータの隆起部分より求められた境界点を開始点とし、音響走査線方向における前記開始点からのエコーデータに基づいて三次元画素値を算出する画像処理手段とを備え、

前記表示手段は、前記画像処理手段により算出された音響走査線毎の三次元画素値の集合体として三次元画像を表示する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波診断装置はさらに、前記開始点の設定条件に基づいて、前記判別手段により判別された前記エコーデータの隆起部分を前記開始点として選択し、前記画像処理手段に出力する開始点選択手段を備えた請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記超音波診断装置はさらに、前記判別手段により前記エコーデータの隆起部分が判別できない場合、または前記判別手段からの判別結果が前記開始点選択手段に設定される前記開始点の設定条件を満たさない場合、現在の音響走査線以前の音響走査線で決定された開始点から、現在の音響走査線に対する開始点を近似予測により決定する開始点予測手段を備えた請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記開始点の判別、選択、決定および前記三次元画像の表示は、リアルタイムで、または前記記憶手段にエコーデータが格納された後にオフラインで実施される請求項 3 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記表示手段は、前記開始点を前記 B モード超音波断層画像上に表示する請求項 1 から 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に超音波診断装置における三次元超音波画像の構築処理技術に関する。

【背景技術】

【0002】

20

従来の超音波診断装置において、三次元画像の構築範囲の指定を自動化する方法では、三次元画像の要素である各二次元 B モード断層画像における目的物体の手前におけるエコーデータの落込部分を利用して、目的物体の手前に適切に境界点（三次元画像処理の開始点）を設定している（例えば、特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特開 2001-145631 号公報（第 5 - 7 頁、第 1 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、従来のエコーデータの落込部分を利用した境界点の設定方法においては、目的物体とその手前間にエコーデータの落込部分がなければ、境界点が設定されないという問題があった。

30

【0004】

例えば、妊娠後期において、羊水が減少し、胎盤と胎児が接した場合、従来方法では、境界点を設定できず、三次元画像処理の開始点を決定できない。

【0005】

本発明は、従来の問題を解決するためになされたもので、エコーデータの落込部分がない場合でも、目的物体の境界点を設定し、そこを開始点として三次元画像を構築することのできる超音波画像診断装置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】

【0006】

40

前記の目的を達成するため、本発明に係る超音波画像診断装置は、超音波プローブから出射され被診断部位で反射して戻ってきた受信エコー情報を物理的に連続した複数のエコーデータとして格納する記憶手段と、複数のエコーデータ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に変換する変換手段と、変換手段により作成された B モード超音波断層画像を連続して表示する表示手段と、B モード超音波断層画像を構成する各エコーデータ（音響走査線データ）毎に、目的物体の手前にあるエコーデータの隆起部分を判別する判別手段と、B モード超音波断層画像を構成する各エコーデータ（音響走査線データ）毎に、判別手段により判別されたエコーデータの隆起部分より求められた境界点を開始点とし、音響走査線方向における開始点からのエコーデータに基づいて三次元画素値を算出する画像処理手段とを備え、表示手段は、画像処理手段により算出された

50

音響走査線毎の三次元画素値の集合体として三次元画像を表示する構成を有している。

【 0 0 0 7 】

この構成により、二次元又は三次元のデータ取込空間内に存在する目的物体の手前にあるエコーデータの落込部分または隆起部分（特徴データ部分）を利用して、目的物体の手前に適切に境界点を設定した上で、その境界点を演算開始点ととして利用して三次元画像処理を行うことができる。

【 0 0 0 8 】

本発明に係る超音波診断装置はさらに、外部から入力される開始点の設定条件に基づいて、判別手段により判別されたエコーデータの隆起部分を開始点として選択し、画像処理手段に出力する開始点選択手段を備えた構成を有している。

10

【 0 0 0 9 】

この構成により、目的物体の手前にあるエコーデータ落込部分または隆起部分（特徴データ部分）のいずれか一つまたは両方を選択して、特徴データ部分が異なる場合にも、目的物体の手前に適切に境界点を設定した上で、その境界点を演算開始点として利用して三次元画像処理を行うことができる。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る超音波診断装置はさらに、判別手段によりエコーデータの隆起部分が判別できない場合、または判別手段からの判別結果が開始点選択手段に設定される開始点の設定条件を満たさない場合、現在の音響走査線以前の音響走査線で決定された開始点から、現在の音響走査線に対する開始点を近似予測により決定する開始点予測手段を備えた構成を有している。

20

【 0 0 1 1 】

この構成により、エコーデータの落込部分または隆起部分の特徴データ部分がない場合にも、三次元画像処理の開始点を決定することができる。

【 0 0 1 2 】

また、本発明に係る超音波診断装置は、開始点の判別、選択、決定および三次元画像の表示は、リアルタイムで、または記憶手段にエコーデータが格納された後にオフラインで実施される構成を有している。

【 0 0 1 3 】

この構成により、リアルタイムで三次元画像を表示するか、または一時取り込んだエコーデータから三次元画像を表示するかを選択できる。

30

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係る超音波診断装置において、表示手段は、開始点をBモード超音波断層画像上に表示する構成を有している。

【 0 0 1 5 】

この構成により、三次元画像処理の開始点を操作者に明示することができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、エコーデータの落込部分がない場合でも、目的物体の境界点を設定し、そこを開始点として三次元画像を構築して表示できる超音波画像診断装置を提供することが可能となる、という格別な効果を奏する。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 1 8 】

図1は、本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【 0 0 1 9 】

図1において、超音波プローブ1から送信され被診断部位で反射されて超音波プローブ1で受信された超音波信号は、受信信号処理部2により、増幅、検波等の信号処理が施さ

50

れ、物理的に連続した複数のエコーデータとしてシネメモリ 5（記憶手段）に一時格納される。それと同時に、受信された超音波信号は、受信信号処理部 2 に供給され、デジタル・スキャン・コンバータ（DSC）3（変換手段）により、複数のエコーデータが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に変換され、B モード超音波断層画像としてディスプレイモニタ 4（表示手段）に表示される。

【0020】

また、シネメモリ読み出し制御部 6、シネメモリ読出しアドレスカウンタ 11、シネメモリ書き込み制御部 8、シネメモリ書き込みアドレスカウンタ 12、および三次元画像処理部 7（画像処理手段）により、シネメモリ 5 に格納された前回のエコーデータを元に三次元画像が作成される。また、操作者は、入力装置 10 を介して、三次元画像を作成するための、後述する開始点の設定条件を含む各種条件を指定し、システム制御部 9 は装置全体を制御する。

10

【0021】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について、本願発明の特徴的構成とともに説明する。

【0022】

シネメモリ読み出し制御部 6 は、シネメモリ 5 の連続したフレームからエコーデータを読み出し、三次元画像処理部 7 は、B モード超音波断層画像のエコーデータからボリュームレンダリング法によって三次元画像を作成する。

【0023】

20

三次元画像処理開始処理部 13（判別手段）は、シネメモリ読み出し制御部 6 により、連続したフレームから読み出されたエコーデータを区間平均化処理した後、そのデータ値を前後比較し、その差が閾値に対して負になった場合をエコーデータ列の落込み部分として判別し、またその差が閾値に対して正になった場合をエコーデータ列の隆起部分として判別する。

【0024】

さらに、論理処理部 14（開始点選択手段）は、三次元画像処理開始処理部 13 により判別された正負の値に対して、入力装置 10 から設定された、三次元画像処理の開始点の設定条件に合わせて、組合わせ、すなわち正の場合のみ、負の場合のみ、および正負両方の場合のいずれかを選択し、最終的な三次元画像処理の開始点を決定し、この開始点をエコーデータ列アドレスとして三次元画像処理部 7 に設定し、三次元画像処理が開始する。

30

【0025】

また、開始点予測処理部 15（開始点予測手段）は、過去のエコーデータ列の三次元画像処理アドレスを記憶し、三次元画像処理開始処理部 13 において該当するエコーデータ列の落込み部分および隆起部分が正負の閾値を越えない場合、または三次元画像処理開始処理部 13 からの判別結果が論理処理部 14 に設定される開始点の設定条件を満たさない場合、過去のエコーデータ列の三次元画像処理アドレスから、該当するエコーデータ列の三次元画像処理アドレスである開始点を近似予測により決定する。

【0026】

上記処理は、エコーデータ列が読み込まれながら、すなわちリアルタイムで実施されるか、一旦シネメモリ 5 に格納された後、オフラインでも実施できる。

40

【0027】

図 2 A は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置を用いて胎児に対する複数のエコーデータ列における三次元画像処理の開始点を決定する一例を示す模式図である。図 2 A において、21 は複数のエコーデータ列を示し、第 1 のエコーデータ列 21 - 1、第 2 のエコーデータ列 21 - 2、...、第 (n - 1) のエコーデータ列 21 - (n - 1)、第 n のエコーデータ列 21 - n、... から成る。

【0028】

図 2 B に示すように、第 1 のエコーデータ列 21 - 1 の振幅情報に対しては、三次元画像処理開始処理部 13 において、羊水部に対応したエコーデータの逐次比較が行われ、そ

50

の前後のデータ列の差が負の値となるので、入力装置 10 から入力された変更可能な閾値 ΔD を超えるエコーデータ列の落込み部分 23 が三次元画像処理の開始点として決定できる。

【0029】

一方、図 2C に示すように、第 2 のエコーデータ列 21 - 2 の振幅情報に対しては、三次元画像処理開始処理部 13 において、胎児の頭かい骨部 22 (図 2A) に対応したエコーデータの逐次比較が行われ、その前後のデータ列の差が正の値となるので、入力装置 10 から入力された変更可能な閾値 ΔU を超えるエコーデータ列の隆起部分 24 が三次元画像処理の開始点として決定できる。

【0030】

10

しかし、図 2B および図 2C において、正負のデータ差が閾値を越えない場合、開始点予測処理部 15 に蓄積された過去のエコーデータの三次元画像処理アドレスから、該当エコーデータの三次元画像処理アドレスが開始点として決定される。

【0031】

また、図 2D に示すように、第 n のエコーデータ列 21 - n では落込み部分および隆起部分がなく、この場合、以前のエコーデータ列である第 1 のエコーデータ列 21 - 1 ~ 第 $(n - 1)$ のエコーデータ列 21 - $(n - 1)$ (図 2A) から開始点予測処理部 15 で近似予測処理を行い、三次元画像処理の開始点を決定する。

【0032】

以上のようにして決定された三次元画像処理の開始点は、二次元の B モード超音波断層画像上に表示され、操作者に明示される。

20

【0033】

以上のように、本実施の形態によれば、各エコーデータ (音響走査線データ) 毎に目的物体手前のエコーデータの落込み部分および隆起部分を判別し、境界点を自動的に設定し、各エコーデータ (音響走査線データ) 毎にその境界点を開始点として、音響走査線方向における開始点からのエコーデータに基づいて三次元画像を構築して表示することができる。

【産業上の利用可能性】

【0034】

本発明に係る超音波診断装置は、三次元画像化の範囲を適切に自動設定することが可能となり、また例えば胎児だけを三次元画像として明確に表現できるという利点を有し、三次元表示超音波診断装置等として有用である。

30

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示すブロック図

【図 2A】本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置を用いて胎児に対する複数のエコーデータ列における三次元画像処理の開始点を決定する一例を示す模式図

【図 2B】図 2A における第 1 のエコーデータ列の振幅情報を示す波形図

【図 2C】図 2A における第 2 のエコーデータ列の振幅情報を示す波形図

【図 2D】図 2A における第 n のエコーデータ列の振幅情報を示す波形図

40

【符号の説明】

【0036】

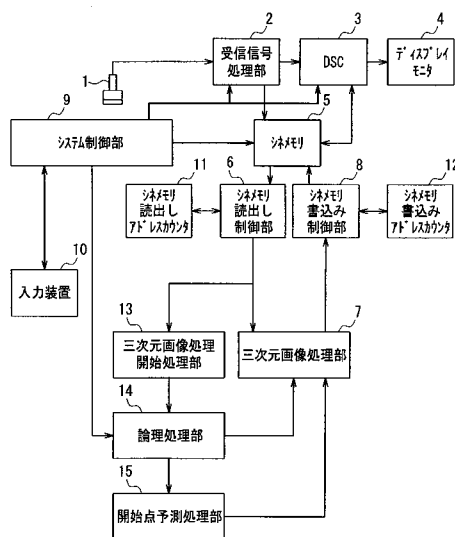
- 1 超音波プローブ
- 2 受信信号処理部
- 3 DSC (変換手段)
- 4 ディスプレイモニタ
- 5 シネメモリ (記憶手段)
- 6 シネメモリ読出し制御部
- 7 三次元画像処理部 (画像処理手段)
- 8 シネメモリ書込み制御部

50

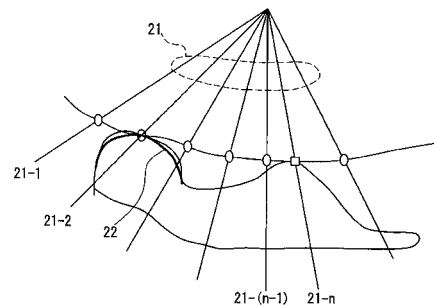
- 9 システム制御部
- 10 入力装置
- 11 シネメモリ読出しアドレスカウンタ
- 12 シネメモリ書込みアドレスカウンタ
- 13 三次元画像処理開始処理部（判別手段）
- 14 論理処理部（開始点選択手段）
- 15 開始点予測処理部（開始点予測手段）
- 21 複数のエコーデータ列
- 21-1 第1のエコーデータ列
- 21-2 第2のエコーデータ列
- 21-n 第nのエコーデータ列
- 22 胎児の頭かい骨部
- 23 エコーデータの落込み部分
- 24 エコーデータの隆起部分
- 25 予測された開始点

10

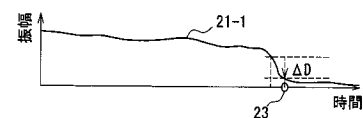
【図1】



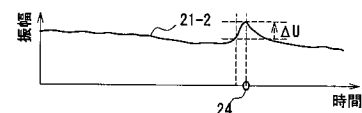
【図2A】



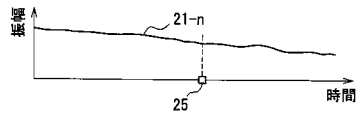
【図2B】



【図2C】



【図 2 D】



フロントページの続き

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

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

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4383832B2	公开(公告)日	2009-12-16
申请号	JP2003385827	申请日	2003-11-14
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	富沢修幸		
发明人	富沢 修幸		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC08 4C601/JC26 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/KK31 4C601/LL03 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CC01 5B057/CD14 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B080/AA17 5B080/GA00		
其他公开文献	JP2005143836A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波图像诊断设备，即使没有回波数据的下降部分，也可以通过设置边界点，以目标物体的边界点为起点构建和显示三维图像。解决方案：三维图像处理的起始处理部分13通过构成B模式超声波的每个回波数据来区分目标物体的这一侧上的回波数据的下降部分和凸起部分，并指定边界点为三维图像处理的起点。三维图像处理部分7基于来自声扫描线方向上的起点的回波数据构建三维图像，并将其显示在显示监视器4上。

