

(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2007-54635

(P2007-54635A)

(43) 公開日 平成19年3月8日(2007.3.8)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

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 16 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-228215 (P2006-228215)
 (22) 出願日 平成18年8月24日 (2006.8.24)
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0077740
 (32) 優先日 平成17年8月24日 (2005.8.24)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹
 (72) 発明者 キム ナム チョル
 大韓民国 テグ クァンヨクシ スソング
 ボンムルトン 67 ウバン ミジンア
 パート 104-1103

最終頁に続く

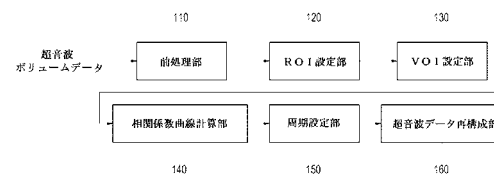
(54) 【発明の名称】 3次元超音波映像処理装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】対象体の動きを超音波映像として提供することができる超音波映像処理装置及び方法を得る。

【解決手段】本発明は、周期的に動く物体を含む対象体から獲得した超音波ボリュームデータを構成する各フレームにROIを設定するためのROI設定部と、超音波ボリュームデータから所定個数の第1基準フレームを選択し、各第1基準フレームのROIと第1基準フレームに隣接したフレームに設定されたROIとを組み合わせるためのVOI設定部と、対象体の動きを補償するためにVOIを映像処理するための動き補償部と、各VOIに対して時間軸上に一定区間の間に相関係数曲線を計算するための相関係数曲線計算部と、相関係数曲線を用いて対象体内に動く物体の動作周期を設定する周期設定部と、設定された動作周期を用いて超音波ボリュームデータを再構成して超音波映像を提供するための超音波ボリュームデータ再構成部とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

周期的に動く物体を含む対象体から獲得した超音波ボリュームデータを構成する各フレームに R O I (region of interest) を設定するための R O I 設定部と、

前記超音波ボリュームデータから所定個数の第 1 基準フレームを選択し、各第 1 基準フレームの前記 R O I と前記第 1 基準フレームに隣接したフレームに設定された前記 R O I とを組み合わせて所定個数の V O I (volume of interest) を設定するための V O I 設定部と、

前記対象体の動きを補償するために前記 V O I を映像処理するための動き補償部と、

前記各 V O I に対して時間軸上に一定区間の間に相関係数曲線を計算するための相関係数曲線計算部と、

前記相関係数曲線を用いて対象体内に動く物体の動作周期を設定する周期設定部と、

前記設定された動作周期を用いて前記超音波ボリュームデータを再構成して超音波映像を提供するための超音波ボリュームデータ再構成部と

を備えることを特徴とする超音波映像処理装置。

【請求項 2】

前記動き補償部は、以前に設定された V O I と現在設定した V O I との間のピクセル明るさ値の絶対差を用いて対象体の動きベクトルを推定し、推定された動きベクトルを用いて対象体の動きを補償することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 3】

前記周期設定部は、

前記相関係数曲線計算部で計算された前記相関係数曲線から雑音を減らすためにフィルタリングを実施するためのフィルタリング部と、

フィルタリングを実施した前記相関係数曲線の傾きを計算するための傾き計算部と、

傾きが正から負へ変わる符号変換点を求め、前記符号変換点間の間隔に基づいて前記動く物体の全域周期に設定するための符号変換点検出部と

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 4】

前記周期設定部は、前記全域周期だけ前記第 1 基準フレームから離れた所に位置するフレームを第 2 基準フレームに設定し、前記第 2 基準フレームと隣接するフレーム間の相関係数を計算して最大の相関係数を有するフレームと前記第 2 基準フレームとの間の間隔を局部周期に設定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 5】

前記超音波データ再構成部は、前記局部周期と前記全域周期との比を用いて、各局部周期内に含まれた各フレームに対して線形補間を実施することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 6】

前記フレームに R O I を設定する前に、前記超音波ボリュームデータから雑音を減らすために前処理を実施するための前処理部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 7】

前記前処理部は、ウェーブレット領域で前記超音波ボリュームデータについてソフト - スレショールディングを実施することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 8】

前記 R O I 設定部は、水平投影を用いて前記 R O I を設定するための R O I 境界を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像処理装置。

【請求項 9】

a) 周期的に動く物体を含む対象体から獲得した超音波ボリュームデータを構成する各フレームに R O I を設定する段階と、

10

20

30

40

50

b) 前記超音波ボリュームデータから所定個数の第1基準フレームを選択し、各第1基準フレームの前記ROIと前記第1基準フレームに隣接したフレームに設定された前記ROIとを組み合わせることで所定個数のVOIを設定する段階と、
c) 前記対象体の動きを補償するために前記VOIを映像処理する段階と、
d) 前記各VOIに対して時間軸上に一定区間の間に相関係数曲線を計算する段階と、
e) 前記相関係数曲線を用いて対象体内に動く物体の動作周期を設定する段階と、
f) 前記設定された動作周期を用いて前記超音波ボリュームデータを再構成して超音波映像を提供する段階と
を備えることを特徴とする超音波映像処理方法。

【請求項10】

10

前記段階c)は、

c1) 以前に設定された前記VOIと現在設定した前記VOIとの間のピクセル明るさ値の絶対差を用いて前記対象体の動きベクトルを推定する段階と、
c2) 推定された前記動きベクトルを用いて前記対象体の動きを補償する段階とを備えることを特徴とする請求項9に記載の超音波映像処理方法。

【請求項11】

前記e)段階は、

e1) 前記相関係数曲線計算部で計算された前記相関係数曲線から雑音を減らすためにフィルタリングを実施する段階と、
e2) フィルタリングを実施した前記相関係数曲線の傾きを計算する段階と、
e3) 傾きが正から負へ変わる符号変換点を求める段階と、
e4) 前記符号変換点間の間隔に基づいて前記動く物体の全域周期に設定する段階とを備えることを特徴とする請求項10に記載の超音波映像処理方法。

20

【請求項12】

前記e)段階は、

e5) 前記周期設定部は、前記全域周期だけ前記第1基準フレームから離れた所に位置するフレームを第2基準フレームに設定する段階と、
e6) 前記第2基準フレームと隣接するフレーム間の相関係数を計算する段階と、
e7) 最大の相関係数を有するフレームと前記第2基準フレームとの間の間隔を局部周期に設定する段階と、
e8) 前記段階e5)～段階e7)を前記超音波ボリュームデータで全ての局部周期が設定されるまで反復する段階と
をさらに備えることを特徴とする請求項11に記載の超音波映像処理方法。

30

【請求項13】

前記段階f)は、前記局部周期と前記全域周期との比を用いて各局部周期内に含まれたフレームに対して線形補間を実施することを特徴とする請求項12に記載の超音波映像処理方法。

【請求項14】

前記段階a)の前に前記超音波ボリュームデータから雑音を減らすために前処理を実施する段階をさらに備えることを特徴とする請求項9に記載の超音波映像処理方法。

40

【請求項15】

前記前処理は、ウェーブレット領域で前記超音波ボリュームデータについてソフト・スレシヨールディングを実施することを特徴とする請求項14に記載の超音波映像処理方法。

【請求項16】

水平投影を用いて前記ROIを設定するためのROI境界を設定することを特徴とする請求項9に記載の超音波映像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、連続的に対象体から獲得した超音波ボリュームデータから胎児の心臓のように非常に速い速度で動く対象体の動作周期を検出し、検出された動作周期に基づいて超音波ボリュームデータを再構成することにより、対象体の動きを超音波映像として提供することができる超音波映像処理装置及び方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

一般に、スタティック (static) 3次元イメージは、3次元プローブ (probe) を通じて時間に関係なしに3次元rawデータ (raw data; x, y, z座標上のデータ) を獲得した後、連続するフレームを合成し、これを3次元レンダリング (rendering) 技法を通じて構成されるイメージである。このようなスタティック3次元イメージを用いた超音波診断は、外科手術のような面倒な手続なしに、人体の内部を観察して診断することができるため、最近広く用いられている。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかし、スタティック3次元イメージは静止したイメージであるので、例えば胎児のように動く対象体をリアルタイムで観察するのが難しいという短所があった。従って、前述したような問題を解決するために、最近では、スタティック3次元イメージではなく、3次元動画像を提供するライブ3次元イメージング (live 3-dimensional imaging) 技法が用いられている。このライブ3次元イメージングを通じて、ある程度の対象体に対する動きを示すことができる。

20

【0004】

一方、胎児の発育状態や疾病の有無などを早期診断するために胎児の心臓に対する関心が高まっている。胎児の心臓のように非常に速い速度で収縮と膨張をする対象体に対しては、現在の3次元超音波プローブで胎児心臓の動きを全てスキミングするにはハードウェア的に制限が従う。従って、心臓が実質的に拍動する動きを超音波映像で表示できないという問題があった。

【0005】

本発明は、上述のような課題を解決するためになされたもので、その目的は、周期的に動く物体を含む対象体から連続的に獲得した超音波ボリュームデータから動く物体の動作周期を検出し、検出された動作周期に基づいて超音波ボリュームデータを再構成することによって、対象体の動きを超音波映像として提供することができる3次元超音波映像処理装置及び方法を得るものである。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明に係る3次元超音波映像処理装置は、周期的に動く物体を含む対象体から獲得した超音波ボリュームデータを構成する各フレームにROIを設定するためのROI設定部と、超音波ボリュームデータから所定個数の第1基準フレームを選択し、各第1基準フレームのROIと第1基準フレームに隣接したフレームに設定されたROIとを組み合わせるためのROI設定部と、対象体の動きを補償するためにROIを映像処理するための動き補償部と、各ROIに対して時間軸上に一定区間の間に相関係数曲線を計算するための相関係数曲線計算部と、相関係数曲線を用いて対象体内に動く物体の動作周期を設定する周期設定部と、設定された動作周期を用いて超音波ボリュームデータを再構成して超音波映像を提供するための超音波ボリュームデータ再構成部とを備える。

40

【0007】

本発明に係る3次元超音波映像処理方法は、a) 周期的に動く物体を含む対象体から獲得した超音波ボリュームデータを構成する各フレームにROIを設定する段階と、b) 超音波ボリュームデータから所定個数の第1基準フレームを選択し、各第1基準フレームのROIと第1基準フレームに隣接したフレームに設定されたROIとを組み合わせるための所定

50

個数のVOIを設定する段階と、c)対象体の動きを補償するためにVOIを映像処理する段階と、d)各VOIに対して時間軸上に一定区間の間に相関係数曲線を計算する段階と、e)相関係数曲線を用いて対象体内に動く物体の動作周期を設定する段階と、f)設定された動作周期を用いて超音波ボリュームデータを再構成して超音波映像を提供する段階とを備える。本発明のその他の特徴は以下に明らかにする。

【発明の効果】

【0008】

本発明は上記の構成により、連続的に対象体から獲得した超音波ボリュームデータから胎児の心臓のように非常に速い速度で動く対象体の動作周期を検出し、検出された動作周期に基づいて超音波ボリュームデータを再構成することにより、対象体の動きを超音波映像として提供することができる。また、胎児の心臓をスキャンする時に胎児や妊産婦が動くのを補償することによって、より鮮明な超音波映像を提供することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

図1は、本発明に係る超音波映像処理装置を示すブロック図である。本発明に係る超音波映像処理装置100は、前処理部110と、ROI設定部120と、VOI設定部130と、相関係数曲線計算部140と、周期設定部150と、超音波データ再構成部160とを備える。

【0010】

前処理部110は、3次元プローブを通じて連続的に獲得した超音波ボリュームデータから雑音を減らし、又は除去する。まず、前処理部110は、図2で示されているように、対象体から連続的に獲得した超音波ボリュームデータの中心を基準に水平に切断した水平切断面(horizontal cutting plane)映像210又は垂直に切断した垂直切断面(vertical cutting plane)映像220を得る。以下、説明の便宜上、水平切断面映像を例に説明する。

20

【0011】

前処理部110は、超音波ボリュームデータから得た水平切断面映像をウェーブレット領域で分解してウェーブレット係数を計算する。もし計算されたウェーブレット係数がしきい値(threshold)より小さければ、ウェーブレット係数を0とし、ウェーブレット係数がしきい値より大きければ、しきい値だけをウェーブレット係数から引き、又は再びウェーブレット係数を計算するためにソフト・スレショールディングを実施する。ただし、ウェーブレット変換(wavelet transform)を通じて分解された領域(HH, HL, LH及びLL)の中で最小スケールのLL領域に対してはソフト・スレショールディングを実施しない。

30

【0012】

本発明によるソフト・スレショールディングは次の数式1によって実施できる。

[数式1]

$$\hat{W}_j f(t) = \text{sign}(W_j f(t)) [|W_j f(t)| - Th]_+, \quad [x]_+ = \begin{cases} x, & x > 0 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

40

ここで、 $W_j f(t)$ はウェーブレット領域で分解したj番目レベルでの高周波数信号の係数

を示し； $\text{sign}()$ は各係数の符号を示し； Th は一定の正の値を有するしきい値を示し；

$\hat{W}_j f(t)$ はソフトスレショールディングを行った結果の係数を示す。

【0013】

前処理部110は、数式1を用いてウェーブレット係数に対してソフト・スレショールディングを実施した後、逆ウェーブレット変換(inverse wavelet transform)を通じて

50

超音波ボリュームデータを再構成する。図 3 a は、対象体から連続的に獲得した超音波ボリュームデータから得た水平切断面映像を示す図面であり、図 3 b は、水平切断面映像を前処理部 110 でソフト・スレショールディングを実施した結果の映像を示す図面である。

【 0 0 1 4 】

R O I 設定部 120 は、前処理部 110 で前処理された水平切断面映像に対して水平方向のピクセルライン (pixel line) 単位で全てのピクセルについて、明るさ値を合算して投影信号値を得る水平投影を実施する。図 4 a は、水平切断面映像に対して水平投影を実施して得た投影信号値を示す図面である。水平投影を通じて得られた投影信号値の平均値を用いて R O I 境界 (boundaries ; n_T, n_B) を次の数式 2 を用いて計算する。

10

[数式 2]

$$n_T = \min_n \{n | f_n < Mean\}, \quad 0 \leq n < \frac{N}{2}$$

$$n_B = \max_n \{n | f_n < Mean\}, \quad \frac{N}{2} \leq n < N$$

ここで、 f_n は水平投影された信号を示し、 $Mean$ は投影された信号の平均値を示し、 n_T は各投影された信号が各信号の平均値より小さな信号の中で最も左側に位置するものであり、 n_B は各投影された信号が各信号の平均値より小さな信号の中で最も右側に位置する

20

ものである。R O I 設定部 120 は、数式 2 を通じて得られた各 R O I 境界 (n_T, n_B)

を用いて水平切断面映像をマスクする。即ち、各 R O I 境界 (n_T, n_B) の外郭に存在す

る映像はマスクして除去する。図 4 b は、数式 2 を通じて得られた各 R O I 境界 ($n_T,$

n_B) を用いて水平切断面映像をマスクした結果を示し、図 4 c は、超音波ボリュームデータのフレームで R O I を示す図面である。

30

【 0 0 1 5 】

V O I 設定部 130 は、R O I 設定部 120 で R O I 境界にマスクされた水平切断面映像から垂直ラインの明るさ値の標準偏差を用いて対象体内に動く物体が存在するフレームを選択する。例えば、動く物体が胎児の心臓の場合、一般に心臓は明るさが明るい部分である弁膜と暗い部分である心房と心室で構成されているため、コントラストが大きい。従って、垂直ラインに対する明るさ値の標準偏差を用いて心臓領域が含まれる垂直ラインを探することができる。また、心臓領域に含まれる垂直ラインと隣接する垂直ラインのコントラストが急激に変わるため、隣接する垂直ラインとの標準偏差の差が大きいものを探してさらに精密に心臓領域に含まれる垂直ラインを求めることによって、心臓領域に含まれない垂直ラインが大きいコントラストを有しても、これを心臓領域に含まれた垂直ラインから排除することができる。

40

【 0 0 1 6 】

まず、V O I 設定部 130 は、V O I の設定のための各基準フレームを検出するために隣接する各垂直ラインの標準偏差の差の中で最大の差を有する 3 個の垂直ラインを探す。垂直ラインを探すアルゴリズムの疑似コード (pseudo code) は次の通りである。

D0 $i=0, 1, 2$

Step 1. $\hat{k}_i = \arg \max_{k_i} (|\sigma_{k_i} - \sigma_{k_{i-1}}|), (0 \leq k_i < k)$

Step 2. reject the range of $[k_i - C, K_i + C]$ in the search range

END D0

ここで、 σ_{k_i} は水平断面映像に存在する垂直ラインの標準偏差を示し、 k_i は垂直ラインの順序を示し、ボリュームでフレームの順序と同一であり、 K は全体フレームの数であり、全体垂直ラインの数と同一であり、 C は定数である。このように求めた3個の垂直ラインを含む3個のフレームは3個のVOIを設定するための基準フレームとしてそれぞれ用いられる。

10

【0017】

VOI設定部130は、3個の基準フレームをそれぞれ基準として隣接するフレームを収集する。このように収集されたフレームに存在する各ROIを用いて各VOIを設定する。図5で連続的に獲得した超音波ボリュームデータ内にVOIの設定例を示し、ここでVOIの時間軸方向への幅は基準フレームと左右に存在するフレームによって決定され、VOIの広さはROI設定部120で設定されたROIの幅によって定義される。VOI設定部130で設定されたVOIは数式3で表現できる。

20

[数式3]

$$V_{\hat{k}_i} = \{f_{ROI}(k), \hat{k}_i - 1 \leq k \leq \hat{k}_i + 1\} \text{ for each } \hat{k}_i$$

ここで、 \hat{k}_i は水平切断面映像で標準偏差が最大3個のラインの位置、即ち、フレーム位置を示し、 $f_{ROI}(k)$ はk番目フレームでのROI領域を示し、 $V_{\hat{k}_i}$ は基準フレームでの左右2個のフレーム内の各ROI領域を組み合わせて作られたVOIボリュームを示す。

【0018】

30

VOI設定部130は、3個の基準フレームに対する3個のVOIを設定する。また、相関係数曲線計算部140は、VOI設定部130で設定された3個の各VOIを用いて時間軸上に一定区間の間に相関係数曲線 (correlation coefficient curve) を求める。相関係数は数式4を通じて計算される。

[数式4]

$$\rho_i(V_k, V_{\hat{k}_i}) = \frac{E[V_k V_{\hat{k}_i}] - E[V_k]E[V_{\hat{k}_i}]}{\sigma_{V_k} \sigma_{V_{\hat{k}_i}}}, (\hat{k}_i - 200 \leq k < \hat{k}_i + 200) \text{ for each } \hat{k}_i$$

ここで、 $E[V_k]$ 及び $E[V_{\hat{k}_i}]$ はそれぞれ k 及び \hat{k}_i 位置でVOI内の平均を示し； σ_{V_k} 及び

40

$\sigma_{V_{\hat{k}_i}}$ は k 及び \hat{k}_i 位置でVOI内の平均標準偏差を示し； $\rho_i(V_k, V_{\hat{k}_i})$ は相関係数 k 位置での

VOIと \hat{k}_i 位置でのVOIとの相関係数を示す。相関係数曲線計算部140は、VOI設定部130で設定された3個のVOIに対して3個の相関係数曲線を求める。そして、図6は、相関係数曲線計算部140で求めた3個の相関係数曲線を示すグラフである。

【0019】

周期設定部150は、相関係数曲線計算部140で求めた相関係数曲線に存在する頂点の中で類似する距離を有する頂点を用いて心臓の拍動の周期を検出する。この時に検出さ

50

れた周期を全域周期という。図 7 は、周期設定部 150 で全域周期を検出する過程を示すブロック図である。周期設定部 150 は、フィルタリング部 710、傾き計算部 720 及び符号変換点検出部 730 を備える。フィルタリング部 710 は、相関係数曲線計算部 140 で求めた相関係数曲線から雑音を減らすためにフィルタリングを実施する。本発明によるフィルタリングは低域通過フィルタ (low pass filter) を用いる。傾き計算部 720 は、フィルタリングを実施した相関係数曲線に対して傾きを計算する。符号変換点検出部 730 は、傾き計算部 720 で計算された傾きが正から負へ変わる符号変換点を求め、符号変換点間で類似する距離を有する符号変換点を検出して符号変換点の周期を心臓の拍動周期として設定する。

【0020】

10

3 個の相関係数曲線に対してそれぞれの中心を基準として左右部分に対して候補周期を探ることによって、計 6 個の候補心臓拍動周期 P_n を計算することができる。図 8 は、任意の相関係数曲線に対して全域周期を検出する過程を示している。このように求めた 6 個の候補心臓拍動周期から最も共通的に示される周期を胎児心臓拍動周期として設定し、これは次の数式 5 で表現できる。

[数式 5]

$$p_{FHB} = \text{mode}(p_n)$$

ここで、 p_n は各 V O I に対して得られた計 3 個の相関係数曲線から +、一方向にそれぞれ

20

周期を検出して示された計 6 個の候補周期を示し、 p_{FHB} は 6 個の候補周期のうち最も頻度数が高い周期を示す。最も頻度数が高い周期を全域周期として設定する。

【0021】

続いて、周期設定部 150 は、全域周期を探した基準フレームから全域周期だけ離れた所に位置したフレームを新たな基準フレームとして設定する。周期設定部 150 は新たに設定された基準フレームを基準として左右に所定のフレームを備える探索領域を設定する。その後、新たな基準フレームの V O I と探索領域内のフレームの V O I 間の相関係数を計算する。周期設定部 150 は、探索領域内のフレームの中で最大の相関係数を有してフレームの平均相関係数に所定の重み係数を乗じた値より大きなフレームと基準フレーム間の時間間隔を局部周期として設定する。周期設定部 150 は、このような過程をボリュームの終端まで繰り返して全体の局部周期を検出する。

30

【0022】

超音波データ再構成部 160 は、各局部周期内のフレームを周期設定部 150 で設定された全域周期を用いて線形補間 (interpolation) する。線形補間はまず、各局部周期に対する全域周期の比を次の数式を用いて計算する。

[数式 6]

$$r = \frac{\text{局部周期}}{\text{全域周期}}$$

40

【0023】

計算した局部周期と全域周期の比を用いて次の数式のように補間フレームを計算する。

[数式 7]

$$I' = \Delta_2 \times I_n + \Delta_1 \times I_{n+1}$$

ここで、 I_n と I_{n+1} は探そうとする補間フレームに隣接した各フレームであり、1 と 2 は隣接したフレームとの距離を示し、局部周期と全域周期の比によって決定される。全ての局部周期に対して前記の補間過程を行ってボリュームデータの各局部周期で同一

50

の個数のフレームを有するボリュームを有するようにする。

【 0 0 2 4 】

超音波データ再構成部 160 は、フレームを補間して生成されたボリュームデータを再構成し、心臓が拍動する様相を示す 3 次元超音波映像を提供する。図 9 は、ボリュームデータの再構成の過程を示す。一つのボリュームに A から Z まで 26 個の周期が存在し、一つの周期は 6 個のフレームで構成されているとする時、再構成されたボリュームは 6 個のサブボリューム (Sub-volume) が生成され、それぞれのサブボリュームは A_i から Z_i まで 26 個のフレームで構成される。

【 0 0 2 5 】

一方、対象体をスキャンして 3 次元ボリュームデータを獲得する時、対象体、例えば妊婦又は胎児の動きで胎児の心臓拍動数を検出し難くなり得る。 10

【 0 0 2 6 】

従って、本発明に従って、胎児や妊婦の動きを前段階で設定した V O I と現在設定した V O I 間のピクセル明るさ値に対するマッチングを用いて対象体の動きを補償するための動き補償部をさらに備える超音波映像処理装置を提供する。動き補償部は胎児や妊婦の動きを補償するために動きベクトルを前段階で設定した V O I と現在設定した V O I 間のピクセル明るさ値の絶対差の和 (sum of absolute differences, SAD) を通じて求める。例えば、n 番目フレームで V O I を Vⁿ (m) とすれば、次のフレームで V O I は Vⁿ (m + 1) で表現される。ここで、変数 m は n - 1, n, n + 1 の組合わせを意味する。動き補償部は、Vⁿ (m) と Vⁿ (m + 1) の間のピクセル明るさ値の差に対する絶対値を計算する。Vⁿ (m + 1) を上下左右 (i, j) に移動しながら絶対値を計算して最小の絶対値を示す位置を動きベクトルとして推定する。 20

【 0 0 2 7 】

絶対差の和は次の数式で計算できる。

[数式 8]

$$SAD_n(i, j) = \sum_{m=-1}^1 \sum_{l=0}^{M-1} \sum_{k=n_T}^{n_B} |V^n(m, k, l) - V_{i,j}^n(m+1, k, l)|$$

$$\text{for } -W \leq i, j < W, \quad 1 \leq n < K-1$$

30

ここで、W は予め定義された動き推定範囲を示し、K はフレームの総個数であり、i, j

は動き変位を示し、k, l は V O I 内でのフレーム左右上下の画素位置を示し、m はフレーム番号を示す。

【 0 0 2 8 】

3 次元超音波ボリュームデータを獲得するために対象体をスキャンする時、胎児や妊産婦の動きを本発明によって推定された動きベクトルを用いて補償することによって、改善された超音波映像を提供することができる。 40

【 0 0 2 9 】

本発明の好適な実施の形態について説明し、例示したが、本発明の特許請求の範囲の思想及び範疇を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 0 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波映像処理装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 対象体から連続的に獲得した超音波ボリュームデータに対する切断面映像を示す図面である。

【 図 3 a 】 対象体から連続的に獲得した超音波ボリュームデータから得た水平切断面映像を示す図面である。

50

【図 3 b】水平切断面映像を前処理部でソフト・スレショールディングを実施した結果の映像を示す図面である。

【図 4 a】水平切断面映像に対して水平投影を実施して得た投影信号値を示す図面である。

【図 4 b】ROI 境界を用いて水平切断面映像をマスクした結果を示す図面である。

【図 4 c】超音波ボリュームデータのフレームで ROI を示す図面である。

【図 5】連続的に獲得した超音波ボリュームデータ内に VOI の設定した例を示す図面である。

【図 6】相関係数曲線計算部で求めた 3 個の相関係数曲線を示すグラフである。

【図 7】本発明による周期設定部の構成を示すブロック図である。

【図 8】任意の相関係数曲線に対して心臓拍動の全域周期を検出する過程を示す図面である。

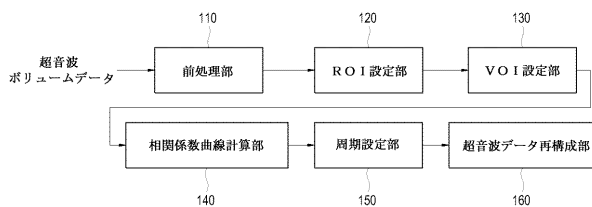
【図 9】周期設定部で計算した周期を用いて 3 次元超音波ボリュームデータを再構成する過程を示す図面である。

【符号の説明】

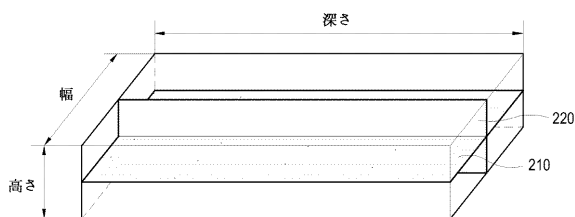
【0031】

110 前処理部
120 ROI 設定部
130 VOI 設定部
140 相関係数曲線計算部
150 周期設定部
160 超音波データ再構成部
710 フィルタリング部
720 傾き計算部
730 符号変換点検出部

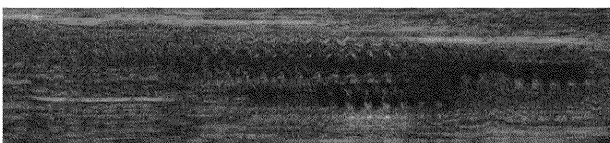
【図 1】



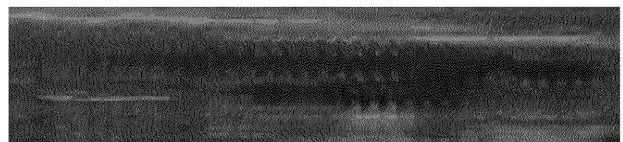
【図 2】



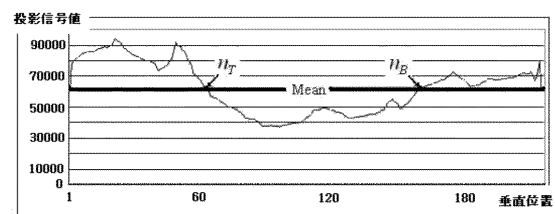
【図 3 a】



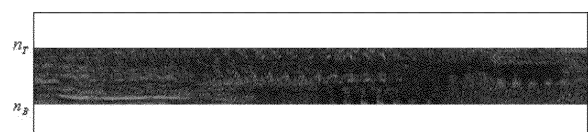
【図 3 b】



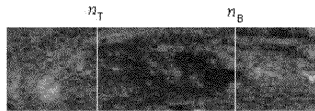
【図 4 a】



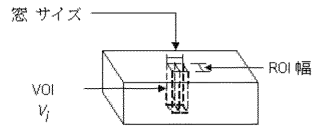
【図 4 b】



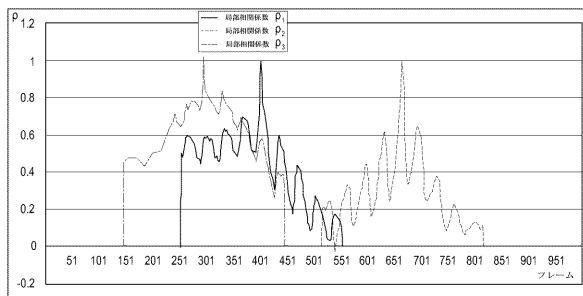
【図 4 c】



【図 5】



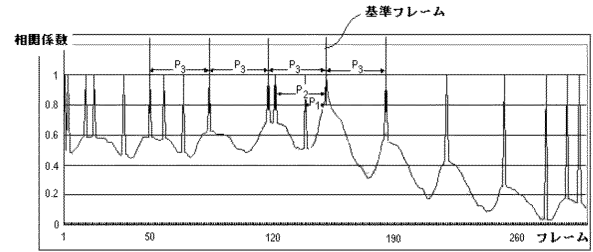
【図 6】



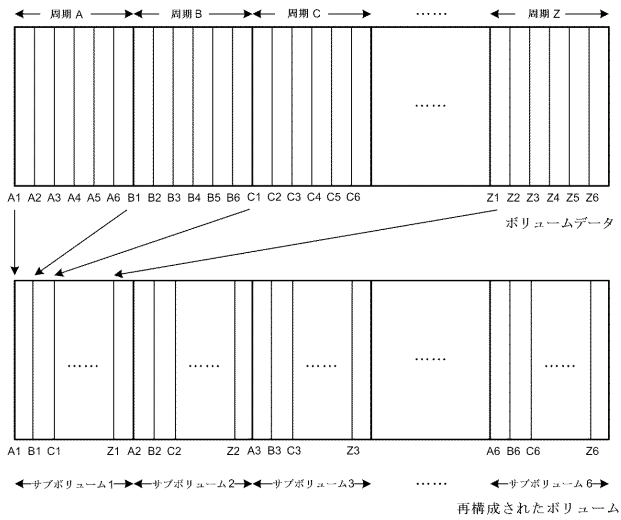
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 キム サン ヒョン

大韓民国 プサン クァンヨクシ ヘウンデグ ジャ 4 ドン トンブアパート 1 0 3 - 6 0
3

(72)発明者 クァク ジョン イン

大韓民国 テグクァンヨクシ ソグピサンドン 9 3 - 2 5

(72)発明者 チェ ド ヨン

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル

(72)発明者 グォン イ チョル

大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1 0 0 3 ディスカサアンドメディソンビル

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD15 EE09 FF08 JB28 JB51 JC03 JC16 JC20
JC23 JC27 JC37 KK22 LL04

专利名称(译)	三维超声图像处理设备和方法		
公开(公告)号	JP2007054635A	公开(公告)日	2007-03-08
申请号	JP2006228215	申请日	2006-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	キムナムチヨル キムサンヒヨン クアクジョンイン チェドヨン グオンイチヨル		
发明人	キム ナム チヨル キム サン ヒヨン クアク ジョン イン チェ ド ヨン グオン イ チヨル		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52077 G01S15/8977 G01S15/8993 G06T7/20 G06T2207/30004 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB28 4C601/JB51 4C601/JC03 4C601/JC16 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/JC27 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/LL04		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050077740 2005-08-24 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：获得用于处理超声图像的设备和方法，其可以提供物体的运动作为超声图像。ZSOLUTION：该装置具有：ROI设定部分，用于在每个帧中建立ROI，其组成从物体获取的超声体积数据，该物体包括周期性移动的物质；用于通过从超声波体数据中选择预定数量的第一信托帧并通过组合每个第一信托帧的ROI和在与第一信托邻接的帧中建立的ROI来建立预定数量的VOI的VOI设置部分；用于图像处理VOI的运动补偿部分，用于补偿物体的运动；相关系数曲线计算部分，用于计算与每个VOI相关的时间轴上的特定部分期间的相关系数曲线；周期性设定部分，使用相关系数曲线确定在对象体内移动的对象移动周期；超声波体数据重构部分，用于通过使用建立的操作周期重建超声波体数据来提供超声波图像。Z

