

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5473513号
(P5473513)

(45) 発行日 平成26年4月16日 (2014. 4. 16)

(24) 登録日 平成26年2月14日 (2014. 2. 14)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-220471 (P2009-220471)
 (22) 出願日 平成21年9月25日 (2009. 9. 25)
 (65) 公開番号 特開2010-75704 (P2010-75704A)
 (43) 公開日 平成22年4月8日 (2010. 4. 8)
 審査請求日 平成24年6月18日 (2012. 6. 18)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0094567
 (32) 優先日 平成20年9月26日 (2008. 9. 26)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 597096909
 三星メディソン株式会社
 SAMSUNG MEDISON CO.,
 LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲徳▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, N
 am-myun, Hongchun-gu
 n, Kangwon-do 250-87
 0, Republic of Korea
 (74) 代理人 100137095
 弁理士 江部 武史
 (74) 代理人 100091627
 弁理士 朝比 一夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波データ処理装置及び超音波データ処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ピクセル値を有する複数のピクセルから構成されたフレームを複数含むボリュームデータを、周期的に動いている対象体から取得するように動作するボリュームデータ取得部と、

前記ピクセル値を用いて、各前記フレームに特徴点を設定し、各前記フレームに設定された前記特徴点に基づいて、前記対象体の動き周期を検出するように動作する周期検出部と、

各前記動き周期で同一のフレーム数を有するように、前記ボリュームデータに対して補間を行って、前記動き周期に基づいて、前記補間されたボリュームデータを複数の副ボリュームを含むボリュームデータに再構成するように動作するボリュームデータ再構成部とを備え、

前記周期検出部は、

各前記フレームに前記特徴点を設定するように動作する特徴点設定部と、

前記特徴点を用いて、特徴点曲線を形成するように動作する特徴点曲線形成部と、

前記特徴点曲線から、前記対象体の動き周期を設定する周期設定部とを備え、

前記特徴点設定部は、各前記フレームで前記ピクセル値に対する重心点を前記特徴点として設定するように動作し、

前記特徴点曲線形成部は、前記重心点の位置に基づいて設定された中心軸と各前記重心点との距離から、前記特徴点曲線を形成するように動作することを特徴とする超音波デー

10

20

タ処理装置。

【請求項 2】

前記周期設定部は、

前記特徴点曲線をフィルタリングして、雑音を減らすように動作するフィルタリング部と、

前記フィルタリングされた特徴点曲線から、その傾斜を計算するように動作する傾斜計算部と、

前記計算された傾斜が正から負に変わる符号変換点 (zero crossing point) を求め、前記符号変換点間の間隔から前記対象体の動き周期を決定するように動作する符号変換点検出部とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波データ処理装置。

10

【請求項 3】

前記対象体の動きを推定して、前記ボリウムデータの動きを補正する動き補正部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波データ処理装置。

【請求項 4】

a) ピクセル値を有する複数のピクセルから構成されたフレームを複数含むボリウムデータを、周期的に動いている対象体から取得する段階と、

b) 前記ピクセル値に基づいて、各前記フレームに特徴点を設定する段階と、

c) 各前記フレームに設定された前記特徴点に基づいて、前記対象体の動き周期を検出する段階と、

20

d) 各前記動き周期で同一のフレーム数を有するように、前記ボリウムデータに対して補間を行う段階と、

e) 前記動き周期に基づいて、前記補間されたボリウムデータを複数の副ボリウムを含むボリウムデータに再構成する段階とを備え、

前記段階 c) は、

c 1) 前記特徴点を用いて、特徴点曲線を形成する段階と、

c 2) 前記特徴点曲線から、前記対象体の動き周期を設定する段階とを含み、

前記段階 b) において、各前記フレームで前記ピクセル値に対する重心点を前記特徴点として設定し、

前記段階 c 1) において、前記重心点の位置に基づいて中心軸を設定し、前記設定された中心軸と各前記重心点との距離から、前記特徴点曲線を形成することを特徴とする超音波データ処理方法。

30

【請求項 5】

前記段階 c 2) は、

前記特徴点曲線にフィルタリング処理を施して、雑音を減らす段階と、

前記フィルタリングされた特徴点曲線から、その傾斜を計算する段階と、

前記計算された傾斜が正から負に変わる符号変換点 (zero crossing point) を検出して、前記符号変換点間の間隔を求め、それに基づいて前記対象体の動き周期を決定する段階とを有することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波データ処理方法。

40

【請求項 6】

前記対象体の動きから前記ボリウムデータの動きを推定し、かつそれを補正する段階を有することを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の超音波データ処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波データ処理装置に関し、より詳細には、周期的に動いている対象体から得られるボリウムデータを基に、対象体の動き周期を検出し、その動き周期に基づいて、超音波ボリウムデータを再構成して、対象体の動きを画像として表示する超音波データ処理装置及びその方法に関する。

50

【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) を用いて、時間に関係なく3次元の生データ (raw data; x、y、z座標上のデータ) を取得した後、連続する複数のフレームを合成し、更に、これに3次元レンダリング (rendering) 技法を施して構成される。

【0003】

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法は、外科手術のような面倒な方法を用いることなく、人体内部を観察・診断することができるため、最近広く用いられている。しかし、スタティック3次元イメージ法は、静止したイメージであるため、例えば胎児のように動いている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る。

10

【0004】

従って、上述した問題を解決するために、最近は、スタティック3次元イメージ法に替わって、3次元の動画像を表示するライブ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次元イメージング法を用いれば、対象体の動きをスムーズに表示することができる。

【0005】

更に、最近は、胎児の発育状態や疾病の有無などを早期に診断するため、胎児の心臓診断に対しても関心が高まっている。しかし、胎児の心臓のように非常に速い速度で収縮、膨張する臓器全体を、現在の3次元超音波プローブでスキャンすることは、ハードウェア的に制限がある。即ち従来方法では、心臓が拍動している様子を実時間で観察することができないという問題がある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

特開2008-220955号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

30

本発明は、前記問題を解決するためのものであって、周期的に動いている対象体から連続的に取得した複数のフレームを含むボリュームデータから対象体の動き周期を検出し、検出された動き周期に基づいて、ボリュームデータを再構成して、動いている物体を画像として表示するための超音波データ処理装置及びその方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記の課題を解決するために、本発明による超音波データ処理装置は、ピクセル値を有する複数のピクセルから構成されたフレームを複数含むボリュームデータを、周期的に動いている対象体から取得するように動作するボリュームデータ取得部と、前記ピクセル値を用いて、各前記フレームに特徴点を設定し、その特徴点に基づいて、前記対象体の動き周期を検出する周期検出部と、各前記動き周期で同一のフレーム数を有するように、前記ボリュームデータに対して補間を行って、前記動き周期に基づいて、前記補間されたボリュームデータを複数の副ボリュームを含むボリュームデータに再構成するボリュームデータ再構成部とを備える。

40

【0009】

本発明の他の実施例による超音波データ処理方法は、a) ピクセル値を有する複数のピクセルから構成されたフレームを複数含むボリュームデータを、周期的に動いている対象体から取得する段階と、b) 前記ピクセル値に基づいて、各前記フレームに特徴点を設定する段階と、c) 各前記フレームに設定された前記特徴点に基づいて、前記対象体の動き周期を検出する段階と、d) 各前記動き周期で同一のフレーム数を有するように、前記ボ

50

リウムデータに対して補間を行う段階と、e) 前記動き周期に基づいて、前記補間されたポリウムデータを複数の副ポリウムを含むポリウムデータに再構成する段階とを備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明による超音波データ処理装置を用いれば、連続的に対象体からポリウムデータを取得し、そのポリウムデータを構成するフレームに特徴点を設定・検出することによって、胎児の心臓のように非常に速く動いている対象体の動き周期を速やかに検出することができる。更に、検出された動き周期に基づいて、ポリウ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。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施例による超音波データ処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例による周期検出部の構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例によって特徴点を設定する例を示す例示図である。

【図4】本発明の実施例によって特徴点から特徴点曲線を求める過程を示す例示図である。

。

【図5】本発明の実施例によって形成された特徴点曲線の例を示す例示図である。

【図6】本発明の実施例によって周期設定部の構成を示すブロック図である。

【図7】本発明の実施例によって対象体の動き周期を用いてポリウムデータを再構成する過程を示す例示図である。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【0013】

図1は、本発明による超音波データ処理装置を示すブロック図である。

【0014】

本発明における超音波データ処理装置100は、ポリウムデータ取得部110、スキャン変換部120、周期検出部130、ポリウムデータ再構成部140及びディスプレイ部150を備える。

30

【0015】

ポリウムデータ取得部110は、周期的に動いている対象体に超音波信号を送信し、対象体から反射してきたエコー信号を電氣的受信信号に変換して出力するプローブ、電氣的受信信号に集束処理を施して受信ビームを形成するビームフォーマ及び受信ビームを信号処理してポリウムデータを形成するユニットで構成されている。なお、ポリウムデータは、複数のフレームで構成されている。

【0016】

スキャン変換部120は、ポリウムデータ取得部110で取得した複数のフレームのポリウムデータ(フレームデータ)のそれぞれを、ディスプレイ部150にディスプレイするようにスキャン変換して出力する。

40

【0017】

周期検出部130は、図2に示すように、特徴点設定部131、特徴点曲線形成部132及び周期設定部133を備えている。

【0018】

特徴点設定部131は、スキャン変換部120から出力される複数のフレームのそれぞれで特徴点を抽出する。本発明の実施例においては、特徴点として、各フレームに共通する特性を見つけて、それを用いることにする。

【0019】

一例として、各フレームを構成するピクセルのピクセル値(強度)の重心点を特徴点として用いることができる。

50

【 0 0 2 0 】

図 3 に示すように、 $M \times N$ 個のピクセル 2 1 0 で構成されたフレーム 2 0 0 において、本発明の実施例によって重心点を決定する方法を説明する。説明の便宜上、フレーム 2 0 0 を、 x 座標が 1、2、...、 M であり、 y 座標が 1、2、...、 N である $x y$ 座標上に位置させた例を挙げて説明する。

【 0 0 2 1 】

特徴点設定部 1 3 1 は、各 x 座標上に位置する複数のピクセル 2 1 0 のピクセル値を y 軸に沿って合算して、第 1 の演算値 $S \times 1$ 、 $S \times 2$ 、...、 $S \times M$ を得る。続いて、特徴点設定部 1 3 1 は、第 1 の演算値 $S \times 1$ 、 $S \times 2$ 、...、 $S \times M$ のそれぞれに、順次、加重値 $W \times 1$ 、 $W \times 2$ 、...、 $W \times M$ を乗じて、第 2 の演算値 $S M \times 1$ 、 $S M \times 2$ 、...、 $S M \times M$ を得る。

10

【 0 0 2 2 】

ここで、第 1 の演算値 $S \times 1$ 、 $S \times 2$ 、...、 $S \times M$ に乗じる加重値 $W \times 1$ 、 $W \times 2$ 、...、 $W \times M$ は、一定間隔で増加または減少する任意の値を用いることができる。例えば、 x 軸の座標値、即ち 1、2、...、 M を、第 1 の演算値 $S \times 1$ 、 $S \times 2$ 、...、 $S \times M$ に乗じる加重値 $W \times 1$ 、 $W \times 2$ 、...、 $W \times M$ として用いることができる。

【 0 0 2 3 】

次に、特徴点設定部 1 3 1 は、第 1 の演算値 $S \times 1$ 、 $S \times 2$ 、...、 $S \times M$ を合算して第 3 の演算値を得、第 2 の演算値 $S M \times 1$ 、 $S M \times 2$ 、...、 $S M \times M$ を合算して第 4 の演算値を得る。特徴点設定部 1 3 1 は、更に、第 4 の演算値を第 3 の演算値で割り、その割り算値を、フレーム 2 0 0 を構成するピクセル 2 1 0 のピクセル値の重心点の x 軸の座標値として設定することができる。

20

【 0 0 2 4 】

また、特徴点設定部 1 3 1 は、各 y 座標上に位置する複数のピクセル 2 1 0 のピクセル値を x 軸に沿って合算して、第 5 の演算値 $S y 1$ 、 $S y 2$ 、...、 $S y N$ を得る。続いて、特徴点設定部 1 3 1 は、第 5 の演算値 $S y 1$ 、 $S y 2$ 、...、 $S y N$ のそれぞれに、順次、加重値 $W y 1$ 、 $W y 2$ 、...、 $W y M$ を乗じて、第 6 の演算値 $S M y 1$ 、 $S M y 2$ 、...、 $S M y N$ を得る。

【 0 0 2 5 】

ここで、第 5 の演算値 $S y 1$ 、 $S y 2$ 、...、 $S y N$ に乗じる加重値 $W y 1$ 、 $W y 2$ 、...、 $W y N$ は、一定間隔で増加または減少する任意の値を用いることができる。例えば、 y 軸の座標値、即ち 1、2、...、 N を第 5 の演算値 $S y 1$ 、 $S y 2$ 、...、 $S y N$ に乗じる加重値 $W y 1$ 、 $W y 2$ 、...、 $W y N$ として用いることができる。

30

【 0 0 2 6 】

次に、特徴点設定部 1 3 1 は、第 5 の演算値 $S y 1$ 、 $S y 2$ 、...、 $S y N$ を合算して第 7 の演算値を得、第 6 の演算値 $S M y 1$ 、 $S M y 2$ 、...、 $S M y N$ を合算して第 8 の演算値を得る。特徴点設定部 1 3 1 は、第 8 の演算値を第 7 の演算値で割り、その割り算値を、フレーム 2 0 0 を構成するピクセル 2 1 0 のピクセル値の重心点の y 軸の座標値として設定することができる。

【 0 0 2 7 】

本発明の一実施例では、フレームを構成するピクセルのピクセル値の重心点を用いて、特徴点を設定したが、他の実施例では、SVD (singular value decomposition) 等を用いて、特徴点を設定することもできる。

40

【 0 0 2 8 】

ボリュームデータを構成する全てのフレームに対して、重心点が求められると、特徴点曲線形成部 1 3 2 は、図 4 に示すように、重心点を $x y$ 座標上に表示し、これらから中心軸 (principle axis) 3 0 0 を設定する。特徴点曲線形成部 1 3 2 は、設定された中心軸 3 0 0 と各重心点との距離 (d) を計算する。

【 0 0 2 9 】

特徴点曲線形成部 1 3 2 は、更に、このように計算された距離 (d) を用いて、図 5 に

50

示すようなグラフを作成し表示する。図 5 で、横軸はフレームを、縦軸は距離 (d) の大きさ ($m a g n i t u d e$) を示す。

【 0 0 3 0 】

周期設定部 1 3 3 では、図 5 に示されたグラフで、各頂点間の間隔を計測し、それを対象体の動き周期として設定する。

【 0 0 3 1 】

図 6 は、周期設定部 1 3 3 で対象体の動き周期を計測する過程を示すブロック図である。周期設定部 1 3 3 は、フィルタリング部 6 1 0、傾斜計算部 6 2 0 及び符号変換点検出部 ($Z e r o \ C r o s s \ P o i n t \ D e t e c t o r$) 6 3 0 を備える。

【 0 0 3 2 】

フィルタリング部 6 1 0 は、特徴点曲線形成部 1 3 2 に混入する雑音を減らすために使用する。本実施例では、低域通過フィルタ ($l o w \ p a s s \ f i l t e r$) を用いているが、必ずしもこれに限らない。

【 0 0 3 3 】

また、本発明のフィルタリング部 6 1 0 は、特徴点曲線にフーリエ変換を行って、振幅 ($m a g n i t u d e$) の大きい周波数を検出することもできるし、窓関数を設定して必要な周波数を取り出した後、ノイズを取り除くため低周波フィルタリングを行ってもよい。更には、上記の信号に逆フーリエ変換を行って、雑音が除去された特徴点曲線を得ることもできる。

【 0 0 3 4 】

傾斜計算部 6 2 0 は、前記手法でフィルタリングされたグラフを使って、その傾斜を計算する。符号変換点検出部 6 3 0 は、傾斜計算部 6 2 0 で計算された傾きが正から負に変わる符号変換点 ($z e r o \ c r o s s i n g \ p o i n t$) を求め、各符号変換点の間で類似の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対象体の動き周期として設定する。

【 0 0 3 5 】

一方、本発明の他の実施例では、周期検出部 1 3 0 は、周期を検出するのに必要な演算量を減らすために、フレームに関心領域 ($R O I$) を設定している (図示せず)。ROI 設定部は、フレーム内で水平方向のピクセルライン ($p i x e l \ l i n e$) 上にある全てのピクセルの輝度値を合算して水平投影を行う。水平投影で得られた投影信号値の平均値を用いて、フレームの ROI の境界 ($b o u n d a r i e s ; n_T, n_B$) を、次の式を用いて計算する。

【 0 0 3 6 】

【 数 1 】

$$\begin{aligned} n_T &= \min_n \{n | f_n < Mean\}, & 0 \leq n < \frac{N}{2} \\ n_B &= \max_n \{n | f_n < Mean\}, & \frac{N}{2} \leq n < N \end{aligned} \quad \text{----- 式 1}$$

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ものである。

【 0 0 3 7 】

ROI 設定部は、式 1 によって得られた ROI の境界 (n_T, n_B) を用いてフレームをマスクする。即ち、周期検出部 1 3 0 は、ROI の境界 (n_T, n_B) の外郭に存在するピクセルを除去した後、重心点をフレームに設定することができる。

【 0 0 3 8 】

ポリウムデータ再構成部 140 は、周期検出部 130 で動き周期が検出されると、ポリウムデータに対して補間を行って、ポリウムデータが各動き周期で同一のフレーム数を有するようにする。

【0039】

この補間が完了すると、ポリウムデータ再構成部 140 は、次に、前記補間して得られたポリウムデータを再構成して、心臓が拍動する様相を 3 次元超音波映像として表示する。

【0040】

図 7 は、ポリウムデータを再構成する過程を示す。この図では、一つのポリウムデータに A から Z まで 26 の周期が存在する。図で示すように、一つの周期が 6 つのフレームで構成されていると仮定すると、再構成されたポリウムデータは、6 つの副ポリウム (Sub-volume) から構成され、各副ポリウムは、A_i から Z_i までの 26 個のフレームで構成される。

【0041】

一方、対象体をスキャニングしてポリウムデータを取得する時、対象体 (例えば妊婦または胎児) が動いてしまうことがあり、これが、胎児心臓の拍動数を検出するのを困難にする。

【0042】

これを解決するため、本発明においては、胎児や妊婦の動きを補正する動き補正部を備えている (図示せず)。この動き補正部は、予め設定しておいた VOI (Volume Of Interest) と現在設定している VOI との間で、ピクセルの輝度値をマッチング (整合) させて補正するものである。即ち、この動き補正部は、予め設定しておいた VOI と現在設定している VOI との間で、ピクセルの輝度値の絶対差を合算して (summing of absolute differences)、動きベクトルを求める。

【0043】

例えば、n 番目のフレームの VOI を $V^n(m)$ とすれば、次のフレームの VOI は、 $V^n(m+1)$ と表現される。ここで、変数 m は、n-1、n、n+1 の組み合わせを表す。動き補正部は、 $V^n(m)$ を上下左右に移動させ、各位置において、 $V^n(m)$ と $V^n(m+1)$ との間で、ピクセルの輝度値の絶対差を計算する。そして、その絶対差が最も小さくなる位置を、動きベクトルとして推定する。なお、絶対差の和は、次の式によって計算される。

【0044】

【数 2】

$$SAD_n(i, j) = \sum_{m=-1}^1 \sum_{l=0}^{M-1} \sum_{k=n_p}^{n_g} |V^n(m, k, l) - V^n(m+1, k, l)| \quad \text{----- 式 2}$$

for $-W \leq i, j < W, 1 \leq n < K-1$

ここで、W は、予め定めた動き推定範囲を、K は、フレームの総数を、
i、j は、動き変位を、k、l は、VOI 内でのフレームの左右上下の画
素位置を、m は、フレーム数を、それぞれ示す。

【0045】

ポリウムデータは、動き周期に応じて再構築され、更に、胎児や妊婦の動きを推定する動きベクトルを用いて補正が行われるので、超音波映像は、より正確にかつ鮮明になる。

【0046】

本発明は、望ましい実施例によって説明および例示されたが、当業者であれば添付した

10

20

30

40

50

特許請求の範囲の事項に基づいて、様々な変形及び変更を考案することができる。

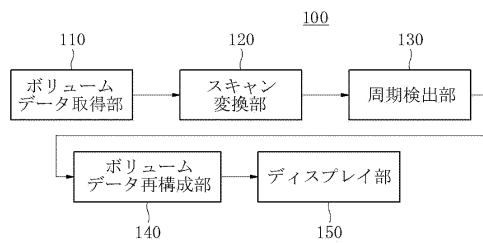
【符号の説明】

【 0 0 4 7 】

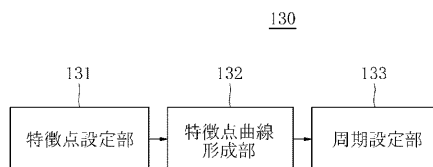
- 1 0 0 超音波処理装置
- 1 1 0 ボリュームデータ取得部
- 1 2 0 スキャン変換部
- 1 3 0 周期検出部
- 1 3 1 特徴点設定部
- 1 3 2 特徴点曲線形成部
- 1 3 3 周期設定部
- 1 4 0 ボリュームデータ再構成部
- 1 5 0 ディスプレイ部
- 2 0 0 フレーム
- 2 1 0 ピクセル
- 6 1 0 フィルタリング部
- 6 2 0 傾斜計算部
- 6 3 0 符号変換点検出部

10

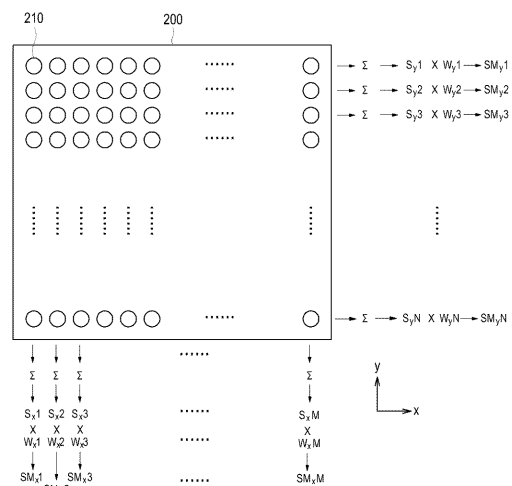
【図 1】



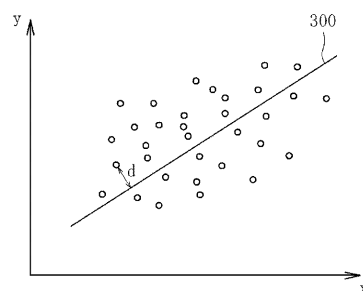
【図 2】



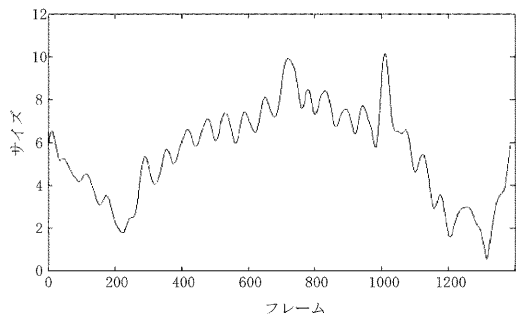
【図 3】



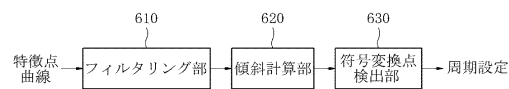
【図 4】



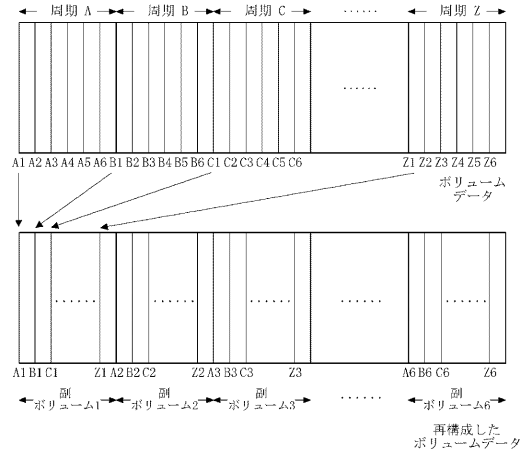
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 ユ, ゼ フン

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 , ディスカサアンドメディソンビル, 3 階,
株式会社メディソン R & D センター

(72)発明者 キム, ソン ユン

大韓民国, ソウル特別市江南区大峙洞 1 0 0 3 , ディスカサアンドメディソンビル, 3 階,
株式会社メディソン R & D センター

審査官 杉田 翠

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 2 2 0 9 5 5 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 3 1 3 5 1 3 (J P , A)

K. Karadayi et al., Automatic Image-based Gating for 4D Ultrasound, Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE , 2 0 0 6 年 8 月 3 0 日, pp.2388-2391

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

6 / 0 0 - 6 / 1 4

8 / 0 0 - 8 / 1 5

G 0 1 N 2 9 / 0 0 - 2 9 / 0 2

2 9 / 0 4 - 2 9 / 0 6

2 9 / 0 9

2 9 / 1 2 - 2 9 / 2 6

2 9 / 2 8 - 2 9 / 3 0

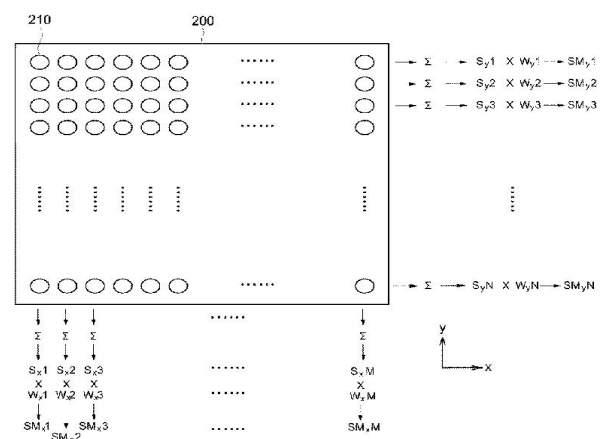
2 9 / 3 8

2 9 / 4 4

专利名称(译)	超声波数据处理装置和超声波数据处理方法		
公开(公告)号	JP5473513B2	公开(公告)日	2014-04-16
申请号	JP2009220471	申请日	2009-09-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	三星メディソン株式会社		
[标]发明人	ユゼフン キムソンユン		
发明人	ユ, ゼ フン キム, ソン ユン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/02 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/5276 A61B8/543 G01S7/52088 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE07 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/JC02 4C601/JC06 4C601/JC16 4C601/JC37		
优先权	1020080094567 2008-09-26 KR		
其他公开文献	JP2010075704A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波数据处理装置，其通过使用从循环移动的目标对象获取的体积数据来检测目标对象的移动周期，并基于检测到的移动周期来重建超声波体积数据。及其方法。 解决方案：根据本发明的超声波数据处理装置是超声波数据处理装置，其包括用于获取体数据的体数据，该体数据包括由具有来自周期性运动物体的像素值的多个像素组成的多个帧。周期检测单元，用于使用像素值设置每个帧中的特征点，并从特征点检测目标对象的运动周期;一种体积，其用于通过对体数据执行插值以基于移动周期将插值的体数据重建为包括多个二次体积的体数据，从而具有帧数和一个数据重建单位。 点域1



【 図 4 】