

(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2008-220955

(P2008-220955A)

(43) 公開日 平成20年9月25日(2008.9.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F I
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-58386 (P2008-58386)
 (22) 出願日 平成20年3月7日(2008.3.7)
 (31) 優先権主張番号 10-2007-0022982
 (32) 優先日 平成19年3月8日(2007.3.8)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
 株式会社 メディソン
 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 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

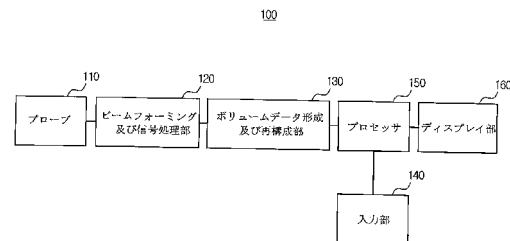
(54) 【発明の名称】 超音波映像を形成する超音波システム及び方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】プローブを動かさなくても少なくとも一つのフレーム映像または3次元超音波映像の相違した部位に設定されるM-モードラインに該当するM-モード映像を提供する超音波システム及び方法を提供する。

【解決手段】周期的に動く対象体に超音波信号を送受信して受信信号を形成するプローブと、前記受信信号に基づいて前記対象体のボリュームデータを形成し、前記対象体の動き周期を決定し、前記ボリュームデータを再構成するボリュームデータ形成及び再構成部と、前記再構成されたボリュームデータに基づいて基準映像を形成し、複数のM-モードラインを設定し、前記M-モードラインに該当するデータを前記再構成されたボリュームデータから抽出して複数のM-モード映像を形成するプロセッサと、前記基準映像、前記M-モードライン及び前記M-モード映像をディスプレイするディスプレイ部とを備える超音波システム及び方法を提供する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

周期的に動く対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して受信信号を形成するプローブと、

前記受信信号に基づいて前記対象体のボリュームデータを形成し、前記ボリュームデータに基づいて前記対象体の動き周期を決定し、前記動き周期に基づいて前記ボリュームデータを再構成するボリュームデータ形成及び再構成部と、

前記再構成されたボリュームデータに基づいて基準映像を形成し、前記基準映像に複数の M - モードラインを設定し、前記 M - モードラインに該当するデータを前記再構成されたボリュームデータから抽出して複数の M - モード映像を形成するプロセッサと、

前記基準映像、前記 M - モードライン及び前記 M - モード映像をディスプレイするディスプレイ部と

を備えることを特徴とする超音波システム。

【請求項 2】

ユーザから前記基準映像を設定するための基準断面設定情報と前記基準断面上に前記 M - モードラインを設定するための M - モードライン設定情報の入力を受ける入力部とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

【請求項 3】

前記プロセッサは基準映像を前記再構成されたボリュームデータを用いて形成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波システム。

【請求項 4】

前記基準映像はフレーム映像または 3 次元映像であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波システム。

【請求項 5】

前記入力部はユーザから前記 3 次元超音波映像を回転させる回転情報をさらに入力され、前記プロセッサは前記回転情報に基づいて前記 3 次元映像を回転させることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波システム。

【請求項 6】

a) 周期的に動く対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して受信信号を形成する段階と、

b) 前記受信信号に基づいて前記対象体のボリュームデータを形成する段階と、

c) 前記ボリュームデータに基づいて前記対象体の動き周期を決定し、前記動き周期に基づいて前記ボリュームデータを再構成する段階と、

d) 前記再構成されたボリュームデータに基づいて少なくとも一つの基準映像を形成する段階と、

e) 前記基準映像に複数の M - モードラインを設定する段階と、

f) 前記 M - モードラインに該当するデータを前記再構成されたボリュームデータから抽出して複数の M - モード映像を形成する段階と、

g) 前記基準映像、前記 M - モードライン及び前記 M - モード映像をディスプレイする段階と

を備えることを特徴とする超音波映像形成方法。

【請求項 7】

ユーザから前記基準映像を設定するための基準映像設定情報と前記基準映像に設定される前記 M - モードラインを設定するための M - モードライン設定情報の入力を受ける段階とをさらに備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波映像形成方法。

【請求項 8】

前記基準映像は、前記再構成されたボリュームデータを用いて形成することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波映像形成方法。

【請求項 9】

前記基準映像は、フレーム映像または 3 次元映像であることを特徴とする請求項 8 に記

10

20

30

40

50

載の超音波映像形成方法。

【請求項 10】

前記 3 次元映像を回転するための回転情報の入力を受ける段階と、
前記回転情報に基づいて前記 3 次元超音波映像を回転させる段階と
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形成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波分野に関するものであって、特に超音波映像を形成する超音波システム及び方法に関するものである。

10

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、多様に応用されている重要な診断システムの中の一つである。特に、超音波システムは、対象体に対して無侵襲及び非破壊の特性を有しているため、医療分野に広く用いられている。近來の高性能超音波システムは、対象体の内部形状（例えば、患者の内臓器官）の 2 次元または 3 次元映像を形成するのに用いられている。

【0003】

一般に、超音波システムは超音波信号を送信及び受信するために広帯域の変換素子（Transducer）を備えるプローブを備える。変換素子が電氣的に刺激されれば超音波信号が生成されて人体に伝達される。人体に伝達された超音波信号を人体内部組織の境界で反射され、人体組織の境界から変換素子に伝達される超音波エコー信号は電氣的データに変換される。変換された電氣的信号は、A/D 変換器を通じたデジタルデータ変換、増幅及び信号処理して組織の映像のための超音波映像データが生成される。

20

【0004】

一方、超音波システムは、対象体の動きを周期的に示す M - モード（Motion mode）映像を提供している。より詳細に、超音波システムは対象体の B - モード映像を形成してディスプレイし、ユーザによって B - モード映像に設定された M - モードラインに対応する対象体の生体情報を時間経過によって示す。

【0005】

【特許文献 1】特開 2007 - 21179 号公報

30

【特許文献 2】特開 2007 - 160120 号公報

【特許文献 3】特開 2008 - 6294 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、従来の超音波システムは、現在ディスプレイしている B - モード映像の対象体部位と相違した部位の B - モード映像と M - モード映像とを形成するためにプローブを移動させなければならないため、同時に対象体の多数部位の B - モード映像と M - モード映像とを提供することができないだけでなく、対象体の相違した部位の B - モード映像と M - モード映像とを形成するのに相当の時間が要される問題がある。

40

【0007】

本発明は、前述した問題を解決するためのものであって、周期的に動く対象体のボリュームデータに基づいて少なくとも一つのフレーム映像または 3 次元超音波映像を提供し、プローブを動かさなくても少なくとも一つのフレーム映像または 3 次元超音波映像の相違した部位に設定される M - モードラインに該当する M - モード映像を提供する超音波システム及び方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明による超音波システムは、周期的に動く対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して受信信号を形成するプローブと、前記受信信号に

50

基づいて前記対象体のポリウムデータを形成し、前記ポリウムデータに基づいて前記対象体の動き周期を決定し、前記動き周期に基づいて前記ポリウムデータを再構成するポリウムデータ形成及び再構成部と、前記再構成されたポリウムデータに基づいて基準映像を形成し、前記基準映像に複数のM - モードラインを設定し、前記M - モードラインに該当するデータを前記再構成されたポリウムデータから抽出して複数のM - モード映像を形成するプロセッサと、前記基準映像、前記M - モードライン及び前記M - モード映像をディスプレイするディスプレイ部とを備える。

【0009】

また、本発明による超音波映像形成方法は、a) 周期的に動く対象体に超音波信号を送信し、前記対象体から反射される超音波信号を受信して受信信号を形成する段階と、b) 前記受信信号に基づいて前記対象体のポリウムデータを形成する段階と、c) 前記ポリウムデータに基づいて前記対象体の動き周期を決定し、前記動き周期に基づいて前記ポリウムデータを再構成する段階と、d) 前記再構成されたポリウムデータに基づいて少なくとも一つの基準映像を形成する段階と、e) 前記基準映像に複数のM - モードラインを設定する段階と、f) 前記M - モードラインに該当するデータを前記再構成されたポリウムデータから抽出して複数のM - モード映像を形成する段階と、g) 前記基準映像、前記M - モードライン及び前記M - モード映像をディスプレイする段階とを備える。

【発明の効果】

【0010】

前記したような本発明は、対象体の互いに異なる部位に該当するM - 映像を形成するために、プローブを移動させなくても同時に互いに異なる部位のM - モード映像を形成することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、添付された図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1に示された通り、本発明による超音波システム100は、プローブ132、ビームフォーミング及び信号処理部133、ポリウムデータ形成及び再構成部134、入力部135、プロセッサ136及びディスプレイ部137を備える。そして、超音波システム100は示さなかったが、多様な情報を格納するための格納部をさらに備える。

【0012】

プローブ132は、超音波信号を対象体に送信し、対象体から反射される超音波信号を受信して対象体の3次元超音波映像を形成するための受信信号を形成する多数の変換素子からなる配列型変換器を備えることができる。

【0013】

ビームフォーミング及び信号処理部133は、超音波信号を対象体に送信集束させ、対象体から反射される超音波信号を受信集束させ、受信信号を増幅及び信号処理する。

【0014】

ポリウムデータ形成及び再構成部134は、ビームフォーミング及び信号処理部133から受信信号の入力を受けて対象体の3次元超音波映像のためのポリウムデータを形成し、対象体の周期を計算して形成されたポリウムデータを再構成する。

【0015】

本発明の一実施例によって、ポリウムデータ形成及び再構成部134は図2に示されたように、ポリウムデータ形成部131、前処理部132、ROI (region of interest) 設定部133、VOI (volume of interest) 設定部134、相関係数曲線計算部135、周期設定部136及びポリウムデータ再構成部137を備える。

【0016】

ポリウムデータ形成部131はビームフォーミング及び信号処理部133から連続的に受信信号を受けて対象体の3次元超音波映像のためのポリウムデータを形成する。

【0017】

前処理部 132 は、ポリウムデータ形成部 131 によって形成されたポリウムデータから雑音を減らしたり除去する。まず、前処理部 132 は、図 3 で示されているように、形成されたポリウ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, 210) 映像または垂直に切断した垂直切断面 (vertical cutting plane, 220) 映像を得る。以下、説明の便宜上、水平切断面映像を例に説明する。

【0018】

前処理部 132 は、ポリウ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 (wavelet domain) で分解してウェーブレット係数を計算する。前処理部 132 は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いたり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 (soft-thresholding) を実施する。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。本発明によるソフト・スレショールディングは次の式 1 によって実施できる。

【0019】

【数 1】

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

【0020】

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；左辺の $W_j \hat{f}(t)$ ハット (本明細書では、式中の $\wedge$ 記号を、文中では「ハット」と称して表すこととする) 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。

【0021】

前処理部 132 は、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) を通じて超音波ポリウムデータを再構成する。図 4 は、対象体から連続的に獲得した超音波ポリウムデータから得た水平切断面映像を示す図面であり、図 5 は、水平切断面映像を前処理部 132 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。

【0022】

ROI 設定部 133 は、前処理部 132 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の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 6 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 ROI 境界 (boundaries; n_T, n_B) を次の式 2 を用いて計算する。

【0023】

【数 2】

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

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

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

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 2 5 】

ROI 設定部 133 は、式 2 を通じて得られた各 ROI 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 ROI 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 7 は、式 2 を通じて得られた各 ROI 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 8 は、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。

【 0 0 2 6 】

VOI 設定部 134 は、 ROI 設定部 133 で ROI 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 ($contrast$) 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。まず、 VOI 設定部 134 は、 VOI 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 つ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 ($pseudocode$) は次の通りである。

【 0 0 2 7 】

【 数 3 】

DO $i = 0, 1, 2$

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 DO

【 0 0 2 8 】

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 つの垂直ラインを備える 3 つのフレームは 3 つの 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。

【 0 0 2 9 】

VOI 設定部 134 は、3 つ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 9 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133で設定されたROIの幅によって定義される。VOI設定部134で設定されたVOIは式4で表現できる。

【0030】

【数4】

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

【0031】

ここで、 k_i ハットは水平切断面映像で標準偏差が最大3つのラインの位置、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_{k_i} ハットは基準フレームでの左右2個のフレーム内の各ROI領域を組み合わせで作られたVOIボリュームを示す。

10

【0032】

VOI設定部134は、3つの基準フレームに対する3つのVOIを設定する。

【0033】

相関係数曲線計算部135はVOI設定部134で設定された3つの各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。相関係数は式5を通じて計算される。

【0034】

【数5】

20

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

【0035】

ここで、 $E[V_k]$ 及び $E[V_{k_i \text{ハット}}]$ はそれぞれ、k及び k_i ハット位置でVOI内の平均を示し； σ_{V_k} 及び $\sigma_{V_{k_i \text{ハット}}}$ は、k及び k_i ハット位置でVOI内の平均標準偏差を示し； $\rho_i(V_k, V_{k_i \text{ハット}})$ は相関係数k位置でのVOIと、 k_i ハット位置でのVOIとの相関係数を示す。相関係数曲線計算部135はVOI設定部134で設定された3つのVOIに対して3つの相関係数曲線を求める。

30

【0036】

図10は、相関係数曲線計算部135で求めた3つの相関係数曲線を示すグラフである。

【0037】

周期設定部136は、相関係数曲線計算部135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。この時に検出された周期を全域周期(global period)という。図11は、周期設定部136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136は、フィルタリング部310、傾き計算部320及び符号変換点検出部330を備える。フィルタリング部310は、相関係数曲線計算部135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(filtering)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320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330は、傾き計算部320で計算された傾きが正から負へ変わる符号変換点(zero crossing point)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。

40

【0038】

3つ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すことによって、計6つの候補心臓拍動周期 P_n を計算することができる。図12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

50

つ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、これは次式で表現できる。

【 0 0 3 9 】

$$P_{FHB} = mode(P_n)$$

【 0 0 4 0 】

ここで、 P_n は各 V O I に対して得られた計 3 つの相関係数曲線から +、- 方向にそれぞれ周期を検出して示された計 6 つの候補周期を示し、 P_{FHB} は 6 つ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。

【 0 0 4 1 】

続いて、周期設定部 1 3 6 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 1 3 6 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 1 3 6 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 1 3 6 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。

【 0 0 4 2 】

ボリュームデータ再構成部 1 3 7 は、各局部周期内のフレームを周期設定部 1 3 6 で設定された全域周期を用いて線形補間 (i n t e r p o l a t i o n) 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式を用いて計算する。

【 0 0 4 3 】

$$r = (\text{局部周期}) / (\text{全域周期})$$

【 0 0 4 4 】

計算した局部周期と全域周期の比を用いて次式のように補間フレームを計算する。

【 0 0 4 5 】

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

【 0 0 4 6 】

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、 Δ_1 と Δ_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の個数のフレームを有するボリュームを有するようになる。

【 0 0 4 7 】

ボリュームデータ再構成部 1 3 7 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 1 3 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 2 6 の周期が存在し、一つの周期は 6 つ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 つの副 - ボリューム (S u b - v o l u m e) が生成され、それぞれの副 - ボリュームは A_i から Z_i まで 2 6 のフレームで構成される。

【 0 0 4 8 】

一方、対象体をスキャニングしてボリュームデータを獲得する時、対象体、例えば妊婦または胎児の動きで胎児の心臓拍動数を検出するのが難しくなる。従って、本発明によって、胎児や妊婦の動きを以前段階で設定した 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以前段階で設定した 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 (s u m o f a b s o l u t e d i f f e r e n c e s , S A D) を通じて求める。例えば、n 番目フレームで V O I を $V^n(m)$ とすると、次のフレームで V O I は $V^n(m+1)$ で表現される。ここで、変数 m は $n-1$, n , $n+1$ の組み合わせを意味する。動き補償部は、 $V^n(m)$ と $V^n(m+1)$ の間のピクセル明るさ値の差に

10

20

30

40

50

対する絶対値を計算する。 $V^n(m+1)$ 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。絶対差の和は次の式6で計算できる。

【0049】

【数6】

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

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

10

【0050】

ここで、 W は予め定義された動き推定範囲を示し； K はフレームの総数であり； i, j は動き変位を示し； k, l はVOI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。

【0051】

入力部140はユーザからユーザ設定情報の入力を受ける。ここで、ユーザ設定情報はM-モードラインを設定するための基準断面の設定情報、M-モードライン設定情報及び3次元超音波映像の回転設定情報を備える。

【0052】

20

プロセッサ150は、ボリュームデータ形成及び再構成部130によって再構成されたボリュームデータ及び入力部140を通じて入力されたユーザ設定情報に基づいてM-モード映像信号を形成する。

【0053】

本発明の一実施例によって、プロセッサ150は、ボリュームデータ形成及び再構成部130から再構成されたボリュームデータの入力を受け、事前設定された基準断面設定情報または入力部140を通じて入力される基準断面設定情報に基づいて入力されたボリュームデータを用い、図14に示された通り、基準断面に該当するフレーム映像410のためのフレーム映像信号を形成する。プロセッサ150は、ユーザから入力部140を通じて入力される少なくとも一つのM-モードライン設定情報に基づいて各M-モードライン(421, 422, 423)に該当するデータをボリュームデータから抽出し、抽出されたデータに基づいて各M-モードラインに該当するM-モード映像(431, 432, 433)のためのM-モード映像信号を形成する。本実施例では、説明の便宜のためにフレーム映像に3つのM-モードラインを設定するものと説明したが、それだけに限定されない。一方、プロセッサ150はユーザから入力部140を通じて他の基準断面を設定する基準断面設定情報の入力を受け、入力された基準断面設定情報に基づいて他のフレーム映像のためのフレーム映像信号を形成し、ユーザから入力部140を通じて入力される少なくとも一つのM-モードライン設定情報に基づいて各M-モードラインに該当するデータをボリュームデータから抽出し、抽出されたデータに基づいて各M-モードラインに該当するM-モード映像のためのM-モード映像信号を形成する。この時、最初のフレーム映像に設定されたM-モードのM-モード映像(431, 432, 433)はディスプレイ部160に継続してディスプレイされ得る。

30

40

【0054】

本発明の他の実施例によって、プロセッサ150は、ボリュームデータ形成及び再構成部130から再構成されたボリュームデータの入力を受け、ユーザから入力部140を通じて入力される多数の基準断面設定情報に基づいて各フレーム映像のためのフレーム映像信号を形成する。プロセッサ150は、ユーザから入力部140を通じて各フレーム映像に少なくとも一つのM-モードラインを設定するM-モードライン設定情報に基づいて各フレーム映像の各M-モードラインに該当するデータをボリュームデータから抽出し、抽出されたデータに基づいて各M-モードラインに該当するM-モード映像のためのM-モ

50

ード映像信号を形成する。

【 0 0 5 5 】

本発明の他の実施例によって、プロセッサ 1 5 0 は、ボリュームデータ形成及び再構成部 1 3 0 から再構成されたボリュームデータの入力を受け、図 1 5 に示された通り、3次元超音波映像 5 1 0 のための3次元超音波映像信号を形成する。プロセッサ 1 5 0 は、ユーザから入力部 1 4 0 を通じて入力される少なくとも一つのM - モードライン設定情報に基づいて各M - モードライン (5 2 1 , 5 2 2 , 5 2 3) に該当するデータをボリュームデータから抽出し、抽出されたデータに基づいて各M - モードラインに該当するM - モード映像 (5 3 1 , 5 3 2 , 5 3 3) のためのM - モード映像信号を形成する。本実施例では説明の便宜のために基準断面映像に3つのM - モードラインを設定するものと説明したが、それだけに限定されない。一方、プロセッサ 1 5 0 は、ユーザから入力部 1 4 0 を通じて3次元超音波映像 5 1 0 を回転させる回転設定情報の入力を受けて3次元超音波映像 5 1 0 を回転させ、ユーザから入力部 1 4 0 を通じて入力される少なくとも一つのM - モードライン設定情報に基づいて各M - モードラインに該当するデータをボリュームデータから抽出し、抽出されたデータに基づいて各M - モードラインに該当するM - モード映像のためのM - モード映像信号を形成する。

10

【 0 0 5 6 】

ディスプレイ部 1 6 0 は、プロセッサ 1 5 0 からフレーム映像信号、3次元超音波映像信号及びM - モード映像信号の入力を受けてフレーム映像、3次元超音波映像及びM - モード映像をディスプレイする。

20

【 0 0 5 7 】

本発明が望ましい実施例を通じて説明され例示されたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項及び範疇を逸脱せず、様々な変形及び変更がなされることが分かる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 】 本発明の実施例による超音波システム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ボリュームデータ形成及び再構成部の構成を詳細に示すブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施例による切断面映像の例を示す例示図である。

【 図 4 】 本発明の実施例による水平切断面映像の例を示す例示図である。

30

【 図 5 】 本発明の実施例によって水平切断面映像を前処理部でソフト - スレシヨールディン (s o f t - t h r e s h o l d i n g) を実施した結果映像の例を示す例示図である。

【 図 6 】 本発明の実施例によって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の例を示す例示図である。

【 図 7 】 本発明の実施例によって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例示図である。

【 図 8 】 本発明の実施例によって超音波ボリュームデータのフレームでROIを示す例示図である。

【 図 9 】 本発明の実施例によって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例示図である。

40

【 図 1 0 】 本発明の実施例によって相関係数曲線計算部で求めた3つの相関係数曲線を示すグラフである。

【 図 1 1 】 本発明の実施例による周期設定部の構成を詳細に示すブロック図である。

【 図 1 2 】 本発明の実施例によって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例示図である。

【 図 1 3 】 本発明の実施例によって周期設定部で計算した周期を用いてボリュームデータを再構成する過程を示す例示図である。

【 図 1 4 】 本発明の実施例によるフレーム映像とM - モード映像を示す例示図である。

【 図 1 5 】 本発明の実施例による3次元超音波映像とM - モード映像を示す例示図である

50

。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 9 】

1 0 0 : 超 音 波 シ ス テ ム

1 1 0 : プ ロ ー プ

1 2 0 : ビ ー ム フ ォ ー ミ ン グ 及 び 信 号 処 理 部

1 3 0 : ボ リ ュ ム デ ー タ 形 成 及 び 再 構 成 部

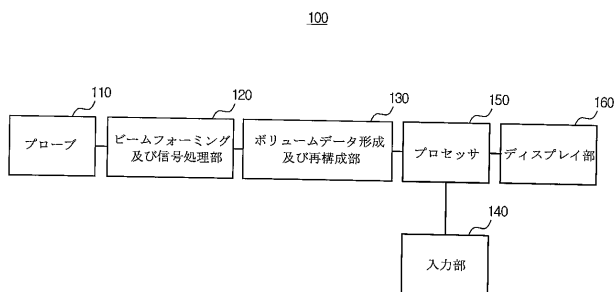
1 4 0 : 入 力 部

1 5 0 : プ ロ セ ッ サ

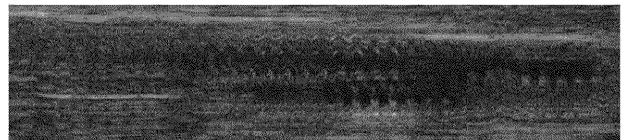
1 6 0 : デ ィ ス プ レ イ 部

10

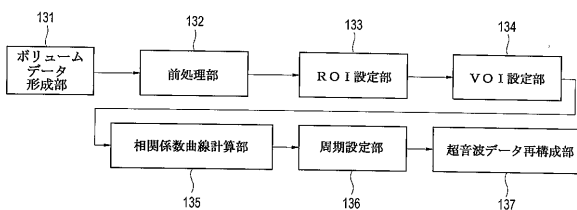
【 図 1 】



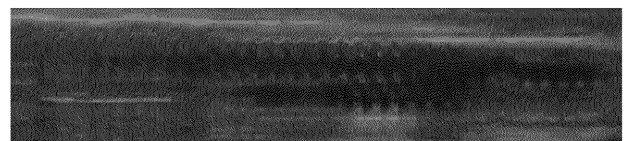
【 図 4 】



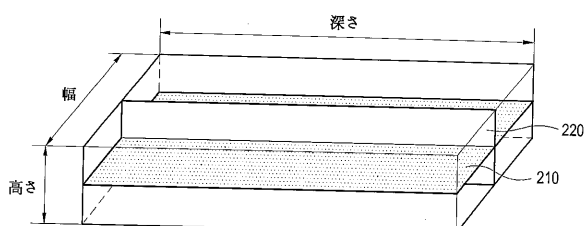
【 図 2 】



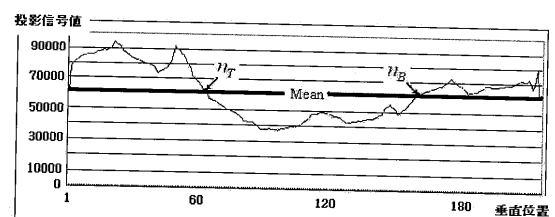
【 図 5 】



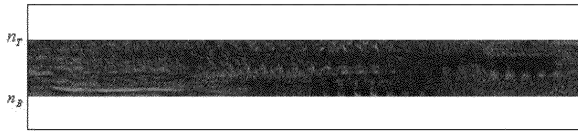
【 図 3 】



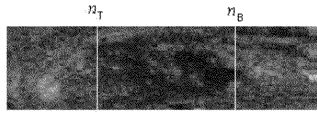
【 図 6 】



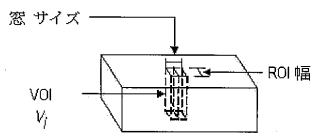
【図 7】



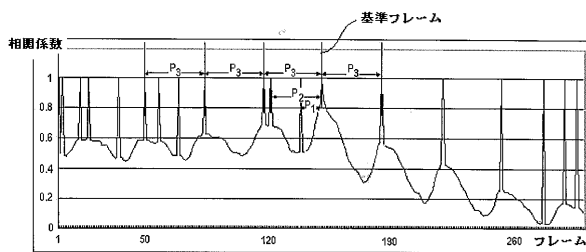
【図 8】



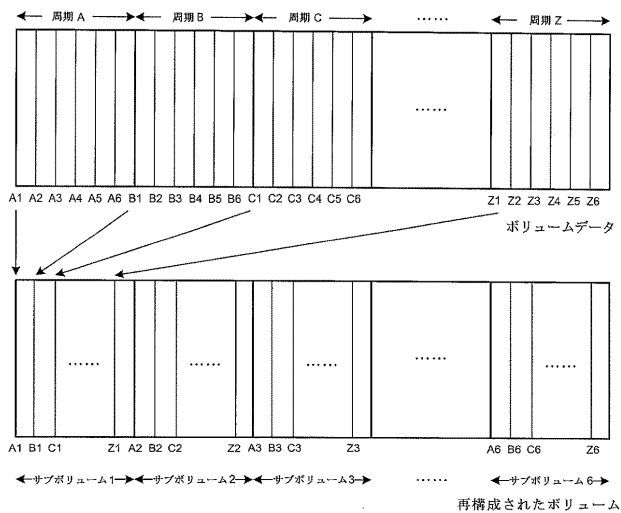
【図 9】



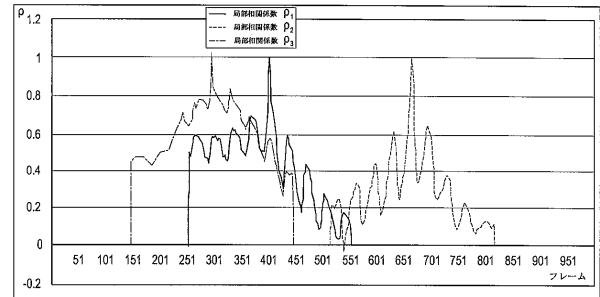
【図 12】



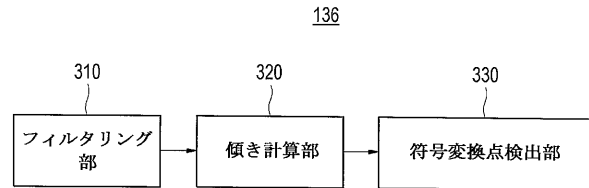
【図 13】



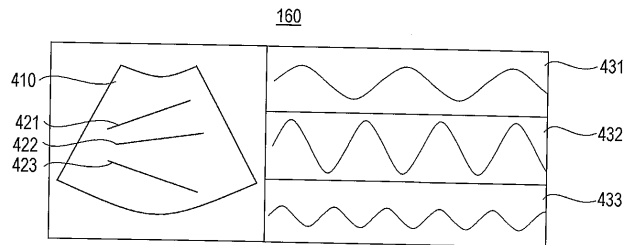
【図 10】



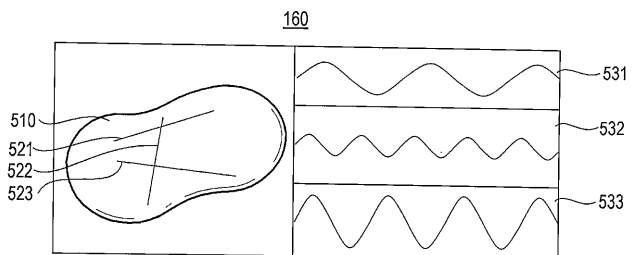
【図 11】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 キム ソン ユン

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
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 シク

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
3 階 株式会社メディソン R & D センター

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE07 EE09 JB48 JC03 JC04 JC16 JC23 JC29
JC33 JC37 KK09 KK12 KK13 KK22 KK25 KK31

专利名称(译)	超声系统和用于形成超声图像的方法		
公开(公告)号	JP2008220955A	公开(公告)日	2008-09-25
申请号	JP2008058386	申请日	2008-03-07
[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	キムソンユン キムゾンシク		
发明人	キム ソン ユン キム ゾン シク		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5207 G01S7/52066 G01S7/52074 G01S7/52088 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/JB48 4C601/JC03 4C601/JC04 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020070022982 2007-03-08 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声系统和方法，该超声系统和方法用于提供与在至少一个帧图像或3D超声图像的不同部分处设置的M模式线相对应的M模式图像，而无需移动探针。。 解决方案：一种探针，该探针向周期性运动的对象发送和接收超声波信号，该对象周期性地移动以形成接收信号，并根据接收信号形成对象的体数据，并确定对象的移动周期。 然后，体数据形成和重构单元重构体数据，基于重构的体数据形成参考图像，设置多条M模式线，并且将M模式线设置为M模式线。 用于从重构的体数据中提取相应数据以形成多个M模式图像的处理器，以及用于显示参考图像，M模式线和M模式图像的显示单元。 提供了一种超声系统和方法。 [选型图]图1

