

(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2010-119847

(P2010-119847A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2009-262229 (P2009-262229)	(71) 出願人	597096909
(22) 出願日	平成21年11月17日 (2009.11.17)		株式会社 メディソン
(31) 優先権主張番号	10-2008-0115316		MEDISON CO., LTD.
(32) 優先日	平成20年11月19日 (2008.11.19)		大韓民国 250-870 江原道 洪川
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		郡 南面陽▲徳▼院里 114
			114 Yangdukwon-ri, N
			am-myun, Hongchun-gu
			n, Kangwon-do 250-87
			O, 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

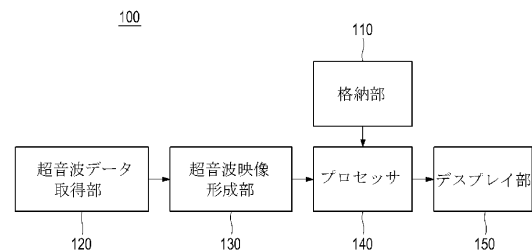
(54) 【発明の名称】 超音波システムおよび標準断面情報提供方法

(57) 【要約】

【課題】対象体から取得した超音波映像に対応する標準断面情報を自動で検出して表示する超音波システムおよびその方法を提供する。

【解決手段】本発明による超音波システムは、対象体の標準断面別に分類された複数の標準断面映像の標準断面情報と、その標準断面映像から算出された第1の特徴ベクトルをマッピングしたマッピングテーブルを格納する格納部と、超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して複数の超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記複数の超音波データを用いて超音波映像を形成する超音波映像形成部と、前記超音波映像から第2の特徴ベクトルを算出し、前記マッピングテーブルを検索して前記第2の特徴ベクトルに最も近い一つの前記第1の特徴ベクトルを選択し、前記選択された第1の特徴ベクトルに該当する前記標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出するプロセッサとを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波システムであって、

対象体の標準断面別に分類された複数の標準断面映像の標準断面情報と、前記の標準断面映像から算出された第 1 の特徴ベクトルとをマッピングしたマッピングテーブルを格納する格納部と、

超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して複数の超音波データを取得する超音波データ取得部と、

前記複数の超音波データを用いて超音波映像を形成する超音波映像形成部と、

前記超音波映像から第 2 の特徴ベクトルを算出し、前記マッピングテーブルを検索して前記第 2 の特徴ベクトルに最も近い一つの前記第 1 の特徴ベクトルを選択し、前記選択された第 1 の特徴ベクトルに該当する前記標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出するプロセッサと

を備えることを特徴とする超音波システム。

10

【請求項 2】

前記標準断面は、傍胸骨断面 (parasternal view)、心尖断面 (apical view)、肋骨下断面 (subcostal view) および胸骨上窩断面 (suprasternal view) を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

20

【請求項 3】

前記第 1 の特徴ベクトルは、

前記複数の標準断面映像からそれぞれに該当する第 1 のベクトルを形成し、前記複数の第 1 のベクトルを用いて前記各標準断面の平均ベクトルを算出し、

前記複数の第 1 のベクトルと前記平均ベクトルとの間の差を算出して前記複数の第 1 のベクトルのそれぞれに該当する第 2 のベクトルを形成し、

前記複数の第 2 のベクトルを用いて中間行列を形成し、

前記中間行列を用いて第 1 の共分散行列を算出し、

前記第 1 の共分散行列を用いて第 1 の固有値および第 1 の固有ベクトルを算出し、

前記第 1 の固有ベクトルを行列に示す第 1 の固有空間を形成し、

更に前記複数の第 2 のベクトルおよび前記第 1 の固有空間を用いて、前記標準断面別に算出されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波システム。

30

【請求項 4】

前記プロセッサは、

前記超音波映像に該当する第 3 のベクトルを形成するように動作する第 3 のベクトル形成部と、

前記第 3 のベクトルと前記平均ベクトルとの間の差を算出して第 4 のベクトルを形成するように動作する第 4 のベクトル形成部と、

前記第 4 のベクトルを用いて第 2 の共分散行列を算出するように動作する第 2 の共分散行列算出部と、

前記第 2 の共分散行列を用いて第 2 の固有値および第 2 の固有ベクトルを算出し、前記第 2 の固有ベクトルを行列に示す第 2 の固有空間を形成するように動作する第 2 の固有空間形成部と、

40

前記第 4 のベクトルおよび前記第 2 の固有空間を用いて前記第 2 の特徴ベクトルを算出するように動作する第 2 の特徴ベクトル算出部と、

前記マッピングテーブルを用いて前記第 2 の特徴ベクトルに該当する標準断面を検出し、前記検出された標準断面に該当する標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出するように動作する標準断面検出部と

を備え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】

前記標準断面検出部は、前記複数の第 1 の特徴ベクトルのそれぞれと前記第 2 の特徴ベ

50

クトルとの間のユークリッド距離を算出し、前記算出されたユークリッド距離中で最小のユークリッド距離を検出し、前記検出されたユークリッド距離に該当する前記標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出す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】

対象体の標準断面情報提供方法であって、

a) 前記対象体の標準断面別に分類された複数の標準断面映像の標準断面情報と、前記の標準断面映像から算出された第 1 の特徴ベクトルとをマッピングしたマッピングテーブルを格納する段階と、

b) 超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して複数の超音波データを取得する段階と、

c) 前記複数の超音波データを用いて超音波映像を形成する段階と、

d) 前記超音波映像から第 2 の特徴ベクトルを算出する段階と、

e) 前記マッピングテーブルを検索し、前記第 2 の特徴ベクトルに最も近い一つの前記第 1 の特徴ベクトルを選択して前記選択された第 1 の特徴ベクトルに該当する前記標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出する段階とを備えることを特徴とする標準断面情報提供方法。

10

【請求項 7】

前記標準断面は、傍胸骨断面 (parasternal view)、心尖断面 (apical view)、肋骨下断面 (subcostal view) および胸骨上窩断面 (suprasternal view) を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の標準断面情報提供方法。

20

【請求項 8】

前記段階 a) は、

前記複数の標準断面映像のそれぞれに該当する第 1 のベクトルを形成する段階と、

前記複数の第 1 のベクトルを用いて前記各標準断面の平均ベクトルを形成する段階と、

前記第 1 のベクトルのそれぞれと前記平均ベクトルとの間の差を算出して前記複数の第 1 のベクトルのそれぞれに該当する第 2 のベクトルを形成する段階と、

前記複数の第 2 のベクトルを用いて中間行列を形成する段階と、

前記中間行列を用いて第 1 の共分散行列を算出する段階と、

30

前記第 1 の共分散行列を用いて第 1 の固有値および第 1 の固有ベクトルを算出する段階と、

前記第 1 の固有ベクトルを行列に示す第 1 の固有空間を形成する段階と、

前記複数の第 2 のベクトルおよび前記第 1 の固有空間を用いて前記各標準断面の前記第 1 の特徴ベクトルを算出する段階と

を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の標準断面情報提供方法。

【請求項 9】

前記段階 d) は、

前記超音波映像に該当する第 3 のベクトルを形成する段階と、

前記第 3 のベクトルと前記平均ベクトルとの間の差を算出して第 4 のベクトルを形成する段階と、

40

前記第 4 のベクトルを用いて第 2 の共分散行列を算出する段階と、

前記第 2 の共分散行列を用いて第 2 の固有値および第 2 の固有ベクトルを算出する段階と、

前記第 2 の固有ベクトルを行列に示す第 2 の固有空間を形成する段階と、

前記第 4 のベクトルおよび前記第 2 の固有空間を用いて前記第 2 の特徴ベクトルを算出する段階と

を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の標準断面情報提供方法。

【請求項 10】

前記段階 e) は、

50

前記複数の第 1 の特徴ベクトルのそれぞれと前記第 2 の特徴ベクトルとの間のユークリッド距離を算出する段階と、

前記算出されたユークリッド距離中で最小のユークリッド距離を検出する段階と、

前記検出されたユークリッド距離に該当する前記標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出する段階と

を備えることを特徴とする請求項 9 に記載の標準断面情報提供方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波システムに関し、特に対象体から取得した超音波映像の標準断面情報を自動で検出して提供する超音波システムおよびその方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、無侵襲および非破壊特性を有しており、対象体内部の情報を得るために医療分野で広く用いられている。超音波システムは、対象体を直接切開して観察する外科手術の必要がなく、対象体の内部組織を高解像度の映像で医師に提供できるので、医療分野で非常に重要なものとして用いられている。

【0003】

一方、超音波システムにより得られる断面映像は、対象体、特に心臓については、幾つかの標準断面 (standard view) に分類され、それに該当する超音波映像が超音波システムにより提供されている。ここで標準断面は、傍胸骨断面 (parasternal view)、心尖断面 (apical view)、肋骨下断面 (subcostal view)、胸骨上窩断面 (suprasternal view) などを含む。

【0004】

従来は、診断中に取得した心臓の超音波映像に該当する標準断面を自動で検出することができず、ユーザ (検査者) が手動で取得した超音波映像に該当する標準断面を選択していた。従って、ユーザが標準断面を誤って選択した場合、取得した超音波映像を正確に診断できない問題があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

再公表 2007 - 058195

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、統計的アルゴリズムを用いて、対象体から取得した超音波映像に対応する標準断面情報を提供するマッピングテーブルを形成し、形成されたマッピングテーブルを用いて、対象体の超音波映像に該当する標準断面を自動で検出し、その標準断面情報を提供する超音波システムおよびその方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記の課題を解決するために、本発明による超音波システムは、対象体の標準断面別に複数の標準断面映像から算出された第 1 の特徴ベクトルを前記標準断面の標準断面情報とマッピングしたマッピングテーブルを格納する格納部と、超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して複数の超音波データを取得する超音波データ取得部と、前記複数の超音波データを用いて超音波映像を形成する超音波映像形成部と、前記超音波映像から第 2 の特徴ベクトルを算出し、前記マッピングテーブルを検索して前記第 2 の特徴ベクトルに最も近い一つの前記第 1 の特徴ベクトルを選択し、前記選択された第 1 の特徴ベクトルに該当する前記標準断面情報を前記マッピングテ

10

20

30

40

50

ブルから抽出するプロセッサとを備える。

【0008】

また、本発明による対象体の標準断面情報提供方法は、a) 対象体の標準断面別に分類された複数の標準断面映像の標準断面情報と、標準断面映像から算出された第1の特徴ベクトルとをマッピングしたマッピングテーブルを格納する段階と、b) 超音波信号を前記対象体に送信し、前記対象体から反射される超音波エコー信号を受信して複数の超音波データを取得する段階と、c) 前記複数の超音波データを用いて超音波映像を形成する段階と、d) 前記超音波映像から第2の特徴ベクトルを算出する段階と、e) 前記マッピングテーブルを検索し、前記第2の特徴ベクトルに最も近い一つの前記第1の特徴ベクトルを選択して前記選択された第1の特徴ベクトルに該当する前記標準断面情報を前記マッピングテーブルから抽出する段階とを備える。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、統計的アルゴリズムを用いて取得された超音波映像に該当する標準断面を自動で検出して、標準断面情報を提供することができ、ユーザの利便性を増大させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施例における超音波システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例における超音波データ取得部の構成を示すブロック図である。

20

【図3】本発明の実施例によって格納部に格納されるマッピングテーブルを形成する過程を示すフローチャートである。

【図4】各標準断面に対応する標準断面映像の例を示す概略図である。

【図5】本発明の実施例におけるプロセッサの構成を示すブロック図である。

【図6】複数のピクセルを含む超音波映像を示す例示図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

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。本実施例で用いられた用語「対象体」は心臓を含む臓器である。

【0012】

30

図1は、本発明の実施例における超音波システム100の構成を示すブロック図である。図1に示すように、超音波システム100は格納部110、超音波データ取得部120、超音波映像形成部130、プロセッサ140およびディスプレイ部150を備える。

【0013】

格納部110は、前述した複数の標準断面(standard view)のそれぞれに該当する複数の超音波映像から事前に計算された特徴ベクトル(第1の特徴ベクトル)を標準断面情報にマッピングしたマッピングテーブルを格納している。この超音波映像から特徴ベクトルを計算する詳細な説明は後述する。

【0014】

本実施例で標準断面は、心臓の傍胸骨断面(parasternal view)、心尖断面(apical view)、肋骨下断面(subcostal view)および胸骨上窩断面(suprasternal view)を含む。

40

【0015】

超音波データ取得部120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(即ち、超音波エコー信号)を受信して複数の超音波データを取得する。

【0016】

図2は、本発明の実施例における超音波データ取得部120の構成を示すブロック図である。図2を参照すれば、超音波データ取得部120は複数の送信信号を生成する送信信号生成部121、複数の変換素子(transducer element)から構成される超音波プローブ122、ビームフォーマ123および超音波データ形成部124を備

50

える。

【0017】

超音波プローブ122は、コンベックスプローブ(convex probe)、リニアプローブ(linear probe)などで具現でき、送信信号形成部121から提供される送信信号に応答して超音波信号を生成する。超音波プローブ122で生成された超音波信号は対象体に送信され、超音波プローブ122は対象体から反射される超音波エコー信号を受信して受信信号を形成する。超音波プローブ122は、超音波信号の送受信を繰り返して複数の受信信号を形成する。この時、超音波プローブ122から出力される受信信号はアナログ信号である。

【0018】

ビームフォーマ123は、超音波プローブ122から出力される複数の受信信号をアナログ/デジタル変換する。また、ビームフォーマ123は変換素子の位置および集束点間の距離を考慮してデジタル信号に遅延を加え、遅延されたデジタル信号を加算して複数の受信集束ビームを形成する。

【0019】

超音波データ形成部124は、ビームフォーマ123で形成された受信集束ビームを用いて複数の超音波データを形成する。超音波データは、RF(radio frequency)データまたはIQ(in-phase/quadrature)データであってもよい。超音波データは格納部110に格納される。

【0020】

超音波映像形成部130は、超音波データ取得部120から提供される複数の超音波データを用いて超音波映像を形成する。本実施例で超音波映像はBモード映像である。超音波映像は格納部110に格納される。

【0021】

プロセッサ140は、超音波映像形成部130で形成される超音波映像から特徴ベクトル(第2の特徴ベクトル)を算出する。また、プロセッサ140は格納部110に格納されたマッピングテーブルを検索して、超音波映像から算出された特徴ベクトルに該当する標準断面情報を抽出する。

【0022】

ディスプレイ部150は、超音波映像形成部130で形成された超音波映像を表示する。また、ディスプレイ部150はプロセッサ140で抽出された標準断面情報を表示することができる。

【0023】

以下、本発明の実施例によって格納部110に格納されるマッピングテーブルの特徴ベクトル(第1の特徴ベクトル)を算出する方法を図3および4を参照して詳細に説明する。

【0024】

図3は、複数の標準断面映像からそれぞれの特徴ベクトルを計算してマッピングテーブルを形成する過程を示すフローチャートであり、図4は各標準断面に対応する標準断面映像の例を示す概略図である。マッピングテーブルの形成は超音波システム100で行われる。

【0025】

図3に示すように、超音波システム100は複数の標準断面別にそれぞれの映像に対する第1のベクトルを形成する(S310)。第1のベクトルは、標準断面映像の複数のピクセルに該当するピクセル値を水平方向に順次にとって1次元行列 $1 \times N$ で示されるベクトルである。各標準断面に対する標準断面映像は、超音波システム100に予め蓄えられている。一例として、図4に示すように、傍胸骨断面、心尖断面、肋骨下断面および胸骨上窩断面のそれぞれに該当する標準断面映像211~214を用いてその4つの標準断面映像211~214に該当する第1のベクトル($x_1 \sim x_4$)を形成する。この時、第1のベクトル($x_1 \sim x_4$)は、下式で表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

【 数 1 】

$$\begin{array}{cccc}
 \begin{array}{c} x_1 = \\ \left[\begin{array}{c} 225 \\ 229 \\ 48 \\ 251 \\ 33 \\ 238 \\ 0 \\ 255 \\ 217 \end{array} \right] \end{array} &
 \begin{array}{c} x_2 = \\ \left[\begin{array}{c} 10 \\ 219 \\ 24 \\ 255 \\ 18 \\ 247 \\ 17 \\ 255 \\ 2 \end{array} \right] \end{array} &
 \begin{array}{c} x_3 = \\ \left[\begin{array}{c} 196 \\ 35 \\ 234 \\ 232 \\ 59 \\ 244 \\ 243 \\ 57 \\ 226 \end{array} \right] \end{array} &
 \begin{array}{c} x_4 = \\ \left[\begin{array}{c} 255 \\ 223 \\ 224 \\ 255 \\ 0 \\ 255 \\ 249 \\ 255 \\ 235 \end{array} \right] \end{array}
 \end{array}
 \quad \text{----- (式 1)}$$

10

【 0 0 2 7 】

引き続き、超音波システム 1 0 0 は各標準断面に対する複数の第 1 のベクトルを用いて各標準断面の平均ベクトルを算出する (S 3 2 0)。本発明の実施例で平均ベクトル (m) は下の式を用いて算出される。

【 0 0 2 8 】

【 数 2 】

$$m = \frac{1}{P} \sum_{i=1}^P x_i \quad \text{----- (式 2)}$$

20

【 0 0 2 9 】

ここで、P は第 1 のベクトルの個数を示す。一例として、4 つの第 1 のベクトル (x₁ ~ x₄) を式 2 に適用することによって、下式のような平均ベクトル (m) が算出される。本発明の実施例に従って平均ベクトルは格納部 1 1 0 に格納される。

【 0 0 3 0 】

【 数 3 】

$$\begin{array}{c}
 m = \left[\begin{array}{c} 171.50 \\ 176.50 \\ 135.5 \\ 248.25 \\ 27.50 \\ 246.00 \\ 127.25 \\ 205.50 \\ 170.00 \end{array} \right]
 \end{array}
 \quad \text{----- (式 3)}$$

30

40

【 0 0 3 1 】

以後、超音波システム 1 0 0 は各標準断面に対する複数の第 1 のベクトルのそれぞれと平均ベクトルとの間の差を算出し、その差を用いて複数の第 1 のベクトルのそれぞれに該当する第 2 のベクトルを形成する (S 3 3 0)。一例として、超音波システム 1 0 0 は 4 つの第 1 のベクトル (x₁ ~ x₄) のそれぞれと平均ベクトル (m) との間の差を算出し、その算出された差を用いて下の式のように 4 つの第 1 のベクトル x₁ ~ x₄ それぞれに該当する第 2 のベクトル (式 4) を形成する。

50

【 0 0 3 2 】

【 数 4 】

$$\begin{array}{l} \overline{x_1} = \begin{bmatrix} 53.50 \\ 52.50 \\ -84.50 \\ 2.75 \\ 5.50 \\ -8.00 \\ -127.25 \\ 49.50 \\ 47.00 \end{bmatrix} \quad \overline{x_2} = \begin{bmatrix} -161.50 \\ 42.50 \\ -108.50 \\ 6.75 \\ -9.50 \\ 1.00 \\ -110.25 \\ 49.50 \\ -168.00 \end{bmatrix} \quad \overline{x_3} = \begin{bmatrix} 24.50 \\ -141.50 \\ 101.50 \\ -16.25 \\ 31.50 \\ -2.00 \\ 115.75 \\ -148.50 \\ 56.00 \end{bmatrix} \quad \overline{x_4} = \begin{bmatrix} 83.50 \\ 46.50 \\ 91.50 \\ 6.75 \\ -27.50 \\ 9.00 \\ 121.75 \\ 49.50 \\ 65.00 \end{bmatrix} \end{array}$$

----- (式 4)

10

【 0 0 3 3 】

引き続き、超音波システム 1 0 0 は第 2 のベクトル (式 4) を用いて中間行列 (i n t e r m e d i a t e m a t r i x) を形成する (S 3 4 0) 。この中間行列は、次式で表される (式 5) 。

【 0 0 3 4 】

【 数 5 】

$$\overline{X} = \begin{bmatrix} 53.50 & -161.50 & 24.50 & 83.50 \\ 52.50 & 42.50 & -141.50 & 46.50 \\ -84.50 & -108.50 & 101.50 & 91.50 \\ 2.75 & 6.75 & -16.25 & 6.75 \\ 5.50 & -9.50 & 31.50 & -27.50 \\ -8.00 & 1.00 & -2.00 & 9.00 \\ -127.25 & -110.25 & 115.75 & 121.75 \\ 49.50 & 49.50 & -148.50 & 49.50 \\ 47.00 & -168.00 & 56.00 & 65.00 \end{bmatrix}$$

----- (式 5)

30

【 0 0 3 5 】

超音波システム 1 0 0 は、このように形成された中間行列を用いて共分散行列 (c o v a r i a n c e m a t r i x) (第 1 の共分散行列) を算出する (S 3 5 0) 。この時、共分散行列 (Ω) は下式で算出される。

【 0 0 3 6 】

【数 6】

$$\Omega = \overline{X} \overline{X}^T = \begin{bmatrix} 36517 & -3639 & 23129 & -778 & 304 & 113 & 24000 & -4851 & 36446 \\ -3639 & 26747 & -19155 & 3045 & -5851 & 324 & -22083 & 28017 & -9574 \\ 23129 & -19155 & 37587 & -1997 & 1247 & 1188 & 45603 & -20097 & 25888 \\ -778 & 3045 & -1996 & 363 & -746.5 & 78 & -2153 & 3217 & -1476 \\ 304 & -5851 & 1247 & -747 & 1869 & -364 & 645 & -6237 & 1831 \\ 113 & 324 & 1188 & 78 & -364 & 150 & 1772 & 396 & -71 \\ 24000 & -22083 & 45603 & -2153 & 645.5 & 1772 & 56569 & -22919 & 26937 \\ -4851 & 28017 & -20097 & 3218 & -6237 & 396 & -22919 & 29403 & -11088 \\ 36446 & -9574 & 25888 & -1476 & 1831 & -71 & 26937 & -11088 & 37794 \end{bmatrix} \quad (式 6)$$

10

【0 0 3 7】

超音波システム 1 0 0 は、共分散行列 (Ω) を用いて固有値 (e i g e n v a l u e) (第 1 の固有値) を算出し、更に検出された固有値それぞれに該当する固有ベクトル (e i g e n v e c t o r) (第 1 の固有ベクトル) を算出して、固有ベクトルを行列に示す固有空間 (第 1 の固有空間) を形成する (S 3 6 0)。この時、固有値および固有ベクトルはヤコビ (j a c o b i) アルゴリズムを用いて算出する。一例として、超音波システム 1 0 0 は、共分散行列 (Ω) を用いて下式のように固有値 ($\lambda_1 \sim \lambda_3$) および固有ベクトル ($v_1 \sim v_3$) を算出する。

20

$$\lambda_1 = 153520 \quad \lambda_2 = 50696 \quad \lambda_3 = 22781$$

【0 0 3 8】

【数 7】

$$v_1 = \begin{bmatrix} 0.356 \\ -0.279 \\ 0.480 \\ -0.031 \\ 0.035 \\ 0.009 \\ 0.560 \\ -0.296 \\ 0.402 \end{bmatrix} \quad v_2 = \begin{bmatrix} -0.552 \\ -0.489 \\ 0.044 \\ -0.048 \\ 0.105 \\ -0.004 \\ 0.112 \\ 0.492 \\ -0.432 \end{bmatrix} \quad v_3 = \begin{bmatrix} -0.264 \\ 0.347 \\ 0.309 \\ 0.064 \\ -0.222 \\ 0.078 \\ 0.585 \\ 0.401 \\ -0.391 \end{bmatrix} \quad \text{----- (式 7)}$$

30

【0 0 3 9】

固有空間 (V) は、算出された固有ベクトル ($v_1 \sim v_3$) を用いて下式のように表される。

40

【0 0 4 0】

【数 8】

$$V = \begin{bmatrix} 0.356 & -0.552 & -0.264 \\ -0.279 & -0.489 & 0.347 \\ 0.480 & 0.044 & 0.309 \\ -0.031 & -0.048 & 0.064 \\ 0.035 & 0.105 & -0.222 \\ 0.009 & -0.004 & 0.078 \\ 0.560 & 0.112 & 0.585 \\ -0.296 & 0.492 & 0.401 \\ 0.402 & -0.432 & -0.391 \end{bmatrix}$$

10

----- (式 8)

【 0 0 4 1】

以後、超音波システム 1 0 0 は、第 2 のベクトルおよび固有空間を用いて各標準断面の特徴ベクトルを算出する (S 3 7 0)。一例として、超音波システム 1 0 0 は、第 2 のベクトル (式 4) を固有空間 (V) に投影させて下の式のような特徴ベクトル (式 9) を算出する。

【 0 0 4 2】

【数 9】

20

$$\begin{aligned} \hat{x}_1 = V^T \bar{x}_1 &= \begin{bmatrix} -103.09 \\ -117.31 \\ -96.57 \end{bmatrix} & \hat{x}_2 = V^T \bar{x}_2 &= \begin{bmatrix} -265.92 \\ 98.29 \\ 47.45 \end{bmatrix} \\ \hat{x}_3 = V^T \bar{x}_3 &= \begin{bmatrix} 229.76 \\ 125.90 \\ -46.14 \end{bmatrix} & \hat{x}_4 = V^T \bar{x}_4 &= \begin{bmatrix} 139.24 \\ -106.88 \\ 95.26 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

----- (式 9)

【 0 0 4 3】

超音波システム 1 0 0 は、このように算出された特徴ベクトルを各標準断面にマッピングするマッピングテーブルを形成する (S 3 8 0)。マッピングテーブルは格納部 1 1 0 に格納される。

30

【 0 0 4 4】

図 5 は、本発明の実施例におけるプロセッサ 1 4 0 の構成を示すブロック図である。プロセッサ 1 4 0 は、第 1 のベクトル形成部 1 4 1、第 2 のベクトル形成部 1 4 2、共分散行列算出部 1 4 3、固有空間形成部 1 4 4、特徴ベクトル算出部 1 4 5 および標準断面検出部 1 4 6 を備える。

【 0 0 4 5】

第 1 のベクトル形成部 (第 3 のベクトル形成部) 1 4 1 は、超音波映像形成部 1 3 0 から提供される超音波映像に対する第 1 のベクトル (第 3 のベクトル) を形成する。一例として、第 1 のベクトル形成部 1 4 1 は図 6 に示すような超音波映像 2 2 0 に対して下の式のように第 1 のベクトル (y) を形成する。

40

【 0 0 4 6】

【数 1 0】

$$y = \begin{bmatrix} 20 \\ 244 \\ 44 \\ 246 \\ 21 \\ 244 \\ 4 \\ 255 \\ 2 \end{bmatrix}$$

----- (式 1 0)

10

【0 0 4 7】

第 2 のベクトル形成部 (第 4 のベクトル形成部) 1 4 2 は、第 1 のベクトル形成部 1 4 1 で形成された第 1 のベクトル (y) と平均ベクトルとの間の差を算出し、その算出された差を用いて第 2 のベクトル (第 4 のベクトル) を形成する。この時、平均ベクトルは格納部 1 1 0 に格納された平均ベクトル (ここでは、式 3 に示されている。) を用いる。一例として、第 2 のベクトル形成部 1 4 2 は、下の式のように第 2 のベクトル (式 1 1) を形成する。

20

【0 0 4 8】

【数 1 1】

$$\bar{y} = \begin{bmatrix} -151.50 \\ 67.50 \\ -88.5 \\ -2.25 \\ -6.50 \\ -2.00 \\ -123.25 \\ 49.50 \\ -168.00 \end{bmatrix}$$

----- (式 1 1)

30

【0 0 4 9】

共分散行列算出部 1 4 3 は、第 2 のベクトル形成部 1 4 2 で形成された第 2 のベクトルを用いて共分散行列 (第 2 の共分散行列) を算出する。本実施例において、共分散行列算出部 1 4 3 で算出される共分散行列は、図 3 の段階 (S 3 5 0) の算出方式と同様な方法で算出できるので、詳細な説明は省略する。

40

【0 0 5 0】

固有空間形成部 1 4 4 は、共分散行列算出部 1 4 3 で算出された共分散行列を用いて固有値 (第 2 の固有値) および固有ベクトル (第 2 の固有ベクトル) を算出する。この時、固有値および固有ベクトルはヤコビアルゴリズムを用いて算出できる。また、固有空間形成部 1 4 4 は、算出された固有値および固有ベクトルを行列として示す固有空間 (第 2 の固有空間) を形成する。本実施例で固有空間形成部 1 4 4 での固有空間の形成は、図 3 の段階 (S 3 6 0) の形成方式と同様の方法で算出できるので詳細な説明は省略する。

【0 0 5 1】

50

特徴ベクトル算出部 145 は、第 2 のベクトル形成部 142 で形成された第 2 のベクトルと固有空間形成部 144 で形成された固有空間を用いて特徴ベクトル（第 2 の特徴ベクトル）を算出する。一例として、特徴ベクトル算出部 145 は、第 2 のベクトル（式 11）を固有空間（V）に投影させて下式のような特徴ベクトル（式 12）を算出する。

【0052】

【数 12】

$$\hat{y} = V^T y = \begin{bmatrix} -266.65 \\ 80.75 \\ 50.60 \end{bmatrix}$$

----- (式 12)

10

【0053】

標準断面検出部 146 は、格納部 110 に格納されたマッピングテーブルを検索して特徴ベクトル算出部 145 で算出された特徴ベクトルに該当する標準断面を検出する。標準断面検出部 146 は、検出された標準断面に該当する標準断面情報をマッピングテーブルから抽出する。この時、標準断面検出部 146 は、ユークリッド距離 (Euclidean distance) を用いて標準断面情報をマッピングテーブルから抽出することができる。即ち、標準断面検出部 146 は、格納部 110 に格納されたマッピングテーブルの各特徴ベクトルと特徴ベクトル算出部 145 で算出された特徴ベクトルとの間のユークリッド距離を算出する。標準断面検出部 146 は、算出されたユークリッド距離のうち最小のユークリッド距離を検出し、検出されたユークリッド距離に該当する特徴ベクトルおよび標準断面情報を格納部 110 に格納されたマッピングテーブルから抽出する。

20

【0054】

本発明が望ましい実施例によっ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および範疇を逸脱することなく様々な変形と変更を行うことができる。

【0055】

一例として、前述した実施例では超音波映像形成部 130 とプロセッサ 140 とは別個に具備されているものとして説明したが、映像処理装置 130 とプロセッサ 140 を一つのプロセッサで実行することも可能である。

【0056】

また、前述した実施例では、主成分分析アルゴリズム (principal component analysis) を用いて標準断面情報を算出すると説明したが、他の方法として HMM (Hidden Markov Model) アルゴリズム、SVM (Support Vector Machine) アルゴリズムなどのような統計的アルゴリズムを用いることもできる。

30

【符号の説明】

【0057】

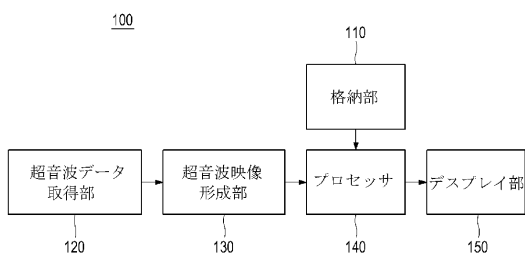
- 100 超音波システム
- 110 格納部
- 120 超音波データ取得部
- 130 超音波映像形成部
- 140 プロセッサ
- 150 ディスプレイ部
- 121 送信信号生成部
- 122 超音波プローブ
- 123 ビームフォーマ
- 124 超音波データ形成部
- 141 第 1 のベクトル形成部
- 142 第 2 のベクトル形成部
- 143 共分散行列算出部

40

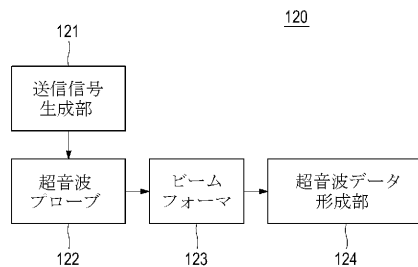
50

- 1 4 4 固有空間形成部
- 1 4 5 特徴ベクトル算出部
- 1 4 6 標準断面検出部
- 2 1 1 ~ 2 1 4 標準断面映像
- 2 2 0 超音波映像

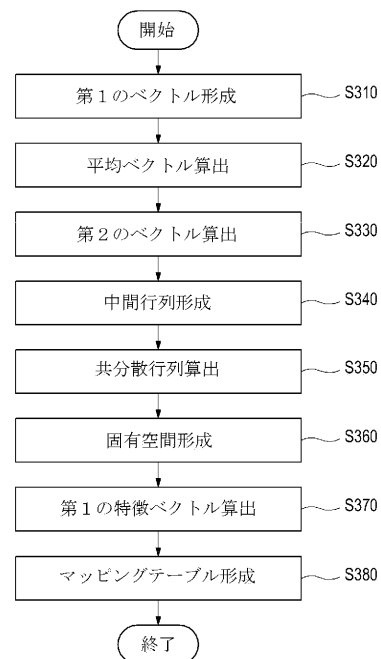
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

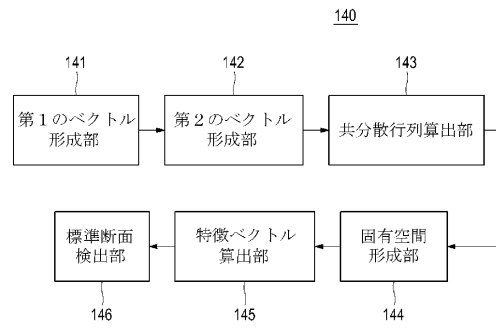
214	224	255	235
	223	0	255
	255	255	249

213	234	244	226
	35	59	57
	196	232	243

212	24	247	2
	219	18	255
	10	255	17

211	48	238	217
	229	33	255
	225	251	0

【図 5】



【図 6】

220

20	244	44
246	21	244
4	255	2

フロントページの続き

(72)発明者 イ, ジン ヨン

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, ジェ キョン

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

F ターム(参考) 4C601 DD15 EE10 JC06 JC13 JC33 JC40 KK33

5B057 AA07 BA05 DA12 DA20 DB02 DB05 DB09 DC30 DC36

专利名称(译)	超声系统和标准部分信息提供方法		
公开(公告)号	JP2010119847A	公开(公告)日	2010-06-03
申请号	JP2009262229	申请日	2009-11-17
[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	イジンヨン キムジェキョン		
发明人	イ, ジン ヨン キム, ジェ キョン		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	G06K9/6247 G01S7/52036 G01S7/5206 G01S15/8977 G06K9/3208 G06T7/75 G06T2207/10132 G06T2207/30004 G06T2207/30244		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE10 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC33 4C601/JC40 4C601/KK33 5B057 /AA07 5B057/BA05 5B057/DA12 5B057/DA20 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC30 5B057/DC36 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/FA32 5L096/FA33 5L096/FA81 5L096/JA11 5L096/KA09 5L096/KA13 5L096/MA07		
优先权	1020080115316 2008-11-19 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于自动检测和显示与从目标对象获取的超声图像对应的标准视图信息的超声系统，以及该方法。ZSOLUTION：超声系统包括：存储单元，存储映射表，其中映射分类为目标对象的各个标准视图的多个标准视图图像的标准视图信息和从标准视图图像计算的第一特征向量；超声数据获取单元，用于将超声信号发送到目标对象，接收从目标对象反射的超声回波信号，并获取两个或更多个超声数据；超声图像形成单元，用于使用所述两个或更多个超声数据形成超声图像；处理器，用于从超声图像计算第二特征向量，检索映射表以选择最接近第二特征向量的一个第一特征向量，并从映射表中提取与所选择的第一特征向量有关的标准视图信息。Z

