

(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2004-49925

(P2004-49925A)

(43) 公開日 平成16年2月19日(2004.2.19)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00

F I

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

5 B 0 5 7

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-278050 (P2003-278050)
(22) 出願日 平成15年7月23日 (2003.7.23)
(31) 優先権主張番号 2002-43132
(32) 優先日 平成14年7月23日 (2002.7.23)
(33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(71) 出願人 597096909
株式会社 メディソン
株式会社 Medison
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 670 ウバン ミジン
アパート 104-1103

最終頁に続く

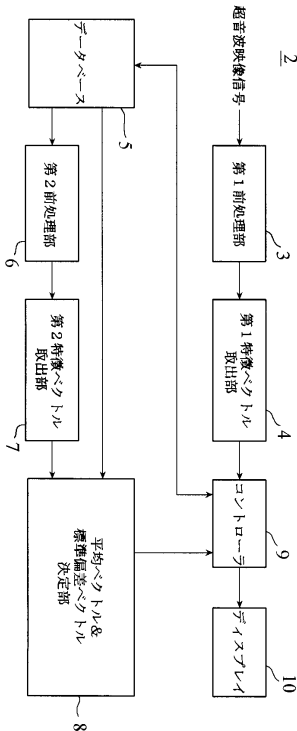
(54) 【発明の名称】 臓器認識装置及びその方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波映像信号から体内の各臓器を自動的に認識することができる装置及びその方法を提供する。

【解決手段】 入力超音波映像信号の第1の特徴ベクトルを取り出す第1の特徴ベクトル取出部4と、予め決められた臓器種別と該臓器種別の各々に係わる複数の超音波映像とからなるリストを格納するデータベース5と、予め決められた臓器種別の各々に対する超音波映像の第2の特徴ベクトルを取り出す第2の特徴ベクトル取出部7と、予め決められた臓器種別の各々に対する第2の特徴ベクトルの平均ベクトル及び標準偏差ベクトルを計算する平均ベクトル&標準偏差ベクトル決定部8と、第1の特徴ベクトルと、予め決められた臓器種別の超音波映像に対する平均ベクトル及び標準偏差ベクトルとに基づいて、平均ベクトルの中のいずれか一つを選択し、該選択した平均ベクトルに対応する臓器を入力超音波映像信号に対応する臓器として決定するコントローラ9を含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

入力超音波映像信号から体内の臓器を認識するための装置であって、
 前記入力超音波映像信号の第 1 の特徴ベクトルを決定する第 1 の特徴ベクトル決定手段と、
 予め決められた臓器種別と該臓器種別の各々に対する複数の超音波映像とからなるリストを格納する格納手段と、
 前記予め決められた臓器種別の各々に対する前記超音波映像の第 2 の特徴ベクトルを決定する第 2 の特徴ベクトル決定手段と、
 前記予め決められた臓器種別の各々に対する前記第 2 の特徴ベクトルの平均ベクトル及び標準偏差ベクトルを計算する計算手段と、
 前記第 1 の特徴ベクトルと、前記予め決められた臓器種別の超音波映像に対する前記平均ベクトル及び標準偏差ベクトルとに基づいて、前記平均ベクトルの中のいずれか一つを選択し、該選択した平均ベクトルに対応する臓器を前記入力超音波映像信号に対応する臓器として決定する臓器決定手段とを含むことを特徴とする臓器認識装置。

【請求項 2】

前記第 1 の特徴ベクトル決定手段が、第 1 の前処理手段及び第 1 の特徴ベクトル取出手段を備えており、
 前記第 1 の前処理手段が、前記入力超音波映像信号をサブサンプリングする第 1 のサブサンプリング手段と、該サブサンプル超音波映像信号をウィンドウ処理する第 1 のウィンドウ処理手段と、該ウィンドウ処理済の超音波映像信号の明るさ及びコントラストを正規化する第 1 の正規化手段とを有し、
 前記第 1 の特徴ベクトル取出手段が、前記前処理済の超音波映像信号から第 1 のログ電力スペクトラムを取り出す第 1 のログ電力スペクトラム取出手段と、前記第 1 のログ電力スペクトラムから前記第 1 の特徴ベクトルを検出する第 1 の特徴ベクトル検出手段とを有することを特徴とする請求項 1 記載の臓器認識装置。

【請求項 3】

前記第 2 の特徴ベクトル決定手段が、第 2 の前処理手段及び第 2 の特徴ベクトル取出手段を備えており、
 前記第 2 の前処理手段が、前記格納手段に格納されている前記超音波映像信号をサブサンプリングする第 2 のサブサンプリング手段と、該サブサンプル超音波映像信号をウィンドウ処理する第 2 のウィンドウ処理手段と、該ウィンドウ処理済の超音波映像信号の明るさ及びコントラストを正規化する第 2 の正規化手段とを有し、
 前記第 2 の特徴ベクトル取出手段が、前記前処理済の超音波映像信号から第 2 のログ電力スペクトラムを取り出す第 2 のログ電力スペクトラム取出手段と、前記第 2 のログ電力スペクトラムから前記第 2 の特徴ベクトルを検出する第 2 の特徴ベクトル検出手段とを有することを特徴とする請求項 2 記載の臓器認識装置。

【請求項 4】

前記臓器決定手段が、前記第 1 の特徴ベクトルと前記予め決められた臓器種別に対する前記平均ベクトルとの間の距離を計算する計算手段と、前記第 1 の特徴ベクトルとの間の距離が最小となる平均ベクトルに対応する臓器を、前記入力超音波映像信号に対応する臓器として決定する手段とを備えていることを特徴とする請求項 3 記載の臓器認識装置。

【請求項 5】

(m , n) が前記入力超音波映像における臓器の位置座標、 $I_N(m, n)$ が前記第 1 の正規化済の超音波映像信号、 \mathcal{F} が離散フーリエ変換演算子を各々示すとき、前記第 1 のログ電力スペクトラム $F(u, v)$ が、次式

【数 1】

$$F(u, v) = \log |\Im \{I_N(m, n)\}|$$

によって計算され、

(U, V) が前記入力超音波映像信号の前記第 1 の特徴ベクトルを決定するために予め決められた周波数領域の範囲を示す整数であるとき、前記入力超音波映像信号の前記第 1 の特徴ベクトル f が、次式

【数 2】

$$f = \{F(0,0), f(0,1), \dots, F(U,V)\}$$

10

で示されることを特徴とする請求項 4 に記載の臓器認識装置。

【請求項 6】

$F_k^i(u, v)$ が前記臓器種別のうち、k (k=1,2,...,K) 番目の臓器に対する i 番目の超音波映像の前記第 2 の特徴ベクトル、M が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の数、K が前記格納手段に格納されている前記臓器種別の数を各々示すとき、前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記平均ベクトル $\overline{F}_k(u, v)$ が、次式

20

【数 3】

$$\overline{F}_k(u, v) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M F_k^i(u, v)$$

によって計算されることを特徴とする請求項 4 に記載の臓器認識装置。

【請求項 7】

$F_k^i(u, v)$ が前記 k 番目の臓器に対する前記 i 番目の超音波映像の前記第 2 の特徴ベクトル、 $\overline{F}_k(u, v)$ が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記平均ベクトル、M が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の数、K が前記格納手段に格納されている前記臓器種別の数を各々示すとき、前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記標準偏差ベクトル $\sigma_k(u, v)$ が、次式

30

【数 4】

$$\sigma_k(u, v) = \left\{ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \{F_k^i(u, v) - \overline{F}_k(u, v)\}^2 \right\}^{1/2}$$

40

によって計算されることを特徴とする請求項 4 に記載の臓器認識装置。

【請求項 8】

f が前記第 1 の特徴ベクトル、 $\overline{f_k}$ が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記

平均ベクトル、 σ_k が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記標準偏差ベクトル

を各々示すとき、前記第 1 の特徴ベクトルと前記予め決められた臓器に対する前記平均ベクトルとの間の距離が、次式

【数 5】

$$d(f, \overline{f_k}) = \left\| \frac{f - \overline{f_k}}{\sigma_k} \right\|$$

10

によって計算されることを特徴とする請求項 4 記載の臓器認識装置。

【請求項 9】

入力超音波映像信号から体内の臓器を認識するための方法であって、

前記入力超音波映像信号の第 1 の特徴ベクトルを決定する第 1 のステップと、

予め決められた臓器種別と該臓器種別の各々に係わる複数の超音波映像とからなるリストをメモリに格納する第 2 のステップと、

前記予め決められた臓器種別の各々に対する前記超音波映像の第 2 の特徴ベクトルを決定する第 3 のステップと、

20

前記予め決められた臓器種別の各々に対する前記第 2 の特徴ベクトルの平均ベクトル及び標準偏差ベクトルを計算する第 4 のステップと、

前記第 1 の特徴ベクトルと、前記予め決められた臓器種別に対する前記平均ベクトル及び標準偏差ベクトルとに基づいて、前記平均ベクトルの中のいずれか一つを選択する第 5 のステップと、

該選択した平均ベクトルに対応する臓器を、前記入力超音波映像信号に対応する臓器として決定する第 6 のステップとを含むことを特徴とする臓器認識方法。

【請求項 10】

前記第 1 のステップが、第 1 の前処理ステップ及び第 1 の特徴ベクトル取出ステップを備えており、

30

前記第 1 の前処理ステップが、前記入力超音波映像信号をサブサンプリングし、該サブサンプル超音波映像信号をウィンドウ処理し、該ウィンドウ処理済の超音波映像信号の明るさ及びコントラストを正規化するステップを有し、

前記第 1 の特徴ベクトル取出ステップが、前記前処理済の超音波映像信号から第 1 のログ電力スペクトラムを取り出し、該第 1 のログ電力スペクトラムから前記第 1 の特徴ベクトルを検出するステップを有することを特徴とする請求項 9 記載の臓器認識方法。

【請求項 11】

前記第 3 のステップが、第 2 の前処理ステップ及び第 2 の特徴ベクトル取出ステップを備えており、

前記第 2 の前処理ステップが、前記メモリに格納されている前記超音波映像信号をサブサンプリングし、該サブサンプル超音波映像信号をウィンドウ処理し、該ウィンドウ処理済の超音波映像信号の明るさ及びコントラストを正規化するステップを有し、

40

前記第 2 の特徴ベクトル取出ステップが、前記前処理済の超音波映像信号から第 2 のログ電力スペクトラムを取り出し、前記第 2 のログ電力スペクトラムから前記第 2 の特徴ベクトルを検出するステップを有することを特徴とする請求項 10 記載の臓器認識方法。

【請求項 12】

前記第 6 のステップが、前記第 1 の特徴ベクトルと前記予め決められた臓器種別に対する前記平均ベクトルとの間の距離を計算するステップと、前記第 1 の特徴ベクトルとの間の距離が最小となる平均ベクトルに対応する臓器を、前記入力超音波映像信号に対応する臓器として決定するステップとを備えていることを特徴とする請求項 11 記載の臓器認識

50

方法。

【請求項 13】

(m, n) が前記入力超音波映像における臓器の位置座標、 $I_N(m, n)$ が前記第 1 の正規化済の超音波映像信号、 \mathfrak{S} が離散フーリエ変換演算子を各々示すとき、前記第 1 のログ電力スペクトラム $F(u, v)$ が、次式

【数 6】

$$F(u, v) = \log |\mathfrak{S}\{I_N(m, n)\}| \quad 10$$

によって計算され、

(U, V) が前記入力超音波映像信号の前記第 1 の特徴ベクトルを決定するために予め決められた周波数領域の範囲を示す整数であるとき、前記入力超音波映像信号の前記第 1 の特徴ベクトル f が、次式

【数 7】

$$f = \{F(0,0), f(0,1), \dots, F(U,V)\} \quad 20$$

で示されることを特徴とする請求項 12 記載の臓器認識方法。

【請求項 14】

$F_k^i(u, v)$ が前記臓器種別のうち、 k ($k=1, 2, \dots, K$) 番目の臓器に対する i 番目の超音波映像の前記第 2 の特徴ベクトル、 M が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の数、 K が前記メモリに格納されている前記臓器種別の数を各々示すとき、前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記平均ベクトル $\overline{F}_k(u, v)$ が、次式

【数 8】

30

$$\overline{F}_k(u, v) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M F_k^i(u, v)$$

によって計算されることを特徴とする請求項 12 に記載の臓器認識方法。

【請求項 15】

$F_k^i(u, v)$ が前記 k 番目の臓器に対する前記 i 番目の超音波映像の前記第 2 の特徴ベクトル、 $\overline{F}_k(u, v)$ が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記平均ベクトル、 M が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の数、 K が前記メモリに格納されている前記臓器種別の数を各々示すとき、前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記標準偏差ベクトル $\sigma_k(u, v)$ が、次式

40

【数 9】

$$\sigma_k(u, v) = \left\{ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \{F_k^i(u, v) - \overline{F}_k(u, v)\}^2 \right\}^{1/2}$$

50

によって計算されることを特徴とする請求項 1 2 記載の臓器認識方法。

【請求項 1 6】

f が前記第 1 の特徴ベクトル、 $\overline{f_k}$ が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記

平均ベクトル、 σ_k が前記 k 番目の臓器に対する前記超音波映像の前記標準偏差ベクトル

を各々示すとき、前記第 1 の特徴ベクトルと前記予め決められた臓器に対する前記平均ベクトルとの間の距離が、次式

【数 1 0】

10

$$d(f, \overline{f_k}) = \left\| \frac{f - \overline{f_k}}{\sigma_k} \right\|$$

によって計算されることを特徴とする請求項 1 2 記載の臓器認識方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断システムに関し、特に、そのシステムに用いられ、超音波映像信号から体内の臓器を効率良く認識するための装置及びその方法に関する。 20

【背景技術】

【0002】

周知のように、超音波診断システムは人体に対して外科手術を行わなくとも、体内の臓器を診断することができるような医療装置である。この超音波診断システムはまず、体内の診断対象のエリア（臓器）に向けて超音波を発射し、該エリアから反射されてくる反射波を受取り、該反射波を処理して、該臓器の映像を目視可能な形態で表示する。

【0003】

その表示された臓器映像の取込みに先立って、オペレータは該表示映像が診断対象のものであることを確かめるために、該表示映像を細かく検討する必要がある。次に、該臓器に対する最適な映像を得るために、オペレータは超音波映像信号の深さ、コントラスト、焦点調節、ゲイン、輪郭強調度、フレーム平均といった多様なパラメーターを、各診断エリアに適した値に設定する（例えば、非特許文献 1）。 30

【0004】

【非特許文献 1】C.Li, D.B.Goldgof, and L.O.Hall, "Knowledge-based classification and tissue labeling of MR images of human brain" IEEE Trans. Medical Imaging, vol.12, no.4, pp.740-749, Dec.1993.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

40

しかし、超音波診断システムを体内において異なるエリアに適用するたびに、オペレータは表示された臓器を識別し、該臓器のアイデンティティに応じて、各映像パラメーターを手動で設けなければならないという不都合がある。

【0006】

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、超音波映像信号から体内の各臓器を自動的に認識することができる装置及びその方法を得るものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る臓器認識装置は、入力超音波映像信号から体内の臓器を認識するための装 50

置であって、入力超音波映像信号の第1の特徴ベクトルを決定する第1の特徴ベクトル決定手段と、予め決められた臓器種別と臓器種別の各々に係わる複数の超音波映像とからなるリストを格納する格納手段と、予め決められた臓器種別の各々に対する超音波映像の第2の特徴ベクトルを決定する第2の特徴ベクトル決定手段と、予め決められた臓器種別の各々に対する第2の特徴ベクトルの平均ベクトル及び標準偏差ベクトルを計算する計算手段と、第1の特徴ベクトルと、予め決められた臓器種別の超音波映像に対する平均ベクトル及び標準偏差ベクトルとに基づいて、平均ベクトルの中のいずれか一つを選択し、選択した平均ベクトルに対応する臓器を前記入力超音波映像信号に対応する臓器として決定する臓器決定手段とを含む。

【0008】

10

また、本発明に係る臓器認識方法は、入力超音波映像信号から体内の臓器を認識するための方法であって、入力超音波映像信号の第1の特徴ベクトルを決定する第1のステップと、予め決められた臓器種別と該臓器種別の各々に係わる複数の超音波映像とからなるリストをメモリに格納する第2のステップと、予め決められた臓器種別の各々に対する超音波映像の第2の特徴ベクトルを決定する第3のステップと、予め決められた臓器種別の各々に対する第2の特徴ベクトルの平均ベクトル及び標準偏差ベクトルを計算する第4のステップと、第1の特徴ベクトルと、予め決められた臓器種別に対する平均ベクトル及び標準偏差ベクトルとに基づいて、平均ベクトルの中のいずれか一つを選択する第5のステップと、選択した平均ベクトルに対応する臓器を、入力超音波映像信号に対応する臓器として決定する第6のステップとを含む。本発明のその他の特徴は以下に明らかにする。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明は上記の構成により、入力超音波映像信号とデータベース化されている臓器種別の超音波映像信号との特徴ベクトルを用いて、体内の臓器を正確に認識することができ、臓器認識のための様々なパラメーターを手動で設ける必要がない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の実施の形態について、添付図面を参照しながらより詳しく説明する。

【0011】

図1は、本発明の実施の形態による臓器認識装置を概示するブロック図である。同図の如く、本発明の臓器認識装置2は通常、第1の前処理部3、第1の特徴ベクトル取出部4、コントローラ9、ディスプレイ10、データベース5、第2の前処理部6、第2の特徴ベクトル取出部7、及び平均ベクトル&標準偏差ベクトル決定部8を備えている。第1の前処理部3は、超音波診断システムのプローブ(図示せず)によって得た超音波映像信号を受取って、この信号に内含するノイズ成分を取り除く。また、この第1の前処理部3は続く信号処理のために、ノイズの除去された超音波映像信号に対して前処理を行う。この第1の前処理部3の詳細を図2を参照して説明する。

30

【0012】

図2は、第1の前処理部3の詳細なブロック図である。同図の如く、第1の前処理部3はサブサンプラー20、ウィンドウ処理部30及び正規化部40を備える。

40

【0013】

サブサンプラー20は、入力超音波映像信号に対してサンプリングを行って信号の大きさを削減し、全体処理速度を高める働きを果たす。好ましくは、サブサンプラー20は超音波映像信号に対するサンプリングによるデータ損失又は歪みを最小化するために、 $(4:1)^2$ の割合でサンプリングを行う。サブサンプリング処理の説明のために、図3の(a)及び(b)には超音波診断システムのプローブから得られた元の超音波映像と、前述の割合でサブサンプリングされた超音波映像とが各々示されている。

【0014】

ウィンドウ処理部30は、サブサンプラー20からのサブサンプル超音波映像信号に対してウィンドウ処理を行って、この超音波映像信号内の、第1の特徴ベクトル取出部4に

50

おける特徴ベクトルの取出時に悪影響が及ぶ恐れがある不要な要素を除去する。詳記すると、図 3 (b) の超音波映像において、上側には日付、患者、診断部位、深さ等に係わる情報を示すテキスト領域が存在し、左側には明るさ及び焦点の情報を示す領域が存在する。これらの情報はサブサンプル超音波映像信号からの臓器の特徴ベクトルの取出に妨害になる恐れがあるので、ウィンドウ処理部 30 は該サブサンプル超音波映像信号に対して通常のウィンドウ・プロセスを行う。図 4 は、図 3 (b) のサブサンプル超音波映像信号に対してウィンドウ処理を行った結果としての超音波映像信号を示す。

【 0 0 1 5 】

ウィンドウ処理部 30 にてウィンドウ処理済の超音波映像信号は、正規化部 40 に送られる。この正規化部 40 は、ウィンドウ処理済の超音波映像信号の明るさとコントラストとを正規化する。一般に、超音波診断システムによって獲得した超音波映像信号は、異なる明るさ及びコントラストの値を有することになる。このような異なる値の明るさ及びコントラストは、第 1 の特徴ベクトル取出部 4 において超音波映像信号のスペクトラムを獲得するのに好ましくない影響を及ぼすことがあり、従って、本発明の正規化部 40 は一定な明るさ及びコントラストの値を有するように該ウィンドウ処理済の超音波映像信号に対して正規化を行う。このような正規化は、ウィンドウ処理済の超音波映像信号の明るさ μ 及び標準偏差 σ 、そしてデータベース 5 に格納されている特定臓器対象に対する各超音波映像の平均明るさ μ_d 及び平均標準偏差 σ_d を用いて、次式のように行われる。

【 数 1 】

$$I_N(m,n) = \mu_d + \frac{(I(m,n) - \mu)}{\sigma} \times \sigma_d \quad \text{式 (1)}$$

ここで、(m , n) は超音波映像における臓器の位置座標、 $I_N(m,n)$ は正規化済の超音波映像信号、 $I(m,n)$ はウィンドウ処理済の超音波映像信号を各々示す。図 5 は、図 4 から得られる正規化済の超音波映像信号である。

【 0 0 1 6 】

図 1 を再び参照して、第 1 の特徴ベクトル取出部 4 は、第 1 の前処理部 3 によって前処理済の超音波映像信号から対象臓器の特徴ベクトルを取り出す。この第 1 の特徴ベクトル取出部 4 は、図 6 に示すように、ログ電力スペクトラム取出部 50 と特徴ベクトル検出部 60 とから構成される。

【 0 0 1 7 】

ログ電力スペクトラム取出部 50 は前処理済の超音波映像信号に対するログ電力スペクトラムを取り出す。この取り出したログ電力スペクトラムは、走査超音波パルスに対応する成分と、臓器組織から反射されてきた超音波に対応する成分とに分離できる。このようなログ電力スペクトラムの特性によって、臓器認識の妨害となる走査超音波パルスの成分は除去され、臓器組織から反射されてきた超音波の低周波及び中間周波帯域に対応する周波数成分 (レスポンス成分) を検出することができる。このようにして、時間と共に臓器の超音波映像信号及び一定な動きへのノイズの悪影響を有効に解消して、臓器に固有な特徴を容易に決定することができる。

前処理済の超音波映像信号に対するログ電力スペクトラム $F(u,v)$ は、次式から得ることができる。

【数 2】

$$F(u,v) = \log|\mathfrak{F}\{I_N(m,n)\}| \quad \text{式 (2)}$$

ここで、上記式 (1) と同様に、(m, n) は超音波映像における臓器の位置座標、 I_N

(m, n) は正規化済の超音波映像信号を示し、 \mathfrak{F} は離散フーリエ変換演算子、u 及び v はログ電力スペクトラムの周波数変数を示す。上記式 (2) から分かるように、前処理済の超音波映像信号のログ電力スペクトラムは離散フーリエ変換によって計算される。特に、離散フーリエ変換の様々な性質のうち、周波数領域における対称性を利用すれば、臓器認識に必要な特徴ベクトルの次元を減らすことができ、臓器認識にかかる時間を削減することができる。ただし、特徴ベクトルの次元とは、特徴ベクトルの成分の数を意味し、特徴ベクトルの成分数が少ないほど特徴ベクトル間の計算量が減少し、計算速度が向上する。図 7 は、ログ電力スペクトラム取出部 50 で取り出した、前処理済の超音波映像信号のログ電力スペクトラムを示す。

10

【0018】

特徴ベクトル検出部 60 は、ログ電力スペクトラム取出部 50 によって取り出されたログ電力スペクトラムから、臓器認識に必要な低周波及び中間周波帯域の成分を検出し、それらを臓器の特徴ベクトルとして決定する。この臓器の特徴ベクトルを用いれば、超音波映像信号において臓器の特徴を最良に示すことができる成分を数学的に解釈することができる。本発明の実施の形態において、臓器の特徴ベクトルはログ電力スペクトラムから検出された低周波及び中間周波帯域の周波数成分を意味する。臓器の特徴ベクトル f は、次式のように決定される。

20

【数 3】

$$f = \{F(0,0), F(0,1), \dots, F(U,V)\} \quad \text{式 (3)}$$

ここで、(U, V) は、臓器の特徴ベクトル f を決定するために予め決められた周波数領域の範囲を示し、整数である。

【0019】

30

図 8 (a) 及び図 8 (b) を参照して、以下、ログ電力スペクトラムから臓器認識に必要な低周波及び中間周波帯域の周波数成分を検出する過程を説明する。

【0020】

図 8 (a) に示した周波数帯域は、前処理済の超音波映像信号への離散フーリエ変換による実数成分及び虚数成分の値を有する。即ち、実数成分は離散フーリエ変換の偶対称性によって A と A'、及び B と B' のように同一の大きさの領域に対応し、虚数成分は離散フーリエ変換の奇対称性によって C と C'、D と D' のように同一の大きさの領域に対応する。臓器の特徴ベクトルを取り出す場合には、特徴ベクトルの次元を減らすために A、B、C、D 領域または A'、B'、C'、D' 領域のみが用いられる。図 8 (a) における左上コーナーの方形領域 80 は前処理済の超音波映像信号の直流 (DC) 成分であって、入力超音波映像信号の平均明るさを示す。中央の交点 82 を経て方形領域 80 の対角線方向に行くほど高周波帯域を示す。一般に、低周波及び中間周波帯域では、ノイズの大きさに比べて信号の大きさが遥かに大きいので、高い SNR が維持されるが、高周波帯域へ行くほど SNR が低くなり、ノイズが臓器認識の妨害要素として作用することになる。

40

【0021】

このため、本発明の実施の形態による特徴ベクトル検出部 60 は、図 8 (b) に示すように、周波数領域において比較的 SNR の高い低周波及び中間周波帯域の周波数成分 84、86 を検出する。図 8 (b) 中の N は、U 軸と V 軸の上で選択される特徴ベクトルの数を表す。例えば、特徴ベクトル検出部 60 は、低周波帯域に該当する左上領域 84 では前処理済の超音波映像信号の DC 成分を除いた残りの領域に対する周波数成分を検出する。

50

しかし、特徴ベクトル検出部 60 は中間周波領域では、前述の離散フーリエ変換の対称性により、図 8 (a) 中の B' 領域に該当する周波数成分は検出せず、左下領域 86 の周波数成分だけを検出する。このように、超音波映像信号に対するログ電力スペクトラムから検出した特徴ベクトルは、図 1 中のコントローラ 9 に供給される。

【0022】

図 1 を再び参照して、データベース 5 は予め決められた臓器種別に分類されている超音波映像信号を格納する。また、データベース 5 はその分類された各臓器の名称を示す分類情報をも格納している。

【0023】

第 2 の前処理部 6 及び第 2 の特徴ベクトル取出部 7 は前述のように、入力超音波映像信号に対して第 1 の前処理部 3 及び第 1 の特徴ベクトル取出部 4 で行われた方法と同様に、データベース 5 に格納されている臓器種別の超音波映像信号に対して前処理及び特徴ベクトル取出を行う。このため、第 2 の前処理部 6 及び第 2 の特徴ベクトル取出部 7 に対する詳細は、説明の便宜上、略すことにする。

平均ベクトル&標準偏差ベクトル決定部 8 は、第 2 の特徴ベクトル取出部 7 によって臓器種別に分類された超音波映像信号から取り出された特徴ベクトルと、データベース 5 内の分類情報とを用いて、臓器種別に分類された超音波映像信号に対する平均ベクトル及び標準偏差ベクトルを決定する。詳記すると、例えば、k 番目の臓器に対する i 番目の超音波映像信号の特徴ベクトルが $F_k^i(u, v)$ とすれば、k 番目の臓器の超音波映像信号に対する

平均ベクトル $\overline{F}_k(u, v)$ は、次式のように示され得る。

【数 4】

$$\overline{F}_k(u, v) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M F_k^i(u, v) \quad \text{式 (4)}$$

ここで、M は、データベース 5 内の k 番目の臓器に対する全体の超音波映像の数を示し、 $k=1, 2, \dots, K$ である。また、k 番目の臓器の超音波映像信号に対する標準偏差ベクトル

$\sigma_k(u, v)$ は、次式のように示される。

【数 5】

$$\sigma_k(u, v) = \left\{ \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \{F_k^i(u, v) - \overline{F}_k(u, v)\}^2 \right\}^{1/2} \quad \text{式 (5)}$$

【0024】

図 9 及び図 10 は、例えば、上記式 (4) 及び式 (5) を用いて得た、予め決められた臓器種別の超音波映像信号に対する平均ベクトル及び標準偏差ベクトルの成分の中から、図 8 (b) 中の左上領域 84 に該当する周波数成分を各々示す。

臓器種別の超音波映像信号に対する平均ベクトル \overline{f}_k 及び標準偏差ベクトル σ_k は、上記式

(4) 及び式 (5) から得た k 番目の臓器の平均ベクトル $\overline{F}_k(u, v)$ と標準偏差ベクトル

$\sigma_k(u, v)$ とから、次式を用いて求めることができる。

10

20

30

40

【数 6】

$$\overline{f_k} = \{\overline{F_k}(0,0), \overline{F_k}(0,1), \dots, \overline{F_k}(U,V)\} \quad \text{式 (6)}$$

【数 7】

$$\sigma_k = \{\sigma_k(0,0), \sigma_k(0,1), \dots, \sigma_k(U,V)\} \quad \text{式 (7)}$$

【0025】

10

平均ベクトル&標準偏差ベクトル決定部8によって決定された臓器種別の超音波映像信号に対する平均ベクトル及び標準偏差ベクトルは、コントローラ9に供給される。

【0026】

コントローラ9は、第1の特徴ベクトル取出部4からの入力超音波映像信号に対する特徴ベクトル f と、平均ベクトル&標準偏差ベクトル決定部8からの臓器種別の超音波映像信号に対する平均ベクトル $\overline{f_k}$ 及び標準偏差ベクトル σ_k とを用いて、入力超音波映像信号に対する最適の臓器映像信号を、データベース5に格納されている臓器種別の超音波映像信号から選択し、該選択した臓器の名称情報と共にディスプレイ10上にディスプレイする。本発明の好適実施例において、入力超音波映像信号とデータベース5内の臓器種別の超音波映像信号との間の距離は、次式のように定義されるマハラノビスの距離 (Mahalanobis Distance) により計算される。

20

【数 8】

$$d(f, \overline{f_k}) = \left\| \frac{f - \overline{f_k}}{\sigma_k} \right\| \quad \text{式 (8)}$$

【0027】

30

コントローラ9は、マハラノビスの距離を用いて入力超音波映像信号と臓器種別の超音波映像信号との間の距離を全て計算後、該計算距離のうちの最小距離に該当する臓器種別の超音波映像信号を、入力超音波映像信号に対する最適な臓器映像信号として決定する。

【0028】

上記において、本発明の実施の形態について説明したが、本発明の請求範囲を逸脱することなく、当業者は種々の改変をなし得るであろう。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の実施の形態による臓器認識装置を概示するブロック図である。

【図2】図1中の第1の前処理部の詳細なブロック図である。

40

【図3】(a)は超音波診断システムのプローブから得られた元の超音波映像を、(b)は該超音波映像がサブサンプラーを介して(4:1)2の割合でサブサンプリングされた超音波映像とを各々示す写真である。

【図4】図3(b)のサブサンプル超音波映像信号に対してウィンドウ処理を行った結果としての超音波映像信号を示す写真である。

【図5】超音波映像信号に対する正規化の結果を示す写真である。

【図6】図1中の第1の特徴ベクトル取出部の詳細なブロック図である。

【図7】図6中のログ電力スペクトラム取出部で取り出された前処理済の超音波映像信号のログ電力スペクトラムを示す図である。

【図8】(a)は前処理済の超音波映像信号に対する離散フーリエ変換結果を示し、(b) 50

）は該結果から低周波及び中間周波帯域の周波数成分の検出を示す模式図である。

【図 9】予め決められた臓器種別の超音波映像信号に対する平均ベクトル成分を示す模式図である。

【図 10】予め決められた臓器種別の超音波映像信号に対する標準偏差ベクトル成分を示す模式図である。

【符号の説明】

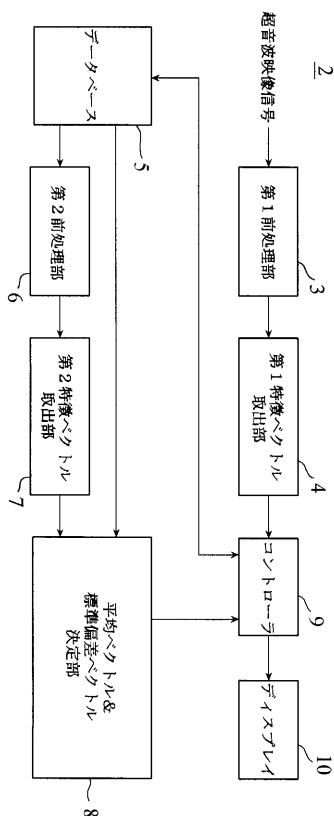
【 0 0 3 0 】

- 2 臓器認識装置
- 3 第 1 の前処理部
- 4 第 1 の特徴ベクトル取出部
- 5 データベース
- 6 第 2 の前処理部
- 7 第 2 の特徴ベクトル取出部
- 8 平均ベクトル & 標準偏差ベクトル決定部
- 9 コントローラ
- 10 ディスプレイ
- 20 サブサンプラー
- 30 ウィンドウ処理部
- 40 正規化部
- 50 ログ電カスペクトラム取出部
- 60 特徴ベクトル検出部

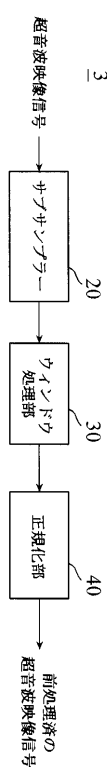
10

20

【図 1】



【図 2】



【図 3】



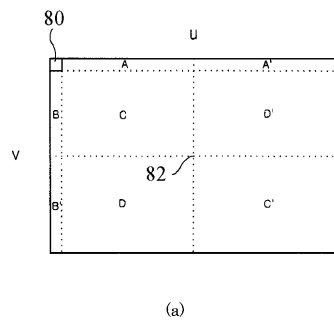
【図 4】



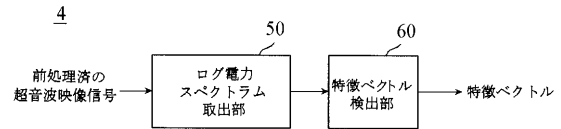
【図 5】



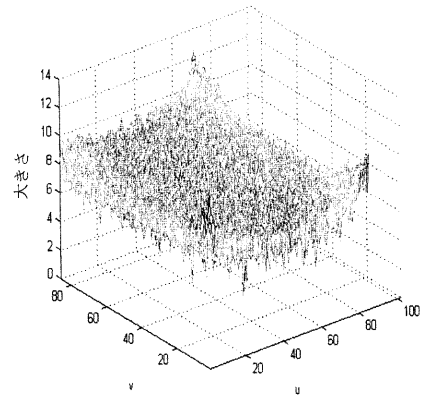
【図 8】



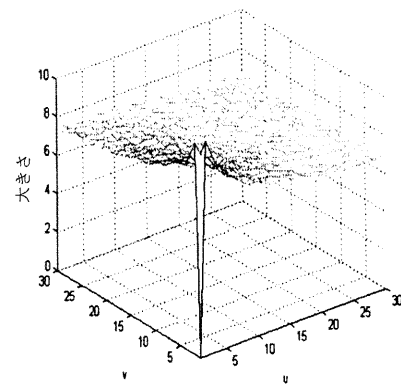
【図 6】



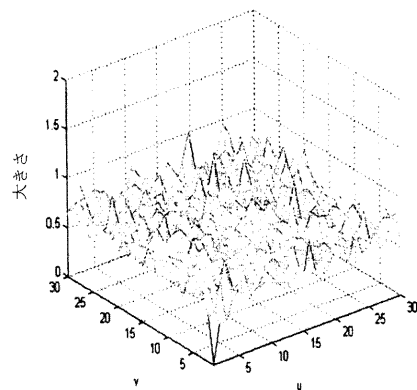
【図 7】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 パク ス ジン

大韓民国 テグ クァンヨクシ ソグ ジュンリドン ジュンリシヨン アパート 3 - 4 0 2

(72)発明者 ソン ヨン ソク

大韓民国 ソウルトクピョルシ マボグ ソンサンドン プンリムアパート 1 0 1 - 1 3 0 2

F ターム(参考) 4C601 EE09 EE11 EE22 JB36 JB40 JB48 JB49 JC04 JC05 JC07

JC08 JC21 KK03 KK04 LL05

5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12 CA17 CC03 CH08 CH18 DA08

DB02 DB05 DC22 DC36

专利名称(译)	器官识别装置和方法		
公开(公告)号	JP2004049925A	公开(公告)日	2004-02-19
申请号	JP2003278050	申请日	2003-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 株式会社MEDISON		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	キムナムチョル パクスジン ソンヨンソク		
发明人	キム ナム チョル パク ス ジン ソン ヨン ソク		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06K9/00 G06K9/52 G06T1/00 G06T7/00		
CPC分类号	G06T7/0012 A61B8/08 G06K9/00127 G06K9/52 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JC04 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/JC21 4C601/KK03 4C601/KK04 4C601/LL05 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA17 5B057/CC03 5B057/CH08 5B057/CH18 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DC22 5B057/DC36 4C601/LL14 4C601/LL31		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020020043132 2002-07-23 KR		
其他公开文献	JP3878587B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够从超声图像信号中自动识别体内每个器官的装置及其方法。 解决方案：包括第一特征向量提取单元4的列表，该第一特征向量提取单元4提取输入的超声图像信号的第一特征向量，预定的器官类型以及与每种器官类型相关的多个超声图像。用于存储的数据库5，用于针对每种预定器官类型提取超声图像的第二特征向量，以及针对每种预定器官类型的第二特征的第二特征向量提取单元7 基于平均向量和标准偏差向量确定单元8，用于计算该向量，第一特征向量以及预定器官类型的超声图像的平均向量和标准偏差向量的平均向量和标准偏差向量。 ，选择平均向量，并且将与所选平均向量相对应的器官确定为与输入超声图像信号相对应的器官。 和控制器9。 [选型图]图1

