

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4888026号  
(P4888026)

(45) 発行日 平成24年2月29日(2012.2.29)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)  
G 0 6 T 1/00 (2006.01)A 6 1 B 8/00  
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-274230 (P2006-274230)  
 (22) 出願日 平成18年10月5日(2006.10.5)  
 (65) 公開番号 特開2007-98143 (P2007-98143A)  
 (43) 公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)  
 審査請求日 平成21年6月3日(2009.6.3)  
 (31) 優先権主張番号 10-2005-0094318  
 (32) 優先日 平成17年10月7日(2005.10.7)  
 (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, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, 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】 超音波映像システム及び超音波映像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体の 3 次元超音波映像を提供する 3 次元映像提供部と、  
 前記 3 次元超音波映像から複数の 2 次元映像を得て、各 2 次元映像を正規化して正規化された 2 次元映像を形成する前処理部と、  
 前記正規化された 2 次元映像を複数のスケールでウェーブレット変換してウェーブレット変換映像を形成し、前記複数のスケールのウェーブレット変換映像を平均してエッジ(edge)映像を形成し、前記エッジ映像をしきい値化するエッジ抽出部と、  
 前記しきい値化されたエッジ映像で前記対象体を中心に複数の放射線を設定し、前記各放射線上で明さが 0 より大きい点を 1 次候補点に設定し、前記各 1 次候補点を基準に内部窓と外部窓を設定し、前記内部窓と前記外部窓に基づいて 2 次候補点を設定し、前記正規化された 2 次元映像で前記 2 次候補点の特徴ベクトル(feature vector)を用いて SVM(support vector machine)を訓練させ、前記訓練された SVM を用いて 3 次候補点を設定し、前記 3 次候補点のうち、一定距離内で最も明るい点である対象体のエッジに対応する点を制御点に決定する制御点決定部と、  
 前記制御点に基づいた 3 次元レンダリングを実施して前記対象体の 3 次元ボリュームデータを形成するレンダリング部と  
 を備えることを特徴とする超音波映像システム。

【請求項 2】

前記対象体は前立腺であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像システム。

## 【請求項 3】

前記前処理部は、前記 2 次元映像の平均及び標準偏差を正規化して前記正規化された 2 次元映像を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波映像システム。

## 【請求項 4】

前記レンダリング部は、前記正規化された 2 次元映像、前記ウェーブレット変換映像及び前記しきい値化されたエッジ映像のうち少なくとも一つをレンダリングすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波映像システム。

## 【請求項 5】

前記制御点決定部は、  
予め指定されたスケールのウェーブレット変換映像で前記内部窓と外部窓における明るさ平均を比較し、 10

前記各放射線上で前記 1 次候補点のうち内部窓でよりも外部窓での明るさ平均がより大きい点を前記 2 次候補点に選定し、

前記正規化された 2 次元映像で前記 2 次候補点の特徴ベクトルを形成した後、前記特徴ベクトルの成分を正規化し、

前記正規化された特徴ベクトルを用いて前記 SVM を訓練させ、

前記訓練された SVM を用いて前記しきい値化されたエッジ映像の各放射線上で前記 2 次候補点のうち、最も明るい点を前記 3 次候補点に選定し、

前記対象体の基本外形を考慮して前記 3 次候補点の位置を再調整し、

前記再調整された 3 次候補点のうち、一定距離内で最も明るい点である対象体のエッジに対応する点を前記制御点に決定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波映像システム。 20

## 【請求項 6】

a) 対象体の 3 次元超音波映像から複数の 2 次元映像を得る段階と、

b) 前記 2 次元映像をそれぞれ正規化して正規化された 2 次元映像を形成する段階と、

c) 前記正規化された 2 次元映像を複数のスケールでウェーブレット変換してウェーブレット変換映像を形成する段階と、

d) 前記複数のスケールのウェーブレット変換映像を平均してエッジ映像を形成する段階と、

e) 前記エッジ映像をしきい値化する段階と、 30

f) 前記しきい値化されたエッジ映像で前記対象体を中心に複数の放射線を設定する段階と、

g) 前記各放射線上で明るさが 0 より大きい点を 1 次候補点に設定する段階と、

h) 前記各 1 次候補点を基準に内部窓と外部窓を設定する段階と、

i) 前記内部窓と前記外部窓に基づいて 2 次候補点を設定し、前記正規化された 2 次元映像で前記 2 次候補点の特徴ベクトルを用いて SVM を訓練させ、前記訓練された SVM を用いて 3 次候補点を設定し、前記 3 次候補点のうち、一定距離内で最も明るい点である対象体のエッジに対応する点を制御点に決定する段階と、

j) 前記制御点に基づいた 3 次元レンダリングを実施して前記対象体の 3 次元ボリュームデータを形成する段階と 40

を備えることを特徴とする超音波映像処理方法。

## 【請求項 7】

前記対象体は前立腺であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波映像処理方法。

## 【請求項 8】

前記 2 次元映像を正規化する段階は、前記 2 次元映像で明るさの平均及び標準偏差を正規化する段階を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波映像処理方法。

## 【請求項 9】

前記 3 次元ボリュームデータは、前記正規化された 2 次元映像、前記ウェーブレット変換映像及び前記しきい値化されたエッジ映像のうち少なくとも一つをレンダリングして形成することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波映像処理方法。 50

## 【請求項 10】

前記段階 i ) は、

\_\_\_ 予め指定されたスケールのウェーブレット変換映像で前記内部窓と外部窓における明るさ平均を比較する段階と、

前記各放射線上で前記 1 次候補点のうち内部窓でよりも外部窓での明るさ平均がより大きい点を前記 2 次候補点に選定する段階と、

前記正規化された 2 次元映像で前記 2 次候補点の特徴ベクトルを形成した後に前記特徴ベクトルの成分を正規化する段階と、

前記正規化された特徴ベクトルを用いて前記 SVM を訓練させる段階と、

前記訓練された SVM を用いて前記しきい値化されたエッジ映像の各放射線上で前記 2 次候補点のうち最も明るい点を前記 3 次候補点に選定する段階と、

前記対象体の基本外形を考慮して前記 3 次候補点の位置を再調整する段階と、

前記再調整された 3 次候補点のうち一定距離内で最も明るい点である対象体のエッジに対応する点を前記制御点に決定する段階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。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波映像システム及び超音波映像処理方法に関し、特に超音波映像から対象体のボリュームデータを自動で抽出する超音波映像システム及び超音波映像処理方法に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は多様に応用されている重要な診断装置の中の一つである。特に、超音波診断装置は対象体に対して無侵入及び非破壊特性を有するため、医療分野に広く利用されている。近來の高性能超音波診断システム及び技術は対象体の内部形状の 2 次元または 3 次元診断映像を生成することに利用されている。超音波診断装置は、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を一般に使用する。超音波診断装置は音響変換素子や音響変換素子アレイを電氣的に刺激して対象体に伝達される超音波信号を生成して内部組織の映像を形成する。超音波信号が伝搬される方向に不連続的な内部組織から超音波信号が反射されて超音波エコー信号が生成される。多様な超音波エコー信号は変換素子に伝達されて電氣的信号に変換される。変換された電氣的信号を増幅及び信号処理して内部組織の映像のための超音波映像データを生成する。

## 【0003】

前立腺は男性にのみ存在するチェスナット (chestnut) サイズの分泌器官として膀胱の下に位置し、その中心を射精管と尿道が貫通する。従って、前立腺に炎症が生じたり肥大化したりすると様々な泌尿器的な問題を引き起こすことがある。前立腺関連の病気は 60 才以上の男性によく発生することが知られており、実例として米国の場合、前立腺癌による死亡者の数が全体癌患者の中で 2 番目に多いと集計されている。国内でも人口の老齡化と食生活の欧米化及び経済水準の向上などを考慮する時、今後持続的な前立腺関連疾病患者の増加が予想される。しかし、前立腺癌は早期に発見される場合、治療が可能であるため、早期診断が何よりも重要である。

## 【0004】

安価、移動性、そしてリアルタイムでのイメージングなどの長所のため、前立腺癌の早期診断と治療のために超音波映像装置が主に使われる。現在殆どの病院ではそれぞれの前立腺断面映像に対して超音波映像装置の画面上から手動で輪郭を抽出し、これに基づいて体積情報を得る。このように手動で輪郭を抽出する場合、かなり時間の消耗されるだけでなく、同一のユーザーが同じ断面映像から繰り返して輪郭を抽出する場合に、または複数のユーザーが同一の断面から輪郭を抽出する場合に、相違した結果を得るようになる短所がある。

## 【 0 0 0 5 】

現在ユーザーの介入を最小化すると共に、自動または半自動で超音波前立腺客体を抽出しようとする研究が活発に進められている。

## 【 0 0 0 6 】

以下、従来のウェーブレット変換と、スネークアルゴリズム (snakes algorithm) を用いて超音波断面映像から前立腺客体を抽出する方法を説明する。

## 【 0 0 0 7 】

まず、低帯域フィルタと高帯域フィルタを水平、垂直に多数回適用させるウェーブレット変換を通じて各周波数の映像を得、その中からスペックル (speckle) 雑音に比べて前立腺の輪郭が優勢に示される特定周波数の映像に手動で初期輪郭を描く。その次に初期輪郭が描かれた映像より一段階小さな周波数の映像から初期輪郭に基づいてスネークアルゴリズムを利用して輪郭を見出す。このような過程を最小周波数まで繰り返すことによって漸進的かつ詳細に前立腺の輪郭を見出す。

## 【 0 0 0 8 】

このような従来の方法は、ウェーブレット変換過程で低帯域映像からスペックル雑音の影響を減らすことができ、ウェーブレット帯域間の相関度を用いて輪郭の妥当性を検討することができるという長所がある。反面、スネークアルゴリズムの特性上、3次元ボリュームから得た全ての2次元断面映像にユーザーが初期輪郭をいちいち直接設定しなければならず、輪郭抽出性能がスネークの変数値に非常に依存적であるという短所がある。

## 【 0 0 0 9 】

これに対し、超音波断面映像から抽出されたエッジをユーザーが連結して前立腺の輪郭を抽出する方法が提案された。以下、このような従来技術を説明する。

## 【 0 0 1 0 】

まず超音波断面映像で棒 (stick) 状のフィルタと、非等方性拡散フィルタ (anisotropic diffusion filter) を用いてスペックル雑音の影響を減らす。その後、前立腺の形状や反射形態 (echo pattern) のように事前に入力された情報に基づいてエッジを自動で抽出した後、抽出したエッジをガイドにしてユーザーがその上に手動で前立腺の輪郭をスケッチする。

## 【 発明の開示 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 1 1 】

この従来の方法はユーザーに関係なくほぼ正確で、同一の結果を得られる長所があるが、棒状フィルタ及び入力映像のサイズによって遂行時間が非常に長くなることがあり、輪郭をスケッチする過程で全ての超音波断面映像に対してユーザーが介入しなければならないという短所がある。

## 【 0 0 1 2 】

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、前立腺の超音波映像から前立腺のボリュームを自動で抽出する超音波映像システム及び超音波映像処理方法を得るものである。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 3 】

本発明に係る超音波映像システムは、対象体の3次元超音波映像を提供する3次元映像提供部と、前記3次元超音波映像から複数の2次元映像を得て、各2次元映像を正規化して正規化された2次元映像を形成する前処理部と、前記正規化された2次元映像を複数のスケールでウェーブレット変換してウェーブレット変換映像を形成し、前記複数のスケールのウェーブレット変換映像を平均してエッジ (edge) 映像を形成し、前記エッジ映像をしきい値化するエッジ抽出部と、前記しきい値化されたエッジ映像で前記対象体を中心に複数の放射線を設定し、前記各放射線上で明るさが0より大きい点を1次候補点に設定し、前記各1次候補点を基準に内部窓と外部窓を設定し、前記内部窓と前記外部窓に基づいて2次候補点を設定し、前記正規化された2次元映像で前記2次候補点の特徴ベクトル (f

10

20

30

40

50

eature vector)を用いてSVM(support vector machine)を訓練させ、前記訓練されたSVMを用いて3次候補点を設定し、前記3次候補点のうち、一定距離内で最も明るい点である対象体のエッジに対応する点を制御点に決定する制御点決定部と、前記制御点に基づいた3次元レンダリングを実施して前記対象体の3次元ボリュームデータを形成するレンダリング部とを備える。

#### 【0014】

本発明に係る超音波映像処理方法は、a)対象体の3次元超音波映像から複数の2次元映像を得る段階と、b)前記2次元映像をそれぞれ正規化して正規化された2次元映像を形成する段階と、c)前記正規化された2次元映像を複数のスケールでウェーブレット変換してウェーブレット変換映像を形成する段階と、d)前記複数のスケールのウェーブレット変換映像を平均してエッジ映像を形成する段階と、e)前記エッジ映像をしきい値化する段階と、f)前記しきい値化されたエッジ映像で前記対象体を中心に複数の放射線を設定する段階と、g)前記各放射線上で明るさが0より大きい点を1次候補点に設定する段階と、h)前記各1次候補点を基準に内部窓と外部窓を設定する段階と、i)前記内部窓と前記外部窓に基づいて2次候補点を設定し、前記正規化された2次元映像で前記2次候補点の特徴ベクトルを用いてSVMを訓練させ、前記訓練されたSVMを用いて3次候補点を設定し、前記3次候補点のうち、一定距離内で最も明るい点である対象体のエッジに対応する点を制御点に決定する段階と、j)前記制御点に基づいた3次元レンダリングを実施して前記対象体の3次元ボリュームデータを形成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】

#### 【0015】

本発明は、前述したように本発明は3次元超音波映像からウェーブレット変換とSVMを用いて3次元前立腺ボリュームを抽出し、各周波数サイズのウェーブレット変換映像を平均することにより、エッジ映像で雑音を減らすと同時に明確な前立腺の境界を得ることができる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0016】

以下、超音波映像から対象体、例えば前立腺のボリュームを抽出する本発明に係る超音波映像システム及び超音波映像処理方法を説明する。

#### 【0017】

図1に図示されるように、本発明による超音波映像システム100は、3次元映像提供部10、前処理部20、エッジ抽出部30、制御点決定部40及び3次元レンダリング部50を備える。3次元映像提供部10はメモリまたはプローブとして具現される。前処理部20、エッジ抽出部30、制御点決定部40及び3次元レンダリング部50は一つのプロセッサにより具現される。制御点決定部40はSVM(Support vector machine)を備える。

#### 【0018】

以下の説明で、エッジとは突然に明るさの変化が起きる点の総称であり、境界とは対象体、例えば前立腺の外郭をいう。

#### 【0019】

##### 1. 前処理過程

3次元映像から2次元断面映像を得る方法について図2を参照して説明する。前処理部20は3次元映像提供部10から入力される3次元映像VDに仮想の回転軸RXを設定し、回転軸RXを中心に一定の角度で回転しながら複数の2次元断面映像を得る。本発明の実施例では、一つの3次元映像から30度ずつ回転しながらサイズが200×200である6枚の2次元断面映像を得る。

#### 【0020】

続いて、各断面映像の画素値、望ましくは明るさ(brightness)及び対比(contrast)の平均及び標準偏差を正規化して前処理映像を形成する。この時に超音波映像で背景領域

、即ち、明るさが 0 である領域は正規化対象から除外する。本実施の形態では、平均と標準偏差をそれぞれ 70 と 40 に設定する。

【 0 0 2 1 】

図 3 a 及び図 3 b は互いに異なる 3 次元映像から得た超音波断面映像を示す超音波写真であり、図 4 a 及び図 4 b はそれぞれ図 3 a 及び図 3 b の 2 次元断面映像データを正規化して得た超音波写真である。このように、正規化によって 3 D 入力映像に関係なく均一の明るさ特性を得ることができる。

【 0 0 2 2 】

## 2 . エッジ抽出

エッジ抽出部 30 は 2 次元断面映像を複数のサブバンド映像に分解する。即ち、エッジ抽出部 30 は前処理部 20 から入力された正規化された 2 次元断面映像を数式 1 ~ 数式 3 を用いて図 5 のようにウェーブレット分解する。

【 数 1 】

$$W_{2^j}^H f(m, n) = S_{2^{j-1}} f(m, n) * g(m/2^{j-1}) * \delta(n)$$

【 数 2 】

$$W_{2^j}^V f(m, n) = S_{2^{j-1}} f(m, n) * \delta(m) * g(n/2^{j-1})$$

【 数 3 】

$$S_{2^j} f(m, n) = S_{2^{j-1}} f(m, n) * h(m/2^{j-1}) * h(n/2^{j-1})$$

【 0 0 2 3 】

前述した数式で、 $f(m, n)$  は前処理された映像を意味し、 $h(n)$  と  $g(n)$  はウェーブレット変換のための低帯域フィルタと高帯域フィルタを示す。そして、添字 H と V はそれぞれ水平、垂直方向へのフィルタリングを意味する。 $W_{2^j}^H f(m, n)$  と  $W_{2^j}^V f(m, n)$  はそれ

ぞれ前処理された映像  $f(m, n)$  に対する  $2^j$  スケールにおける垂直、水平エッジ情報が入

れられた高帯域映像を示し、 $S_{2^j} f(m, n)$  は  $2^j$  スケールにおける低帯域映像を示し、

$S_{2^0} f(m, n)$  は前処理された映像を示す。

【 0 0 2 4 】

次に、 $2^j$  スケールにおけるウェーブレット変換結果を次の数式 4 に適用して  $2^j$  スケールの映像を形成する。

【 数 4 】

$$M_{2^j} f(x, y) = \sqrt{|W_{2^j}^H f(m, n)|^2 + |W_{2^j}^V f(m, n)|^2}$$

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

図6 aは前処理された前立腺の映像であり、図6 b～図6 dは前処理された前立腺の映像に対する $2^2$ 、 $2^3$  及び $2^4$  スケールのウェーブレット変換映像、 $M_{2^2}f(m,n)$ 、

$M_{2^3}f(m,n)$  及び $M_{2^4}f(m,n)$ を示す。図6 b～図6 dに示されるように、スケールが増加するによって雑音と前立腺の境界は明確に区分される長所がある反面、前立腺の境界自体の鮮明度は低下して境界の位置を正確に把握することができなくなる。

【0026】

続いてウェーブレット変換された映像で雑音を減らすと共に、前立腺の境界を明確に示すため、次の数式5を用いて各スケールのウェーブレット変換映像を平均する。

10

【数5】

$$Mf(m,n) = \frac{1}{3} \sum_{j=2}^4 \frac{M_{2^j}f(m-d_{2^j}, n-d_{2^j})}{\max_{(m,n)}(M_{2^j}f(m-d_{2^j}, n-d_{2^j}))}$$

【0027】

ここで $\max_{(m,n)}(\cdot)$ は映像での最大画素値を見出す演算子であり、 $Mf(m,n)$ はウェーブレット変換映像を平均して得たエッジ映像を示す。一方、数式1～数式3のフィルタの中心

20

は $1/2$ だけ遅れているので、平均をする前に各周波数の映像を $d_{2^j} = (1/2) \cdot \sum_{n=1}^j 2^{n-1}$ だけずつ水平、垂直に補償することによって前立腺境界の位置を周波数に関係なく同一にする。図7 a、図7 b、図8 a及び図8 bはウェーブレット変換映像を平均した時に得ることができる結果を示す。具体的には、図7 aは $2^3$ スケールでウェーブレット変換された映像を示し、図7 bは図7 aに示された映像で115番目の水平線の波形を示す。また、図8 aは $2^2$ 、 $2^3$ 及び $2^4$ スケールでウェーブレット変換された映像を平均して得たエッジ映像を示し、図8 bは図8 aに示された映像で115番目の水平線の波形を示す。図7 aと図8 aの比較から、平均した場合の映像(図8 a)がウェーブレット変換のみをした映像(図7 a)に比べて雑音が少なく、前立腺の境界はより鮮明に示されることが分かる。

30

【0028】

続いて、平均して得たエッジ映像で雑音を減らすために次の数式6によってエッジの明るさに対してしきい値化する。

【数6】

$$M_T f(m,n) = \begin{cases} Mf(m,n) & \text{if } Mf(m,n) > Th \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

40

【0029】

ここで、 $M_T f(m,n)$ は $Mf(m,n)$ のしきい値化されたエッジ映像を意味し、 $Th$ はしきい値を示す。図9はしきい値化されたエッジ映像を示す。

【0030】

このようなエッジ抽出過程により、各2次元断面映像をウェーブレット変換して得た各スケールの映像の明るさを平均してしきい値化することによってスペckル雑音の影響が弱まったエッジ映像を得る。

【0031】

50

### 3. 制御点決定

超音波映像で前立腺の内部は外部に比べて暗く示されるという特性を用いて制御点を決定する。決定された制御点は後に3次元レンダリングを通じて前立腺ボリュームを得るのに用いられる。制御点決定部40はエッジ抽出部30からしきい値化されたエッジ映像

$M_T f(m, n)$  とウェーブレット変換映像の入力を受けて、 $M_T f(m, n)$  を用いて前立腺の境界と予め定められた方向線—望ましくは放射線 (radial line) と合わさる点、即ち、複数の制御点を決定する。図10は前立腺中心を基準に設定された放射線を示している。

この時に放射線を引くための前立腺の中心点 $O$ はユーザーによって与えられた2つの基準点 $v_1$ と $v_1$ の中点と定めることができる。

10

#### 【0032】

以下、制御点決定方法をより具体的に説明する。制御点決定部40はしきい値化されたエッジ映像 $M_T f(m, n)$ で各放射線方向に従って明るさが0でなく、1次候補点を見出す。

#### 【0033】

20

続いて、予め指定されたスケールのウェーブレット変換低帯域映像から1次候補点を基準に $M \times N$ サイズの互いに隣接した内部窓と外部窓を設定し、2つの窓の明るさ平均を比較して外部がさらに明るい点を2次候補点に選定する。この時、制御点決定部40は予め定められたスケールのウェーブレット変換低帯域映像を用いることができる。本発明の実施例では $2^3$ スケールのウェーブレット変換低帯域映像である $S_{2^3} f(m, n)$ を用いて2次候補点に選定する。

#### 【0034】

30

次に、SVMを用いて2次候補点を制御点の特性を満たす点とそうでない点に分類するために2次候補点の特徴ベクトルを形成する。このためにまず、 $f(m, n)$ に各2次候補点

に対して放射線方向に点の内部と外部に $M \times N$ サイズの窓を被せる。その後、窓内

$f(m, n)$ の平均及び標準偏差、BDIP (block difference invert probabilities) 平均とBVL C (block variation of local correlation coefficients) の平均を求めて数式7のように表現される特徴ベクトルを次の通り形成する。

40

#### 【数7】

$$\mathbf{h} = [\mu_{out}(f), \mu_{in}(f), \sigma_{out}(f), \sigma_{in}(f), \mu_{out}(D), \mu_{in}(D), \mu_{out}(V), \mu_{in}(V)]$$

#### 【0035】



ここで  $\mu_{out(in)}(\cdot)$  及び  $\sigma_{out(in)}(\cdot)$  は外部（内部）窓の<sup>(i)</sup>に対する平均及び標準偏差を示し、

DとVは前処理された映像のBDIPとBVL Cである。BDIPはブロック内最も大きな画素値からブロック内画素値を差し引いた値の和とブロック内最も大きな画素値の比で定義され、BVL Cは画素を中心に四つの方向で求めた最大係数から最小係数を差し引いた値で定義される。BDIPとBVL Cは既に広く知られた技術としてより詳細な内容は省略する。

【0036】

このような過程によって全ての2次候補点に対する特徴ベクトルを得た後に、特定の特徴ベクトル成分がSVMの分類に支配的な影響を与えることを防ぐために次の数式8のよう

10

【数8】

$$\mathbf{x} = \mathbf{h} / \mathbf{s}$$

ここで  $\mathbf{h}$  は2つのベクトルの成分別（component-wise）割り演算を意味し、 $\mathbf{s}$  は $\mathbf{h}$ の各成分の列から計算した標準偏差からなるベクトルであり、 $\mathbf{x}$ は正規化された特徴ベクトルを示す。

【0037】

次に、訓練されたSVMを用いて各放射線方向の2次候補点のうちしきい値化されたエッジ映像  $M_{\tau}f(m,n)$  から明るさを基準に制御点として最も妥当であると分類される点とその放射線方向の3次候補点みに決定する。同一放射線方向の全ての2次候補点が制御点として妥当でないと分類される場合には、その放射線方向の2次候補点の中からエッジ映像における明るさが最も大きな点を制御点みに選定する。

20

【0038】

一方、SVM訓練に使われたデータはユーザーが人為的に抽出した3次候補点の特性を満たす点とそうでない点で構成される。この2つの集団に属する点から数式8を用いて特徴ベクトルを抽出してSVMを訓練させる。本実施の形態ではSVM訓練のために前立腺の映像でなく映像から人為的に制御点特性を満たす点60個とそうでない点60個を抽出して訓練集団を構成し、制御点決定のために特徴ベクトルを抽出するために映像に被せたウィンドウのサイズは  $9 \times 3$  である。

30

【0039】

その後、前立腺の輪郭は滑らかに変わるという仮定の下に、即ち対象体の基本外形を考慮して次の数式9のように3次候補点の位置を再調整する。

【数9】

$$\hat{P}_i = \frac{P_{i-1} + P_{i+1}}{2}, \quad \text{if } |P_i - P_{i-1}| > \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |P_i - P_{i-1}|$$

40

ここで  $P$  は  $i$  番目の放射線方向の3次候補点の位置を示す。

【0040】

続いて、調整された3次候補点近くで放射線方向に沿って一定距離内で最も明るいエッジに対応する点を制御点に決定する。

【0041】

次に、3次元レンダリング部50は決定された制御点から多面体からなる診断客体、即ち前立腺の3次元鉄線フレーム（wire frame）を構成した後、表面基盤レンダリング技法を用いて超音波前立腺ボリュームを得る。即ち、3次元レンダリング部50は制御点に基づいて、正規化された2D映像、ウェーブレット変換映像及びしきい値化されたエッジ映像のうち、少なくとも一つをレンダリングして3次元ボリュームを得る。

50

## 【 0 0 4 2 】

図 1 1 a ～ 図 1 1 f は前述した本発明による 3 次元超音波前立腺抽出技法の段階別結果映像を示す。図 1 1 a は 3 次元超音波データから 3 0 ° ずつ回転しながら得た 2 次元断面映像を示し、図 1 1 b は図 1 1 a の映像を正規化した結果を示す。図 1 1 a と図 1 1 b との比較から、図 1 1 a に比べて明るさ正規化を経た図 1 1 b の映像から境界がさらに明確に区分されることが分かる。図 1 1 c は  $\{M_{2j}f(m,n)\}$  ( $2 \leq j \leq 4$ ) を平均し、しき

い値化して得た映像  $M_T f(m,n)$  である。図 1 1 d は SVM を用いて 3 次候補点を決定した結果を示し、図 1 1 e は先に得た 3 次候補点の位置を再調整したもので、この図では図 1 1 d に比べて輪郭が滑らかに変わっている。最後に図 1 1 f は制御点から表面基盤レンダリングを用いて 3 次元前立腺超音波映像を抽出した結果を示す。

10

## 【 0 0 4 3 】

本発明による前立腺 3 次元データ抽出方法の効果は次の数式 1 0 で定義される平均絶対距離を用いて評価することができる。

## 【 数 1 0 】

$$e_M = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \min_j |b_j - a_i|$$

20

この時、 $e_M$  は平均絶対距離を意味し、 $a_i$  と  $b_j$  はそれぞれ手動で抽出した輪郭

$A = \{a_0, a_1, \Lambda, a_{N-1}\}$  と提案したアルゴリズムを用いて得た輪郭  $B = \{b_0, b_1, \Lambda, b_{N-1}\}$  の制

御点を示す。図 1 2 のグラフは各断面映像に対する  $e_M$  を示す。図 1 2 のグラフで見れば各断面映像の  $e_M$  が約 2.3 ～ 3.8 画素程度に示され、6 つ断面映像に対して平均的に 2.8 画素に示されるということが分かる。これは従来手動輪郭抽出方法が平均的に約 2 画素の  $e_M$  を示すのと類似の効果である。

30

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 本発明の一実施例による超音波映像システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 3 次元映像から 2 次元断面映像を得る方法を示す例示図である。

【 図 3 a 】 3 次元映像から得た 2 次元断面映像を示す超音波映像写真である。

【 図 3 b 】 図 3 a とは異なる 3 次元映像から得た 2 次元断面映像を示す超音波映像写真である。

【 図 4 a 】 図 3 a の 2 次元断面映像の画素値を正規化して得た超音波映像写真である。

40

【 図 4 b 】 図 3 b の 2 次元断面映像の画素値を正規化して得た超音波映像写真である。

【 図 5 】 ウェーブレット変換過程を示す例示図である。

【 図 6 a 】 前処理された前立腺の映像を示す超音波映像写真である。

【 図 6 b 】 前処理された前立腺の映像に対して  $2^2$  スケールでウェーブレット変換された超音波映像写真である。

【 図 6 c 】 前処理された前立腺の映像に対して  $2^3$  スケールでウェーブレット変換された超音波映像写真である。

【 図 6 d 】 前処理された前立腺の映像に対して  $2^4$  スケールでウェーブレット変換された超音波映像写真である。

【 図 7 a 】  $2^3$  スケールでウェーブレット変換された超音波映像を示す写真である。

50

【図 7 b】図 7 a に示された超音波映像で 1 1 5 番目の水平線の波形を示すグラフである。

【図 8 a】 $2^2$ 、 $2^3$  及び  $2^4$  スケールのウェーブレット変換映像を平均して得たエッジ映像写真である。

【図 8 b】図 7 a に示されたエッジ映像で 1 1 5 番目の水平線の波形を示すグラフである。

【図 9】しきい値化されたエッジ映像を示す超音波写真である。

【図 1 0】前立腺中心を基準に設定された放射線を示す例示図である。

【図 1 1 a】本発明の実施例によって 3 次元映像から得た 2 次元断面映像を示す超音波写真である。

10

【図 1 1 b】本発明の実施例によって図 1 1 a の映像を正規化した映像を示す超音波写真である。

【図 1 1 c】本発明の実施例によって図 1 1 b の映像を平均してしきい値化した映像を示す超音波写真である。

【図 1 1 d】本発明の実施例によって図 1 1 c の映像で 3 次候補点を決定した結果を示す超音波写真である。

【図 1 1 e】本発明の実施例によって映像で 3 次候補点の位置を再調整した結果を示す超音波写真である。

【図 1 1 f】本発明の実施例によって 3 D レンダリングを用いて 3 次元ボリュームを抽出した結果を示す例示図である。

20

【図 1 2】各断面映像の平均絶対距離を示すグラフである。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

1 0 0 超音波映像システム

1 0 3 次元映像提供部

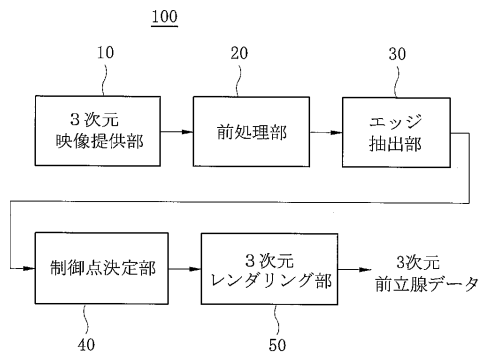
2 0 前処理部

3 0 エッジ抽出部

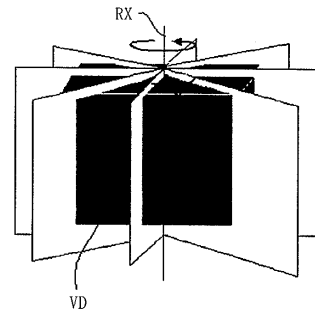
4 0 制御点決定部

5 0 3 次元レンダリング部

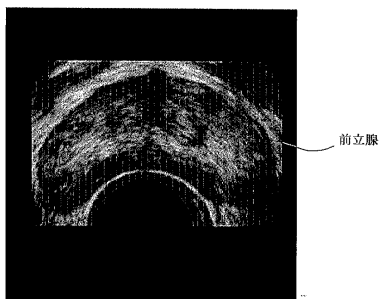
【図 1】



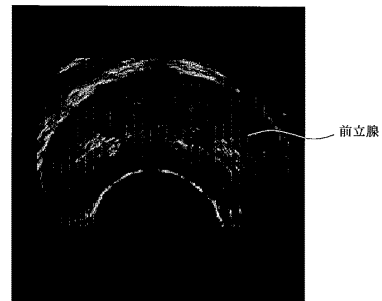
【図 2】



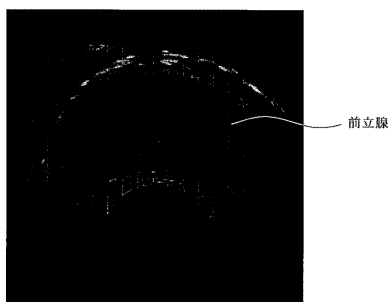
【図 3 a】



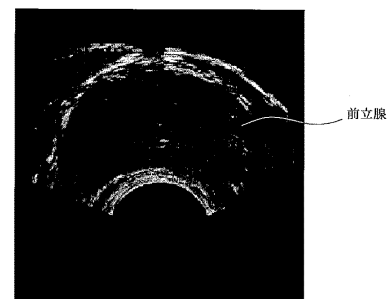
【図 4 a】



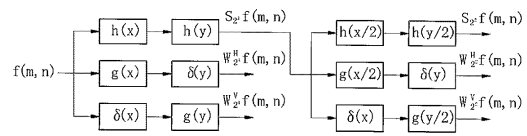
【図 3 b】



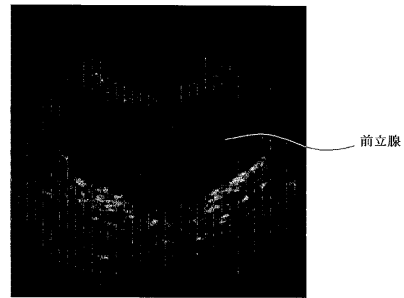
【図 4 b】



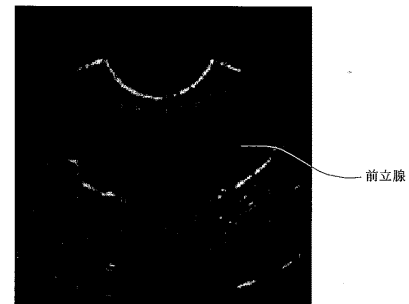
【図 5】



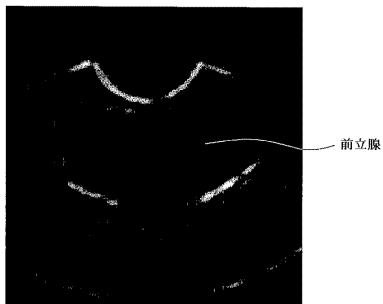
【図 6 a】



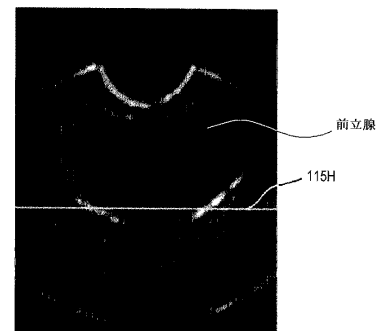
【図 6 b】



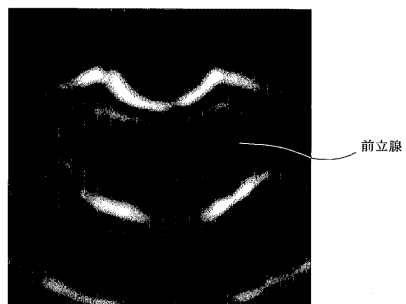
【図 6 c】



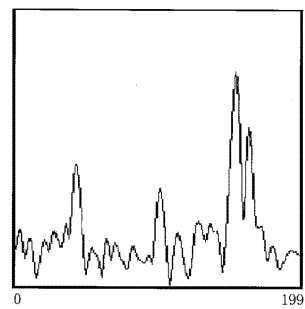
【図 7 a】



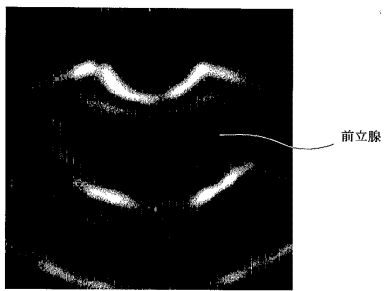
【図 6 d】



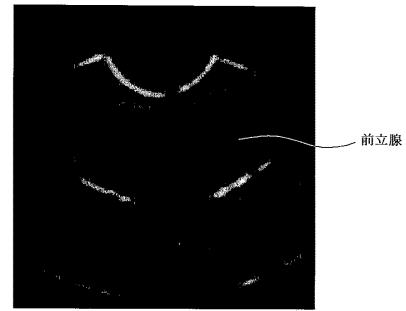
【図 7 b】



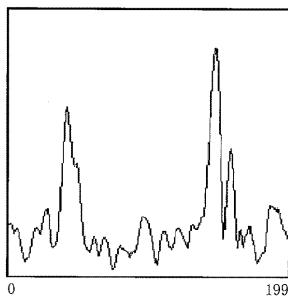
【図 8 a】



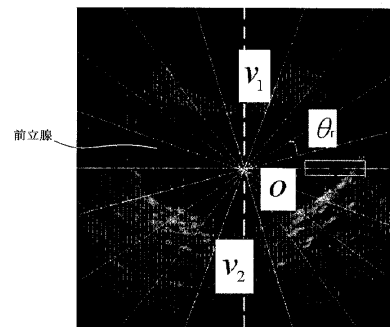
【図 9】



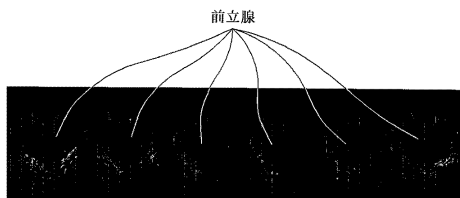
【図 8 b】



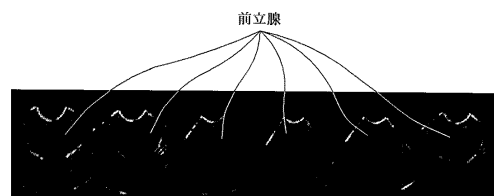
【図 10】



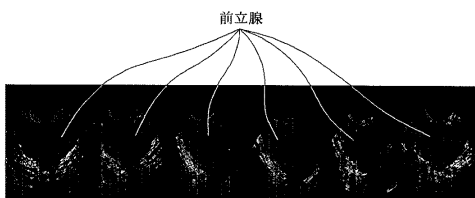
【図 11 a】



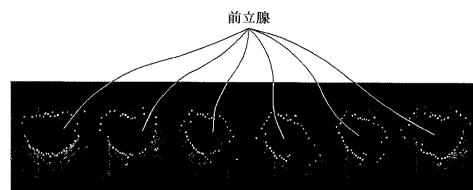
【図 11 c】



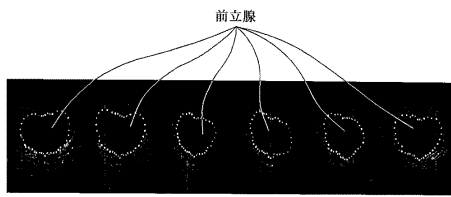
【図 11 b】



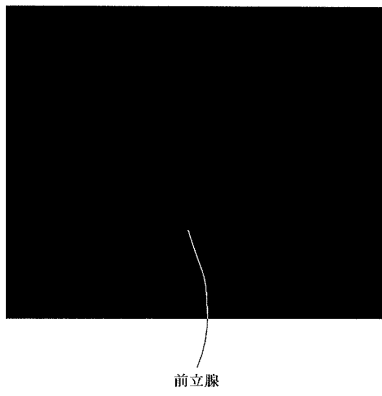
【図 11 d】



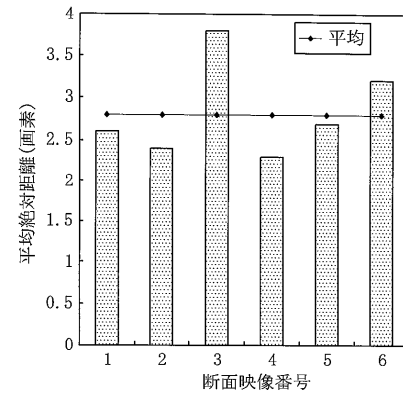
【図 1 1 e】



【図 1 1 f】



【図 1 2】



---

 フロントページの続き

- (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 10  
4-1103
- (72)発明者 オ ジョン ファン  
大韓民国 キョンサン プクドグミシ シンピョン 1ドン 45-3
- (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 ジャドン 1412 東部アパート 103-6  
03
- (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 93-25
- (72)発明者 アン チ ヨン  
大韓民国 ソウル特別市 カンナムグ デチドン 1003 ディスカサアンドメディソンビル

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平11-221219(JP,A)  
国際公開第2005/052860(WO,A1)  
特開2005-198970(JP,A)  
特開平10-222683(JP,A)  
特開2001-137241(JP,A)  
特表2004-536367(JP,A)  
Xuli Zong et al, Speckle Reduction and Contrast Enhancement of Echocardiograms via Multiscale Nonlinear Processing, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 1998年 8月, vol.17, no.4, pp.532-540  
Alin Achim et al, Novel Bayesian Multiscale Method for Speckle, Removal in Medical Ultrasound Images, IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, 2001年 8月, vol.20, no.8, pp.772-783

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00  
G06T 1/00



专利名称(译)	超声图像系统和超声图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP4888026B2</a>	公开(公告)日	2012-02-29
申请号	JP2006274230	申请日	2006-10-05
[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	キムナムチョル オジョンファン キムサンヒョン クアクジョンイン アンチヨン		
发明人	キム ナム チョル オ ジョン ファン キム サン ヒョン クアク ジョン イン アン チ ヨン		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G06K9/6254 A61B8/08 A61B8/483 G06K9/4609 G06K9/4671 G06K2209/05 G06T7/12 G06T7/168 G06T2207/10132 G06T2207/20064 G06T2207/30081		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD30 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK28 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/CG05 5B057/CH09 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC16		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	1020050094318 2005-10-07 KR		
其他公开文献	JP2007098143A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：获得超声图像系统和超声图像处理方法，其能够从前列腺的超声图像自动提取前列腺体积。ŽSOLUTION：超声图像系统具有用于物体的三维超声图像供应部分，预处理部分从三维图像获得多个二维图像以通过归一化形成归一化二维图像在各个二维图像中，边缘提取部分以多个尺度对标准化的二维图像进行小波变换，以形成小波变换图像，并在多个尺度上平均小波变换图像以形成边缘图像是阈值化的，控制点决定部分，其使用基于归一化二维图像的SVM确定控制点，小波变换图像和阈值边缘图像以及实现基于三维渲染的渲染部分。控制点形成对象的三维体数据。Ž

