

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4899837号
(P4899837)

(45) 発行日 平成24年3月21日(2012.3.21)

(24) 登録日 平成24年1月13日(2012.1.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-326141 (P2006-326141) (22) 出願日 平成18年12月1日(2006.12.1) (65) 公開番号 特開2007-152109 (P2007-152109A) (43) 公開日 平成19年6月21日(2007.6.21) 審査請求日 平成21年6月3日(2009.6.3) (31) 優先権主張番号 10-2005-0116319 (32) 優先日 平成17年12月1日(2005.12.1) (33) 優先権主張国 韓国(KR)</p>	<p>(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</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波映像システム及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象体と前記対象体の周辺に対する3次元ボリュームデータであって複数のフレームからなる3次元ボリュームデータを提供するための超音波診断部と、

前記複数のフレームから所定個数のキーフレームを選択するための前処理部と、

各キーフレームを対象領域と非対象領域に分割するための分割部と、

前記対象領域と前記非対象領域に対し、明るさの変化及び平坦度に該当する質感によって同質性を有する領域を分類し、前記同質性を有する領域を合併するための質感基盤領域分類及び合併部と、

前記キーフレームから前記対象体の輪郭を抽出し、前記抽出された輪郭を連結して前記対象体の3次元表面を決定するための表面決定部と、

前記決定された3次元表面からなるマスクボリュームを形成し、前記マスクボリュームをレンダリングして前記対象体の3次元超音波映像を形成するためのレンダリング部と、
 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】

前記対象体は胎児であり、

前記対象領域は胎児領域であり、

前記非対象領域は羊水領域及び母体腹部領域を含む非胎児領域であることを特徴とする請求項第1記載の超音波映像システム。

【請求項 3】

10

20

前記分割部は、
 前記複数のキーフレームの一つのキーフレームに R O I (region of interest) を設定し、
 前記設定された R O I を前記各キーフレームに反映させ、
 L o G (Laplacian-of-Gaussian) 演算を用いて前記各キーフレームの R O I 領域を前記胎児領域及び前記非胎児領域に分割し、
 L o G 演算が行われた R O I 領域を概略分割し、前記 R O I 領域から羊水領域を除去し、
 前記概略分割された領域を前記同質性を有する領域に微細分割することを特徴とする請求項第 2 記載の超音波映像システム。

10

【請求項 4】

前記質感基盤領域分類及び合併部は、
 前記各キーフレームを多様なサイズの非重畳ブロックに分割し、
 前記各ブロックの B D I P (block difference inverse probabilities) のモーメントと B V L C (block variation of local correlation coefficients) のモーメントとを求めて前記同質性を有する領域の前記質感を測定し、
 S V M (support vector machine) を用いて前記同質性を有する領域を胎児領域と非胎児領域とに分類することを特徴とする請求項 3 記載の超音波映像システム。

【請求項 5】

a) 対象体と前記対象体の周辺に対する 3 次元ボリュームデータであって複数のフレームからなる 3 次元ボリュームデータを提供する段階と、
 b) 前記複数のフレームから所定個数のキーフレームを選択する段階と、
 c) 各キーフレームを対象領域と非対象領域とに分割する段階と、
 d) 前記対象領域と前記非対象領域に対し、明るさの変化及び平坦度に該当する質感によって同質性を有する領域を分類し、前記同質性を有する領域を合併する段階と、
 e) 前記キーフレームから前記対象体の輪郭を抽出し、前記抽出された輪郭を連結して前記対象体の 3 次元表面を決定する段階と、
 f) 前記決定された 3 次元表面からなるマスクボリュームを形成し、前記マスクボリュームをレンダリングして前記対象体の 3 次元超音波映像を形成する段階と、
 を備えることを特徴とする超音波映像形成方法。

20

30

【請求項 6】

前記対象体は胎児であり、
 前記対象領域は胎児領域であり、
 前記非対象領域は羊水領域及び母体腹部領域を含む非胎児領域であることを特徴とする請求項第 5 記載の超音波映像形成方法。

【請求項 7】

前記段階 c) は、
 前記複数のキーフレームの一つのキーフレームに R O I を設定する段階と、
 前記設定された R O I を前記各キーフレームに反映させる段階と、
 L o G 演算を用いて前記各キーフレームの R O I 領域を前記胎児領域及び前記非胎児領域に分割する段階と、
 L o G 演算が行われた R O I 領域を概略分割し、前記 R O I 領域から羊水領域を除去する段階と、
 前記概略分割された領域を前記同質性を有する領域に微細分割する段階と、
 を備えることを特徴とする請求項第 6 記載の超音波映像形成方法。

40

【請求項 8】

前記段階 d) は、
 前記各キーフレームを多様なサイズの非重畳ブロックに分割する段階と、
 前記各ブロックの B D I P のモーメントと B V L C のモーメントとを求めて前記同質性を有する領域の前記質感を測定する段階と、

50

SVMを用いて前記同質性を有する領域を胎児領域と非胎児領域とに分類する段階と、
を備えることを特徴とする請求項第7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、超音波映像システム及び方法に関するもので、特に胎児の3次元超音波映像を形成するための超音波システム及び方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は重要な診断装置の一つとして多様に応用されている。特に、超音波診断装置は対象体に対して無侵襲及び非破壊特性を有するため、医療分野で広く用いられている。最近、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のに用いられている。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用いている。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気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気的信号に変換される。変換された電気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】

最近、急進的に発展した3次元超音波映像は医療分野、特に産科の診断に重要な影響を及ぼしている。産婦人科では3次元超音波映像システムを用いて複雑な解剖学的な構造を容易に判断し、表面の小さな欠陥をスキャン分析し、器官のサイズを測定し、骨格を3次元的に調査する。さらに、3次元超音波映像システムは3次元映像に基づいて胎児を彫刻のように再構成して示す透視映像を生成することもできる。

【0004】

3次元胎児映像には、一般に相当量の腹壁または羊水内に胎児と共にある浮遊物が胎児と共に示される。従って、データのサイズを減少させながら異物により識別されない胎児の映像を得るためには、3次元超音波映像から胎児の領域を分離しなければならない。一般に、3次元超音波映像から胎児領域とその周辺の領域を分離する方法は、関心領域 (region of interest, ROI) の選択、表面抽出及び望まないデータを除去するための領域分割を備える。

【0005】

3次元超音波映像システムはボリュームデータをなす2次元スライス、即ちフレーム内に対象体を取り囲んでいるROIを決定し、ROIを結合してVOI (volume of interest) を形成する。ROIの手動的選択の場合、ユーザは幾何学的な形状を編集、コンピューティングのための編集手段を用いてROIを選択する。一方、ROIの自動的選択は対象体に関する先験的な特性が知られた時に実行することができる。胎児の表面を抽出するために、各フレームから胎児の領域を分離し、胎児の輪郭を抽出して合成する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一方、妊娠期間によって胎児の超音波映像は多様に变化する。その理由は妊娠期間によって羊水の高さ、胎児の形状、母体内の胎児の位置が変わるためである。相対的に低い精度を要求するROIの自動的選択は妊娠期間による羊水の高さと胎児の形状情報などに基づいて進行され得るが、高い精度を要求する輪郭の抽出は自動的に進行され難い。

【0007】

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、SVM基盤質感分類を用いて対象領域と非対象領域とを自動的に容易に分離してより正確に対象体の表面を抽出し、その抽出された表面に基づいて対象体の3次元超音波映像を形成する超

10

20

30

40

50

音波映像システム及び方法を得るものである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一様態による超音波映像システムは、対象体と前記対象体の周辺に対する3次元ボリュームデータであって複数のフレームからなる3次元ボリュームデータを提供するための超音波診断部と、前記複数のフレームから所定個数のキーフレームを選択するための前処理部と、各キーフレームを対象領域と非対象領域とに分割するための分割部と、前記対象領域と前記非対象領域に対し、明るさの変化及び平坦度に該当する質感によって同質性を有する領域を分類し、前記同質性を有する領域を合併するための質感基盤領域分類及び合併部と、前記キーフレームから前記対象体の輪郭を抽出し、前記抽出された輪郭を連結して前記対象体の3次元表面を決定するための表面決定部と、及び前記決定された3次元表面からなるマスクボリュームを形成し、前記マスクボリュームをレンダリングして前記対象体の3次元超音波映像を形成するためのレンダリング部とを備える。

10

【0009】

本発明の他の様態による超音波映像形成方法は、a)対象体と前記対象体の周辺に対する3次元ボリュームデータであって複数のフレームからなる3次元ボリュームデータを提供する段階と、b)前記複数のフレームから所定個数のキーフレームを選択する段階と、c)各キーフレームを対象領域と非対象領域とに分割する段階と、d)前記対象領域と前記非対象領域に対し、明るさの変化及び平坦度に該当する質感によって同質性を有する領域を分類し、前記同質性を有する領域を合併する段階と、e)前記キーフレームから前記対象体の輪郭を抽出し、前記抽出された輪郭を連結して前記対象体の3次元表面を決定する段階と、f)前記決定された3次元表面からなるマスクボリュームを形成し、前記マスクボリュームをレンダリングして前記対象体の3次元超音波映像を形成する段階とを備える。

20

【発明の効果】

【0010】

本発明によって対象体の3次元ボリュームデータからユーザの介入なしに対象体の表面を自動的に抽出し、抽出された表面に基づいてより鮮明な対象体の3次元超音波映像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【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。図1は本発明の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。

【0012】

図1に示した通り、本発明の実施例による超音波システムは、超音波診断部10、前処理部(pre-processing unit)20、分割部(segmentation unit)30、質感基盤領域分類及び合併部(texture-based region classifying and merging unit)40、表面決定部50及びレンダリング部(rendering unit)60を備える。

【0013】

超音波診断部10は対象体とその周辺のボリュームデータを提供する。超音波診断部10は対象体に超音波を送信し、対象体から反射される受信信号に基づいて形成されたボリュームデータを形成する。ボリュームデータは複数の2次元スライス即ち、フレームからなる。本発明の実施例において対象体は胎児であり、対象体の周辺は母体の腹部、羊水及び羊水内の浮遊物などである。

40

【0014】

前処理部20は前記複数のフレームから所定個数のキーフレームを選択する。通常、胎児領域と関連した情報が多く含まれたフレームはボリュームの中心に位置し、相対的に胎児領域に関する情報が少ないフレームはボリュームの末に位置する。このような特性を用いて前処理部20は、ボリュームデータをなす複数のフレームから中心フレームの周辺のフレームをキーフレームとして選択する。より詳細に説明すると、中心フレームを基準に

50

左右に位置するフレームから明るさの平均値が中心フレームの明るさの平均値としきい値以上に差がある2つのフレームを境界フレームとして選択する。中心フレームを備えて両境界フレーム間の全てのフレームをキーフレームとして選択する。図2 a はボリュームデータをなすフレームが同一の間隔で位置することを示し、図2 b はフレームから選択された5つのキーフレームを示している。

【0015】

分割部30は、中心フレーム内に胎児領域と非胎児領域を正確に分離するためのROIを設定する。この時、ROIの左側境界(left limit)が胎児と母体腹部間の羊水領域に位置するようにROIを設定する。ROIには胎児領域と非胎児領域の一部が含まれ、非胎児領域には羊水領域の一部が含まれる。設定されたROIを各キーフレームに反映させ、各キーフレームのROIにLOG演算を行って各キーフレームのROIにおいて胎児領域と非胎児領域との境界を区分し、LOG演算が行われたキーフレームのROIから羊水領域を除去するための概略分割(coarse segmentation)を実施し、概略分割された領域を同質性を有する下部領域に微細分割(fine segmentation)を行う。

10

【0016】

胎児の超音波映像において、通常、胎児と母体の腹部領域は超音波パルスを強く反射する高強度の明るい領域に該当する。反面、胎児を取り囲んでいる羊水は超音波パルスが吸収される低強度の暗い領域である。このように、胎児領域と非胎児領域は大きな明るさの変化があるため、ROI内で明確な境界を有する明るい部分を感知して胎児の領域を区分することができる。明確な境界を有する胎児領域を非胎児領域と区分するためにLOG演算を用いる。

20

【0017】

LOG演算によって胎児領域と非胎児領域とに区分された各キーフレームのROI領域から羊水部分に該当する暗い領域を除去するために概略分割を実施する。本発明の実施例においては、概略分割としてゼロ-交差感知(zero-crossing detection)を実施し、キーフレームから暗い領域である羊水領域を除去する。概略分割により、各キーフレームは母体の腹部及び浮遊物のような非胎児領域、胎児領域、胎児領域と非胎児領域の混合領域とに分割される。図3 a は、本来キーフレームを示し、図3 b は図3 a のようなキーフレームにおいて左側境界により定められたROIを示し、図3 c は図3 b のROIにLOG演算子を用いた分割により得た縁部マップを示し、図3 d は概略分割を実施した状態を示す。

30

【0018】

微細分割は、概略分割された領域を同質性を有する下部領域に分割するために実施する。超音波映像の特性上、腹部または羊水が胎児領域と共にある時、境界が不明確な縁部とスペckルが概略分割された領域内に存在することができる。境界が不明確な縁部とスペckルは中心連結領域成長(centroid linkage region growing, CLRG)を用いて概略分割された領域を同質性の下部領域に微細分割して除去することができる。即ち、微細分割はより純粋に胎児領域を抽出するために、概略分割された領域をさらに同質性を有する下部領域に分割するためである。

【0019】

概略分割された領域を同質性を有する下部領域に分割するためのCLRGにおいて、両領域間の同質性は領域間の距離により測定されると仮定する。ラスタースキャンを通じて近隣領域に対する目標ピクセルの距離を計算する。この距離が十分に近ければ目標ピクセルは近隣領域に併合され、目標ピクセルが併合された領域が他の近隣領域と十分に近ければ両領域は併合される。本発明の実施例においては距離測定のためにCLRGは増加歪み(incremental distortion)を用いる。併合が進行される時、式1のような増加歪みが生じる。

40

【数 1】

$$\Delta D = D(R_i \cup R_j) - [D(R_i) + D(R_j)] \quad \dots \text{式 1}$$

式 1 において、 $D(R_i)$ は二乗近似誤差 (squared approximation error) の和である。領域の質感が平均値に近似される時、増加歪みは式 2 のように示される。

【数 2】

$$\Delta D = \frac{N_i N_j}{N_i + N_j} (\mu_i - \mu_j)^2 \quad \dots \text{式 2} \quad 10$$

式 2 において、 N_i 及び N_j はそれぞれ i 番目の微細分割された領域 (R_i) 及び j 番目の微細分割された領域 (R_j) のピクセル数を示し、 μ_i 及び μ_j はそれぞれ領域 (R_i) 及び領域 (R_j) の明るさの平均値を示す。

【0020】

同質性測定のためのしきい値 T_i は、各概略分割された領域の境界と不明確な縁部またはスペックルなどのような脆弱境界が交差することを防ぐために、各概略分割領域に対して適応的に決定される。即ち、しきい値 T_i は式 3 のように与えられる。 20

【数 3】

$$T_i = \mu_i - c \cdot \sigma_i \quad \dots \text{式 3}$$

式 3 において、 μ_i と σ_i は微細分割された下部領域 R_i の明るさ値の平均と標準偏差であり、 c は定数である。図 3 e は明るさの平均値に近似された微細分割された下部領域を示している。 30

【0021】

質感基盤領域分類及び合併部 40 は、微細分割された下部領域を質感によって胎児下部領域と非胎児下部領域とに分類し、非胎児下部領域を除去し、各キーフレームにおいて互いに隣接した胎児下部領域を併合して一つの胎児映像を形成する。同じ明るさの平均値を有する胎児領域と腹部領域とが併合される時に下部領域の分類問題が発生する。しかし、胎児の骨と組織が超音波パルスに対して異なる反射度を示すことによって、胎児領域と母体の腹部領域とはそれぞれ異なる明るさの変化及び質感平坦度 (texture smoothness) を有する。映像検索に効果的な特徴を有すると知られた B D I P (block difference inverse probabilities) と B V L C (block variation of local correlation coefficients) とを用いて下部領域の質感を測定し、これに基づいた S V M を用いて下部領域を胎児領域と非胎児領域とに分類する。より精密な測定のために下部領域の質感は多重ウィンドー B D I P と B V L C のモーメントで測定することができる。 40

【0022】

以下、B D I P と B V L C について説明する。

B D I P は微細分割されたフレームのブロック内で明るさの変化を測定する。B D I P はブロック内の最大のピクセル値からブロック内のピクセル値を差し引いた値の和に対するブロック内の最大のピクセル値の比で定義される。一般に、 $W \times W$ のサイズを有するブロックの B D I P は式 4 の通り定義される。

【数4】

$$\beta^k(l) = \frac{\frac{1}{W^2} \sum_{(i,j) \in B_l^k} \left[\max_{(i,j) \in B_l^k} I(i,j) - I(i,j) \right]}{\max_{(i,j) \in B_l^k} I(i,j)} \quad \dots \text{式4}$$

式4において、 $I(i, j)$ はブロック内のピクセル (i, j) の明るさ値を示し、 $l = (u, v)$ は映像内のブロックの位置を示す。 k はブロック内にピクセル対の両ピクセル間の最大距離と定義される。即ち、 $W = k + 1$ である。ブロック内の明るさの変化に比例してBDIPが大きくなる。

10

【0023】

BVLCは $W \times W$ のサイズを有するブロックの四方向 $(-90^\circ, 0^\circ, -45^\circ, 45^\circ)$ による位置相関係数(local correlation coefficients, LCCs)の変化と定義される。各方向でのLCCは式5の通り与えられる。

【数5】

$$\rho^k(l) = \frac{\frac{1}{W^2} \sum_{(i,j) \in B_l^k} I(i,j)I(i+\Delta_i(k), j+\Delta_j(k)) - \mu_l \mu_{l+\Delta(k)}}{\sigma_l \sigma_{l+\Delta(k)}} \quad \dots \text{式5}$$

20

式5において、 $l = (u, v)$ は映像内でブロックの位置であり、 μ_l 及び σ_l はそれぞれブロック内の明るさの局所平均と局所標準偏差である。ここで、 $\Delta(k) = (\Delta_i(k), \Delta_j(k))$ は移動したブロックの四方向への位置変化を示す。即ち、 $\mu_{l+\Delta(k)}$ と $\sigma_{l+\Delta(k)}$ はそれぞれ $\Delta(k)$ だけ移動したブロックの平均と標準偏差を意味する。従って、BVLCの値は式6の通り示される。

30

【数6】

$$\gamma^k(l) = \max_{\Delta(k) \in O_4} [\rho^k(l)] - \min_{\Delta(k) \in O_4} [\rho^k(l)],$$

$$O_4 = \{(0, k), (k, 0), (k, k), (k, -k)\} \quad \dots \text{式6}$$

式6から、ブロック内の粗さが増加するほどBLVC値が大きくなることが分かる。

【0024】

胎児領域及び非胎児領域の質感特性をより十分に用いるために、多様なサイズを有するウィンドーのBDIP及びBVLCのモーメントが計算される。このような、BDIP及びBVLCのモーメントは多重ウィンドーBDIP(MW-BDIP)及び多重ウィンドーBVLC(MW-BVLC)のモーメントと呼ばれる。MW-BDIP及びMW-BVLCのモーメントは映像検索の効率的な質感特徴を有すると知られている。本実施例においては、SVMを用いて下部領域を胎児領域と非胎児領域に分類するが、MW-BDIP及びMW-BVLCのモーメントに基づいてSVMの特徴ベクトルを得て、この特徴ベクトルを用いて胎児領域と腹部領域の明るさの変化と組織の平坦度を特徴化する。

40

【0025】

BDIPとBVLCのモーメントを計算する前に、キーフレームを多様なサイズの非重量ブロックに分ける。これはROIの決定と類似し、唯一の差異はBDIPとBVLCのモーメントの計算のためのブロック分離において、しきい値が各分割領域に対して決定されることである。 $(k+1)^2$ のサイズを有するウィンドーに対する特徴ベクトル \mathbf{x}^k は、式7のようにBDIPとBVLCのモーメントの組合わせで定義される。

【数7】

$$\mathbf{x}^k = [\mu_1^k(D), \mu_2^k(D), \dots, \mu_n^k(D), \mu_1^k(V), \mu_2^k(V), \dots, \mu_n^k(V)] \quad k=1, 2, 3 \quad \dots \text{式7} \quad 10$$

式7において、 $\mu_i^k(D)$ と $\mu_i^k(V)$ は各 k に対する i 番目分類のBDIPとBVLCの平均を示す。特徴ベクトル \mathbf{x}^k ($k=1, 2, 3$)が計算され、SVMに対する多重ウィンドー特徴ベクトルは特徴ベクトルの組合わせにより得られる。SVMの計算において変化が大きい特徴ベクトルが優勢になることを避けるために、特徴ベクトルの成分は訓練DB (training data base) から計算された変化により式8によって正規化される。

【数8】

$$\mathbf{x} = \left[\frac{\mathbf{x}^1}{\mathbf{s}^1} \quad \frac{\mathbf{x}^2}{\mathbf{s}^2} \quad \frac{\mathbf{x}^3}{\mathbf{s}^3} \right] \quad \dots \text{式8} \quad 20$$

式8において、除算は成分別になされ、 \mathbf{s}^k は各 k に対して訓練されたDBから計算された標準偏差を示す。

【0026】

$k=1$ に対する微細分割された下部領域のBDIP及びBVLCの例を図4a及び図4bにそれぞれ示している。図4a及び図4bは、下部領域の明るさの差が良好に区別されるようにDR (dynamic range)を増加させ、ヒストグラムを均等化させて得た。

【0027】

クラス y_i ($y_i \in \{\pm 1\}$)に各特徴ベクトル \mathbf{x}_i ($\mathbf{x}_i \in \mathbf{R}^N$)が属する時、各例示 (examples)の訓練群を $\{(\mathbf{x}_i, y_i), i=1, \dots, N\}$ とする。SVM分類器は2クラスを分離する超平面に基づき、超平面から各クラスの距離は最大化される。ラグランジ乗数 α_i ($i=1, 2, \dots, N$)を導入し、拘束された2次最適化問題を解決することによって、唯一の最適超平面を形成することができる。この時、拘束された2次最適化問題の解はサポートベクトルの下位集合で示され得る。線状的に分離できるデータは超平面を分析して得ることができるのに対し、線状的に分離できないデータ—このようなデータは実質的な分離問題に普通現れる—は入力特徴ベクトルを高次特徴ベクトルの空間にマッピングするための適切な非線形演算子 $\Phi(\cdot)$ を用いて分析することができる。式9のように非線形分離器を用いて新たなサンプル \mathbf{x} を分類することができる。

【数9】

$$f(\mathbf{x}) = \operatorname{sgn}\left(\sum_{i=1}^N \alpha_i y_i \Phi(\mathbf{x}_i) \Phi(\mathbf{x}) + b\right) = \operatorname{sgn}\left(\sum_{i=1}^N \alpha_i y_i \mathbf{K}(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}) + b\right) \quad \dots \text{式9}$$

式9において、メルセの整理 (Mercer's theorem) を満たすカーネル関数である。通常、用いられるカーネル関数は、高次多項式 (polynomials)、ガウシアンRBF (Gaussian radial basic function) 及びタグ-シグモイド (tag-sigmoid) である。本発明の実施例では、微細分割領域を分類するために他のSVM分類器より優れたガウシアンRBF非線形カーネルを用いたSVM分類器を用いる。

10

【0028】

前述した通り、各キーフレームから分類された下部領域から非胎児領域を除去した後、互いに隣接した胎児領域を合併することによって胎児映像が形成される。図5はSVM分類後、胎児領域に分類された領域を合併した結果を示す図面である。

【0029】

表面決定部50は、各キーフレームから胎児輪郭を抽出し、その抽出された胎児の輪郭を連結することによって、胎児の3次元表面を決定する。即ち、各キーフレームから水平検索で胎児の表面に属する各水平ライン上の1番目のピクセルを探して胎児の輪郭を得る。図6はキーフレームから抽出した胎児の輪郭を示し、図7a~図7dは他のキーフレームから胎児の表面を抽出した結果を示す。

20

【0030】

レンダリング部60はマスクボリュームを形成し、マスクボリュームをレンダリングして胎児の3次元映像を形成する。マスクボリュームは母体の腹部と浮遊物などが除去された3次元表面のみになる。

【0031】

胎児表面の空間的連続性を考慮すると、キーフレームから抽出された胎児の輪郭を用いて胎児の3次元映像を形成することができる。隣接する2つのキーフレームから得た胎児の輪郭は、2つのキーフレーム間の全ての挿入フレームの線状内挿のために用いられる。終端の2つのキーフレームから表面輪郭を抽出し、その後のフレームを外挿する。このようなフレームは少ない視角情報を有しているため、具現された映像の質に影響を及ぼさない。決定された3次元表面からマスクボリュームデータを生成することができる。3次元表面の外はデータがないとみなす。図8a, 図9a, 図10a, 図11a及び図12aは、本来ボリュームデータから得られた2次元キーフレームを示し、図8b, 図9b, 図10b, 図11b及び図12bは、2次元キーフレームから生成されたマスクされたボリュームを示す。

30

【0032】

以下、本発明の実験例を説明する。

1. 事前準備

本発明による自動表面抽出の効果を評価するために、妊娠期間が異なる多様なサイズの3次元胎児映像40個を準備した。各3次元胎児映像において、サジタル方向に分割された複数のフレームのうち、中心フレーム周辺の10個のフレームを選択して全てのフレームの数が400個になるようにした。

40

【0033】

400個全体のフレームにおいて、胎児領域と母体の腹部領域からそれぞれ二つの非重畳領域を選択した。非重畳領域のサイズはM×Mであった。非重畳領域のサイズはフレーム全体で非重畳領域に腹部の周辺と浮遊物が含まれないように決定しなければならない。本実験ではMは32と決定した。選択された1600個の領域を両グループに分け、各グループが400個の胎児領域と400個の非胎児領域からなるようにした。

【0034】

概略分割において、異なる標準偏差値の訓練を通じて最も優れた分割結果を示した標準偏差9である条件 ($s = 9$) でL o G演算子を適用した。小さな領域を除去するために、しきい値100 ($T_{Size} = 100$) より小さな領域を除去した。

【0035】

B D I P及びB V L C計算のために、ブロックのサイズは2 × 2とした。ガウシアンR B Fカーネルを用いたS V M分類器を選択する時、訓練群に対する4重交差検証過程 (four-fold cross-validation procedure) により幅 (w) 及び調節因子 (regularization factor) Cの最適変数のためのグリッド検索 (grid search) を実施する。最も精度が高い交差 - 検証で、領域分類のために標準偏差が2であり、調節因子が15である ($\sigma = 2$, $C = 15$) S V M分類器が用いられる。B D I PとB V L Cのモーメント計算でブロック分類のためのクラス数は4と決定した。

10

【0036】

2. 効果評価

S V Mの敏感度と特異度間の交換条件を概括的に表現するために、R O C (receiver operating characteristic) 分析を用いた。提案された特徴ベクトルの役割に対するB D I PとB V L Cのモーメントの寄与度を調査するために、この特徴ベクトルを用いて訓練されたS V MのR O IカーブとB D I PまたはB V L Cを排他的に用いて訓練したS V Mカーブを比較した。図13に示した通り、B D I PとB V L Cの組み合わせは、他の組み合わせより最も優れたS V M性能を示した ($A z = 0.94$ 下のカーブ)。

20

【0037】

表1は、800個の胎児領域及び非胎児領域からなるテストセットに対するS V M分類器の性能を示す。表1に示した通り、精度、感度及び特異性はそれぞれ93.38%、95.5%及び91.25%であった。さらに、S V M分類器を400個のキープフレームに適用した時、正確に抽出された表面輪郭は視覚的に368 / 400、約92%と観察された。

【表1】

テストセット： 800	精 度	感 度	特異性
SVM分類器性能	747 / 800 (93.38%)	382 / 400 (95.5%)	365 / 400 (91.25%)

30

【0038】

3. 視角化

幾何学的な表現の媒介なしに直接にV O Iを処理することによって、3次元映像を形成するために視角化は光 - 走査法に基づく。マスクされたボリュームにより定義されたデータのみをレンダリングするため、システムは胎児の超音波映像をリアルタイムでディスプレイすることができる。図14a、図15a、図16a及び図17aは従来技術によって形成した胎児の3次元超音波写真であり、図14b、図15b、図16b及び図17bは本発明によって形成した胎児の3次元超音波写真である。

40

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の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2a】ボリュームデータをなすフレームが同一の間隔で位置することを示す例示図である。

50

【図 2 b】ボリュームデータをなすフレームから選択された 5 つのキーフレームを示す例示図である。

【図 3 a】本来のキーフレームを示す例示図である。

【図 3 b】図 3 a のようなキーフレームで決定された R O I を示す例示図である。

【図 3 c】図 3 b の R O I に L o G 演算子を行って得た縁部マップを示す例示図である。

【図 3 d】概略分割を実施した状態を示す例示図である。

【図 3 e】ピクセル値が明るさの平均値に近似した微細分割された領域を示す例示図である。

【図 4 a】微細分割領域に対する B D I P の結果を示す例示図である。

【図 4 b】微細分割領域に対する B V L C の結果を示す例示図である。

10

【図 5】S V M 分類後に決定された胎児領域を合併した結果を示す例示図である。

【図 6】キーフレームから抽出された胎児の輪郭を示す例示図である。

【図 7 a】他のキーフレームから抽出された胎児の輪郭を示す例示図である。

【図 7 b】また他のキーフレームから抽出された胎児の輪郭を示す例示図である。

【図 7 c】また他のキーフレームから抽出された胎児の輪郭を示す例示図である。

【図 7 d】また他のキーフレームから抽出された胎児の輪郭を示す例示図である。

【図 8 a】本来のボリュームデータから得られた 2 次元キーフレームを示す例示図である。

【図 8 b】2 次元キーフレームから形成されたマスクボリュームを示す例示図である。

【図 9 a】本来のボリュームデータから得られた 2 次元キーフレームを示す例示図である。

20

【図 9 b】2 次元キーフレームから形成されたマスクボリュームを示す例示図である。

【図 10 a】本来のボリュームデータから得られた 2 次元キーフレームを示す例示図である。

【図 10 b】2 次元キーフレームから形成されたマスクボリュームを示す例示図である。

【図 11 a】本来のボリュームデータから得られた 2 次元キーフレームを示す例示図である。

【図 11 b】2 次元キーフレームから形成されたマスクボリュームを示す例示図である。

【図 12 a】本来のボリュームデータから得られた 2 次元キーフレームを示す例示図である。

30

【図 12 b】2 次元キーフレームから形成されたマスクボリュームを示す例示図である。

【図 13】B D I P 及び B V L C を排他的に用いて訓練した S V M の R O I カーブを比較して本発明による特徴ベクトルを用いて訓練された S V M の R O I カーブを示すグラフである。

【図 14 a】従来技術によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【図 14 b】本発明によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【図 15 a】従来技術によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【図 15 b】本発明によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【図 16 a】従来技術によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【図 16 b】本発明によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

40

【図 17 a】従来技術によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【図 17 b】本発明によって形成した胎児の 3 次元超音波写真である。

【符号の説明】

【0040】

100 超音波映像システム

10 超音波診断部

20 前処理部

30 分割部

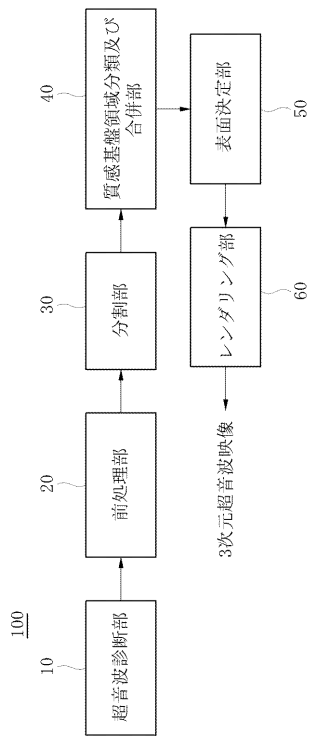
40 質感基盤領域分類及び合併部

50 表面決定部

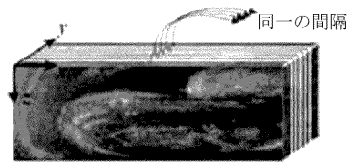
50

60 レンダリング部

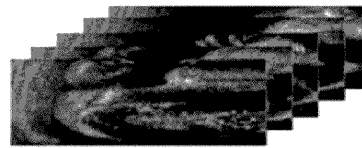
【図1】



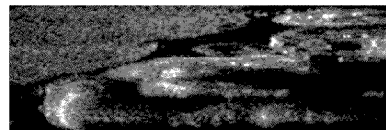
【図2a】



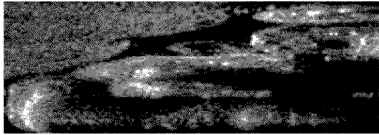
【図2b】



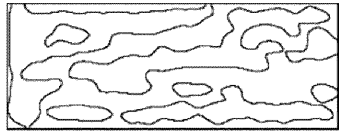
【図3a】



【図 3 b】



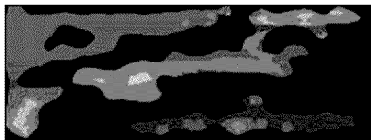
【図 3 c】



【図 3 d】



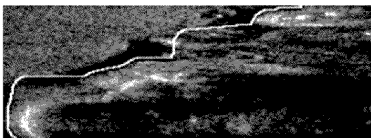
【図 3 e】



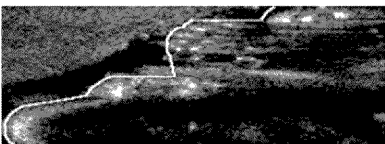
【図 7 a】



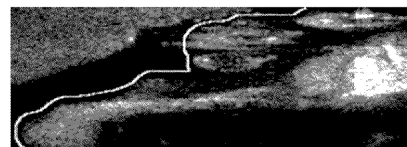
【図 7 b】



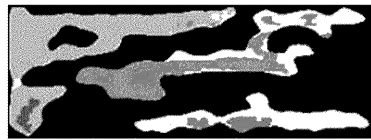
【図 7 c】



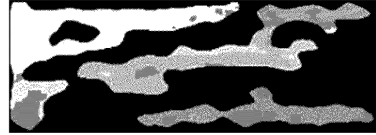
【図 7 d】



【図 4 a】



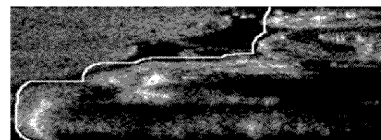
【図 4 b】



【図 5】



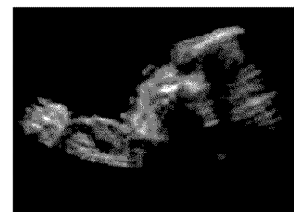
【図 6】



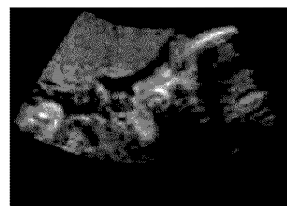
【図 8 a】



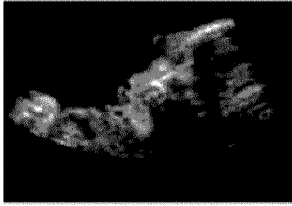
【図 8 b】



【図 9 a】



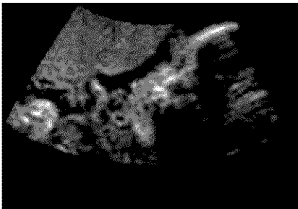
【図9b】



【図11a】



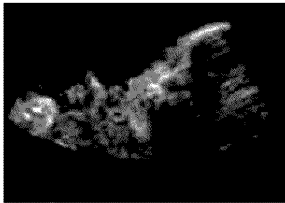
【図10a】



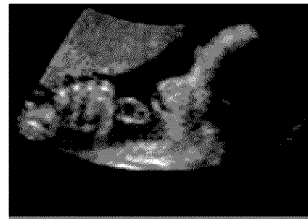
【図11b】



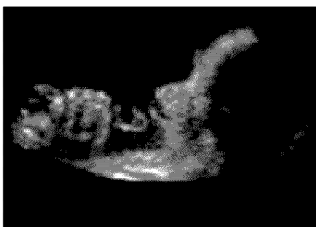
【図10b】



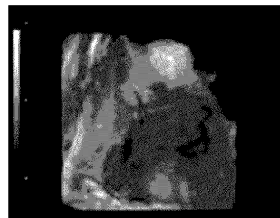
【図12a】



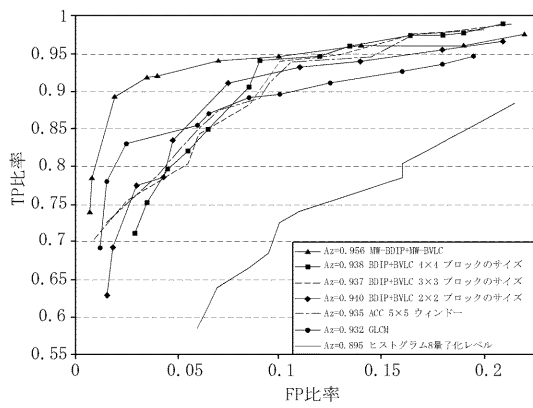
【図12b】



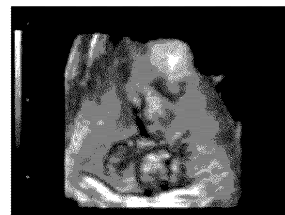
【図14a】



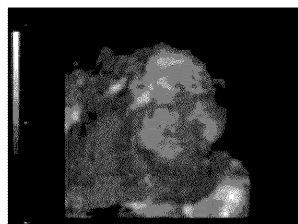
【図13】



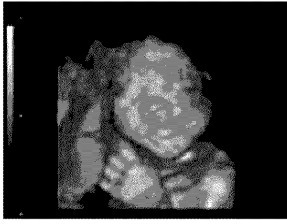
【図14b】



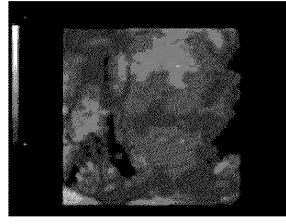
【図15a】



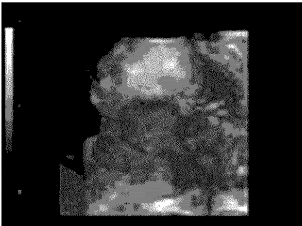
【図 15 b】



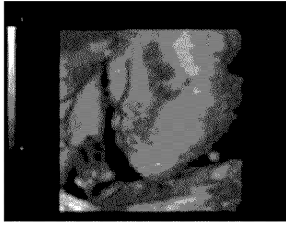
【図 17 a】



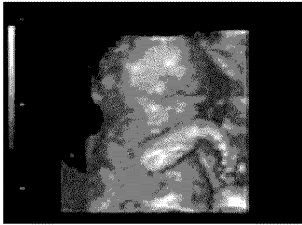
【図 16 a】



【図 17 b】



【図 16 b】



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 67 ウバン ミジンアパート 10
4 - 1103
- (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 トンブアパート 103 - 603
- (72)発明者 グォン イ チョル
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
- (72)発明者 ウンウェン テン ジュン
ベトナム ハノイ ハイバトロン ディストリクト リビングクォーターバッコア ルーム212
ブロックケイ6エイ

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2001-079003(JP,A)
特開2000-126178(JP,A)
特開2005-288153(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	JP4899837B2	公开(公告)日	2012-03-21
申请号	JP2006326141	申请日	2006-12-01
[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 キムサンヒョン グオンイチョル ウンウエンテンジュン		
发明人	キム ナム チョル キム サン ヒョン グオン イ チョル ウンウエン テン ジュン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G06T15/08 G06K9/3233 G06K9/342 G06K9/4642 G06K2209/05 G06T7/12 G06T2207/10136 G06T2207/20132 G06T2207/30044		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE04 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK22		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020050116319 2005-12-01 KR		
其他公开文献	JP2007152109A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于形成对象的三维超声图像的超声图像系统和方法。ZOLUTION：该超声波图像系统包括：超声波诊断部分，用于提供由多个帧组成的三维体数据；预处理部分，用于在多个帧中选择规定数量的关键帧；划分部分，用于划分每个键框架到目标区域和非客观区域，纹理基础范围排序和组合部分，以根据纹理将客观区域和非主题范围分类到较低的目标区域和较低的非目标区域，消除较低的非-关键帧的目标区域，并将下部非目标区域相互组合，表面确定部分从关键帧提取主题的轮廓，并连接提取的轮廓以确定主题的三维表面和渲染部分，以形成由确定的三维表面组成的掩模体积，并渲染掩模体积以形成对象的三维超声图像。Z

$$\beta^k(l) = \frac{\frac{1}{W^2} \sum_{(i,j) \in B_l^k} \left[\max_{(i,j) \in B_l^k} I(i,j) - I(i,j) \right]}{\max_{(i,j) \in B_l^k} I(i,j)}$$