

(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2009-291618

(P2009-291618A)

(43) 公開日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-136263 (P2009-136263)
 (22) 出願日 平成21年6月5日(2009.6.5)
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0053231
 (32) 優先日 平成20年6月5日(2008.6.5)
 (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
 (71) 出願人 504441831
 コリア アドバンスド インスティテュー
 ト オブ サイエンス アンド テクノロ
 ジー
 大韓民国, 305-701, デージョン,
 ユサンク, クサンドン, 373-1
 最終頁に続く

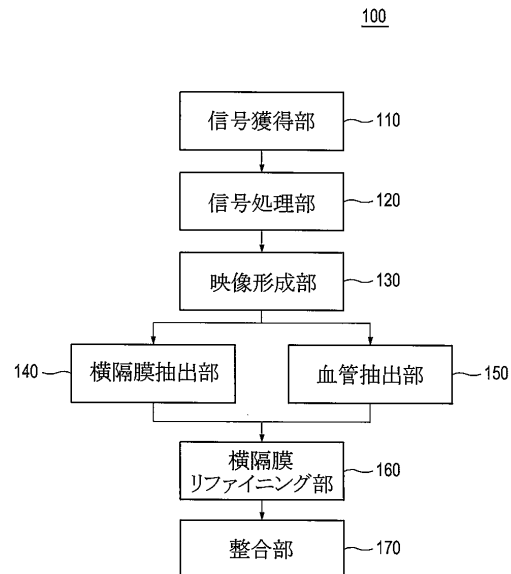
(54) 【発明の名称】 超音波-C T映像整合のための3次元超音波肝臓映像の解剖学的特徴を抽出するシステム及び方法

(57) 【要約】

【課題】超音波-C T映像整合のための3次元超音波肝臓映像の解剖学的特徴を抽出するシステム及び方法を提供する。

【解決手段】本発明によるシステムは、肝臓を含む対象体から反射された超音波信号に基づいて3次元超音波肝臓映像を形成するように動作する映像形成部と、前記3次元超音波肝臓映像から横隔膜領域を抽出するように動作する横隔膜抽出部と、前記3次元超音波肝臓映像から血管領域を抽出するように動作する血管抽出部と、前記血管領域に基づいて前記横隔膜領域からクラッタを除去して前記横隔膜領域をリファイニングするように動作する横隔膜リファイニング部を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波映像から解剖学的特徴を抽出するシステムであって、
肝臓を含む対象体から反射された超音波信号に基づいて 3 次元超音波肝臓映像を形成するように動作する映像形成部と、
前記 3 次元超音波肝臓映像から横隔膜領域を抽出するように動作する横隔膜抽出部と、
前記 3 次元超音波肝臓映像から血管領域を抽出するように動作する血管抽出部と、
前記血管領域に基づいて前記横隔膜領域からクラッタを除去して前記横隔膜領域をリファインニングするように動作する横隔膜リファインニング部と
を備えることを特徴とするシステム。

10

【請求項 2】

前記 3 次元超音波肝臓映像は、3 次元 B モード超音波肝臓映像であることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

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信号を受信して観察信号を獲得するように動作する信号獲得部と、

前記観察信号からスペckルノイズを除去し、前記スペckルノイズが除去された前記観察信号のコントラストを増加させるように動作する信号処理部と
をさらに備えることを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

20

【請求項 4】

前記信号処理部は、前記観察信号に異方性拡散と結合したスペckル制限フィルタリングアルゴリズムに基づいた総変動を適用して前記スペckルノイズを除去するようにさらに動作することを特徴とする請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記信号処理部は、エッジに垂直な方向よりエッジに接する方向にスペckルノイズフィルタリングをより多く行うようにさらに動作することを特徴とする請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記横隔膜抽出部は、平坦マップを用いてスペckルノイズが除去された前記 3 次元超音波肝臓映像のボクセルから平坦度を獲得し、基準値より平坦度が高いボクセルを選択し、形態学的にボクセル値が存在する領域のエッジを一定ボクセルだけ除去して収縮させた後、前記一定ボクセルだけ拡張させてクラッタを除去し、CCA (intensity - based connected component analysis) により前記クラッタが除去されたボクセルから複数の候補表面を獲得し、前記複数の候補表面の中で最も大きな表面を選択して前記横隔膜を抽出するように動作することを特徴とする請求項 2 に記載のシステム。

30

【請求項 7】

前記血管抽出部は、前記 3 次元超音波肝臓映像から前記血管領域を抽出し、前記横隔膜を多項曲面でモデリングし、前記 3 次元超音波肝臓映像に ROI マスキングを適用し、基準境界値より大きい強度値を有するボクセルを除去して血管候補を選択し、前記選択された血管候補から非血管類型クラッタを除去して実際の血管を分類するように動作することを特徴とする請求項 6 に記載のシステム。

40

【請求項 8】

前記血管抽出部は、前記非血管類型クラッタを除去するための構造基盤血管テスト、グラジエントサイズ分析及び最終血管テストを行うようにさらに動作することを特徴とする請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

超音波映像から解剖学的特徴を抽出する方法であって、
a) 肝臓を含む対象体から反射された超音波信号に基づいて 3 次元超音波肝臓映像を形成する段階と、

50

b) 前記 3 次元超音波肝臓映像から横隔膜領域を抽出する段階と、
 c) 前記 3 次元超音波肝臓映像から血管領域を抽出する段階と、
 d) 前記血管領域に基づいて前記横隔膜領域からクラッタを除去し、前記横隔膜領域をリファイニングする段階と
 を備えることを特徴とする解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 10】

前記 3 次元超音波肝臓映像は、3 次元 B モード超音波肝臓映像であることを特徴とする請求項 9 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 11】

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信号を受信して観察信号を獲得する段階と、

前記観察信号からスペckルノイズを除去し、前記スペckルノイズが除去された前記観察信号のコントラストを増加させる段階と

をさらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 12】

前記スペckルノイズ除去段階は、前記観察信号に異方性拡散と結合したスペckル制限フィルタリングアルゴリズムに基づいた総変動を適用して前記スペckルノイズを除去する段階をさらに備えることを特徴とする請求項 11 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 13】

前記スペckルノイズ除去段階は、エッジに垂直な方向よりエッジに接する方向にスペckルノイズフィルタリングをより多く行う段階をさらに備えることを特徴とする請求項 11 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 14】

前記段階 b) は、

平坦マップを用いてスペckルノイズが除去された前記 3 次元超音波肝臓映像のボクセルから平坦度を獲得する段階と、

基準値より平坦度の高いボクセルを選択する段階と、

形態学的にボクセル値が存在する領域のエッジを一定ボクセルだけ除去して収縮させる段階と、

前記一定ボクセルだけ拡張させてクラッタを除去する段階と、

C C A によって前記クラッタが除去されたボクセルから複数の候補表面を獲得する段階と、

前記複数の候補表面の中で最も大きな表面を選択して前記横隔膜を抽出する段階と

を備えることを特徴とする請求項 10 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 15】

前記段階 c) は、

前記 3 次元超音波肝臓映像から前記血管領域を抽出する段階と、

前記横隔膜を多項式曲面でモデリングし、前記 3 次元超音波肝臓映像に R O I マスキングを適用する段階と、

基準境界値より大きい強度値を有するボクセルを除去して血管候補を選択する段階と、

前記選択された血管候補から非血管類型クラッタを除去して実際の血管を分類する段階と

をさらに備えることを特徴とする請求項 14 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【請求項 16】

前記段階 c) は、

前記非血管類型クラッタを除去するための構造基盤血管テスト、グラジエントサイズ分析及び最終血管テストを行う段階をさらに備えることを特徴とする請求項 15 に記載の解剖学的特徴抽出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

20

30

40

50

【0001】

本発明は、超音波診断分野に関し、特に超音波 - CT映像整合のための3次元超音波肝臓映像の解剖学的特徴を抽出するシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは、超音波を用いて非破壊、非侵襲方式で対象体の内部構造をリアルタイムで示し、CT (computerized tomography) またはMRI (magnetic resonance imager) とは異なって放射線を用いないため、人体にほぼ無害である。しかし、超音波映像は信号対雑音比が低いため、これを補完するためにCT映像と超音波映像の整合 (registration) を行う。

10

【0003】

3次元超音波肝臓 (liver) 映像にはスペックルノイズ及びミラー画像アーチファクト (mirror image artifacts) が示されたり、シェードアーチファクト (shade artifacts) が含まれたりする。またはROI (region of interest) に他の器官 (Other organ) が示されて整合エラーが発生することもある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-071821号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、3次元超音波肝臓映像から超音波 - CT映像整合において解剖学的特徴になる血管及び横隔膜を抽出する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】

【0006】

本発明によるシステムは、肝臓を含む対象体から反射された超音波信号に基づいて3次元超音波肝臓映像を形成するように動作する映像形成部と、前記3次元超音波肝臓映像から横隔膜領域を抽出するように動作する横隔膜抽出部と、前記3次元超音波肝臓映像から血管領域を抽出するように動作する血管抽出部と、前記血管領域に基づいて前記横隔膜領域からクラッタを除去して前記横隔膜領域をリファイニングするように動作する横隔膜リファイニング部とを備える。

30

【0007】

また、本発明による解剖学的特徴を抽出する方法は、a) 肝臓を含む対象体から反射された超音波信号に基づいて3次元超音波肝臓映像を形成する段階と、b) 前記3次元超音波肝臓映像から横隔膜領域を抽出する段階と、c) 前記3次元超音波肝臓映像から血管領域を抽出する段階と、d) 前記血管領域に基づいて前記横隔膜領域からクラッタを除去し、前記横隔膜領域をリファイニングする段階とを備える。

【発明の効果】

40

【0008】

本発明によれば、3次元超音波肝臓映像の解剖学的特徴抽出によって超音波 - CT映像の整合エラー発生を減少させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施例による3次元超音波肝臓映像から解剖学的特徴を抽出するシステムの構成を示すブロック図である。

【図2a】スペックルノイズが除去される前の超音波肝臓映像を示す図面である。

【図2b】スペックルノイズが除去された超音波肝臓映像を示す図面である。

【図3】方向によるヘシアンマトリクスの固有値の例を示す例示図である。

50

【図 4 a】横隔膜抽出過程を通じて形成された超音波映像を示す例示図である。

【図 4 b】横隔膜抽出過程を通じて形成された超音波映像を示す例示図である。

【図 4 c】横隔膜抽出過程を通じて形成された超音波映像を示す例示図である。

【図 4 d】横隔膜抽出過程を通じて形成された超音波映像を示す例示図である。

【図 5 a】ROI マスキング前の映像を示す例示図である。

【図 5 b】ROI マスキング後の映像を示す例示図である。

【図 6】血管抽出過程を通じて抽出された血管領域を示す例示図である。

【図 7 a】スペckルノイズが除去されたデータ A 及び B に対する平坦度テスト、モフォロジカル除去、サイズテスト後の初期結果、改善後の最終結果の映像を示す例示図である。

【図 7 b】スペckルノイズが除去されたデータ A 及び B に対する血管候補、初期血管テスト、最終血管テストの映像を示す例示図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図 1 は、本発明の実施例による 3 次元超音波肝臓映像から解剖学的特徴を抽出するシステム 100 の構成を示すブロック図である。システム 100 は信号獲得部 110、信号処理部 120、映像形成部 130、横隔膜 (diaphragm) 抽出部 140、血管抽出部 150、横隔膜リファイニング (refining) 部 160 及び整合部 170 を備える。

【0011】

信号獲得部 110 は、超音波信号を対象体 (例えば、肝臓) に送信して対象体から反射される超音波エコー信号を受信し、複数のフレームそれぞれに該当する受信信号を形成する。本実施例で、フレームは B モード映像のフレームを備える。信号獲得部 110 は、受信信号を用いて 3 次元超音波肝臓映像を形成するための観察信号 (observed signal) を形成する。

【0012】

信号処理部 120 は、信号獲得部 110 から観察信号が提供されると、エッジの鮮明度を維持 (即ち、対象体の解剖学的特徴のエッジコントラスト (edge contrast) を増加) させながらスペckルノイズを除去するためのスペckルノイズフィルタリングを観察信号に行う。本実施例で、スペckルノイズフィルタリングは観察信号に異方性拡散 (anisotropic diffusion) と結合したスペckル制限フィルタリング (speckle constraint filtering) アルゴリズムに基づいた総変動 (total variation) を適用して行われることができる。スペckルノイズフィルタリングは次の式 1 ~ 5 を通じて行われることができる。

【0013】

スペckルノイズが含まれた観察信号 u_0 は次の式 1 のようにモデリングできる。

【数 1】

$$u_0 = u + \sqrt{u}n$$

-----式 1

式 1 において、 n は標準偏差を有するゼロ平均ガウシアン変数 (zero-mean Gaussian Variable) を意味する。

【0014】

式 1 のスペckルノイズモデルによってスペckルノイズのない原信号 (original signal) u と観察信号 u_0 の関係は、次の式 2 のような制限 (constraint) を有する。

10

20

30

40

【数 2】

$$\frac{1}{|\Omega|} \int_{\Omega} \frac{(u-u_0)^2}{u} d\Omega = \sigma_n^2 \quad \text{-----式 2}$$

式 2 において、 $|\Omega|$ は映像の次元 (dimension) を意味する。

【0015】

次の式 3 は原信号の総変動 (total variation) を示す。

【数 3】

$$\int_{\Omega} \|\nabla u\| d\Omega \quad \text{-----式 3}$$

式 2 を制限条件として式 3 を最小化させると、スペックルノイズが除去されて原信号に近い映像を得ることができる。

【0016】

制限オイラーラグランジュ方程式 (constraint Euler - Lagrange equation) により式 2、3 から次の式 4 が誘導される。

【数 4】

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \text{div}(F) - \lambda(t) \left(\frac{u^2 - u_0^2}{u} \right), \text{in } \Omega \quad \text{-----式 4}$$

【0017】

(t) は、反復 (iteration) が繰り返されるほどスペックルノイズが除去された観察信号が初期観察信号と急激に差が出るのを防ぐ係数 (coefficient) であり、この値を適切に決定することが重要である。この値を決定するために、式 4 の両辺に (u - u₀) / (u + u₀) を乗じてから、全区間に対して積分をする。定常状態 (Steady state) では式 4 の左側項が 0 に近く収束するため、式 5 が容易に誘導できる。

【数 5】

$$\lambda(t) = \frac{1}{\sigma_n^2 |\Omega|} \int \left(\frac{u-u_0}{u+u_0} u \right) \text{div}(F) d\Omega \quad \text{-----式 5}$$

式 5 の (t) は、反復 (iteration) する度に新たな値として求められる。この値を式 4 に適用し、 u / t が 0 になると仮定をして式 4 を解いてスペックルノイズが除去された観察信号、即ち原信号に近い映像信号を反復 (iteration) ごとに得ることができる。本実施例によれば、40 回程度の反復で満足なスペックルノイズ除去された映像を得ることができる。

【0018】

しかし、前述した方法では、方向性を考慮せずにスペックルノイズを除去する方法であって、フィルタリング後のエッジ鮮明度が落ちる危険がある。エッジの鮮明度の低下を防止するために、即ち、特徴点の周辺エッジの鮮明度を維持したままフィルタリングするために、方向性を反映させるための異方性拡散 (anisotropic diffusion) 関数 F は、次の式 6 の通り定義される。

10

20

30

40

【数 6】

$$F = DVu$$

-----式 6

式 6 において、D は拡散行列 (Diffusion matrix) を示す。

【 0 0 1 9 】

前述したフィルタリングを通じて、原信号に近い映像信号が獲得できる。また、異方性拡散 (anisotropic diffusion) の特徴によりエッジに接する方向 (水平な方向) にのみスペckルノイズが除去されるので、即ちエッジに接する方向にはフィルタリングを多くし、エッジに垂直な方向にはフィルタリングを小さくすることにより、エッジに垂直な方向のグラジエントは相対的に強化されるようになって、エッジがより鮮明になり得る。即ち、特徴点の鮮明度を向上させながらスペckルノイズを除去することができる。図 2 a は、スペckルノイズが除去される前の超音波肝臓映像を示し、図 2 b は前述した過程によってスペckルノイズが除去された超音波肝臓映像を示す。

10

【 0 0 2 0 】

映像形成部 1 3 0 は、信号処理部 1 2 0 からスペckルノイズフィルタリングされた映像信号を用いて対象体の 3 次元超音波肝臓映像を形成する。本実施例で、3 次元超音波肝臓映像は複数のフレームからなって複数のボクセルを含む。

【 0 0 2 1 】

横隔膜抽出部 1 4 0 は、エッジコントラストが増加した 3 次元超音波肝臓映像から横隔膜を抽出する。本発明の実施例では、ヘシアンマトリクス (Hessian matrix) に基づいた平坦度テスト (flatness test) を実施して横隔膜を抽出することができる。3 次元超音波肝臓映像において、横隔膜は曲面で考慮できる。従って、横隔膜抽出部 1 4 0 は表面に垂直な方向のボクセル値 (voxel intensity) の変化が表面と水平な方向のボクセル値の変化より大きい領域を横隔膜として抽出する。図 3 はエッジ方向によるヘシアンマトリクスの固有値 (eigen value) λ_1 、 λ_2 及び λ_3 を示す。

20

【 0 0 2 2 】

以下、横隔膜抽出部 1 4 0 の動作をより詳細に説明する。横隔膜抽出部 1 4 0 は、横隔膜を抽出するために基準値より平坦度が高いボクセル (voxel) を選択する。他の実施例によれば、2 次元超音波肝臓映像において、ボクセルはピクセル (pixel) として表現される。平坦度 μ () は次の式 7 の通り定義される。

30

【数 7】

$$\mu(v) = \phi_1(v)\phi_2(v)\phi_3(v) / \phi_{3_{\max}}(v)$$

-----式 7

【 0 0 2 3 】

式 7 の ϕ_1 ()、 ϕ_2 () 及び ϕ_3 () は、次の式 8 の通り表現される。

【数 8】

$$\phi_1(v) = \left(1 - \frac{\lambda_1(v)}{\lambda_3(v)}\right)^2, \phi_2(v) = \left(1 - \frac{\lambda_2(v)}{\lambda_3(v)}\right)^2, \phi_3(v) = \sum_i \lambda_i(v)^2$$

-----式 8

40

前記 λ_1 ()、 λ_2 () 及び λ_3 () は、ボクセルの位置によるヘシアンマトリクスの固有値を示す。

【 0 0 2 4 】

平坦度 μ () は、0 ~ 1 の間の値を有するように正規化される。式 6 及び 7 によってボクセルデータから得られた平坦度により、平坦マップが形成され、相対的に平坦度が大きいボクセルが選択される。本発明の実施例では平坦度が 0 . 1 以上であるボクセルが選

50

扱われる。

【0025】

横隔膜抽出部140は、選択された各ボクセルを対象にモフォロジカルオープニング (morphological opening) を行って小さなクラッタ (clutter) を除去する (morphological filtering)。モフォロジカルオープニングは収縮 (erosion) と膨張 (dilation) を順次行うことを意味する。横隔膜抽出部140は、形態学的にボクセル値が存在する領域のエッジを一定ボクセルだけ除去して収縮 (浸食) させた後、再びその一定ボクセルだけ膨張 (拡張) させる。本発明の実施例で、横隔膜抽出部140は1ボクセルのサイズで収縮及び膨張を実施する。

10

【0026】

3次元超音波肝臓映像において横隔膜は最も大きな表面であるので、ボクセルのCCA (intensity-based connected component analysis) により獲得された候補 (candidates) の中で、最も大きな表面が選択され横隔膜としてみなされる。ボクセル値の基盤のCCAは、二進化された映像でボクセル値が存在する領域同士集める (grouping) 方法の一つである。例えば、横隔膜抽出部140は一つのボクセルを中心に周辺各ボクセル (例えば26個のボクセル) のボクセル値を参照してボクセル間の連結テスト (connectivity test) を通じて該当ボクセルを中心に連結されるボクセルの数を計算し、連結ボクセルの数が一定個数以上であるボクセルを候補グループとして選定する。横隔膜が超音波肝臓映像の関心領域の中で最も広く存在する曲面という特性を用い、横隔膜抽出部140は候補グループの中で最も多い連結ボクセルの数を有するグループを横隔膜として選出する。以後、横隔膜抽出部140は横隔膜表面を平坦にする (smoothen)。図4a~図4dは、前述した横隔膜抽出過程を通じて形成された超音波映像を示す。図4aは横隔膜を有する映像、図4bは平坦度テストを通じて獲得された映像、図4cはモフォロジカルフィルタリングを通じて獲得された映像、図4dは最終的に抽出された横隔膜映像を示す。

20

【0027】

血管抽出部150は、エッジコントラストが増加した3次元超音波肝臓映像で血管抽出 (vessel extraction) を実施する。血管抽出はROIマスキング、血管分割 (segmentation) 及び分類 (classification) 順に進

30

【0028】

血管抽出部150は、ミラー画像アーチファクト (mirror artifacts) による血管抽出エラー発生を避けるために、横隔膜を多項曲面 (polynomial curved surface) でモデリングして、エッジコントラストが増加した超音波肝臓映像にROI (region of interest) マスキングを適用する。この時、LMS (Least mean square) を用いて横隔膜を多項曲面でモデリングしたROIマスクが用いられる。しかし、モデリングされた多項式曲面の下の領域を全て除去する場合、多項曲面のエラーによって一部領域では意味のある血管情報を失う場合が生じることもある。血管抽出部150は血管情報損失を防止するために、ROIマスク下端で10ボクセル程度の余裕ボクセル (marginal distance) を適用し、それ以下の領域を除去する。図5aはROIマスキング前の映像を示し、図5bはROIマスキング後の映像を示す。

40

【0029】

血管抽出部150は、血管領域と非血管領域を分割する (segment)。血管抽出部150は、横隔膜または血管壁のように強度の大きい非血管領域 (non-vessel region) を除去するために、ROIマスキングされた領域で基準境界値より小さい低強度境界 (low intensity bound) を推定し、前記基準境界値より強度の大きいボクセルを除去する。血管抽出部150は、アダプティブスレシヨルド法 (adaptive threshold scheme) を適用して残った領域を二

50

進化させる (binarize)。二進化された領域は血管候補 (vessel candidates) になる。

【0030】

血管抽出部150は、非血管類型クラッタ (non-vessel-type clutters) を除去して血管候補の中で実際の血管を分類する。血管分類過程は小さい背景クラッタを除去するためのサイズテスト (size test)、GOF (goodness of fit) を円筒管で見積もり (evaluate)、非血管類型を除去する構造基盤血管テスト (structure-based vessel test)、即ち、初期血管テスト (initial vessel test)、グラジエントサイズ分析 (Gradient magnitude analysis)、クラッタを完全に除去するための最終血管テスト (final vessel test) を含む。構造基盤血管テストで一部クラッタが除去されなくても全ての血管が含まれるように初期しきい値 (C_{initial}) が最小限界として設定される。本発明の実施例で初期しきい値は0.6である。血管抽出部150は、最終血管テストによりボクセルの変化率、即ち、グラジエントのサイズ (gradient magnitude) を考慮し、グラジエントのサイズが小さいシェードアーチファクト (shading artifacts) に起因して形成されるクラッタを完全に除去して血管データを抽出する。本発明の実施例で最終血管テストのしきい値は0.4である。

10

【0031】

横隔膜リファイニング部160は、抽出された血管データを用いて横隔膜領域のリファイニング (refinement) を行ってクラッタを除去する。抽出された横隔膜領域でクラッタは主に血管壁に位置する。特に、下大静脈 (IVC, inferior vena cava) は、横隔膜に連結されてクラッタを誘発する。このようなクラッタが特徴として抽出されて整合に用いられる場合、整合の精度を低下させることがあるので、横隔膜リファイニング部160は、クラッタを除去して横隔膜を改善する。横隔膜リファイニング部160は、図6に示した通り、前述した血管抽出過程によって超音波映像から血管領域を抽出して (61)、抽出された血管領域を膨張 (dilation) させ (62)、膨張された映像から血管領域を除去して血管壁を推定する (estimate) (63)。横隔膜リファイニング部160は前述した過程によって抽出された横隔膜映像で推定された血管壁を除去する。横隔膜リファイニング部160は、CCA及びサイズテストをもう一度適用して横隔膜領域を抽出する。

20

30

【0032】

整合部170は、3次元超音波肝臓映像とCT映像間の映像整合を行う。本実施例で、整合部170は超音波映像で抽出された特徴のうち、血管領域と横隔膜領域でそれぞれサンプルポイントを抽出し、整合しようとするCT映像でも血管及び横隔膜領域を抽出した後、それぞれサンプルポイントを抽出する。整合部170は、2つの映像で抽出したサンプルポイントを対象としてICP基盤の整合を行う。

【0033】

図7aは、サイズが200*200*200であり、等方性ボクセル解像度 (isotropic voxel resolution) が0.8のデータA (Data A) とサイズが200*188*168、等方性ボクセル解像度が0.6のデータB (Data B) の前述した過程による手順、即ち、スペックルノイズ除去超音波映像 (Filtered 3D ultrasound image)、平坦度テスト (flatness test)、モフォロジカル除去 (morphological filtering)、サイズテスト後の初期結果 (initial result after size test)、改善後の最終結果 (final result after refinement) を示す。図7bは、データAとB (Data A、B) のスペックルノイズ除去超音波映像 (Filtered 3D B-mode)、血管候補、初期血管テスト (initial vessel test)、最終血管テスト (final vessel test) 結果を示す。

40

50

【 0 0 3 4 】

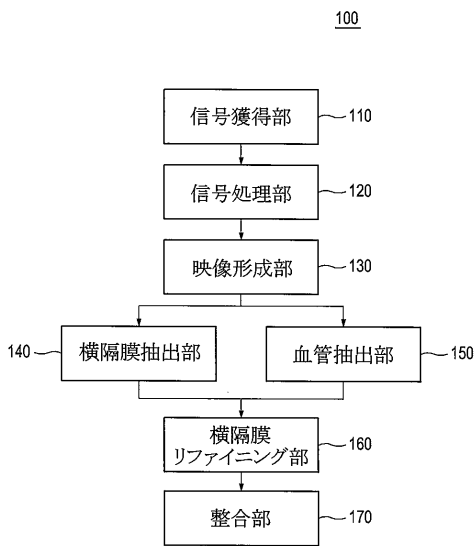
本発明が望ましい実施例を解して説明され例示されたが、当業者であれば添付した特許請求の範囲の事項及び範疇を逸脱せず、様々な変形及び変更がなされることが分かる。

【 符号の説明 】

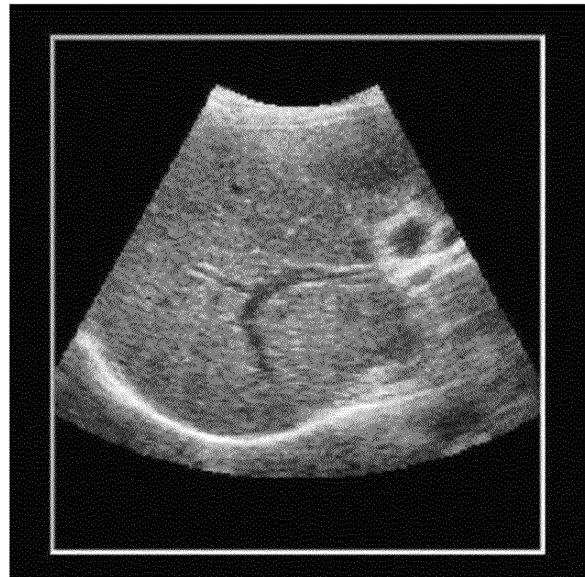
【 0 0 3 5 】

- 1 1 0 信号獲得部
- 1 2 0 信号処理部
- 1 3 0 映像形成部
- 1 4 0 横隔膜抽出部
- 1 5 0 血管抽出部
- 1 6 0 横隔膜リファインング部
- 1 7 0 整合部

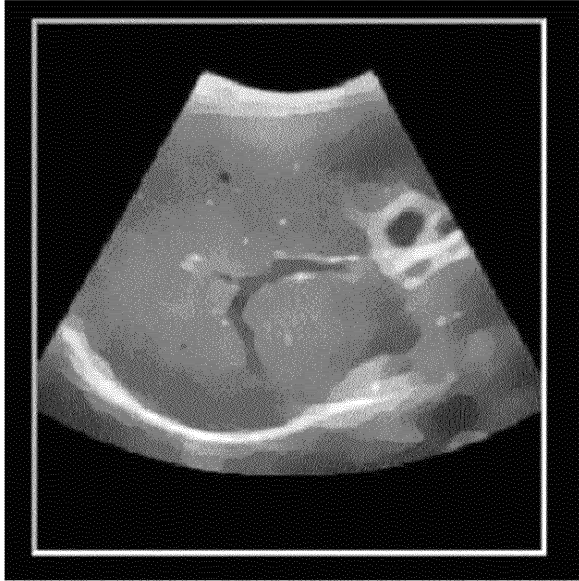
【 図 1 】



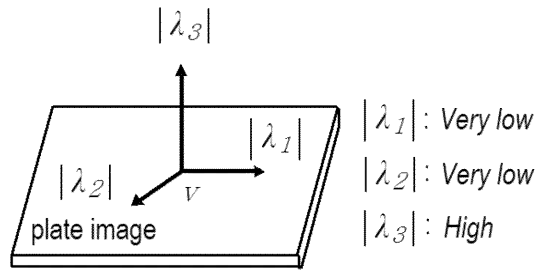
【 図 2 a 】



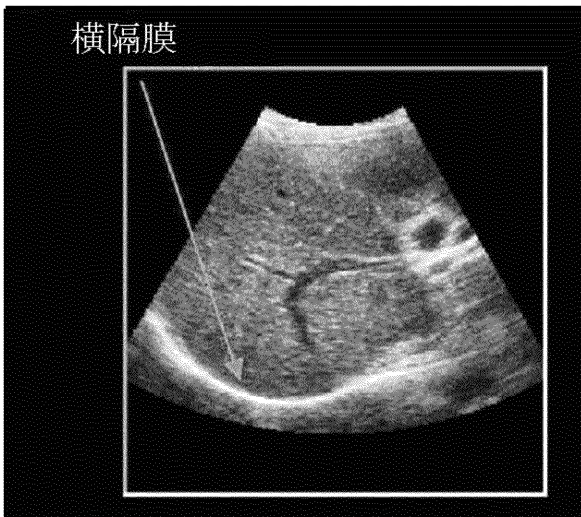
【 図 2 b 】



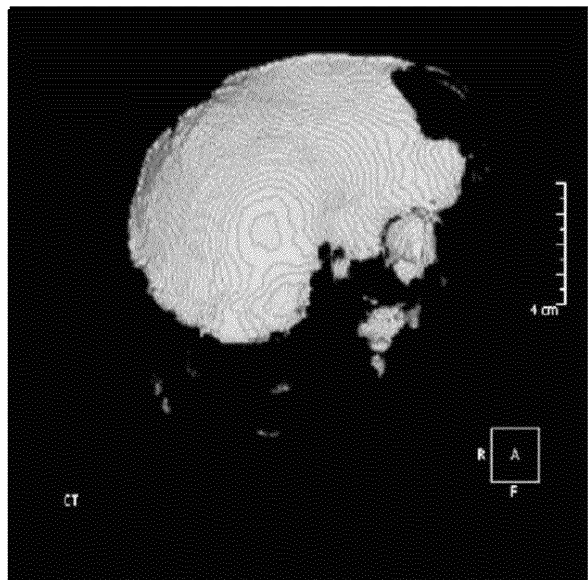
【 図 3 】



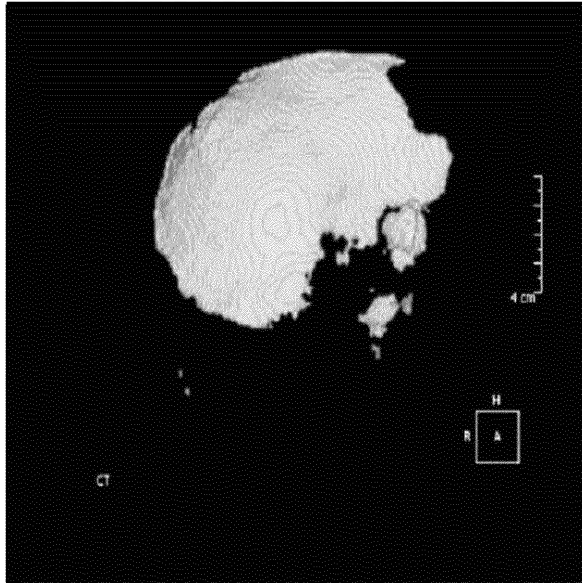
【 図 4 a 】



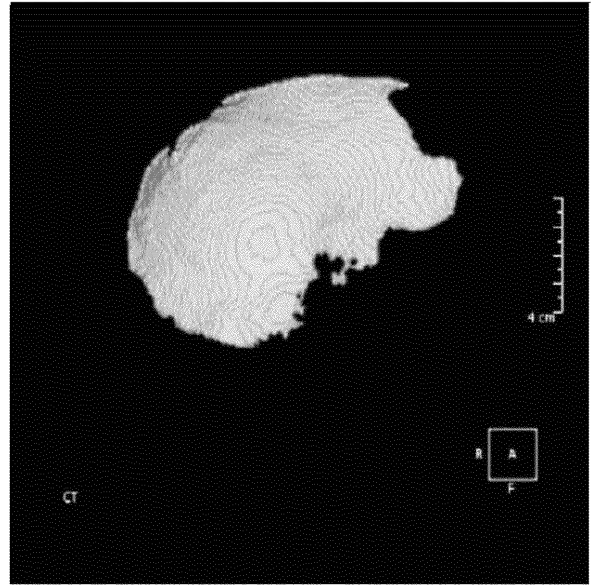
【 図 4 b 】



【 図 4 c 】



【 図 4 d 】



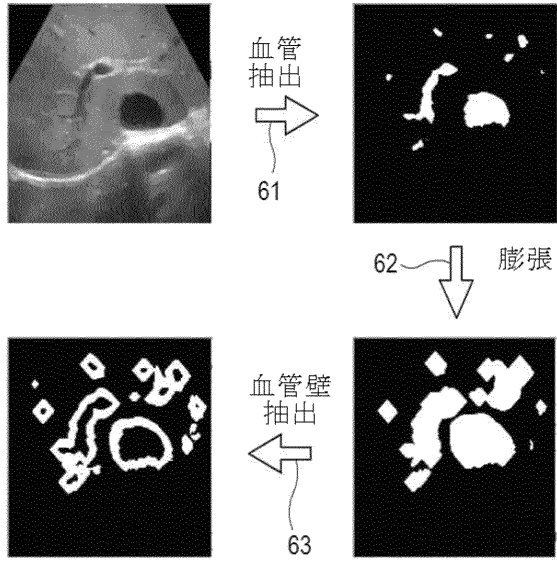
【 図 5 a 】



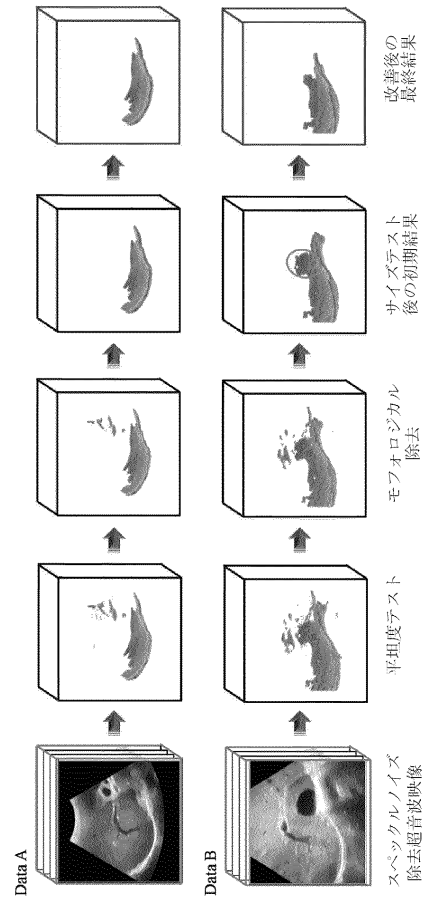
【 図 5 b 】



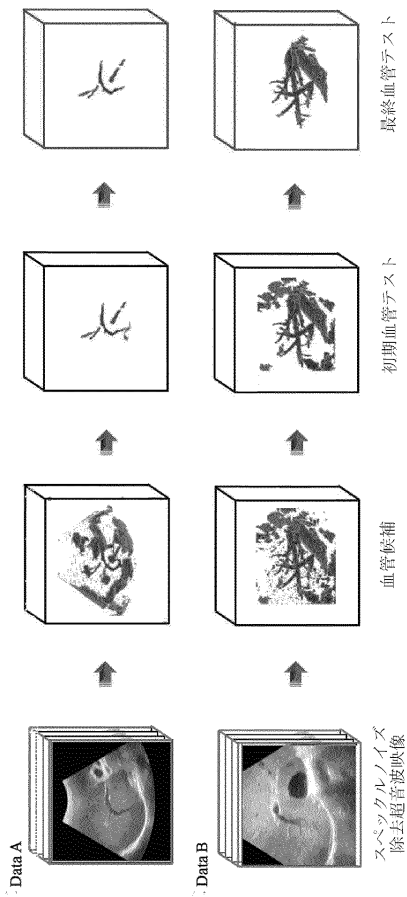
【 図 6 】



【 図 7 a 】



【 図 7 b 】



フロントページの続き

- (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 ヒョン ドン ギュ
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
3階 株式会社メディソン R&Dセンター
- (72)発明者 ナ ジョン ボム
大韓民国 デジョンクァンヨクシ ユソング チョンミンドン 464-1 エキスポアパート
404-506
- (72)発明者 ナム ウ ヒョン
大韓民国 プサンクァンヨクシ ブッグ クボ 2ドン 923-157
- (72)発明者 カン ドン ク
大韓民国 キョンギドスウォンシ クォンソング コッパンジヨンドン 533-4 402ホ
- (72)発明者 イ トク ウン
大韓民国 デジョンクァンヨクシ ソグ カルマドン 320-7 202ホ
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD14 EE04 JC09 JC11 JC37 KK12 KK22 LL33

专利名称(译)	三维超声肝脏图像中提取解剖特征以进行超声-ct图像匹配的系统和方法		
公开(公告)号	JP2009291618A	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2009136263	申请日	2009-06-05
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 科学与韩国高等科技研究院		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン 科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	ヒョンドンギュ ナジョンボム ナムウヒョン カンドンク イトクウン		
发明人	ヒョンドンギュ ナジョンボム ナムウヒョン カンドンク イトクウン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T5/30 A61B8/08 A61B8/4416 A61B8/483 G06T5/002 G06T5/008 G06T7/11 G06T7/187 G06T7/30 G06T2207/10136 G06T2207/20192 G06T2207/30056		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/ /KK22 4C601/LL33		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020080053231 2008-06-05 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于提取用于超声CT视频匹配的三维超声肝图像的解剖特征的系统和方法。根据本发明的系统包括图像形成单元，其可操作以基于从包括肝脏的物体反射的超声波信号形成三维超声肝脏图像，可操作以从隔膜区域提取隔膜区域的隔膜提取器，可操作以从三维超声肝脏图像提取血管区域的血管提取器，基于血管区域从隔膜区域提取杂波去除器由此改善隔膜区域。隔膜精制部分可操作以细化隔膜区域。点域1

