

(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2009-291617

(P2009-291617A)

(43) 公開日 平成21年12月17日(2009.12.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 M	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 H	

審査請求 有 請求項の数 18 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2009-136230 (P2009-136230)  
 (22) 出願日 平成21年6月5日(2009.6.5)  
 (31) 優先権主張番号 10-2008-0053225  
 (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】 明るさ値とグラジエント情報を用いた超音波映像とCT映像の非剛体映像整合システム及び方法

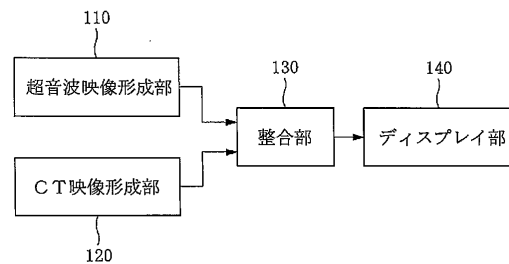
(57) 【要約】

【課題】 超音波映像とCT映像との非剛体映像整合を行うシステム及び方法を提供する。

【解決手段】 本発明による非剛体映像整合システムは、超音波信号を送受信して対象体の3次元超音波映像を形成する超音波映像形成部と、対象体の3次元CT映像を形成するCT映像形成部と、前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像とのそれぞれで第1及び第2の領域に対応する明るさ値及びグラジエント情報に基づいて第1の領域と第2の領域の第1及び第2の目的関数を形成し、前記第1及び第2の目的関数に基づいて前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像を非剛体映像整合するための整合部とを備える。

【選択図】 図1

100



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波映像とCT映像との非剛体映像整合システムであって、  
 超音波信号を送受信して対象体の3次元超音波映像を形成する超音波映像形成部と、  
 対象体の3次元CT映像を形成するCT映像形成部と、  
 前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像とのそれぞれで第1及び第2の領域に対応する明るさ値及びグラジエント情報に基づいて第1の領域と第2の領域の第1及び第2の目的関数を形成し、前記第1及び第2の目的関数に基づいて前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像を非剛体映像整合するための整合部と  
 を備えることを特徴とする非剛体映像整合システム。

10

## 【請求項 2】

前記3次元超音波映像及び前記3次元CT映像は、肝臓の3次元超音波映像及びCT映像であり、前記第1及び第2の領域は横隔膜及び血管であることを特徴とする請求項1に記載の非剛体映像整合システム。

## 【請求項 3】

前記整合部は、前記肝臓の3次元超音波映像と3次元CT映像に対してアフィン整合を行い、前記アフィン整合された3次元超音波映像と3次元CT映像で示される局部変形をモデリングして変形変数を定義し、前記3次元CT映像で複数のROI (region of interest) 領域を定義し、前記ROI領域で横隔膜領域の第1の目的関数と血管領域の第2の目的関数を形成し、前記第1の目的関数と前記第2の目的関数とを用いて費用関数を形成し、前記費用関数を用いて変形変数を更新する最適化過程を行い、前記最適化された変形変数を前記CT映像に反映させて変形されたCT映像を形成し、変形された3次元CT映像を前記3次元超音波映像に非剛体映像整合させることを特徴とする請求項2に記載の非剛体映像整合システム。

20

## 【請求項 4】

前記アフィン整合をICP (Iterative Closest Point) に基づいて行うことを特徴とする請求項3に記載の非剛体映像整合システム。

## 【請求項 5】

前記アフィン整合された3次元超音波映像と3次元CT映像にBスプライン (B-spline) FFD (free form deformation) を適用して前記局部変形をモデリングすることを特徴とする請求項3に記載の非剛体映像整合システム。

30

## 【請求項 6】

前記第1の目的関数は、前記3次元超音波映像での明るさ値と前記3次元CT映像でのグラジエントサイズにより形成される横隔膜領域の目的関数であり、前記第2の目的関数は前記3次元超音波映像と3次元CT映像の明るさ値により形成される血管領域の目的関数であって、エッジ方向角度 (edge orientation angle) に基づいた3次元接合ヒストグラム (3次元 joint histogram) を用いて得られることを特徴とする請求項3に記載の非剛体映像整合システム。

## 【請求項 7】

前記ROI領域は、領域-成長方法 (region-growing scheme) を用いて血管及び肝臓を分割し、一定のサイズに分割された領域のエッジ領域を拡張して定義することを特徴とする請求項6に記載の非剛体映像整合システム。

40

## 【請求項 8】

前記費用関数は、前記横隔膜領域の目的関数  $C_{diaphragm}$  と前記血管領域の目的関数  $C_{vessel}$  とを用いて次の式のように定義され、

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \cdot C_{smooth}$$

前記  $\cdot$  は前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像の整列と変換の平坦 (smoothness) との間の交換条件 (trade-off) を示すことを特徴とする請求項6に記載の非剛体映像整合システム。

## 【請求項 9】

50

前記変形変数は  $C_k - C_{k-1} < \mu \cdot C_k$  が満たされるまで式  $C_{k+1} = C_k + \mu \cdot C_k$  を反復的に行い、前記変形変数を最適化し、前記  $\mu$  は、予め設定された正の値であることを特徴とする請求項 8 に記載の非剛体映像整合システム。

【請求項 10】

超音波映像と CT 映像との非剛体映像整合方法であって、

- a) 超音波信号を送受信して対象体の 3 次元超音波映像を形成する段階と、
  - b) 対象体の 3 次元 CT 映像を形成する段階と、
  - c) 前記 3 次元超音波映像と前記 3 次元 CT 映像とのそれぞれで第 1 及び第 2 の領域に対応する明るさ値及びグラジエント情報に基づいて第 1 の領域と第 2 の領域の第 1 及び第 2 の目的関数を形成し、前記第 1 及び第 2 の目的関数に基づいて前記 3 次元超音波映像と前記 3 次元 CT 映像を非剛体映像整合する段階と
- を備えることを特徴とする非剛体映像整合方法。

10

【請求項 11】

前記 3 次元超音波映像及び前記 3 次元 CT 映像は、肝臓の 3 次元超音波映像及び CT 映像であり、前記第 1 及び第 2 の領域は横隔膜及び血管であることを特徴とする請求項 10 に記載の非剛体映像整合方法。

【請求項 12】

前記段階 c) は、

- c 1) 前記肝臓の 3 次元超音波映像と 3 次元 CT 映像に対してアフィン整合を行う段階と、
  - c 2) 前記アフィン整合された 3 次元超音波映像と 3 次元 CT 映像で示される局部変形をモデリングして変形変数を定義する段階と、
  - c 3) 前記 3 次元 CT 映像で複数の ROI (region of interest) 領域を定義する段階と、
  - c 4) 前記 ROI 領域で横隔膜領域の第 1 の目的関数と血管領域の第 2 の目的関数を形成する段階と、
  - c 5) 前記第 1 の目的関数と前記第 2 の目的関数とを用いて費用関数を形成する段階と、
  - c 6) 前記費用関数を用いて変形変数を更新する最適化過程を行う段階と、
  - c 7) 前記最適化された変形変数を前記 CT 映像に反映させて変形された CT 映像を形成する段階と、
  - c 8) 前記変形された 3 次元 CT 映像を前記 3 次元超音波映像に非剛体映像整合させる段階と
- を備えることを特徴とする請求項 11 に記載の非剛体映像整合方法。

20

30

【請求項 13】

前記段階 c 1) は、

- 前記アフィン整合を ICP (Iterative Closest Point) に基づいて行う段階
- を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の非剛体映像整合方法。

【請求項 14】

前記段階 c 2) は、

- 前記アフィン整合された 3 次元超音波映像と 3 次元 CT 映像に B スプライン (B-spline) FFD (free form deformation) を適用して前記局部変形をモデリングする段階
- を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の非剛体映像整合方法。

40

【請求項 15】

前記第 1 の目的関数は、前記 3 次元超音波映像での明るさ値と前記 3 次元 CT 映像でのグラジエントサイズにより形成される横隔膜領域の目的関数であり、前記第 2 の目的関数は前記 3 次元超音波映像と 3 次元 CT 映像の明るさ値により形成される血管領域の目的関数であって、エッジ方向角度 (edge orientation angle) に基づ

50

いた3次元接合ヒストグラム(3次元 joint histogram)を用いて得られることを特徴とする請求項12に記載の非剛体映像整合方法。

【請求項16】

前記ROI領域は、領域-成長方法(region-growing scheme)を用いて血管及び肝臓を分割し、一定のサイズに分割された領域のエッジ領域を拡張して定義することを特徴とする請求項15に記載の非剛体映像整合方法。

【請求項17】

前記費用関数は、前記横隔膜領域の目的関数 $C_{diaphragm}$ と前記血管領域の目的関数 $C_{vessel}$ とを用いて次の式のように定義され、

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \mu \cdot C_{smooth}$$

前記は前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像の整列と変換の平坦(smoothness)との間の交換条件(trade-off)を示すことを特徴とする請求項15に記載の非剛体映像整合方法。

【請求項18】

前記変形変数は、式 $|C_k - C_{k-1}| < \mu$ が満たされるまで式 $C_{k+1} = C_k + \mu \cdot C$ を反復的に行い、前記変形変数を最適化し、前記は、予め設定された正の値であることを特徴とする請求項17に記載の非剛体映像整合方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断分野に関し、特に、明るさ値とグラジエント情報を用いた超音波映像とCT映像の非剛体映像整合システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断システムは、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MR(magnetic resonance)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。

【0003】

多様な医学的応用分野で非剛体映像整合(non-rigid image registration)は核心的な過程である。映像ガイドインターベンション(image guided intervention)は施術前の映像と施術中の映像との間の整合を必要とする応用分野の一つである。肝臓の場合、3次元超音波映像が映像ガイドカテーテル施術のために頻りに用いられる。画質が不良な超音波映像の短所を克服するために、施術中の3次元超音波映像に対応する高画質の施術前のCTまたはMR映像をディスプレイする。このような目的で、肝臓の超音波映像とCT映像の整列(alignment)が必要である。超音波映像とCT映像とは異なる呼吸段階で撮像されるために局部的変形(local deformation)が示されて非剛体映像整合が行われなければならない。

【0004】

互いに異なる特性のため、CT映像と超音波映像を整合するのは難しい作業である。肝臓の3次元超音波映像とCT(またはMR)映像を非剛体映像整合するための様々なアルゴリズム(algorithm)が提案された。3次元超音波映像とMRとの整合において、超音波映像とMR映像が血管確率映像(vessel probability image)にそれぞれ変換され、2つの血管確率映像間の正規化された交差相関(cross correlation)を最大化させて整合する。血管の中心線を抽出して整合し、3次元超音波映像とCT映像との間の整合を行う方法も提案された。しかし、これらの方法で整合精度は超音波映像とCT映像の血管分類(segmentation)の精度による影響を受ける。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-071821号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

明るさ値とグラジエント情報を用いて超音波映像とCT映像の非剛体映像整合を行う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】

【0007】

前記の課題を解決するために、本発明による非剛体映像整合システムは、超音波信号を送受信して対象体の3次元超音波映像を形成する超音波映像形成部と、対象体の3次元CT映像を形成するCT映像形成部と、前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像とのそれぞれで第1及び第2の領域に対応する明るさ値及びグラジエント情報に基づいて第1の領域と第2の領域の第1及び第2の目的関数を形成し、前記第1及び第2の目的関数に基づいて前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像を非剛体映像整合するための整合部とを備える。

【0008】

また、本発明による超音波映像とCT映像との非剛体映像整合方法は、a)超音波信号を送受信して対象体の3次元超音波映像を形成する段階と、b)対象体の3次元CT映像を形成する段階と、c)前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像とのそれぞれで第1及び第2の領域に対応する明るさ値及びグラジエント情報に基づいて第1の領域と第2の領域の第1及び第2の目的関数を形成し、前記第1及び第2の目的関数に基づいて前記3次元超音波映像と前記3次元CT映像を非剛体映像整合する段階とを備える。

【発明の効果】

【0009】

本発明は、超音波映像とCT映像の各特性を考慮して血管の目的関数と横隔膜の目的関数を求め、費用関数を定義する。局部変形に関係なく、CT映像を超音波映像に整合させることができ、超音波映像を用いたカテーテル施術に有用に用いられる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施例によってCT映像を超音波映像に整合するシステムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施例による3次元超音波映像とCT映像の非剛体映像整合方法を示す順序図である。

【図3】本発明の実施例による超音波映像(A)、非剛体整合前のCT映像(B)及び超音波CT映像整合映像(C)をスライス別に示す例示図である。

【図4】本発明の実施例による非剛体整合方法の正確性を示す図面である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明は、肝臓の超音波映像とCT映像との整合のために血管と横隔膜との情報を用いる。より正確な整合のために本発明では、超音波映像とCT映像から得られた明るさ値とグラジエント情報の3次元接合ヒストグラム(3次元 joint histogram)に基づいた新たな目的関数(objective function)を用いる。本発明の実施例では、超音波映像と整合する医療映像としてCT映像を説明しているが、これに限定されず、他の実施例では磁気共鳴映像(MRI)、陽電子断層(PET)映像などが用いられる。

【0012】

以下、本発明の実施例を詳細に説明する。

10

20

30

40

50

## 【0013】

本発明では、非剛体映像整合のために肝臓の2つの特徴、即ち、血管と横隔膜の特徴を用いる。非剛体映像整合のための適切な変換を見出すために、2つの特徴の目的関数を用いて費用関数 (cost function) を定義し、最適化過程を通じて費用を最小化させる。

## 【0014】

図1は、本発明の実施例による超音波映像とCT映像の非剛体映像整合システムを示すブロック図である。図1を参照すると、整合システム100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て超音波映像を形成する超音波映像形成部110を備える。本発明の実施例で、超音波映像はBモードで得た3次元超音波映像を含むことができる。

10

## 【0015】

整合システム100は、CT映像を形成するCT映像形成部120をさらに備える。本発明の実施例で、CT映像は3次元CT映像を含むことができる。超音波映像とCT映像は互いに異なる呼吸で形成されることができる。

## 【0016】

整合システム100は、超音波映像及びCT映像に対して非剛体映像整合を行うための整合部130をさらに備えることができる。以下、整合部130の動作を図2を参照して詳細に説明する。

## 【0017】

図2は、本発明の実施例による整合部130で超音波映像とCT映像の非剛体映像整合を行う方法を示す順序図である。図2を参照すれば、超音波映像形成部110及びCT映像形成部120が同一の患者から任意の呼吸で肝臓の超音波映像及びCT映像を形成すれば、超音波映像及びCT映像に対してICP (Iterative Closest Point) 基盤アフィン整合 (affine registration) を行う(210)。

20

## 【0018】

本発明の実施例で、超音波映像及びCT映像で肝臓の局部的変形をモデリングするための変換式としてBスプライン (B-spline) FFD (free form deformation) を用いることができる。このFFD変換式は、均一の間隔を有する制御点の変位 (displacement of control points) によって定義される。変位は、変形変数で表現される。局所変形は肝臓の映像の全体に渡って均等 (smooth) なものと期待されるため、均等な変形 (smooth transformation) と推定する。従って、金属薄板 (thin-plate of metal) の2次元曲げエネルギーに対応する3次元拘束  $C_{smooth}$  を定義して用いる。

30

## 【0019】

血管と横隔膜の明るさ値関係は、超音波映像及びCT映像でそれぞれ異なる。超音波映像において、横隔膜は超音波信号の強い反射によって明るさ値が大きい値を示す。このような明るさ値特性は、CT映像において横隔膜が大きいグラジエントサイズ (gradient size) で表現されるものと関連させることができる。反面、血管領域では明暗が反転されても、超音波映像の明るさ値がCT映像の明るさ値と関連されることができる。横隔膜領域の第1の目的関数  $C_{diaphragm}$  は、超音波映像での明るさ値とCT映像でのグラジエントサイズによって求められるのに反して、血管領域の第2の目的関数  $C_{vessel}$  は、超音波映像及びCT映像の明るさ値を用いて求める。

40

## 【0020】

横隔膜及び血管領域で目的関数を求めるために、CT映像に複数のROI (region of interest) 領域を定義する(220)。即ち、領域-成長方法 (region-growing scheme) を用いて血管及び肝臓を分割し、分割された領域のエッジ (edge) 領域を拡張して各ROI領域を定義する。整合時のCT映像と

50

超音波映像とが互いに重なる部分に対してのみ整合に必要な計算が行われるので、CT映像と超音波映像中の一つの映像でのみROI領域が定義されれば十分である。本発明の実施例では、相対的に血管や肝臓の境界区分が確実なCT映像でROI領域を定義する。一方、ROI領域を定義するためのROIマスキングを血管領域と横隔膜領域に対してそれぞれ実施する。従って、ROIマスキングにより2領域、即ち、血管領域と横隔膜領域が分けられる。以後、ROI領域で横隔膜領域の目的関数  $C_{diaphragm}$  と血管領域の目的関数  $C_{vessel}$  を形成する(230)。正確な整合のために本発明の実施例では、超音波映像とCT映像の明るさ値、グラジエントサイズ及びエッジ方向角度 ( $edge\ orientation\ angle$ ) に基づいて目的関数を計算する。

【0021】

グラジエントサイズ及びエッジ方向角度は次の通り求める。まず、各ボクセル ( $voxel$ ) で構造マトリクス ( $structure\ matrix$ ) を計算する。構造マトリクスの固有値分析 ( $eigen-analysis$ ) を通じて固有ベクトル ( $eigen-vector$ ) と固有値 ( $eigen-value$ ) を抽出する。ここで最も大きい固有値を有する固有ベクトルを映像のエッジ方向に定義し、グラジエントサイズは固有値を用いて定義する。もし、2つの映像が完璧に整合されれば、対応するエッジ方向角度は同一のものである。このような関係を考慮して、2つのエッジ方向ベクトルの内積の自乗でエッジ方向の一致程度を定義することができる。

【0022】

2つの目的関数  $C_{vessel}$  と  $C_{diaphragm}$  は次の通り求める。

【0023】

血管領域では超音波映像とCT映像とが互いに明るさ値の相関関係が存在する。従って、超音波映像の明るさ値、CT映像の明るさ値、エッジ方向の一致程度を用いて統計的なエントロピーを測定して  $C_{vessel}$  として定義する。

【0024】

横隔膜領域では、超音波映像の明るさ値とCT映像のグラジエントサイズは互いに相関関係にある。従って、超音波映像の明るさ値、CT映像のグラジエントサイズ、エッジ方向の一致程度を用いて統計的なエントロピーを測定して  $C_{diaphragm}$  として定義する。

【0025】

続いて、2つの目的関数  $C_{diaphragm}$ 、 $C_{vessel}$  により、次の式1のような費用関数を形成する(240)。

【数1】

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \lambda \cdot C_{smooth} \quad \text{-----式1}$$

【0026】

式1において、 $\lambda$  は2つの映像の整列と変換の平坦 ( $smoothness$ )  $C_{smooth}$  間の交換条件 ( $trade-off$ ) を示す。グラジエント下降方法 ( $gradient\ descent\ scheme$ ) によって、次の式2のように費用関数のグラジエントを用いて変形変数  $\phi$  を更新する最適化過程を行う(250)。

【数2】

$$\phi_{k+1} = \phi_k + \mu \cdot \nabla C \quad \text{-----式2}$$

【0027】

式2において、 $\mu$  はステップサイズを示し、 $k$  は自然数としてグラジエント下降の反復状態を示す。具現のために差分で近似化することができる。小さい量の値  $\epsilon$  に対して式3のような条件を満たせば最適化過程を終了する。

10

20

30

40

【数 3】

$$|C_k - C_{k-1}| < \varepsilon \quad \text{-----式 3}$$

【0028】

最終的に、最適化された変数をCT映像に反映させて変形されたCT映像を形成することによって超音波映像に整合されたCT映像を生成する(260)。

【0029】

本発明による整合システム100は、超音波映像、CT映像、整合された超音波 - CT映像をディスプレイするディスプレイ部140を備えることができる。

10

【0030】

図3は、超音波映像(A)、非剛体映像整合前のCT映像(B)及び超音波CT整合映像(C)をスライス別に示す。

【0031】

図4は、本発明による非剛体整合方法の正確性を示す図面であって、超音波映像(A)と非剛体映像整合前のCT映像(B)にそれぞれ表示されたマーカ(M1、M2)が全てのスライス映像で血管領域だけでなく、横隔膜映像でも正確に一致することを示す。

【0032】

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。

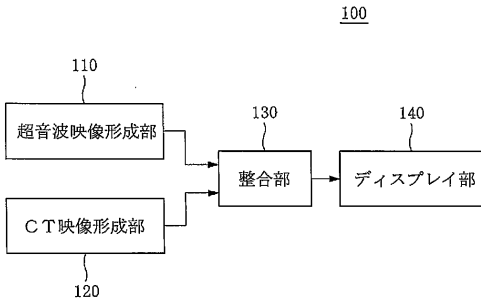
20

【符号の説明】

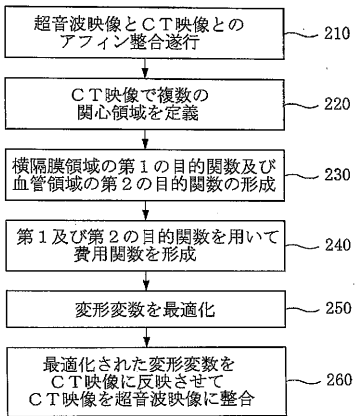
【0033】

- 110 超音波映像形成部
- 120 CT映像形成部
- 130 整合部
- 140 ディスプレイ部

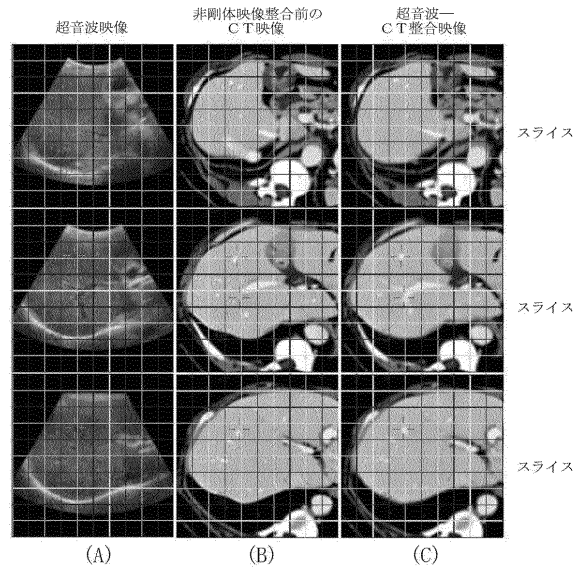
【 図 1 】



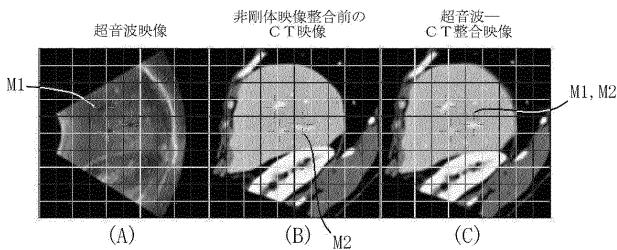
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



## 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 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 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 4 6 4 - 1 エキスポアパート  
4 0 4 - 5 0 6
- (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 3 2 0 - 7 2 0 2ホ
- (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 9 2 3 - 1 5 7
- Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA18 CA23 DA02 FD03 FD04 FD08 FF12 FF18  
FF22 FF28 FF37 FF42 FG05  
4C601 BB03 JC07 JC21 LL33

专利名称(译)	强度和梯度信息的超声图像与ct图像之间非刚性图像匹配的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009291617A</a>	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2009136230	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 イトクウン ナムウヒョン		
发明人	ヒョンドンギュ ナジョンボム イトクウン ナムウヒョン		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B5/04284 A61B6/032 A61B6/5247 A61B8/13 A61B8/4416 G06T7/187 G06T7/33 G06T2207/10081 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.360.M A61B6/03.360.H		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA18 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FD03 4C093/FD04 4C093/FD08 4C093/FF12 4C093/FF18 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG05 4C601/BB03 4C601/JC07 4C601/JC21 4C601/LL33		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020080053225 2008-06-05 KR		
其他公开文献	JP4983860B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为超声图像和CT图像之间的非刚性图像匹配提供系统和方法。ZOLUTION：用于非刚性图像匹配的系统包括：超声图像形成单元，被配置为发送/接收超声信号，并形成目标对象的三维超声图像；CT图像形成单元，被配置为形成目标对象的三维CT图像；匹配单元，被配置为基于与第一区域和第二区域对应的强度和梯度信息形成第一区域和第二区域的第一和第二目标函数，并执行三维超声图像和三维超声图像的非刚性图像匹配。基于第一和第二目标函数的三维CT图像。Z

100

