

(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2009-291614

(P2009-291614A)

(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)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 M	4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 20 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-134963 (P2009-134963) (22) 出願日 平成21年6月4日(2009.6.4) (31) 優先権主張番号 10-2008-0052652 (32) 優先日 平成20年6月4日(2008.6.4) (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, Nam-myun, Hongchun-gun, Kangwon-do 250-870, 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
---	---

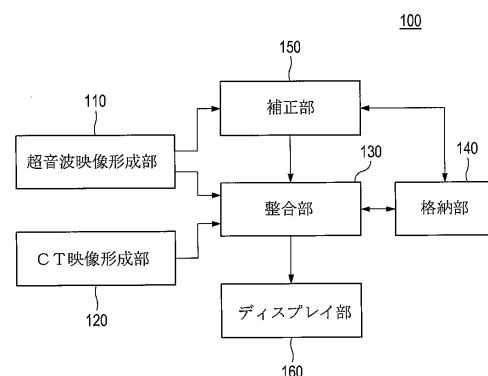
(54) 【発明の名称】 超音波映像とCT映像の整合システム及び方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波映像とCT映像の整合システム及び方法を提供する。

【解決手段】 第1の所定周期の間に対象体の複数の第1の超音波映像を順次形成し、前記第1の所定周期のいずれか一時点で前記対象体のCT映像を形成し、前記CT映像を前記第1の超音波映像それぞれと整合して超音波-CT整合映像を形成すると共に、前記超音波-CT整合映像を格納する。次いで第2の所定周期の間に前記対象体の複数の第2の超音波映像を順次形成し、前記第1の超音波映像と前記第2の超音波映像の類似度を判断し、前記複数の第1の超音波映像中、前記第2の超音波映像と最も大きな類似度を有する第1の超音波映像に対応する超音波-CT整合映像を格納した映像から検索し、前記検索された超音波-CT整合映像を前記第2の超音波映像と共にディスプレイするディスプレイ部をさらに備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

C T (c o m p u t e r i z e d t o m o g r a p h y) 映像を超音波映像に整合するための整合システムであって、

第 1 の所定周期の間に対象体の複数の第 1 の超音波映像を順次形成する超音波映像形成部と、

前記第 1 の所定周期の中いずれか一時点で前記対象体の C T 映像を形成する C T 映像形成部と、

前記 C T 映像を前記第 1 の超音波映像それぞれと整合して超音波－C T 整合映像を形成するための整合部と、

前記超音波－C T 整合映像を格納する格納部を備え、

前記超音波映像形成部は、第 2 の所定周期の間に前記対象体の複数の第 2 の超音波映像を順次形成し、

前記整合部は、前記第 1 の超音波映像と前記第 2 の超音波映像の類似度を判断し、前記複数の第 1 の超音波映像中、前記第 2 の超音波映像と最も大きな類似度を有する第 1 の超音波映像に対応する超音波－C T 整合映像を前記格納部から検索し、

前記検索された超音波－C T 整合映像を前記第 2 の超音波映像と共にディスプレイするディスプレイ部をさらに備えることを特徴とする整合システム。

【請求項 2】

前記第 1 及び第 2 の所定周期は、呼吸周期であり、前記第 1 の超音波映像は呼吸周期における一定間隔で形成された超音波映像であり、前記 C T 映像は最大吸い込み息の呼吸周期で形成された C T 映像であることを特徴とする請求項 1 に記載の整合システム。

【請求項 3】

前記整合部は、

前記第 1 の超音波映像それぞれと前記 C T 映像のアフィン整合を行い、アフィン変換関数を獲得し、前記第 1 の超音波映像それぞれと前記 C T 映像の局部整合を行い、前記局部変換関数を獲得し、前記第 1 の超音波映像それぞれの前記アフィン変換関数と前記局部変換関数を合せて変換関数を獲得し、前記第 1 の超音波映像それぞれと前記変換関数で前記 C T 映像を変換して前記超音波－C T 整合映像を形成することを特徴とする請求項 2 に記載の整合システム。

【請求項 4】

前記整合部は、前記アフィン整合を行ってアフィン変換関数を獲得し、前記第 1 の超音波映像それぞれと前記 C T 映像の共通の特徴点集合を抽出し、前記特徴点集合を用いて I C P (i n t e g r a t e d c l o s e t p o i n t) アルゴリズムで前記アフィン変換関数を獲得することを特徴とする請求項 3 に記載の整合システム。

【請求項 5】

前記整合部は、前記 C T 映像で横隔膜抽出及び血管分割を行い、前記横隔膜抽出及び血管分割の遂行結果を用いて前記 C T 映像に境界領域選択のためのマスクングを行い、前記マスクングされた C T 映像及び前記第 1 の超音波映像それぞれから明るさ値及びグラデーションベクトルを抽出し、前記マスクングされた映像と前記第 1 の超音波映像それぞれから得られたグラデーションベクトルと前記明るさ値から類似度を判断して前記局部整合を行い、前記局部変換関数を獲得することを特徴とする請求項 4 に記載の整合システム。

【請求項 6】

前記整合部は類似度順に前記第 1 の超音波映像から 2 個以上の第 1 の超音波映像を選択し、選択された第 1 の超音波映像それぞれに対応する超音波－C T 整合映像を検索し、前記検索された超音波－C T 整合映像を用いた補間を実施して補間された超音波－C T 整合映像を形成することを特徴とする請求項 1 に記載の整合システム。

【請求項 7】

前記超音波映像形成部は、超音波信号を送受信するためのプローブを備え、前記整合システムは前記プローブの動きに基づいて補正関数を獲得するための補正部をさらに備え、

10

20

30

40

50

前記補正部は前記補正関数を前記第 1 の超音波映像それぞれと前記超音波－C T 整合映像に適用して補正された第 1 の超音波映像と補正された超音波－C T 整合映像を得ることを特徴とする請求項 1 に記載の整合システム。

【請求項 8】

前記超音波映像形成部は、前記プローブが第 1 の位置にある時に前記第 1 の超音波映像を形成し、前記プローブが第 2 の位置にある時に前記第 2 の超音波映像を形成し、前記補正部は前記第 1 の超音波映像及び第 2 の超音波映像の間の差に基づいて前記補正関数を獲得することを特徴とする請求項 7 に記載の整合システム。

【請求項 9】

前記超音波映像形成部は、前記第 2 の所定周期の間にリアルタイムで複数の第 3 の超音波映像を形成し、前記整合部は前記第 1 の超音波映像と前記第 3 の超音波映像の類似度を判断し、類似度順に第 1 の超音波映像から 2 個以上の第 1 の超音波映像を選択し、前記選択された第 1 の超音波映像に対応する超音波－C T 映像を検索し、前記検索された超音波－C T 映像を補間して補間された超音波－C T 整合映像を形成することを特徴とする請求項 8 に記載の整合システム。

【請求項 10】

前記ディスプレイ部は、前記検索された超音波－C T 整合映像と前記第 3 の超音波映像を共にディスプレイすることを特徴とする請求項 9 に記載の整合システム。

【請求項 11】

C T 映像を超音波映像に整合するための整合方法であって、
a) 第 1 の所定周期の間に対象体の複数の第 1 の超音波映像を順次形成する段階と、
b) 前記第 1 の所定周期中いずれか一時点で前記対象体の C T 映像を形成する段階と、
c) 前記 C T 映像を前記第 1 の超音波映像と整合して超音波－C T 整合映像を形成する段階と、
d) 前記超音波－C T 整合映像を格納する段階と、
e) 第 2 の所定周期の間に前記対象体の複数の第 2 の超音波映像を順次形成する段階と、
f) 前記第 1 の超音波映像と前記第 2 の超音波映像の類似度を判断し、前記複数の第 1 の超音波映像の中で、前記第 2 の超音波映像と最も大きな類似度を有する第 1 の超音波映像に対応する超音波－C T 整合映像を前記格納部から検索する段階と、
g) 前記検索された超音波－C T 整合映像を前記第 2 の超音波映像と共にディスプレイする段階を備えることを特徴とする整合方法。

【請求項 12】

前記第 1 及び第 2 の所定周期は、呼吸周期であり、前記第 1 の超音波映像は呼吸周期における一定間隔で形成された超音波映像であり、前記 C T 映像は最大吸い込み息の呼吸周期で形成された C T 映像であることを特徴とする請求項 11 に記載の整合方法。

【請求項 13】

前記段階 c) は、
c 1) 前記第 1 の超音波映像それぞれと前記 C T 映像のアフィン整合を行ってアフィン変換関数を獲得する段階と、
c 2) 前記第 1 の超音波映像それぞれと前記 C T 映像の局部整合を行って前記局部変換関数を獲得する段階と、
c 3) 前記第 1 の超音波映像それぞれの前記アフィン変換関数と前記局部変換関数を合せて変換関数を獲得する段階と、
c 4) 前記第 1 の超音波映像それぞれと前記変換関数で前記 C T 映像を変換し、前記超音波－C T 整合映像を形成する段階を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の整合方法。

【請求項 14】

前記段階 c 1) は、
前記アフィン整合を行ってアフィン変換関数を獲得する段階と、

前記第 1 の超音波映像それぞれと前記 C T 映像の共通の特徴点集合を抽出する段階と、
前記特徴点集合を用いて I C P アルゴリズムで前記アフィン変換関数を獲得する段階と
を備えることを特徴とする請求項 1 3 に記載の整合方法。

【請求項 1 5】

前記段階 c 2) は、
前記 C T 映像で横隔膜抽出及び血管分割を行う段階と、
前記横隔膜抽出及び血管分割の遂行結果を用いて前記 C T 映像に境界領域選択のための
マスキングを行う段階と、
前記マスキングされた C T 映像及び前記第 1 の超音波映像それぞれから明るさ値及びグ
ラデーションベクトルを抽出する段階と、
前記マスキングされた映像と前記第 1 の超音波映像から得られたグラデーションベクト
ルと前記明るさ値から類似度を判断して前記局部整合を行って前記局部変換関数を獲得す
る段階を備えることを特徴とする請求項 1 4 に記載の整合方法。

10

【請求項 1 6】

類似度順に前記第 1 の超音波映像から 2 個以上の第 1 の超音波映像を選択する段階と、
選択された第 1 の超音波映像それぞれに対応する超音波－C T 整合映像を検索する段階
と、
前記検索された超音波－C T 整合映像を用いた補間を実施して補間された超音波－C T
整合映像を形成する段階をさらに備えることを特徴とする請求項 1 1 に記載の整合方法。

20

【請求項 1 7】

プローブの動きに基づいて補正関数を獲得する段階と、
前記補正関数を前記第 1 の超音波映像それぞれと前記超音波－C T 整合映像に適用して
補正された第 1 の超音波映像と補正された超音波－C T 整合映像を得る段階をさらに備え
ることを特徴とする請求項 1 1 に記載の整合方法。

【請求項 1 8】

前記プローブが第 1 の位置にある時に前記第 1 の超音波映像を形成し、前記プローブが
第 2 の位置にある時に前記第 2 の超音波映像を形成し、前記補正部は前記第 1 の超音波映
像及び第 2 の超音波映像の間の差に基づいて前記補正関数を獲得することを特徴とする請
求項 1 7 に記載の整合方法。

30

【請求項 1 9】

前記第 2 の所定周期の間にリアルタイムで複数の第 3 の超音波映像を形成する段階と、
前記第 1 の超音波映像と前記第 3 の超音波映像の類似度を判断する段階と、
類似度順に第 1 の超音波映像から 2 個以上の第 1 の超音波映像を選択する段階と、
前記選択された第 1 の超音波映像に対応する超音波－C T 映像を検索する段階と、
前記検索された超音波－C T 映像を補間し、補間された超音波－C T 整合映像を形成す
る段階をさらに備えることを特徴とする請求項 1 8 に記載の整合方法。

【請求項 2 0】

前記検索された超音波－C T 整合映像と前記第 3 の超音波映像を共にディスプレイする
段階をさらに備えることを特徴とする請求項 1 9 に記載の整合方法。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は超音波診断分野に関し、特に超音波映像と C T 映像の整合システム及び方法に
関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療技術が発達するに連れて直接切開せず、人体の最小部位にのみ穴をあけた後、映像
を見ながら病変のある部位にアブレータ (A b l a t o r)、バイオプシ (B i o p s y)
) などの医療用針を挿入して治療や検査をする技術が用いられている。このような方法は
医学映像装備で人体内部を観察しながら施術を行うため、「映像を用いる施術法」または

50

「カテーテル施術」という。即ち、カテーテル施術は、放射線科で用いる映像装備のCT (computerized tomography) などから得た映像を施術中に見ながら皮膚を通じて医療用針を検査を望む部位または治療を望む病変に直接到達させて診断や治療をする施術である。このカテーテル施術法は、一般に切開が必要な外科治療と比較すると、全身麻酔が必要なく、患者の身体的負担が少なく、痛みや苦痛も少なく、入院期間も短縮され、日常への復帰が早くなり、医療費用と効果面でも多くの利得がある。

【0003】

しかし、CTはリアルタイムで映像を得るのが難しく、特にCTを用いてカテーテル施術をする場合、施術者と患者がともに長時間放射線に露出される危険がある。これに比べて、超音波診断システムの場合、リアルタイムで映像を得ることができ、人体にほぼ無害である。しかし、超音波診断装置のみ用いる場合、患者の全ての病変の映像を得るのが難しく、各病変に対しても全体でなく該当病変の一部分のみの映像を得ることができただけでなく、病変とその周囲の映像を共に得ることができず、病変に至る経路を効果的に探し難く、映像の信号対雑音比が低いために施術計画を樹立するには適しない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【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】

【0005】

CT (computerized tomography) 映像を超音波映像に整合するための整合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】

前記の課題を解決するために、CT映像を超音波映像に整合するための整合システムは、第1の所定周期の間に対象体の複数の第1の超音波映像を順次形成する超音波映像形成部と、前記第1の所定周期の中いずれか一時点で前記対象体のCT映像を形成するCT映像形成部と、前記CT映像を前記第1の超音波映像それぞれと整合して超音波-CT整合映像を形成するための整合部と、前記超音波-CT整合映像を格納する格納部を備え、前記超音波映像形成部は、第2の所定周期の間に前記対象体の複数の第2の超音波映像を順次形成し、前記整合部は、前記第1の超音波映像と前記第2の超音波映像の類似度を判断し、前記複数の第1の超音波映像中、前記第2の超音波映像と最も大きな類似度を有する第1の超音波映像に対応する超音波-CT整合映像を前記格納部から検索し、前記検索された超音波-CT整合映像を前記第2の超音波映像と共にディスプレイするディスプレイ部をさらに備える。

【0007】

本発明によるCT映像を超音波映像に整合するための整合方法は、a) 第1の所定周期の間に対象体の複数の第1の超音波映像を順次形成する段階と、b) 前記第1の所定周期中いずれか一時点で前記対象体のCT映像を形成する段階と、c) 前記CT映像を前記第1の超音波映像と整合して超音波-CT整合映像を形成する段階と、d) 前記超音波-CT整合映像を格納する段階と、e) 第2の所定周期の間に前記対象体の複数の第2の超音波映像を順次形成する段階と、f) 前記第1の超音波映像と前記第2の超音波映像の類似度を判断し、前記複数の第1の超音波映像の中で、前記第2の超音波映像と最も大きな類似度を有する第1の超音波映像に対応する超音波-CT整合映像を前記格納部から検索する段階と、g) 前記検索された超音波-CT整合映像を前記第2の超音波映像と共にディスプレイする段階を備える。

【発明の効果】

【0008】

本発明は、施術過程で同一の呼吸周期に対応する3D超音波映像とCT映像の整合映像

10

20

30

40

50

を提供することができる。

【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】施術前の超音波プローブの位置を示す概略図である。

【図3】整合関数形成過程を示す順序図である。

【図4】整合過程を概略的に示す例示図である。

【図5】局部変換関数の獲得過程を示す順序図である。

【図6】施術の前過程と施術過程の超音波プローブの位置関係を示す概略図である。

10

【図7】リアルタイム超音波映像とそれに対応する超音波－CT整合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】

本発明の実施例による超音波映像とCT映像の整合システム及び方法は、施術の前過程（preoperative stage）と施術過程（intraoperative stage）に分けて進行される。施術の前過程で対象体、例えば患部上の第1の位置にプローブを固定した状態で吐き出し息から吸い込み息までの呼吸周期における一定間隔で超音波映像と最大吸い込み息におけるCT映像を形成し、最大吸い込み息のCT映像を各超音波映像に整合して超音波－CT整合映像を形成する。それぞれの超音波映像に対応させて超音波－CT整合映像を格納する。施術過程ではプローブを第1の位置周辺の第2の位置に移動させ、第1の位置と第2の位置との差による補正のために剛体動き（rigid motion）補正関数を形成する。施術の前過程で一定間隔で得た超音波映像とそれにそれぞれ整合されたCT映像に補正関数を加えてプローブ位置が補正された超音波映像と超音波－CT整合映像を形成する。施術過程でリアルタイムに超音波映像（以下、リアルタイム超音波映像という）を形成し、プローブ位置が補正された超音波映像の中でリアルタイム超音波映像と最も類似の超音波映像を選択する。選択された超音波映像に対応する超音波－CT整合映像を検索し、リアルタイム超音波映像と検索された超音波－CT整合映像を共にディスプレイする。

20

【0011】

30

以下、添付した図面を参照して本発明の実施例による超音波映像とCT映像の整合システム及び方法を説明する。本発明の実施例によれば、超音波映像は3D（dimensional）超音波映像を備える。

【0012】

図1は、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1を参照すれば、本発明による整合システム100は、超音波映像形成部110及びCT映像形成部120を備える。超音波映像形成部110は超音波信号を送受信するためのプローブ（図示せず）を備えることができる。

【0013】

40

本発明の実施例で、超音波映像形成部110は吐き出し息から吸い込み息までの呼吸周期における一定間隔で超音波映像を順次形成することができる。CT映像形成部120は最大吐き出し息におけるCT映像 I_{CT} を形成することができる。

【0014】

本発明による整合システム100は、CT映像を各超音波映像に整合して超音波－CT整合映像を形成するための整合部130を備えることができる。超音波－CT整合映像は格納部140に格納できる。

【0015】

本発明による整合システム100は、プローブの動きを補正するための剛体補正関数を獲得するための補正部150をさらに備える。剛体補正関数は、超音波－CT整合映像に適用できる。

50

【0016】

施術の前過程で、超音波映像形成部110は吸い込み息から吐き出し息までの呼吸周期における一定間隔で超音波映像 $I_{US}(t_i)$ ($1 \leq i \leq N$) を形成することができる。それぞれの超音波映像 $I_{US}(t_i)$ は、Bモード (Brightness-mode) 超音波映像であってもよい。施術の前過程における一定間隔で形成した超音波映像 $I_{US}(t_i)$ は図2に示される通り患者 (P) の対象体上にプローブ (PB) が固定された状態で吸い込み息から吐き出し息まで、即ち、1/2呼吸周期の間に獲得された映像である。望ましくは、本発明は肝臓 (liver) のように呼吸によって動きの変化が示される対象体に適用することができる。人の平均的な1/2呼吸周期 (約2s) 間の肝臓の動きは約30mmであり、観測許容誤差が2mmであるとき、必要なボリュームレート (volume rate) は $1 / \{2\text{mm} * (2\text{s} / 30\text{mm})\} \approx 8 \text{ Vol/s}$ である。従って、1/2呼吸周期の間に得られるボリューム数、即ち呼吸周期で得られる超音波映像 $I_{US}(t_i)$ の数は16が望ましい。

【0017】

図3及び図4を参照して本発明の実施例による整合部130の動作について詳細に説明する。図3及び4を参照すれば、前述したように超音波映像形成部110が一定間隔でN個の超音波映像 $I_{US}(t_i)$ を形成して、CT映像形成部120がCT映像 I_{CT} を形成すれば (段階310~330)、N個の超音波映像 $I_{US}(t_i)$ とCT映像の初期変換を初期化する (段階340)。段階340で以前 (t_{i-1}) の超音波-C T映像の整合結果 $T(t_{i-1})$ を現在の超音波映像 ($I_{US}(t_i)$) を整合するための初期変換 (transform) $T_{initial}(t_i)$ として用いる。即ち、現在の初期条件を以前の呼吸状態の整合結果として用いる。互いに隣接した呼吸状態の変換は互いに類似するため、以前の超音波映像 ($I_{US}(t_{i-1})$) とCT映像 (I_{CT}) との整合結果を現在の超音波映像 ($I_{US}(t_i)$) の初期変換として用いれば最終変換を求めるにおいて精度と速度の側面でいずれも有利である。続いて、一定間隔でアフィン整合 (Affine registration) (段階350) を実施する。アフィン整合のために超音波映像とCT映像で共通の特徴点集合を抽出し、特徴点集合を用いてICP (iterated closet point) アルゴリズムでアフィン変換関数 T_{affine} を獲得する。再び図3を参照すれば、アフィン整合 (段階350) を遂行した後、アフィン変換で予測できない局部動作 (local motion) を予測するために局部整合 (local registration) (段階360) を実施する。呼吸周期における一定間隔で形成された超音波映像に対するCT映像の局部整合は、図5に示した通り、CT映像で横隔膜抽出及び血管分割を行い (段階401及び402)、抽出及び分割によって得られた情報に基づいて境界領域選択のためのマスクング (masking) を行う (段階403)。マスクングされたCT映像及び超音波映像でそれぞれグラデーションベクトル (gradient vector) を抽出する (段階404及び段階405)。各映像から得られたグラデーションベクトルと明るさ値から類似度を判断して局部整合を行い (段階406)、局部変換関数 T_{local} を獲得する。局部変換 T_{local} はBスプライン (B-spline) FFD (Free-form deformation) を用いて定義する。金属薄板の曲げエネルギー (bending energy of thin-plate of metal) を用いた平坦拘束 (smoothness constraint) を適用して局部変換が平坦になるようにすることができる。

【0018】

再び図3を参照すれば、局部整合 (段階360) を実施した後、アフィン変換関数 (T_{affine}) と局部変換関数 (T_{local}) を合せて変換関数 $T(t_i)$ を獲得する (段階370)。この変換関数 $T(t_i)$ でCT映像を変換 (transform) し、N個の超音波映像のそれぞれに整合されたCT映像 (超音波-C T整合映像) を得、N個の超音波映像に対応させて超音波-C T整合映像を格納する。施術の前過程で形成した全ての超音波映像に対して前述した段階320~370を繰り返す。

【0019】

施術過程で図6に示した通り、施術の前過程で第1の位置(A)に固定されたプローブが第1の位置(A)周辺の第2の位置(B)に移動する場合、第1の位置(A)と第2の位置(B)の差による補正のために、補正部150は剛体動き補正関数 T_{rigid} を形成する。本発明の実施例によれば、施術過程で最大吸い込み息の状態の基準超音波映像を獲得し、補正部150は施術の前過程で得たそれぞれの超音波映像と基準超音波映像の類似度を判断し、施術の前過程で得た超音波映像の中で類似度の大きさ順によって第1の候補映像と第2の候補映像を選択する。基準超音波映像、第1及び第2の候補映像を用いて類似度が最大になる剛体変換変数($rigid\ transformation\ parameter$)を選定して補正関数 T_{rigid} を形成することができる。

10

【0020】

補正部150は、施術の前過程で得たそれぞれの超音波映像と超音波-C T整合映像に補正関数 T_{rigid} を加えてプローブ位置の補正を行う。

【0021】

施術過程でリアルタイム超音波映像 $I_{US-REAL}(t)$ を獲得し、プローブ位置補正された超音波映像の中で各リアルタイム超音波映像と最も類似の超音波映像を選択する。選択された超音波映像に対応する超音波-C T整合映像を検索する。図7に示した通り、リアルタイム超音波映像と検索された超音波-C T整合映像を共にディスプレイ部160にディスプレイする。この時、リアルタイム超音波映像と超音波-C T整合映像を重畳($superimpose$)または合成($fusion$)してディスプレイすることができる。

20

【0022】

前述した本発明の実施例で施術の前過程と施術過程でプローブの位置が変更されるのを考慮し、施術の前過程で得られた超音波映像と超音波-C T整合映像に剛体動き補正関数を加えたが、施術の前過程と施術過程でプローブの位置が同一であれば剛体動き補正関数の適用段階は省略できる。

【0023】

本発明の他の実施例では、前述した一定間隔で得た超音波映像の中で類似度の大きさ順によって複数の超音波映像を選択し、選択された超音波映像に対応して格納された超音波-C T整合映像を検索し、検索された複数の超音波-C T整合映像を用いた補間を実施して補間された超音波-C T整合映像を形成する。選択された超音波映像、補間された超音波-C T整合映像は施術段階で得られたリアルタイム超音波映像と共にディスプレイできる。

30

【0024】

本明細書では、本発明が一部実施例と関連して説明されたが、本発明の属する技術分野の当業者が理解できる本発明の精神及び範囲を逸脱しない範囲で多様な変形及び変更がなされるといふ点は当然分かるであろう。また、そのような変形及び変更は、本明細書に添付された特許請求の範囲内に属するものと思料しなければならない。

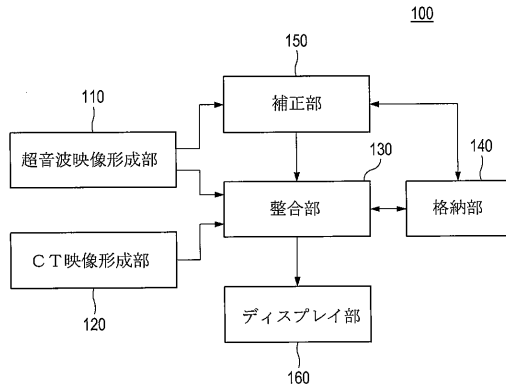
【符号の説明】

【0025】

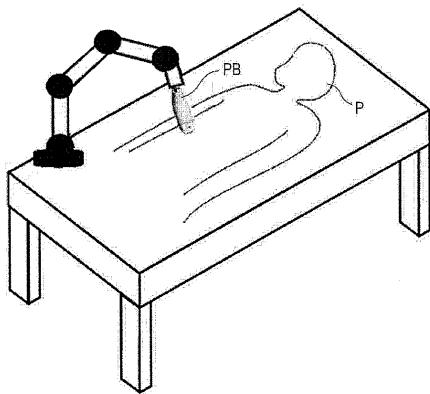
- 110 超音波映像形成部
- 120 C T映像形成部
- 130 整合部
- 140 格納部
- 150 補正部
- 160 ディスプレイ部

40

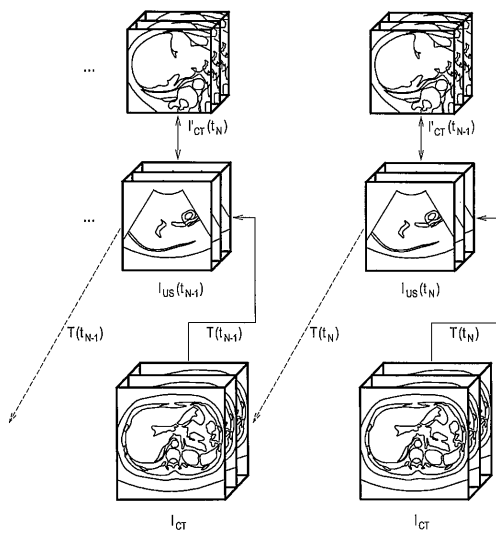
【図 1】



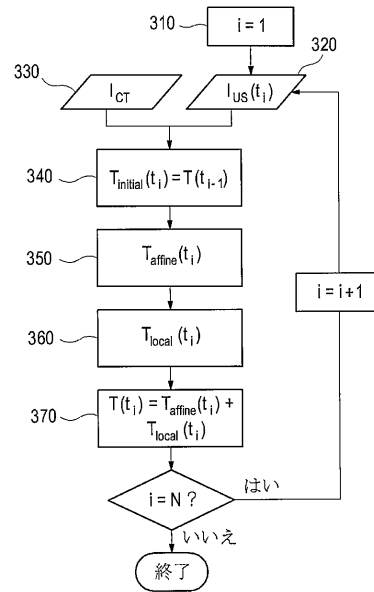
【図 2】



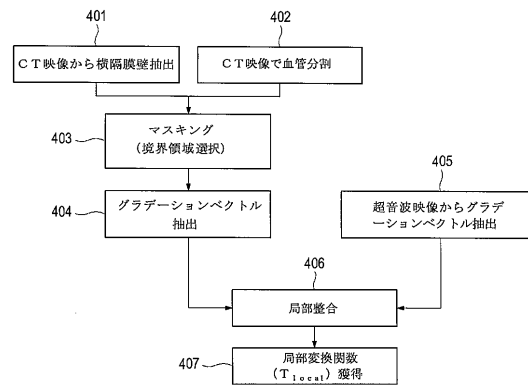
【図 4】



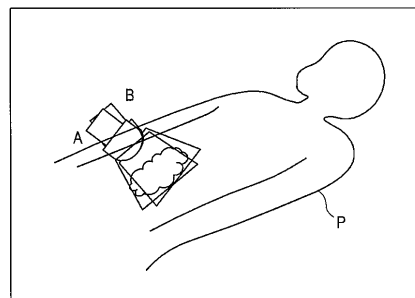
【図 3】



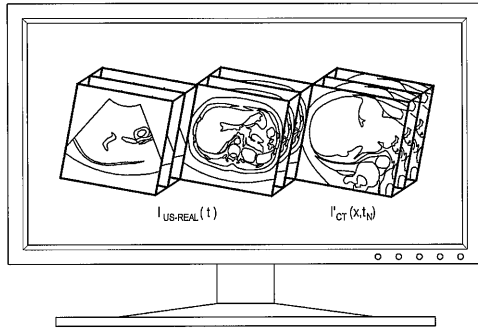
【図 5】



【図 6】



【図 7】



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 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
- (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 クポ 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 コッパンジョンドン 533-4 402ホ
- Fターム(参考) 4C093 AA22 CA18 CA23 EA02 FF28 FF32 FF37 FF46 FG05
4C601 BB03 EE09 JC06 JC21 JC32 KK12 KK24 KK25 LL33

专利名称(译)	超声图像和ct图像匹配的系统和方法		
公开(公告)号	JP2009291614A	公开(公告)日	2009-12-17
申请号	JP2009134963	申请日	2009-06-04
[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	ヒョンドングユ ナジョンボム イトクウン ナムウヒョン カンドンク		
发明人	ヒョンドングユ ナジョンボム イトクウン ナムウヒョン カンドンク		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B6/032 A61B6/5247 A61B6/541 A61B8/00 A61B8/5238 G06T7/33 G06T7/38 G06T2207/10081 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/03.360.M A61B8/14		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA18 4C093/CA23 4C093/EA02 4C093/FF28 4C093/FF32 4C093/FF37 4C093/FF46 4C093/FG05 4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/JC06 4C601/JC21 4C601/JC32 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL33		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020080052652 2008-06-04 KR		
其他公开文献	JP5067398B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于匹配超声图像和CT图像的系统和方法。 解决方案：在第一预定周期内依次形成多个目标对象的第一超声图像，并在第一预定周期内的任意一个时间点形成目标对象的CT图像。 然后，将CT图像与每个第一超声图像对准以形成超声CT对准图像，并且存储超声CT对准图像。 接下来，在第二预定时间段内顺序形成目标对象的多个第二超声图像，确定第一超声图像和第二超声图像之间的相似度，在第一超声图像中，从存储的图像中搜索与第二超声图像具有最高相似度的第一超声图像对应的超声-CT匹配图像，并执行搜索。 该设备可以进一步包括显示单元，其与第二超声图像一起显示超声-CT匹配图像。 [选型图]图1

