

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-533353

(P2007-533353A)

(43) 公表日 平成19年11月22日(2007.11.22)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 6/03 (2006.01)	A61B 6/03 360G	4C093
G06T 1/00 (2006.01)	G06T 1/00 290B	4C096
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 D	4C117
A61B 5/055 (2006.01)	A61B 5/05 380	5B057
G01R 33/54 (2006.01)	G01N 24/02 530Y	

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-526291 (P2006-526291)
 (86) (22) 出願日 平成16年9月10日 (2004.9.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年3月10日 (2006.3.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/029482
 (87) 国際公開番号 W02005/027044
 (87) 国際公開日 平成17年3月24日 (2005.3.24)
 (31) 優先権主張番号 60/501,629
 (32) 優先日 平成15年9月10日 (2003.9.10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/937,613
 (32) 優先日 平成16年9月9日 (2004.9.9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

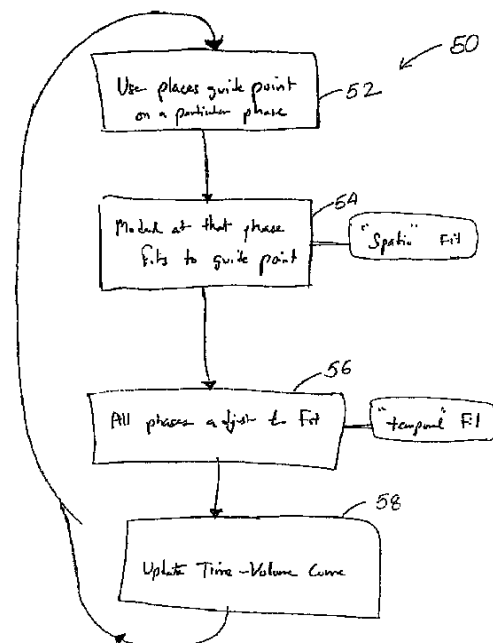
(71) 出願人 593063105
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガイドポイントを使用する空間-時間モデリングシステム及び方法

(57) 【要約】

対象の空間-時間(4D)モデリング用の方法及びシステムは、3Dモデルを形成するための時間点と同一時間点で4Dモデルをサンプリングすることを有している。それから、この3Dモデルは、ユーザが供給したガイドポイント、画像フォース(例えば、画像エッジ)及び先行の形状モデルに基づいて適合される。3Dモデルの適合が完了すると、全4D形状モデルが更新される。心臓画像は、空間-時間的にモデリングされて、左心室(LV)の状態を決定することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象の空間 - 時間モデリング用のシステムにおいて、
システムは、
入力として、第 1 の期間での少なくとも 1 つのガイドポイント位置で、前記対象の 4 D 画像モデルに相応する複数の期間の 1 つである第 1 の期間を受信するためのガイドポイント入力モジュールと、
前記ガイドポイントに相応する第 1 の期間で、4 D モデルの 3 D インスタンスを適合するための空間適合モジュールと、
前記 4 D モデルを期間の全てに適合するための時間適合モジュールを有することを特徴とするシステム。 10

【請求項 2】

更に、ユーザからのガイドポイント位置入力を受信するためのユーザ入力装置を有する請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

更に、時間適合モジュールが第 1 の期間の空間適合を全ての期間に伝送する前に、ガイドポイント位置を変えるためのユーザ入力装置からの少なくとも 1 つのユーザインタラプトを受信するためのコントローラを有する請求項 2 記載のシステム。

【請求項 4】

時間に相関するボリュームのグラフを表示するための出力装置を有する請求項 3 記載のシステム。 20

【請求項 5】

画像モデル内での変化に連れて、リアルタイムにグラフを更新する請求項 4 記載のシステム。

【請求項 6】

収束過程の状態について、ユーザは通知され、所定の収束状態で、幾つかのガイドポイントが増大する場合、グラフは、ほぼ同じ状態を維持する請求項 4 記載のシステム。

【請求項 7】

対象の空間時間モデリング用の方法ステップを実行するための機器によって実行可能な命令のプログラムをタンジブリに実施する、前記機器によって読み出し可能なプログラム記憶装置において、方法ステップは、
ユーザからの入力として、ガイドポイント位置を受信し、
前記ガイドポイントに相応する期間で、4 D モデルの 3 D インスタンスを適合するための空間適合モジュールと、
前記 4 D モデルを期間の全てに適合するための時間適合モジュールと
を有することを特徴とする方法。 30

【請求項 8】

更に、ユーザ入力装置によって、ユーザからのガイド位置入力を受信することを有している請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

更に、時間適合ステップが、第 1 の位相の空間適合を全ての期間に伝送する前に、ガイドポイント位置を変えるために、ユーザ入力装置から少なくとも 1 つのユーザインタラプトを受信することを有している請求項 8 記載の方法。 40

【請求項 10】

更に、ボリュームを時間に相関して出力装置上に表示することを含む請求項 8 記載の方法。

【請求項 11】

画像モデル内での空間及び時間変化に連れてリアルタイムにグラフを更新する請求項 8 記載のシステム。

【請求項 12】

ユーザに、収束過程の状態について通知し、幾つかのガイドポイントが増大する場合、所定の収束状態で、グラフをほぼ同じままに維持する請求項 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

対象の 4 次元空間時間モデリング方法において、
複数の時間期間に亘って画像を獲得し、
対象の 4 D モデルを形成し、
前記複数の時間期間から選択された第 1 の期間に前記 4 D モデルを適合するために、ユーザからの入力として、少なくとも 1 つのガイドポイントを受信し、
前記ガイドポイントに相応する前記第 1 の期間で、4 D モデルの 3 D インスタンスを適合し、
変化に基づいて、前記期間全てで、前記 4 D モデルを 1 期間内のモデルに適合することを有していることを特徴とする方法。

10

【請求項 1 4】

画像を心臓画像にする請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 5】

4 D モデルを適合するステップは、球面調和関数を使って、第 1 の期間を全ての期間に適合した画像モデルを挿入することを有している請求項 1 4 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、空間 - 時間パラメータを用いた電子画像形成及び特に医療用画像形成に関する。

【0002】

関連技術の説明

医療用画像形成の領域は、最近著しく進歩している。CT (コンピュータトモグラフィ) スキャン、MRI (医療用共鳴画像形成) のような装置があるが、しかし、そのような進歩の幾つかの例に過ぎない。新規装置を開発することは重要な目標であるが、そのような装置によって捕捉されるデータを効率的に分析する必要性も、同様に重要な目標であると思われる。

【0003】

30

医療用画像形成の典型的なアプリケーションは、心臓血管画像形成の分野であるが、適切な医療用画像形成技術がないと、心臓血管の診断及び手術での問題は、著しく危険なものになってしまう。心臓用の医療用画像形成は、特に、左心室 (LV) に焦点化される。左心室 (LV) の機能は、心臓外科医にとって基本的に重要である。つまり、左心室は、人体の四肢端部に血液をポンピングするのに大きな役割を持っているからである。

【0004】

医療用画像形成は、膨大な量の画像を形成することがあり、従って、そのような画像を分析するのは重要な仕事である。例えば、左心室 (LV) の状態を決定するための典型的な MRI 走査の際には、数百枚の画像を含む膨大な量のデータセットとなることがある。左心室 (LV) 機能の時間特性は、収縮期及び弛緩期機能不全の診断、予後及び評価のための臨床診療で広く使われている。

40

【0005】

左心室 (LV) をセグメントに形成することは、左心室 (LV) の輪郭を見つけることである。輪郭が見つかり、医師は、例えば、左心室 (LV) が、どの程度の血液量をポンピングすることができるのか測定することができ、左心室 (LV) の健康状態を検知することができる。輪郭を検知するのに、オートマチックコンピュータビジョンメソッドがあるが、エラーを生じ易い。そのようなオートマチックセグメンテーションエラーを補正するのは、時間が掛かるタスクであり、画像の枚数が (従って、エラーが) 増大するに連れて、実用的でなくなる。従って、ユーザインタラクションがリアルタイム、効率的、直観的且つ最少であるようなテンポラリコヒーレントアナリシスメソッドが必要である。

50

【0006】

通常、心臓画像の3Dモデリングの際、心臓周期に亘って心臓画像を獲得し、画像内の心臓の輪郭上に3Dモデルを適合させるようにされる。この処理には、輪郭を描写して、心臓周期に亘って各個別期間を適合させることが含まれている。これは、著しく労力を要する作業である。輪郭を描写するための半自動技術は、この作業を幾分加速するが、それによって形成されたセグメンテーションは、妥当性を検査して補正する必要がある、この作業にも著しく時間が掛かる。従って、人間によるモデリング入力を最少にして、比較的エラーがないようにする必要がある。

【0007】

要約

モデリング用の空間 - 時間方法及びシステムが開示されている。ドメインは、4D画像データ、つまり、離散時点（期間）での3D画像ボリュームである。従って、本発明のモデルは、4D（3D + 時間）であり、特定の時間インスタンスでの3D空間モデルとしてサンプリングされる。ユーザは、サンプリングされた3Dモデルとインタラクト（やりとり）する。つまり、直接、高い次元で作業する人々にとっては、サンプリングされた3Dモデルとインタラクトするのは難しいからである。3Dモデル適合は、特定期間の画像、乃至、画像エッジ情報上にユーザが配置したガイドポイントによって作用される。3Dモデルの特性は、全体として周囲期間で4Dモデルに作用するように伝送される。

【0008】

心臓の動きは周期的であるので、球面調和関数が、4Dモデルを記述するのに使われる。更に、特に、形状を記述するパラメータは、調和関数を使って表現されて、心臓周期の開始時でのモデルの3Dインスタンスは、心臓周期の終了時でのモデルに等しい。

【0009】

時間の連続関数としてパラメータを表現することによって、モデルは4Dである。そして、ガイドポイント及び所定時点（期間）での画像フォースを適合することによって、4D形状全体が作用される。効率のために、ユーザは、作用が他の期間に伝送される前に、3Dモデルを所定期間に適合させるのを終了する。

【0010】

ガイドポイントがない期間内では、4Dモデルに基づく先行の形状がある。ユーザが、その期間で、ガイドポイントを配置するように選択する必要がある場合、この先行の形状は、適合に作用するのに役立つことができる。

【0011】

従って、個別モデルを各期間に適合させる必要はない。寧ろ、幾つかの期間内でガイドポイントを配置すると、全心臓周期に対して適合させることができる。典型的なアプリケーションは、心臓画像形成であり、心臓の4Dモデルが、心臓周期をカバーする期間に亘って適合される。

【0012】

図面の簡単な説明

本発明の有利な実施例について、図を用いて説明する。その際：

図1は、心臓の左心室を示す図、

図2は、時間 - パラメータ曲線を示す図、

図3Aは、心臓の具体的なモデルを示す図、

図3Bは、心臓モデルの別の視点から見た図、

図3Cは、モデルの3Dインスタンスを操作するための具体的なガイドポイントを示す図、

図3Dは、モデル内の外形を上から見た図、

図3Eは、ボリューム（Y軸） - 時間 / 期間（X軸）グラフを示す図、

図3Fは、具体的な心臓の画像モデルの3次元ビューを示す図、

図4Aは、ガイドポイントが時間tに位置する前のパラメータを示す図、

図4Bは、時間tでのモデルの空間適合を示す図、

10

20

30

40

50

図 4 C は、4 D モデルの時間適合を示す図、

図 5 は、本発明の実施例での空間 - 時間過程を示す流れ図、

図 6 は、本発明の実施例での空間 - 時間モデリングを実施するために使われるシステムの具体的なブロック図、

図 7 は、本発明を実施するのに使われる具体的なコンピュータシステムのブロック図である。

【 0 0 1 3 】

有利な実施例の詳細な説明

本発明の有利な実施例について、図を用いて説明する。

【 0 0 1 4 】

少なくとも 1 つの、本発明の実施例を示す人体の具体例を使って、以下説明する。使われている具体例は、人体の心臓の例である。当業者には、心臓は、実例として使われているにすぎず、何らかの別の部分、組織、器官も、心臓の代わりにモデリングすることができることは明らかである。

【 0 0 1 5 】

図 1 は、心臓の左心室 (L V) の具体例を示す。具体的な心臓器官の左心室 1 0 が略示されている。左心室 1 0 の外壁 1 2 (心外膜) が、内壁 1 4 (心内膜) を囲むように示されている。本発明の少なくとも 1 つの実施例では、左心室 1 0 の走査された電子画像が、電子形式でモデリングされる。モデルについて、以下説明する。

【 0 0 1 6 】

モデルの 3 D インスタンスは、内壁及び外壁を示す 2 つの双 3 次スプラインパッチの 2 つの表面によって記述される。これらは、3 D 有限要素を形成するように線形結合されている。これらのスプラインのコントロールポイントは、モデルパラメータである。モデル 4 D を形成するために、コントロールポイントは、時間の関数となる。

【 0 0 1 7 】

5 個の高調波を有するフーリエ基底関数は、心臓周期に亘ってモデルを有効に分解するのに使われる。心臓周期が自然に繰り返す場合、心臓周期の最後の期間は、次の心臓周期の最初の期間に似ている。5 個の高調波は、モデル用の十分な分解能を提供する。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、時間 - パラメータ曲線を示す。上述の心臓の左心室 (L V) モデルを記述するパラメータ値は、心臓周期に亘って変化する。曲線 1 6 - 2 0 は、n 個のパラメータでの変化を示す。これらの曲線は、高調波を使って記述される。種々異なるパラメータは、心臓の左心室 (L V) モデル及び所定の時間周期に亘ってのモデルでの変化を記述するのに使うことができる。この実施例では、これらのパラメータは、スプラインコントロールポイントである。

【 0 0 1 9 】

図 3 A は、心臓の具体的なモデルである。図 3 B は、心臓モデルの別のビューである。図 3 C は、モデルを操作するための具体的なガイドポイントを示す。図 3 D は、モデルの横断面を上から見た図である。図 3 E は、ボリウム (Y 軸) - 時間 / 期間 (X 軸) のグラフを示す。モデルビュー 2 2 は、モデルのコンピュータによる 3 D インスタンスである。モデルの下の方 2 4 は、中間の方 2 6 での画像プレーンに対応している。横断面 3 0 は、心内膜 (内壁) を示し、横断面 3 2 は、心外膜 (外壁) を示す。モデルビュー 3 8 は、2 つの軸 4 2 及び 4 4 を有している。心臓が軸 4 2 及び 4 4 で解剖される場合、画像プレーンは、真ん中の方 3 4 に対応する。

【 0 0 2 0 】

モデルビューは、典型的に、メディカル画像形成装置に接続されたディスプレイ装置上に表示される。ディスプレイ装置は、ユーザがモデルを適合するのに輪郭を調整することができる装置のような、ポイントを有することができる。例えば、図 3 B は、4 つの具体的なガイドポイントを示す。ガイドポイント 4 0 及び 4 2 は、モデルを心外膜に適合するのに使われる。同様に、ガイドポイント 4 4 及び 4 6 は、心外膜にモデルを適合するのに

10

20

30

40

50

使われる。ガイドポイント 40 - 46 の位置を変えることによって、横断面 32 及び横断面 30 の輪郭が再適合される。変化は、図 3 D での輪郭を上から見たビューに反映される。

【0021】

図 3 A - 3 D は、異なった期間でのモデルの異なったビューを示す。更に、ビューは、異なった期間（ポイント・イン・タイム）を示す。例えば、図 3 A は、5 番目の期間でのモデルのビューであり、図 3 C は、8 番目の期間でのモデルのビューである。

【0022】

図 3 E は、ポリウム（Y 軸） - 時間 / 期間（X 軸）のグラフを示す。グラフから分かるように、5 番目の期間での心臓のポリウムは、心臓周期のほぼ真ん中の点より前に生じる 8 番目の期間でのポリウムよりも大きい。次の図は、上述のグラフのアプリケーションを記述する。グラフを使う医師は、所定期間に、心臓にポンピングインし、心臓からポンピングアウトされる血液の量を決定することができ、従って、心臓の左心室（LV）の機能を決定することができる。

10

【0023】

図 3 F は、具体的な心臓での画像モデルの 3 次元ビューを示す。輪郭は、同心状リングとして示されており、画像プレーンは、シンボリックな形式で示されている。4 D モデルは、3 D モデルを形成する単一の期間で、実例が示されている。心内膜表面が示されている。心外膜表面は示されていないが、この表面が画像プレーンと交差する個所は入力データから表示されている。更に、これら画像プレーンの 2 つが示されている。

20

【0024】

各フレーム用の、心臓の左心室（LV）の幾何形状の 3 D モデルは、画像から導出したエッジ情報と、ユーザが配置したガイドポイントと、先行のモデル（あれば）を用いて変形される。各ガイドポイントの編集が完了した後、全てのフレームからのモデルパラメータは、5 個の高調波を用いたフーリエ基底関数を使って適時に適合される。時間を適合した結果が、先行の空間として、後続の画像処理及びガイドポイントのない期間中にユーザが編集するために使われる。

【0025】

空間 - 時間モデリング用に使われるモデリングシステムにより、ユーザインタラプトが可能となつて、ユーザは、変更を周辺フレームに伝送する前に、現在のフレームに対していくらか変更することができるようになる。ユーザは、ポリウム及び質量 - 時間のインタラクティブプロットを介して、収束過程にフィードバックを形成することができるようになる。

30

【0026】

純粋な 4 D モデルは、計算コストが高い。つまり、どの 1 期間内でのどんな動きも、全ての期間に伝送される変化がある全ての期間に影響を及ぼすからである。しかし、空間 - 時間モデルでは、3 D モデルは、選択された期間で適合され、3 D モデルを記述するために使われるパラメータは、上述の球面調和関数を介して伝送される。

【0027】

図 4 A は、ガイドポイントが時間 t に位置する前のパラメータでのグラフを示す。図 4 B は、時間 t でのモデルの空間適合を示す。図 4 C は、モデルの時間適合を示す。具体的なパラメータは、図 4 A - 4 C に、グラフの形式で示されている。図 4 A には、具体的なガイドポイントが配置されていて、パラメータが影響される前の、パラメータのグラフが示されている。図 4 B には、「空間適合 "spatial fit"」（即ち、その時間での適合）により、時間 t でのガイドポイントが達成される。球面調和関数を使うことによって図 4 C に示されているように、輪郭が時間的に調整されて、他の時間期間での位置 4 D モデルは、以前達成された空間適合に基づいて作用を及ぼされる。従って、モデルの空間 - 時間適合は、単一期間での単一ガイドポイントを操作するための、人間による最少の入力によって達成され、別の時間期間での 4 D モデルは、自動的に調整される。

40

【0028】

50

図 5 は、本発明の実施例での空間 - 時間過程を示す流れ図である。流れ図 5 0 は、モデリング過程に基づく空間 - 時間ガイドポイントを実行する操作ステップを示す。ステップ 5 2 で、ユーザは、モデルの特定期間に、少なくとも 1 つのガイドポイントを配置する。ステップ 5 4 で、ガイドポイントの位置をユーザが調整することによって、その期間でのモデルが、ガイドポイントに適合される場合に、空間適合（図 4 B 参照）が達成される。ステップ 5 6 で、全ての別の期間がモデルに適合されるように調整される場合に、時間適合（図 4 C 参照）が達成される。時間 - ボリューム曲線（図 3 E 参照）は、ステップ 5 8 で更新され、処理は、適合が安定する迄繰り返され、この適合は、ガイドポイントを更に付加しても、ボリューム - 時間曲線が大して変わらない場合に達成される。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、本発明の実施例での空間 - 時間モデリングを実行するために使われるシステムの具体的なブロック図である。システム 6 0 は、ユーザガイドポイント入力モデルを有しており、それにより、ユーザは、インタラクティブにガイドポイントを適切な期間に配置することができるようになる。空間適合モデル 6 4 により、ユーザは、上述のように、期間をガイドポイントに空間的に適合することができるようになる。その後、期間の時間適合は、時間適合期間 6 6 内で、別の期間用のモデルの位置を補間することによって実行される。コントローラ 6 8 により、別のモジュール及びユーザインタラクティブ装置 7 0 を共働するのに必要な制御機能が提供される。更に、ディスプレイ及び他の出力装置（図示していない）を、画像モデルを表示し、ガイドポイントモデリングを実行するために含むことができる。出力装置は、更に、ボリューム / 質量 - 時間曲線（図 3 E 参照）を示すのに利用することができる。

【 0 0 3 0 】

図 7 の、本発明の実施例によると、本発明を実行するためのコンピュータシステム 1 0 1 は、特に、中央処理ユニット（CPU）1 0 2、メモリ 1 0 3 及び入出力（I/O）インターフェース 1 0 4 を有することができる。コンピュータシステム 1 0 1 は、一般的に、I/O インターフェース 1 0 4 によってディスプレイ 1 0 5、例えば、マウス及びキーボードのような種々異なる入力装置 1 0 6 に接続される。サポート回路は、キャッシュ、電源、クロック回路、及び、通信バスなどの回路を有することができる。メモリ 1 0 3 は、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリーメモリ（ROM）、ディスクドライブ、テープドライブ、等、又は、それらの組合せを有するようにしてもよい。本発明によると、メモリ 1 0 3 内に記憶されていて、CPU 1 0 2 によって実行されるルーチン 1 0 7 が、信号源 1 0 8 からの信号を処理するように実行することができる。そのようにして、コンピュータシステム 1 0 1 は、本発明のルーチン 1 0 7 を実行する際の特定の目的のコンピュータシステムとなるようなコンピュータシステムである、

コンピュータプラットフォーム 1 0 1 は、オペレーティングシステム及びマイクロ命令コードを有している。ここに記述される種々の処理及び機能は、マイクロ命令コードの部分又はオペレーティングシステムを介して実行されるアプリケーションプログラムの部分（又はそれらの組合せ）にするとよい。更に、付加的なデータストレージ装置及びプリンティング装置のような種々の他の周辺装置を、コンピュータプラットフォームに接続してもよい。

【 0 0 3 1 】

更に、構成システムコンポーネントの幾つか、及び、図に示されている方法ステップは、ソフトウェアで実行されるので、各システムコンポーネント（又はプロセスステップ）間の実際の接続は、本発明がプログラミングされているやり方に依存して異なっていてよい。ここで説明した本発明の技術思想によると、当業者は、このようなことを考慮して、同様に、本発明を構成ないし実施することができる。

【 0 0 3 2 】

本発明について、特定の具体的な図示の実施例を用いて説明したが、当業者は、請求項に記載したような本発明の技術思想から逸脱しない限りで、フォーム及び詳細の点で、種々の変化を行うことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

本発明について、特定の具体的な図示の実施例を用いて説明したが、当業者は、請求項に記載したような本発明の技術思想から逸脱しない限りで、フォーム及び詳細の点で、種々の変化を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】心臓の左心室を示す図

【図 2】時間 - パラメータ曲線を示す図

【図 3 A】心臓の具体的なモデルを示す図

【図 3 B】心臓モデルの別の視点から見た図

【図 3 C】モデルの 3 D インスタンスを操作するための具体的なガイドポイントを示す図

【図 3 D】モデル内の外形を上から見た図

【図 3 E】ボリューム (Y 軸) - 時間 / 期間 (X 軸) グラフを示す図

【図 3 F】具体的な心臓の画像モデルの 3 次元ビューを示す図

【図 4】A は、ガイドポイントが時間 t に位置する前のパラメータを示す図、B は、時間 t でのモデルの空間適合を示す図、C は、4 D モデルの時間適合を示す図

【図 5】本発明の実施例での空間 - 時間過程を示す流れ図

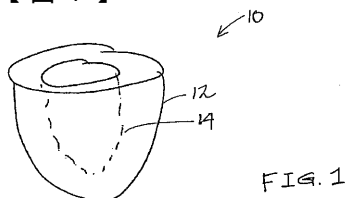
【図 6】本発明の実施例での空間 - 時間モデリングを実施するために使われるシステムの具体的なブロック図

【図 7】本発明を実施するのに使われる具体的なコンピュータシステムのブロック図

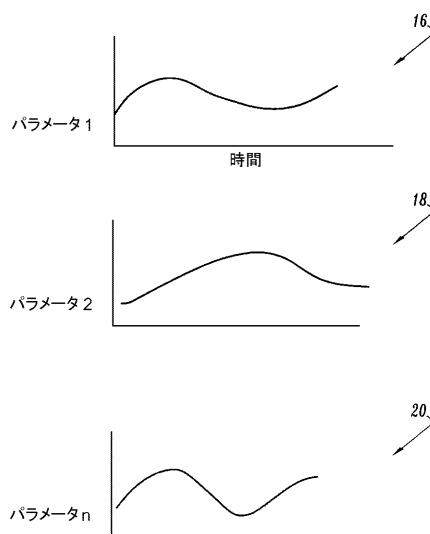
10

20

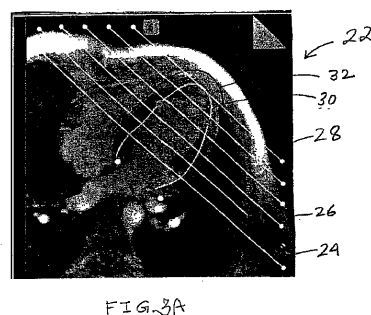
【 図 1 】



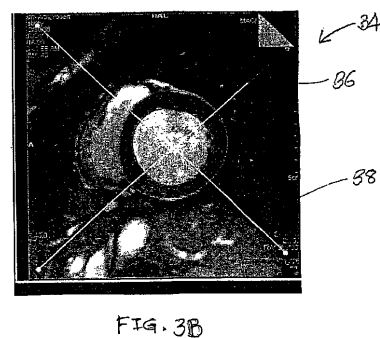
【 図 2 】



【 図 3 A 】



【 図 3 B 】



【 図 3 C 】

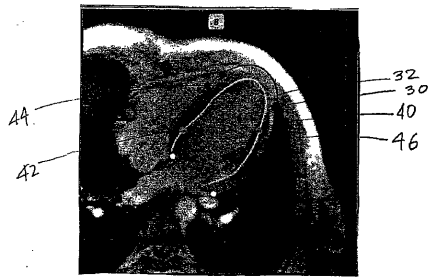


FIG. 3C

【 図 3 D 】



FIG. 3D

【 図 3 E 】

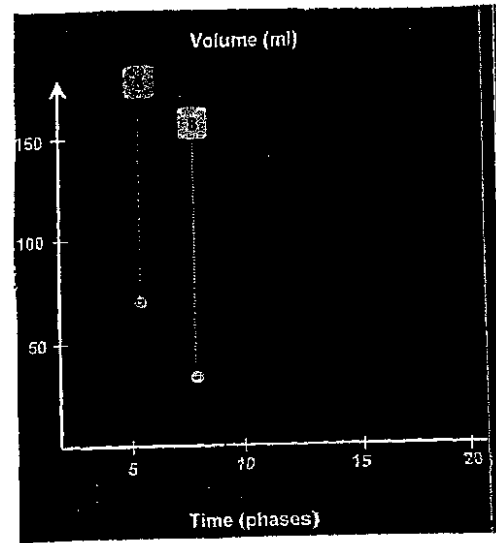


FIG. 3E

【 図 3 F 】

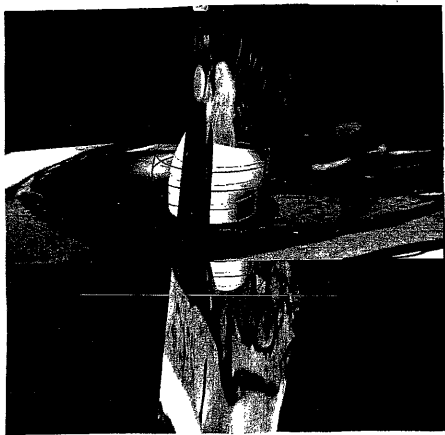


FIG. 3F

【 図 4 B 】

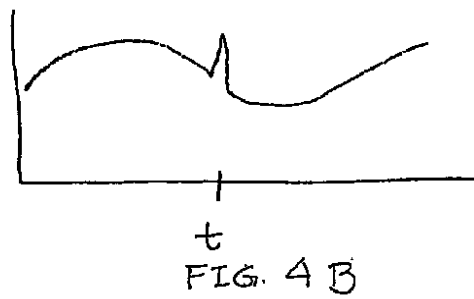


FIG. 4B

【 図 4 C 】

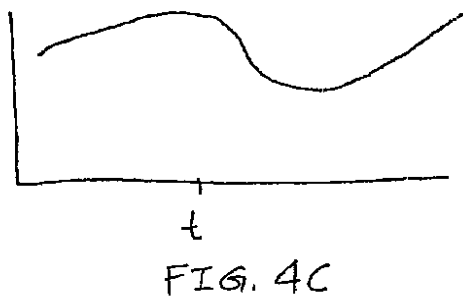


FIG. 4C

【 図 4 A 】

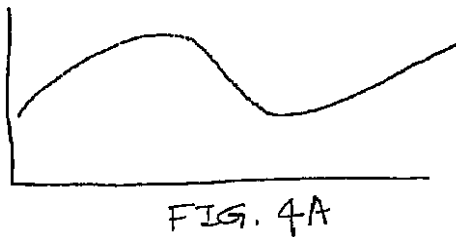
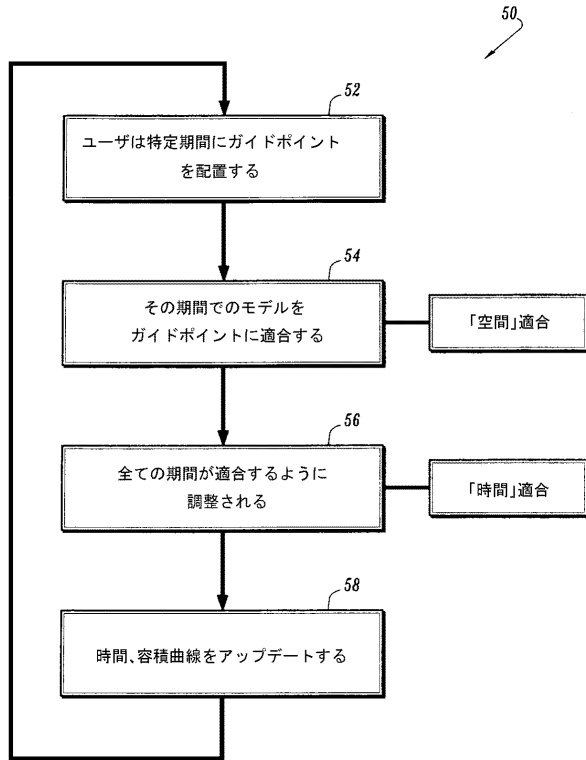
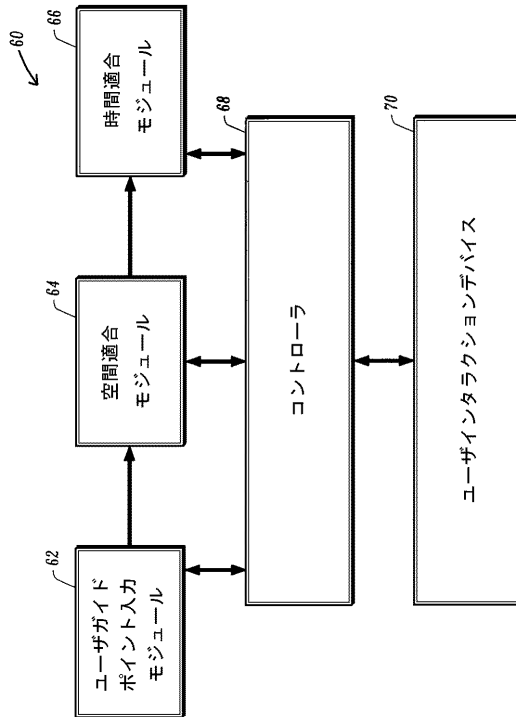


FIG. 4A

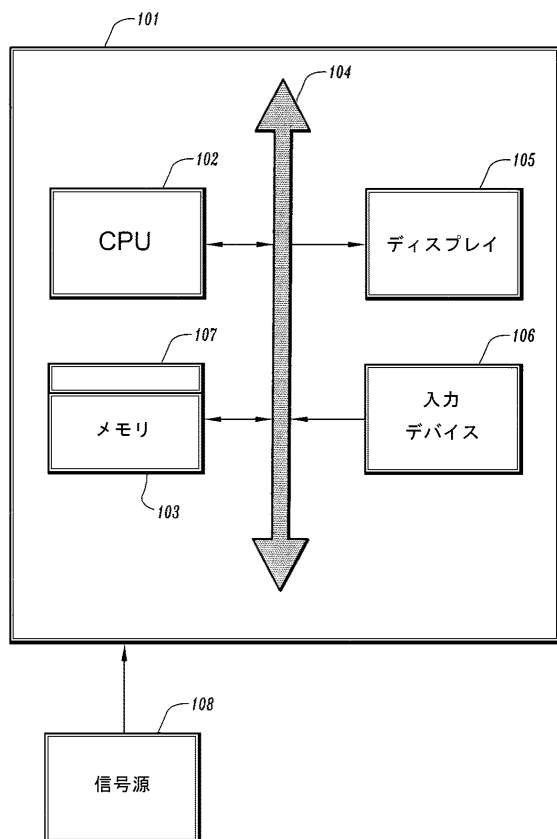
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成17年6月20日(2005.6.20)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象の空間 - 時間モデリング用のシステムにおいて、
システムは、

入力として、第1の期間での少なくとも1つのガイドポイント位置で、前記対象の4D画像モデルに相応する複数の期間の1つである第1の期間を受信するためのガイドポイント入力モジュールと、

前記ガイドポイントに相応する第1の期間で、4Dモデルの3Dインスタンスを適合するための空間適合モジュールと、

空間的に独立な時間調和関数を介して、前記4Dモデルを期間の全てに適合するための時間適合モジュールを有することを特徴とするシステム。

【請求項2】

更に、ユーザからのガイドポイント位置入力を受信するためのユーザ入力装置を有する請求項1記載のシステム。

【請求項3】

更に、時間適合モジュールが第1の期間の空間適合を全ての期間に伝送する前に、ガイドポイント位置を変えるためのユーザ入力装置からの少なくとも1つのユーザインタラプトを受信するためのコントローラを有する請求項2記載のシステム。

【請求項4】

時間に相関するボリュームのグラフを表示するための出力装置を有する請求項3記載のシステム。

【請求項5】

画像モデル内での変化に連れて、リアルタイムにグラフを更新する請求項4記載のシステム。

【請求項6】

収束過程の状態について、ユーザは通知され、所定の収束状態で、幾つかのガイドポイントが増大する場合、グラフは、ほぼ同じ状態を維持する請求項4記載のシステム。

【請求項7】

対象の空間時間モデリング用の方法ステップを実行するための機器によって実行可能な命令のプログラムをタンジブリに実施する、前記機器によって読み出し可能なプログラム記憶装置において、方法ステップは、

ユーザからの入力として、ガイドポイント位置を受信し、

前記ガイドポイントに相応する期間で、4Dモデルの3Dインスタンスを適合するための空間適合モジュールと、

空間的に独立な時間調和関数を介して、前記4Dモデルを期間の全てに適合するための時間適合モジュールと

を有することを特徴とするプログラム記憶装置。

【請求項8】

更に、ユーザ入力装置によって、ユーザからのガイド位置入力を受信することを有している請求項7記載の装置。

【請求項9】

更に、時間適合ステップが、第1の位相の空間適合を全ての期間に伝送する前に、ガイドポイント位置を変えるために、ユーザ入力装置から少なくとも1つのユーザインタラプ

トを受信することを有している請求項 8 記載の装置。

【請求項 10】

更に、ボリュームを時間に相関して出力装置上に表示することを含む請求項 8 記載の装置。

【請求項 11】

画像モデル内での空間及び時間変化に連れてリアルタイムにグラフを更新する請求項 8 記載の装置。

【請求項 12】

ユーザに、収束過程の状態について通知し、幾つかのガイドポイントが増大する場合、所定の収束状態で、グラフをほぼ同じままに維持する請求項 11 記載の装置。

【請求項 13】

対象の 4 次元空間時間モデリング方法において、
複数の時間期間に亘って画像を獲得し、
対象の 4 D モデルを形成し、
前記複数の時間期間から選択された第 1 の期間に前記 4 D モデルを適合するために、ユーザからの入力として、少なくとも 1 つのガイドポイントを受信し、
前記ガイドポイントに相応する前記第 1 の期間で、4 D モデルの 3 D インスタンスを適合し、
空間的に独立な時間調和関数を使って、第 1 の期間で適合された画像モデルを、全期間に補間することによって、変化に基づいて、前記期間全てで、前記 4 D モデルを 1 期間内のモデルに適合する
ことを有していることを特徴とする方法。

【請求項 14】

画像を心臓画像にする請求項 13 記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT /US2004/029482

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G06T5/00 G06T17/40		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC, COMPENDEX, IBM-TDB, BIOSIS, EMBASE		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	YOUNG A A ET AL: "Frame-based 4D interactive modeling of heart motion" NONRIGID AND ARTICULATED MOTION WORKSHOP, 1997. PROCEEDINGS., IEEE SAN JUAN, PUERTO RICO 16 JUNE 1997, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC, US, 1997, pages 128-135, XP010239162	1-3, 7-9, 13-15
Y	ISBN: 0-8186-8040-7 abstract	4-6, 10-12
Y	chapters 1, 2 and 4 WO 01/01859 A (COWAN BRETT ; YOUNG ALISTAIR (NZ); AUCKLAND UNISERVICES LTD (NZ)) 11 January 2001 (2001-01-11) page 4, line 19 - page 9, line 30 page 14, line 10 - line 36 figures 7,13 -/-	4-6, 10-12
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
2 December 2004		09/12/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Engels, A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT /US2004/029482

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	GERARD O ET AL: "EFFICIENT MODEL-BASED QUANTIFICATION OF LEFT VENTRICULAR FUNCTION IN 3-D ECHOCARDIOGRAPHY" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 21, no. 9, September 2002 (2002-09), pages 1059-1068, XP001164023 ISSN: 0278-0062 abstract chapter I figure 1 -----	1-3,7-9, 13,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT /US2004/029482

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0101859	A	11-01-2001	AU 4439900 A	22-01-2001
			EP 1171033 A1	16-01-2002
			JP 2003503136 T	28-01-2003
			WO 0101859 A1	11-01-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 ブレット コーワン

ニュージーランド国 オークランド グレンフィールド サンセット ロード 1 1 1

(72)発明者 トーマス オドネル

アメリカ合衆国 ニューヨーク ニューヨーク ナンバー 1 1 ディー ウェスト ナインティエ
イス ストリート 2 1 5

(72)発明者 アリステア ヤング

ニュージーランド国 オークランド ポンソンビー オニール ストリート 6 1

F ターム(参考) 4C093 CA03 CA23 DA02 FF23 FF42

4C096 AB50 AC04 AD14 DC21 DC36 DC40

4C117 XA07 XB20 XD24 XE44 XE45 XG13 XG14 XG16 XG19 XJ01

XK05 XK06 XK19 XR07 XR08

5B057 AA09 BA23 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CF05 CH16

DA16 DA17 DB03 DB09 DC16

专利名称(译)	使用指导点的时空建模系统和方法		
公开(公告)号	JP2007533353A	公开(公告)日	2007-11-22
申请号	JP2006526291	申请日	2004-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ブレットコーワン トーマスオドネル アリスティアヤング		
发明人	ブレット コーワン トーマス オドネル アリスティア ヤング		
IPC分类号	A61B6/03 G06T1/00 A61B5/00 A61B5/055 G01R33/54 G06T5/00 G06T7/00 G06T17/20 G06T17/40		
CPC分类号	G06T17/20 G06T7/0012 G06T7/12 G06T7/149 G06T19/00 G06T2207/10076 G06T2207/20101 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B6/03.360.G G06T1/00.290.B A61B5/00.D A61B5/05.380 G01N24/02.530.Y		
F-TERM分类号	4C093/CA03 4C093/CA23 4C093/DA02 4C093/FF23 4C093/FF42 4C096/AB50 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/DC21 4C096/DC36 4C096/DC40 4C117/XA07 4C117/XB20 4C117/XD24 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XG13 4C117/XG14 4C117/XG16 4C117/XG19 4C117/XJ01 4C117/XK05 4C117/XK06 4C117/XK19 4C117/XR07 4C117/XR08 5B057/AA09 5B057/BA23 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CF05 5B057/CH16 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC16		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	60/501629 2003-09-10 US 10/937613 2004-09-09 US		
其他公开文献	JP4532492B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于对象时空(4D)建模的方法和系统包括在与形成3D模型的时间点相同的时间点对4D模型进行采样。然后基于用户提供的引导点,图像力(例如图像边缘)和先前的形状模型来调整该3D模型。当完成3D模型的拟合时,更新整个4D形状模型。心脏图像可以在空间-时间上建模以确定左心室(LV)的状态。

