

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5334692号  
(P5334692)

(45) 発行日 平成25年11月6日(2013.11.6)

(24) 登録日 平成25年8月9日(2013.8.9)

(51) Int.Cl.	F I
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D
<b>G 0 6 F 17/30 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
<b>G 0 6 T 1/00 (2006.01)</b>	G 0 6 F 17/30 1 7 0 B
	G 0 6 F 17/30 3 5 0 C
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B
請求項の数 27 外国語出願 (全 21 頁)	

(21) 出願番号	特願2009-135170 (P2009-135170)	(73) 特許権者	390039413
(22) 出願日	平成21年6月4日(2009.6.4)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2010-349 (P2010-349A)		Siemens Aktiengesellschaft
(43) 公開日	平成22年1月7日(2010.1.7)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
審査請求日	平成24年4月4日(2012.4.4)		ウィットェルスバッハープラッツ 2
(31) 優先権主張番号	61/058,661		Wittelsbacherplatz
(32) 優先日	平成20年6月4日(2008.6.4)		2, D-80333 Muenchen
(33) 優先権主張国	米国 (US)		, Germany
(31) 優先権主張番号	12/471,761	(74) 代理人	100061815
(32) 優先日	平成21年5月26日(2009.5.26)		弁理士 矢野 敏雄
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100099483
			弁理士 久野 琢也
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 制約されたマージナル空間学習を使用して3D解剖学的オブジェクトを検出するための方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療用画像ボリューム内で3D解剖学的オブジェクトを検出するための方法において、前記医療用画像ボリューム内で、注釈付きのトレーニングボリュームの集合に基づいて、制約された探索範囲を検出するステップと、

前記制約された探索範囲内で、トレーニングされる第1の分類子を使用して位置候補を検出するステップと、

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて、前記位置候補から位置 方向仮定を生成するステップと、

前記位置 方向仮定から第2の分類子を使用して、位置 方向候補を検出するステップと、

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて、前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するステップと、

トレーニングされる第3の分類子を使用して前記類似性変換仮定から類似性変換候補を検出するステップと、

前記類似性変換候補のうち少なくとも1つに基づいて、前記医療用画像ボリューム内で前記3D解剖学的オブジェクトを検出するステップ

とを有することを特徴とする方法。

【請求項2】

前記医療用画像ボリューム内で制約された探索範囲を検出するステップは、

前記トレーニングボリュームそれぞれにおいて、オブジェクト中心から該トレーニングボリュームの各境界までの6つの距離を測定するステップと、

前記トレーニングボリュームすべてにおいて、前記6つの距離それぞれの最小値を計算するステップと、

前記医療用画像ボリュームの各境界からの最小距離によって定義された範囲として、前記医療用画像ボリューム内の制約された探索範囲を決定するステップとを有する、請求項1記載の方法。

【請求項3】

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて前記位置候補から位置 方向仮定を生成するステップは、

該トレーニングボリューム内の例に基づいて生成された複数の各方向仮定を各位置候補に適用することにより、各位置候補から複数の位置 方向仮定を生成するステップを有する、請求項1記載の方法。

【請求項4】

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて前記位置候補から位置 方向仮定を生成するステップはさらに、

- ・方向の4元数表現を使用して該トレーニングボリュームの方向空間を均質にサンプリングすることにより、均質にサンプリングされた方向の集合を生成し、

- ・各トレーニングボリュームごとに、4元数距離測定を使用して、均質にサンプリングされた各方向と該トレーニングボリューム内のグラウンドトゥルス方向との間の間隔を計算して、該均質にサンプリングされた方向のうち、該グラウンドトゥルス方向の指定された距離内にあるすべての方向を、前記複数の方向仮定に追加することにより、前記複数の方向仮定を生成し、

- ・前記複数の方向仮定から冗長的な要素を除去することによって、該トレーニングボリューム内の例に基づいて前記複数の方向仮定を生成するステップを有する、請求項3記載の方法。

【請求項5】

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するステップは、

該トレーニングボリューム内の例に基づいて生成された複数の各スケール仮定を各位置 方向候補に適用することにより、各位置 方向候補から複数の類似性変換仮定を生成するステップを有する、請求項1記載の方法。

【請求項6】

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するステップは、

前記トレーニングボリュームのスケール空間を均質にサンプリングして、均質にサンプリングされたスケールの集合を生成し、

- 各トレーニングボリュームごとに、前記均質にサンプリングされたスケールのうち、前記トレーニングボリューム内のグラウンドトゥルススケールの指定された距離内にあるすべてのスケールを、前記複数のスケール仮定に追加することによって、前記複数のスケール仮定を生成し、

- 前記複数のスケール仮定から冗長的な要素を除去することによって、前記トレーニングボリューム内の例に基づいて前記複数のスケール仮定を生成するステップを有する、請求項5記載の方法。

【請求項7】

前記トレーニングボリュームの集合に基づいて、確率的ブースティングツリー(PBT)を使用して、トレーニングされる前記第1の分類子と前記第2の分類子と前記第3の分類子とをトレーニングする、請求項1記載の方法。

【請求項8】

前記類似性変換候補のうち少なくとも1つに基づいて前記医療用画像ボリューム内の前

10

20

30

40

50

記 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するステップは、

最高確率を有する複数の前記類似性変換候補を集めて、前記医療用画像ボリューム内の前記 3 D 解剖学的オブジェクトの位置、方向およびスケールを検出するステップを有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 9】

前記類似性変換候補のうち少なくとも 1 つに基づいて前記医療用画像ボリューム内の前記 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するステップは、

前記 3 D 解剖学的オブジェクトを、最高確率を有する類似性変換候補の位置、方向およびスケールを有する 3 D 解剖学的オブジェクトとして検出するステップを有する、請求項 1 記載の方法。

10

【請求項 10】

医療用画像ボリューム内で 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するための装置において、前記医療用画像ボリューム内で、注釈付きのトレーニングボリュームの集合に基づいて、制約された探索範囲を検出するための手段と、

前記制約された探索範囲内で、トレーニングされる第 1 の分類子を使用して位置候補を検出するための手段と、

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて、前記位置候補から位置 方向仮定を生成するための手段と、

前記位置 方向仮定から第 2 の分類子を使用して、位置 方向候補を検出するための手段と、

20

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて、前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するための手段と、

トレーニングされる第 3 の分類子を使用して前記類似性変換仮定から類似性変換候補を検出するための手段と、

前記類似性変換候補のうち少なくとも 1 つに基づいて、前記医療用画像ボリューム内で前記 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するための手段とを有することを特徴とする装置。

【請求項 11】

前記医療用画像ボリューム内で制約された探索範囲を検出するための手段は、

前記トレーニングボリュームそれぞれにおいて、オブジェクト中心から該トレーニングボリュームのそれぞれの境界までの 6 つの距離を測定するための手段と、

30

前記トレーニングボリュームすべてにおいて、前記 6 つの距離それぞれの最小値を計算するための手段と、

前記医療用画像ボリュームの各境界からの最小距離によって定義された範囲として、前記医療用画像ボリューム内の制約された探索範囲を決定するための手段

とを有する、請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて前記位置候補から位置 方向仮定を生成するための手段は、

該トレーニングボリューム内の例に基づいて生成された複数の各方向仮定を各位置候補に適用することにより、各位置候補から複数の位置 方向仮定を生成するための手段を有する、請求項 10 記載の装置。

40

【請求項 13】

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて前記位置候補から位置 方向仮定を生成するための手段はさらに、

・方向の 4 元数表現を使用して該トレーニングボリュームの方向空間を均質にサンプリングすることにより、均質にサンプリングされた方向の集合を生成するための手段と、

・各トレーニングボリュームごとに、4 元数距離測定を使用して、均質にサンプリングされた各方向と該トレーニングボリューム内のグラウンドトゥルス方向との間の間隔を計算して、該均質にサンプリングされた方向のうち、該グラウンドトゥルス方向の指定

50

された範囲内にあるすべての方向を、前記複数の方向仮定に追加することにより、前記複数の方向仮定を生成するための手段と、

・前記複数の方向仮定から冗長的な要素を除去するための手段

とを有する、請求項 1 2 記載の装置。

【請求項 1 4】

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するための手段は、

該トレーニングボリューム内の例に基づいて生成された複数の各スケール仮定を各位置 方向候補に適用することにより、各位置 方向候補から複数の類似性変換仮定を生成するための手段を有する、請求項 1 0 記載の装置。

10

【請求項 1 5】

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するための手段は、

前記トレーニングボリュームのスケール空間を均質にサンプリングして、均質にサンプリングされたスケールの集合を生成するための手段と、

各トレーニングボリュームごとに、前記均質にサンプリングされたスケールのうち、前記トレーニングボリューム内のグラウンドトゥルススケールの指定された距離内にあるすべてのスケールを、前記複数のスケール仮定に追加することによって、前記複数のスケール仮定を生成するための手段と、

前記複数のスケール仮定から冗長的な要素を除去するための手段とを有する、請求項 1 4 記載の装置。

20

【請求項 1 6】

前記トレーニングボリュームの集合に基づいて、確率的ブースティングツリー ( P B T ) を使用して、トレーニングされる前記第 1 の分類子と前記第 2 の分類子と前記第 3 の分類子とがトレーニングされる、請求項 1 0 記載の装置。

【請求項 1 7】

前記類似性変換候補のうち少なくとも 1 つに基づいて前記医療用画像ボリューム内の前記 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するための手段は、

最高確率を有する複数の前記類似性変換候補を集めて、前記医療用画像ボリューム内の前記 3 D 解剖学的オブジェクトの位置、方向およびスケールを検出するための手段を有する、請求項 1 0 記載の装置。

30

【請求項 1 8】

前記類似性変換候補のうち少なくとも 1 つに基づいて前記医療用画像ボリューム内の前記 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するための手段は、

前記 3 D 解剖学的オブジェクトを、最高確率を有する類似性変換候補の位置、方向およびスケールを有する 3 D 解剖学的オブジェクトとして検出するための手段を有する、請求項 1 0 記載の装置。

【請求項 1 9】

医療用画像ボリューム内で 3 D 解剖学的オブジェクトを検出するための装置に設置されたコンピュータのためのコンピュータプログラムであって、

40

前記コンピュータプログラムは前記コンピュータに下記ステップを実行させる、

前記医療用画像ボリューム内で、注釈付きのトレーニングボリュームの集合に基づいて、制約された探索範囲を検出するステップと、

前記制約された探索範囲内で、トレーニングされる第 1 の分類子を使用して位置候補を検出するステップと、

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて、前記位置候補から位置 方向仮定を生成するステップと、

前記位置 方向仮定から第 2 の分類子を使用して、位置 方向候補を検出するステップと、

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて、前記位置 方向候補か

50

ら類似性変換仮定を生成するステップと、

トレーニングされる第3の分類子を使用して前記類似性変換仮定から類似性変換候補を検出するステップと、

前記類似性変換候補のうち少なくとも1つに基づいて、前記医療用画像ボリューム内で前記3D解剖学的オブジェクトを検出するステップ

とを実行させることを特徴とする、コンピュータプログラム。

【請求項20】

前記医療用画像ボリューム内で制約された探索範囲を検出するステップは、

前記トレーニングボリュームそれぞれにおいて、オブジェクト中心から該トレーニングボリュームの各境界までの6つの距離を測定するステップと、

前記トレーニングボリュームすべてにおいて、前記6つの距離それぞれの最小値を計算するステップと、

前記医療用画像ボリュームの各境界からの最小距離によって定義された範囲として、前記医療用画像ボリューム内の制約された探索範囲を決定するステップ

とを含む、請求項19記載のコンピュータプログラム。

【請求項21】

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて前記位置候補から位置 方向仮定を生成するステップは、

該トレーニングボリューム内の例に基づいて生成された複数の各方向仮定を各位置候補に適用することにより、各位置候補から複数の位置 方向仮定を生成するステップを有する、請求項19記載のコンピュータプログラム。

【請求項22】

前記トレーニングボリュームの集合内の方向例に基づいて前記位置候補から位置 方向仮定を生成するステップはさらに、

・方向の4元数表現を使用して該トレーニングボリュームの方向空間を均質にサンプリングすることにより、均質にサンプリングされた方向の集合を生成し、

・各トレーニングボリュームごとに、4元数距離測定を使用して、均質にサンプリングされた方向と該トレーニングボリューム内のグラウンドトゥルス方向との間の間隔を計算して、該均質にサンプリングされた方向のうち、該グラウンドトゥルス方向の指定された範囲内にあるすべての方向を、前記複数の方向仮定に追加することによって、前記複数の方向仮定を生成し、

・前記複数の方向仮定から冗長的な要素を除去することによって、該トレーニングボリューム内の例に基づいて複数の方向仮定を生成するステップを有する、請求項21記載のコンピュータプログラム。

【請求項23】

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するステップは、

該トレーニングボリューム内の例に基づいて生成された複数の各スケール仮定を各位置候補に適用することにより、各位置 方向候補から複数の類似性変換仮定を生成するステップを定義するコンピュータ実行可能な命令を有する、請求項19記載のコンピュータプログラム。

【請求項24】

前記トレーニングボリュームの集合内のスケール例に基づいて前記位置 方向候補から類似性変換仮定を生成するステップは、

前記トレーニングボリューム内の例に基づいて前記複数のスケール仮定を生成し、

前記トレーニングボリュームのスケール空間を均質にサンプリングして、均質にサンプリングされたスケールの集合を生成するステップと、

各トレーニングボリュームごとに、前記均質にサンプリングされたスケールのうち、前記トレーニングボリューム内のグラウンドトゥルススケールの指定された距離内にあるすべてのスケールを、前記複数のスケール仮定に追加することによって、前記複数のスケ

10

20

30

40

50

ール仮定を生成し、

前記複数のスケール仮定から冗長的な要素を除去することによって、前記複数のスケール仮定を前記トレーニングボリューム内の例に基づいて生成するステップを有する、請求項 23 記載のコンピュータプログラム。

【請求項 25】

前記トレーニングボリュームの集合に基づいて、確率的ブースティングツリー (PBT) を使用して、トレーニングされる前記第 1 の分類子と前記第 2 の分類子と前記第 3 の分類子とがトレーニングされる、請求項 19 記載のコンピュータプログラム。

【請求項 26】

前記類似性変換候補のうち少なくとも 1 つに基づいて前記医療用画像ボリューム内の前記 3D 解剖学的オブジェクトを検出するステップは、

最高確率を有する複数の前記類似性変換候補を集めて、前記医療用画像ボリューム内の前記 3D 解剖学的オブジェクトの位置、方向およびスケールを検出するステップを有する、請求項 19 記載のコンピュータプログラム。

【請求項 27】

前記類似性変換候補のうち少なくとも 1 つに基づいて前記医療用画像ボリューム内の前記 3D 解剖学的オブジェクトを検出するステップは、

前記 3D 解剖学的オブジェクトを、最高確率を有する類似性変換候補の位置、方向およびスケールを有する 3D 解剖学的オブジェクトとして検出するステップを定義するコンピュータ実行可能な命令を有する、請求項 19 記載のコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2008年6月4日に提出した米国特許仮出願明細書第61/058661号の優先権を主張するものであり、その開示内容は参照によって本願に含まれるものとする。

【0002】

本発明は画像内の 3D オブジェクトの検出に関し、より詳細には、マージナル空間学習を使用して医療用画像中の 3D 解剖学的構造体を自動的に検出することに関する。

【背景技術】

【0003】

医療用画像中の解剖学的構造体 (たとえば心臓、肝臓、腎臓等) を効率的に位置検出することはしばしば、後続の診断画像処理手順の前提条件となっており、たとえばセグメンテーション、測定および分類の前提条件となっている。3D 医療用画像ボリューム (たとえば CT, MRI 等) 中の人体の解剖学的構造体の検出およびセグメンテーションは難解な課題であり、これは典型的には、2D 画像中の解剖学的構造体を検出するよりも困難である。

【0004】

従来、弁別可能な分類子の学習に基づいて 3D オブジェクトを効率的かつ自動的に位置検出するためにマージナル空間学習 (marginal space learning, MSL) が提案されている。3D オブジェクト位置検出を行うための完全なパラメータ空間は 9 つの次元を有し、3 つの次元は位置を表し ( $P_x$ ,  $P_y$  および  $P_z$ )、3 つの次元は方向を表し (オイラー角、および  $\theta$  によって表される)、3 つの次元は異方性スケリングを表す ( $S_x$ ,  $S_y$  および  $S_z$ )。MSL では、オブジェクトを効率的に位置検出するために、次元の昇順で連続するマージナル空間でパラメータ推定を行う。とりわけ、このようなオブジェクト検出は 3 つのステップに分割される:

オブジェクト位置推定

位置 方向推定

類似性変換推定

各ステップで、次のステップで使用される比較的少数の候補が得られる。したがって、

10

20

30

40

50

本来の9次元パラメータ空間を均質に探索する代わりに、MSLでは低次元のマージナル空間を均質に探索する。MSLは、医療用イメージングにおいて多くの3D解剖学的構造体検出の問題に適用されることに成功しており、たとえば腹部CTにおける回盲弁、ポリープおよび肝臓、超音波画像中の脳組織および心臓各室、MRIにおける心臓各室に適用されることに成功している。

【0005】

MSLはテスト仮定の数、9次元のパラメータ空間を均質に探索するのと比較してほぼ6オーダー低減することができる。しかしMSLは、精確なオブジェクト検出を行うのに必要とされるよりも多くのテスト仮定をテストする場合が多い。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

それゆえ、MSLを使用して行われる解剖学的オブジェクト検出の効率をさらに上昇させることが望まれる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明では、制約されたマージナル空間学習(MSL)を使用して医療用画像中の3D解剖学的構造体の効率的な検出を提供する。本発明の実施形態は、MSLを使用して3D解剖学的オブジェクトを検出する場合に、探索空間を位置、方向およびスケールで制約するのに使用することができる。このことにより、MSLオブジェクト検出の各ステージでテストすべき仮定の数、MSLオブジェクト検出が高速化される。

【0008】

本発明の1つの実施形態では、入力された医療用画像に対し、制約された探索範囲をトレーニングボリュームに基づいて決定する。トレーニングされる第1の分類子は、この制約された探索範囲内で位置候補を検出するのに使用される。このトレーニングボリューム内において、方向例を使用して位置候補から位置 方向仮定が生成される。この位置 方向仮定から位置 方向候補を検出するために、トレーニングされる第2の分類子が使用される。このトレーニングボリューム内において、スケール例に基づいて位置 方向候補から類似性変換仮定が生成される。この類似性変換仮定から類似性変換候補を検出するために、トレーニングされる第3の分類子が使用され、該類似性変換候補のうち少なくとも1つに基づいて、医療用画像ボリューム内で3D解剖学的オブジェクトが検出される。

【0009】

当業者であれば、以下の詳細な説明と添付の図面を参照することにより、本発明の上記の利点および別の利点を理解することができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】制約されたマージナル空間学習(MSL)を使用して医療用画像ボリューム内で3D解剖学的オブジェクトを検出する本発明の実施形態による方法を示す。

【図2】異なる捕捉範囲を有する3次元CTスキャン例を示す。

【図3】トレーニングデータに基づいて行われる、制約された探索範囲の検出を示す。

【図4】トレーニング超音波ボリューム内の左心室の方向のオイラー角のヒストグラム例を示す。

【図5】トレーニングデータからテスト仮定を生成するための本発明の実施形態の事例ベース方法を示す。

【図6】テスト仮定の事例ベースの選択を示す。

【図7】本発明を実施することのできるコンピュータの上位レベルのブロック図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明は、医療用画像内の3D解剖学的オブジェクトを検出するための方法に関し、この医療用画像はたとえばコンピュータ断層撮影法(CT)、磁気共鳴撮影法(MRI)、

10

20

30

40

50

超音波等である。本発明の複数の実施形態をここに説明して、本発明の解剖学的オブジェクト検出方法が視覚的にわかるようにする。デジタル画像はしばしば、1つまたは複数のオブジェクト（または形状）のデジタル表示から構成されることが多い。このようなオブジェクトのデジタル表示は、以下ではしばしば、オブジェクトの識別および操作の観点から説明される。このような操作は、コンピュータシステムのメモリまたは別の回路/ハードウェアで行われる仮想的な操作である。したがって本発明の実施形態は、コンピュータシステムに記憶されたデータを使用して、このコンピュータシステム内で実行できることはいうまでもないことである。

#### 【0012】

本発明の実施形態によれば、制約されたマージナル空間学習(MSL)を使用して3D医療用画像中で解剖学的構造体を検出する。MSLは、学習された弁別可能な分類子を使用して画像中の3Dオブジェクトを効率的に検出または位置検出するための技術である。3Dオブジェクト位置検出を行うための完全なパラメータ空間は9つの次元を有し、3つの次元は位置を表し( $P_x$ ,  $P_y$  および  $P_z$ )、3つの次元は方向を表し(オイラー角、および  $\theta$  によって表される)、3つの次元は異方性スケーリングを表す( $S_x$ ,  $S_y$  および  $S_z$ )。MSLを使用してオブジェクトを効率的に位置検出するためには、次元の昇順で連続するマージナル空間でパラメータ推定を行う。とりわけ、このようなオブジェクト検出は3つのステップに分割される：

オブジェクト位置推定

位置 方向推定

類似性変換推定

これらの各ステップは別個のトレーニングされる分類子を使用する。たとえば、確率的ブースティングツリー(PBT)を使用して、トレーニングされるデータに基づいて、各検出ステップに使用される分類子をトレーニングすることができる。

#### 【0013】

MSLの従来の用途では、各マージナル空間を均質に探索することにより、該マージナル空間内で検出を行うためのテストサンプルを生成する。しかし、用途シナリオによっては、各パラメータの探索範囲をさらに縮小することができる。たとえば、CTスキャン内の心臓方向のばらつきを制限し、心臓の物理的サイズも制限する。各パラメータごとに値の範囲を、MSLプロシージャで使用される弁別可能な分類子をトレーニングするのに使用されるトレーニングデータの集合から推定することができる。トレーニングデータにおいて、パラメータ $P^i$ の最大値および最小値がそれぞれ $P^i_{min}$ および $P^i_{max}$ であると仮定する。探索中、仮定の集合を得るための範囲 $[P^i_{min}, P^i_{max}]$ を厳密にカバーするために、 $P^i$ を特定の探索ステップによって均質にサンプリングすることができる。3つのマージナル空間(並進空間、方向空間およびスケール空間)はそれぞれ、同一のマージナル空間内のパラメータ間のいかなる相関関係も考慮することなく、均質にサンプリングされる。しかし、多くの実際の用途では、同一のマージナル空間内のパラメータが独立している可能性は極めて低い。たとえば心臓室の検出では、3つのオイラー角を組み合わせて方向を表現することができる。その際には、CTスキャン内の心臓室の方向は制限される(たとえば、心臓の尖端は人間の頭の方向に向くことはできない)。3つのスケールパラメータも独立していない。大きいオブジェクト(たとえば成人の心臓)の3つのスケールパラメータはすべて、小さいオブジェクト(たとえば乳児の心臓)より大きい値を有する可能性が高い。従来のMSLアプリケーションで使用されているこのような排他的な均質サンプリングストラテジーは、3D解剖学的構造体を精確に検出するのに必要とされるよりテストが大量になってしまうことに繋がる。さらに、MSLを使用して検出する速度は、仮定の数に対して大まかに線形である。仮定の数を低減することによってMSL検出を高速化することができ、3D解剖学的構造体の検出がより効率的になる。

#### 【0014】

本発明の実施形態によれば、オブジェクトポーズパラメータ間の相関関係を使用して、異なるマージナル空間における探索を制限することができる。スキャンプロトコルの捕捉

10

20

30

40

50

範囲が不均質であることにより、器官の位置はボリューム内で有意にばらつくことがある。本発明の実施形態により、検出される解剖学的構造体に関係なくオブジェクト位置の探索範囲を低減する包括的な手段が実現される。器官を調べるためには、ボリューム内の器官全体（またはほぼ全体）を捕捉する必要があるのが典型的である。それゆえ、器官の中心はボリューム境界に任意に接近できない。このような観察に基づいて、解剖学的オブジェクトの位置を検出する場合にボリュームマージン周辺のこれらの仮定を安全にスキップすることができる。

#### 【 0 0 1 5 】

方向空間およびスケール空間の探索を制約するためには、トレーニングデータを使用してパラメータの結合分布を推定することができ、高い確率を有する領域のみをサンプリングする。しかし、多くのパラメータは調整またはトレードオフする必要があるため（たとえばパラメトリック、ノンパラメトリック、カーネルの種類およびカーネルのサイズ）、結合分布を高信頼性で推定することは並大抵のことではない。したがって本発明の実施形態は、高い確率を有する領域に探索を制約するための事例ベースのストラテジーを使用する。まず、パラメータ空間を均質に（範囲内で）サンプリングすることにより、大きな集合を得る。各トレーニングサンプルごとに、この集合内のすべての隣接する仮定を探索し、テスト集合に挿入する。すべてのトレーニングサンプルでこのプロセスを繰り返し、テスト集合から冗長的な仮定を除去することにより、テスト集合を、均質にサンプリングされた本来の集合より格段に小さくすることができる。本発明の実施形態による制約されたMSLを使用することにより、3D解剖学的オブジェクトの検出速度を改善することができる。さらに、検出の高速化の他に付加的に、探索を小さい有効な領域に制約することにより、検出アウトライヤの尤度を低減し、検出結果の全体的な精度を改善することもできる。

#### 【 0 0 1 6 】

従来のMSL検出アプリケーションでは、3D方向空間は3つのオイラー角として表現されるが、これらのオイラー角は幾つかの制限を有する。同じ方向となる可能性のあるパラメータ値の集合は複数存在し、根本的な多義性に繋がってしまう。トレーニング中に、仮定からグラウンドトゥルースまでの間隔に基づいて、該仮定を正の集合または負の集合に割り当てる。オイラー角空間におけるユークリッド距離が、2つの方向間の間隔の尺度として使用される。しかしユークリッド距離は、2つの方向間の間隔を測定するために良好な距離尺度とならない場合がある。根本的な多義性に起因して、2つの近接する方向が、オイラー角空間内では相互間に大きなユークリッド距離を有する場合がある。それゆえ、トレーニングデータの収集された正の集合および負の集合は混乱を来し、分類子の学習が困難になる可能性がある。オイラー角の使用に関する別の問題に、オイラー角空間内の均質なサンプリングは、方向空間内では均質でないという問題がある。さらに、幅広く使用されるオイラー角の規則が数多く存在し、特定の用途では、1つの規則による表現が別の規則より遥かにコンパクトになる場合がある。探索範囲を縮小するためには、オイラー角規則をターゲットの解剖学的構造体と撮像モードとに依存して選択する必要がある。たとえば、心臓室検出の同じタスクでも、CTボリュームにはZ X Z規則を使用し、超音波ボリュームにはX Y Z規則を使用する。要約すると、従来のMSLオブジェクト検出アプリケーションで方向を表現するためにオイラー角を使用することは、以下の欠点を有する。

#### 【 0 0 1 7 】

- 1) 探索範囲を表すオイラー角規則は、手動で選択しなければならない。
- 2) オイラー角空間内におけるユークリッド距離は、方向の良好な距離尺度にはならない。
- 3) オイラー角空間を単純に均質にサンプリングすることは、方向空間内では均質にならない。
- 4) 各オイラー角は、パラメータ間の相関関係を使用せずに均質にサンプリングされる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 8 】

本発明の実施形態では、上記の問題を解消するために、4元数を基礎とする方向間隔尺度を使用する。

## 【 実施例 】

## 【 0 0 1 9 】

図1は、本発明の実施形態にしたがって制約されたマージナル空間学習(MSL)を使用して医療用画像ボリューム内で3D解剖学的オブジェクトを検出する方法を示す。図1の方法は、患者の解剖学的構造体を表すデータを変換して、該患者の特定の解剖学的オブジェクトの位置を表すデータを出力する。たとえばこのような解剖学的オブジェクトは、心臓、心臓の特定の室、脳組織、肺、肝臓、回盲弁、ポリープ等を含むことができる。

10

## 【 0 0 2 0 】

図1を参照すると、ステップ102において医療用画像ボリュームを受け取る。たとえば、この医療用画像ボリュームはCTボリューム、MRIボリューム、または超音波ボリュームであるが、本発明はこれらに限定されない。医療用画像ボリュームは、たとえばCTスキャナまたはMRIスキャナ等の画像取得装置から直接受け取ることができる。また医療用画像ボリュームは、予めスキャンされコンピュータのメモリまたは記憶装置またはコンピュータ読み出し可能な媒体から呼び出されるボリュームとすることもできる。

## 【 0 0 2 1 】

スキャンプロトコルは不均質であるため、器官(解剖学的オブジェクト)の位置はボリューム間で有意にばらつく場合がある。図2は、異なる捕捉範囲を有する3次元CTスキャン例を示す。図2に示されているように、各列202, 204, 206は各CTボリュームの3つの直交面を示す。列202および204は心臓CTスキャンであり、列206は全胸CTスキャンである。心臓CTスキャン202と204と全胸CTスキャン206との間の捕捉範囲の差は大きい。2つの心臓スキャンの間では格段なばらつきを観察することもできる。

20

## 【 0 0 2 2 】

図1を参照すると、ステップ104において、受け取られた医療用画像内において、トレーニングデータ内の解剖学的オブジェクトの位置に基づいて、制約された探索範囲を決定する。従来の学習ベースのオブジェクト検出手順では、ボリューム内のすべてのボクセルをオブジェクト中心の仮定としてテストする。このことにより、オブジェクト中心の仮定の数が増える。オブジェクト中心の探索を、ボリュームの比較的小さい領域に制約するのが有利である。しかしここでの難題は、制約された領域を決定するためのスキームが、分解能設定および捕捉範囲が異なるボリュームに適用された場合に、見えないボリュームのテスト中に本当の位置を見失うことなく機能しなければならないことである。本発明の実施形態では、分解能および捕捉範囲が異なっても、縮小された探索範囲が精確であるように、該探索範囲をトレーニングデータに基づいて縮小する。

30

## 【 0 0 2 3 】

図3は、トレーニングデータに基づいて行われる、制約された探索範囲の検出を示す。トレーニングデータは複数のトレーニングボリュームを含み、ここでは、ターゲットの解剖学的オブジェクトに注釈が付与されている。解剖学的オブジェクトを調べるためには、ボリュームはオブジェクト全体(またはほぼ全体)を捕捉しなければならないのが典型的である。それゆえ、オブジェクトの中心はボリューム境界に任意に接近できない。各トレーニングボリュームごとに解剖学的オブジェクトの中心からボリューム境界までの6つの方向の間隔を測定することができる(たとえば、 $X^l$ はボリューム左側境界までの間隔を表し、 $X^r$ はボリューム右側境界までの間隔を表し、 $Y^t$ はボリューム頂部境界までの間隔を表し、 $Y^b$ はボリューム底部境界までの間隔を表し、 $Z^f$ はボリューム前面境界までの間隔を表し、 $Z^b$ はボリューム背面境界までの間隔を表す)。図3のイメージ(a)に示されているように、トレーニング心臓CTボリュームの断層内で左心室の中心302からの間隔 $X^l$ ,  $X^r$ ,  $Y^t$ および $Y^b$ を測定する。有利な実施形態では、すべての間隔を物理的単位(たとえばmm)で測定する。というのも、異なるボリュームの分解能設定は

40

50

異なる場合があるからだ。オブジェクトの中心から各ボリューム境界までの間隔を各トレーニングボリュームごとに測定した後、各距離尺度の最小値（たとえば左側マージンの  $X^l_{min}$  等）をトレーニング集合から決定する。このような最小マージンが、入力されたボリュームにおける領域を画定し、解剖学的オブジェクトの中心点の探索を制約することができる。図3のイメージ（b）に示されているように、制約された探索範囲304は、捕捉範囲が大きいCTスキャン上の  $X^l_{min}$ ,  $X^r_{min}$ ,  $Y^t_{min}$  および  $Y^b_{min}$  によって画定される。図3のイメージ（c）に示されているように、制約された探索範囲306は、捕捉範囲が小さいCTスキャン上の  $X^l_{min}$ ,  $X^r_{min}$ ,  $Y^t_{min}$  および  $Y^b_{min}$  によって画定される。もちろん、制約された探索範囲304および306は実際には、 $Z^f_{min}$  および  $Z^b_{min}$  によっても画定されるCTボリューム内の3D領域であるが、イメージ（b）および（c）では2D断層で示されている。図3のイメージ（b）および（c）に示されているように、制約された探索範囲は、捕捉範囲が大きいボリューム（イメージ（b））よりも、捕捉範囲が小さいボリューム（イメージ（c））に対しての方が有効である。図3には、左心室の検出で使用するための制約された探索範囲の決定が示されているが、もちろん、本願で記載されている制約された探索範囲の決定方法は全般的であり、種々異なるアプリケーションシナリオで使用することができる。さらに、オブジェクト位置に使用できる用途固有の従来の知識が存在する場合、この従来の知識と、本願で記載された方法とを組み合わせると、探索範囲をさらに縮小することもできる。

10

#### 【0024】

20

図1を再び参照すると、ステップ106において、医療用画像ボリュームの制約された探索範囲内で、トレーニングされる第1の分類子を使用して位置候補を検出する。とりわけこの第1の分類子は、ステップ104で決定された制約された探索範囲内の各ボクセルをスキャンするために使用され、これによって、各ボクセルが解剖学的オブジェクトの中心点である確率が求められる。第1の分類子は、操縦可能な特徴を有する確率的ブーティングツリー（PBT）を使用して、注釈付きのトレーニングデータに基づいてトレーニングすることができる。PBT分類子は、各ノードが強い分類子となるツリーを帰納的に構築することによってトレーニングされる。各ノードの強い分類子がトレーニングされた後、ノードの入力されたトレーニングデータは、学習された強い分類子を使用して2つの集合（正または負）に分類される。2つの新たな集合がそれぞれ、左側および右側の子ノードに供給されることにより、左側および右側の子ノードがトレーニングされる。このようにして、PBT分類子は帰納的に構築される。制約された探索範囲内の各仮定（ボクセル）ごとに確率が求められた後、最高確率を有する所定数（たとえば100個）の仮定を位置候補として維持する。

30

#### 【0025】

ステップ108において、トレーニングボリュームからの方向例の制約された集合に基づいて、位置 方向仮定を位置候補から生成する。

#### 【0026】

3D方向は3つの自由度を有し、3つのオイラー角として表現できることは周知である。従来のMSLアプリケーションでは、オブジェクトの方向を表すためにオイラー角を使用する。オイラー角の利点の1つに、直観的な物理的意味を有するという利点がある。たとえば、ZXZ規則においてオイラー角  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  を有する方向は、z軸を中心として本来の座標系を量  $\alpha$  だけ回転し、その後x軸を中心として量  $\beta$  だけ回転し、最後に再びz軸を中心として量  $\gamma$  だけ回転することによって得られる。この回転操作は転換不可能である。このことは、回転の次数を変化できないことを意味する。方向の正しい推定と不適切な方向とを区別できる分類子をトレーニングするためには、正のトレーニングサンプルと負のトレーニングサンプルと双方が必要である。従来の適用では、仮定  $O^h$  ( $\alpha^h$ ,  $\beta^h$ ,  $\gamma^h$ ) からグラウンドトゥルース  $O^t$  ( $\alpha^t$ ,  $\beta^t$ ,  $\gamma^t$ ) までの間隔を以下のように測定するために、オイラー角空間内におけるユークリッド距離を使用する。

40

#### 【0027】

50

## 【数 1】

$$D_e(O^h, O^t) = \sqrt{\|\psi^h - \psi^t\|^2 + \|\phi^h - \phi^t\|^2 + \|\theta^h - \theta^t\|^2} \quad (1)$$

## 【0028】

この距離が閾値を下回る場合、これは正のサンプルとして扱われ、そうでない場合には負のサンプルとして扱われる。ユークリッド距離は便利であるが、方向を測定するためにユークリッド距離を使用することは欠点を有する。所与の2つの方向では、1つの方向を他方の方向に整合するために軸回転できることが周知である。この回転量は、2つの方向間の間隔の自然な定義である。同じ方向となる可能性のあるパラメータ値の集合は複数存在し、根本的な多義性に繋がってしまう。このことは、2つの近接する方向が、オイラー角空間内では相互間に大きなユークリッド距離を有する可能性があることを意味する。それゆえ、収集された正および負のサンプルが混乱を来し、学習を困難にしてしまう。オブジェクトの方向を推定するためには、方向空間を均質にサンプリングして仮定の集合を生成することができる。その後、トレーニングされた分類子を使用して各仮定をテストする。ユークリッド距離では均質でも、誤った間隔測定結果が使用されることにより、オイラー角空間を単純に均質にサンプリングすることが方向空間では本当には均質にならない。

10

## 【0029】

オイラー角の別の欠点として、規則が12個存在するという欠点があり、これらのうち幾つかは幅広く使用されている。オイラー角の範囲をトレーニングデータから計算することができる。テスト中、この範囲内で各オイラー角を均質にサンプリングして仮定を生成することができる。規則が異なると、探索範囲が極端に異なる場合がある。たとえば、回転がy軸のみを中心とする場合、(2つのオイラー角はほぼゼロである) Y X Z規則は他の規則よりコンパクトになる。図4は、トレーニング超音波ボリューム内の左心室の方向のオイラー角のヒストグラム例を示す。ヒストグラム(a), (b)および(c)はそれぞれ、Z X Z規則を使用した左心室方向の第1のオイラー角のヒストグラム、第2のオイラー角のヒストグラム、第3のオイラー角のヒストグラムである。ヒストグラム(d), (e)および(f)はそれぞれ、X Y Z規則を使用した左心室方向の第1のオイラー角のヒストグラム、第2のオイラー角のヒストグラム、第3のオイラー角のヒストグラムである。図4の実施例では、X Y Z規則による表現はZ X Z規則よりコンパクトである。しかし、心臓CTボリュームにおける心臓室検出のアプリケーションには、X Y Z規則よりZ X Z規則の方が効率的である。したがって実際には、最もコンパクトな規則を選択するための新たな用途では、異なる規則を試みる必要がある。

20

30

## 【0030】

本発明の実施形態では、方向空間を表現するために4元数を使用することにより、オイラー角の欠点が解消されるようにすることができる。4元数によって、回転を含む幾つかの問題を簡単に解くことができるきれいで概念的な枠組みが得られる。4元数は4つの数字として表される：

$$q = [w, x, y, z] \quad (2)$$

または、スカラーおよびベクトルとして表される。

$$q = [s, v] \quad (3)$$

スカラー ベクトル表現では、2つの4元数の乗算は以下ようになる：

$$q_1 q_2 = [s_1 s_2 - v_1 \cdot v_2, s_1 v_2 + s_2 v_1 + v_1 \times v_2] \quad (4)$$

ただし、 $v_1 \cdot v_2$  はベクトル内積であり、 $v_1 \times v_2$  はベクトルクロス積である。2つの4元数の積も4元数となる。

方向を表すために単位4元数を使用することができる。その際には、

$$|q| = w^2 + x^2 + y^2 + z^2 = 1 \quad (5)$$

である。

## 【0031】

それゆえ、単位4元数の自由度は3であり、オイラー角の自由度に等しい。単位4元数

50

を使用して回転行列 R を以下のように表現できる。

【 0 0 3 2 】

【 数 2 】

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1-2y^2-2z^2 & 2xy-2wz & 2xz+2wy \\ 2xy+2wz & 1-2x^2-2z^2 & 2yz-2wx \\ 2xz-2wy & 2yz+2wx & 1-2x^2-2y^2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

【 0 0 3 3 】

単位 4 元数は、スカラー ベクトルの形態で表すこともできる：

$$q = [\cos(\theta/2), v \sin(\theta/2)] \quad (7)$$

ただし  $v$  は 3 次元ベクトルであり、 $|v| = 1$  である。4 元数  $p$  が与えられた場合、これと  $q = [\cos(\theta/2), v \sin(\theta/2)]$  とを左乗算し、新たな 4 元数  $qp$  が得られる。この演算の物理的な意味は、 $qp$  が、軸  $v$  を中心として  $p$  を回転量  $\theta$  だけ回転した後の方向を表すことである。4 元数の共役は、以下の数式によって得られる：

【 数 3 】

$$\bar{q} = [w, -x, -y, -z] = [\cos(-\theta/2), v \sin(-\theta/2)] \quad (8)$$

【 0 0 3 4 】

この数式は、

$$\bar{q}$$

が、軸  $v$  を中心とする回転量  $\theta$  の回転を表す。

【 0 0 3 5 】

上記の数式に基づいて、2 つの方向間の回転量を計算することができる。回転

$$q = q_1 \bar{q}_2$$

は、 $q_2$  を  $q_1$  へ動かす回転である。数式 (3) においてスカラー ベクトル表現を使用すると、4 元数  $q_1$  と  $q_2$  との間の回転量は以下のように表現される：

$$D_q(q_1, q_2) = \arccos(|s_1 s_2 \cdot v_1 \cdot v_2|) \quad (9)$$

【 0 0 3 6 】

比較すると、オイラー角空間  $D_e$  におけるユークリッド距離 (数式 1) は 4 元数距離  $D_q$  より大きい場合が多い (数式 9)。しかし、 $D_e(O_1, O_2) = D_q(O_1, O_2)$  となる場合もある。Z X Z 規則が使用され、z 軸を中心として 180° 未満の範囲で回転が行われるだけであると仮定する。この場合、最後の 2 つのオイラー角は 0 になる。オイラー角空間内のユークリッド距離が、z 軸を中心とする回転を測定するので、数式 (9) によって定義された 4 元数距離と等しくなる。

【 0 0 3 7 】

数式 (9) の 4 元数距離の定義を使用すると、方向空間全体を均質にサンプリングすることができる。この問題は、所与の  $N$  個のサンプル方向として定式化され、方向空間内で可能な限り均質にこのサンプル方向を分布する。カバーする半径  $r$  は、任意の方向とサンプル方向のうち 1 つとを整合するのに必要な最大回転として定義することができる。均質なサンプリングを行うためには、最適化プロシージャを使用して、 $N$  個のサンプル方向のうちで最小の  $r$  を与える最適な構成を定義することができる。

【 0 0 3 8 】

多くのアプリケーションでは、解剖学的オブジェクトの方向は小さな領域内で良好に制約され、方向空間全体をテストする必要はない。たとえば、一例の心臓 CT のデータセットでは、Z X Z 規則を使用する左心室のオイラー角の範囲は、 $\theta$  では  $[-0.9, 39.1]^\circ$  であり、 $\phi$  では  $[-60.0, 88.7]^\circ$  であり、 $\psi$  では  $[-68.8, -21$

10

20

30

40

50

・ 9 ] ° である。テスト仮定を生成するために、各オイラー角をこのような領域内で均質にサンプリングすることができるが、これら 3 つのオイラー角は独立しておらず、方向を定義するためにこれら 3 つのオイラー角を組み合わせるのが有利である。したがって、各オイラー角を独立して均質にサンプリングすることにより、必要とされるよりも遥かに多くの仮定が生成されてしまう。

【 0 0 3 9 】

本発明の 1 つの実施形態では、事例ベース手法を使用してトレーニングデータからテスト仮定を生成することができる。図 5 に、トレーニングデータからテスト仮定を生成するための本発明の実施形態による事例ベース方法が示されている。図 5 の事例ベース方法は、位置 方向仮定を生成するための図 1 のステップ 1 0 8 を実施するために使用することが

10

【 0 0 4 0 】

ステップ 5 0 2 において、パラメータ空間を特定の分解能  $r$  で均質にサンプリングし、均質にサンプリングされた仮定  $S_u$  の集合を生成する。図 6 のイメージ ( a ) に、均質にサンプリングされた仮定 ( ' + ' として示されている ) の集合が示されている。ステップ 5 0 4 において、テスト仮定  $S_t$  の選択された集合がクリアにされる。ステップ 5 0 6 において各トレーニングサンプルごとに、 $S_u$  のうちで特定のトレーニングサンプルにおけるグラウンドトゥルスパラメータの指定された間隔  $d$  以内にあるすべての仮定を  $S_t$  に追加する。ここでは  $d = r / 2$  であり、そうでない場合には、 $S_u$  内においてこの条件を

満たすサンプルは存在しない。有利な実施形態では、 $d = r$  となるように  $d$  を設定することができる。図 6 のイメージ ( b ) に、ステップ 5 0 6 が最初の第 1 のトレーニングデータに適用されるのが示されている。図 6 のイメージ ( b ) に示されているように、均質にサンプリングされた仮定のうち、第 1 のトレーニングサンプルのグラウンドトゥルス 6 0 2 の距離 6 0 4 以内にあるすべての仮定が、テスト仮定の集合に追加される。図 6 のイメージ ( c ) に、ステップ 5 0 6 が第 2 のトレーニングデータに適用されるのが示されている。図 6 のイメージ ( c ) に示されているように、均質にサンプリングされた仮定のうち、第 1 のトレーニングサンプルおよび第 2 のトレーニングサンプルのグラウンドトゥルス 6 0 2 および 6 0 6 の距離 6 0 4 以内にあるすべての仮定が、テスト仮定の集合に追加される。このことはトレーニングデータセット内のすべてのトレーニングサンプルに行われ、得られたテスト仮定  $S_t$  の集合は、すべてのトレーニングサンプルにおけるグラウンドトゥルスの隣接する仮定の結合体である。ステップ 5 0 8 において、冗長的な要素を  $S_t$  から除去し、最終的なテスト仮定集合を生成する。

20

30

【 0 0 4 1 】

図 5 の方法は、方向テスト仮定の集合を生成するために使用することができる。心臓 C T ボリューム内の左心室 ( L V ) を検出するためのトレーニングデータセットの一例を参照して、このことを詳細に説明する。L V 検出トレーニングデータセットのこの例では、本方法は、 $\theta = 9 . 7 2 ^\circ$  を有する方向空間全体に分布された 7 4 1 6 個のサンプルの均質な集合である  $S_u$  を開始点とする。4 5 7 個の心臓 C T ボリュームのデータセットに、L V 方向の  $S_t$  は 6 6 個のみの一義的な方向を有する。これは  $S_u ( 7 4 1 6 )$  より格段

40

【 0 0 4 2 】

従来の M S L アプリケーションでは、各オイラー角をサイズ 間隔で均質にサンプリングして仮定を生成する。任意の方向での最近傍の仮定までの最大間隔は、ユークリッド距離の尺度を使用すると

$$\frac{\sqrt{3}}{2} \beta$$

である。上記のように、本発明の実施形態は 4 元数距離の尺度を使用する。従来の M S L アプリケーションで使用される距離尺度と、本発明の実施形態で使用される距離尺度とは

50

異なるので、これらを直接比較するのは困難である。しかし最悪な場合、ユークリッド距離測定結果  $D_e$  は 4 元数距離測定結果  $D_q$  に等しい大きさとなる。オイラー角空間を使用して、文字通りの等価的なサンプリング分解能を実現するためには、サイズ の探索幅は

$$\beta = \frac{2}{\sqrt{3}} \alpha$$

でなければならない。すなわち、 $11.2^\circ$  でなければならない。パラメータの範囲が  $[V_{min}, V_{max}]$  以内であると仮定する。N 個のポイントである  $P_{min}, P_{min} + r, \dots, P_{max} + (N - 1)r$  を、分解能  $r$  でサンプリングする。この範囲全体、 $P_{min} - V_{min}$  および  $P_{max} - V_{max}$  を完全に網羅するためには、必要とされるサンプル数は以下のようなになる。

【0043】

【数4】

$$N = \left\lceil \frac{V_{max} - V_{min}}{r} \right\rceil + 1 \quad (10)$$

【0044】

ただし  $[x]$  は、 $x$  未満でない最小の整数を返す。この心臓 CT データセットの例では、 $11.2^\circ$  の分解能でサンプリングすると、方向空間をカバーするために  $5 \times 15 \times 6 = 450$  個のサンプルを必要とする。4 元数表現を使用して方向パラメータ間の相関関係を使用すると、仮定の本数は 85% 低減され、サンプル数は 450 個から 66 個に低減される。

【0045】

上記のように、図 5 の方法を使用してトレーニングデータから、方向テスト仮定の集合を求める。図 1 のステップ 106 において検出された位置候補から位置 方向仮定を生成するためには (図 1 のステップ 108)、各方向テスト仮定に相応する仮定を各位置候補ごとに生成し、位置 方向仮定の集合が得られる。たとえば、ステップ 106 から 100 個の位置候補が維持され、図 5 の事例ベース方法から 66 個の方向サンプルが得られる場合、ステップ 108 において 6600 個の位置 方向仮定が生成される。

【0046】

図 1 を再び参照すると、ステップ 110 において、位置 方向仮定から、トレーニングされる第 2 の分類子を使用して位置 方法候補を検出する。とりわけ、第 2 の分類子を使用して、ステップ 108 において生成された各位置 方向仮定をスキャンして、各仮定ごとに、該仮定が解剖学的オブジェクトの正しい位置および方向である確率を求める。このステップを行うために、各仮定をトレーニングデータ内の平均的なオブジェクトのスケールでテストする。第 2 の分類子は、操縦可能な特徴を有する確率的ブースティングツリー (PBT) を使用して、注釈付きのトレーニングデータに基づいてトレーニングすることができる。第 2 の分類子をトレーニングするためには、トレーニングデータ内で第 1 の分類子によって正であるとして (すなわち高確率であるとして) 検出された位置候補のみに基づいて、正のトレーニングサンプルと負のトレーニングサンプルとを生成する。制約された探索範囲内の各位置候補仮定ごとに確率が求められると、最高確率を有する所定数 (たとえば 100 個) の仮定を位置 方向候補として維持する。

【0047】

ステップ 112 において、トレーニングボリュームからのスケール例の制約された集合に基づいて、類似性変換仮定を位置 方向候補から生成する。ここで使用されているような「類似性変換」という用語は、3D 解剖学的オブジェクトの位置、方向およびスケールの完全な推定に関連する用語である。本発明の 1 つの実施形態では、パラメータのテスト仮定を生成するための図 5 の事例ベース方法を使用して、方向テスト仮定の生成と同様にスケールテスト仮定を生成することができる。このスケールテスト仮定の生成はスケール

10

20

30

40

50

パラメータの相関関係を使用し、この生成によって探索空間が格段に縮小される。たとえば上記の心臓CT画像における左心室(LV)の検出の例を参照すると、LVの形状は大体回転対称的である。それゆえ、LV長軸(z軸として表される)に対して垂直な2つのスケール( $S_x$ および $S_y$ )は高い相関関係にある。というのも、これらは大体同じであるからだ。457個のトレーニングボリューム例から計算されるスケールの範囲は、 $S_x$ では[53.0, 91.1]mmであり、 $S_y$ では[49.9, 94.0]mmであり、 $S_z$ では[72.3, 128.4]mmである。6mmの分解能を使用して各スケールを独立して均質にサンプリングする場合、 $8 \times 9 \times 11 = 792$ 個のサンプルが必要である。図5の事例ベース方法を使用すると、240個のサンプルがトレーニングデータの分布範囲全体をカバーする。

10

## 【0048】

したがって、図5の方法を使用してトレーニングデータから、スケールテスト仮定の集合を求める。図1のステップ110で検出された位置方向候補から類似性変換仮定を生成するためには、各位置方向候補ごとに、各スケールテスト仮定に相応する仮定を生成することにより、類似性変換仮定の集合が得られる。たとえば、ステップ110から100個の位置方向候補が維持され、かつ図5の事例ベース方法から240個のスケールサンプルが得られた場合、ステップ112において生成される類似性変換仮定は24000個になる。

## 【0049】

ステップ114において、トレーニングされる第3の分類子を使用して類似性変換仮定から類似性変換候補を検出する。とりわけ、第3の分類子を使用して、ステップ112において生成された各類似性変換仮定をスキャンして、各仮定ごとに、該仮定が解剖学的オブジェクトの正しい位置、方向およびスケールである確率を求める。第3の分類子は、操縦可能な特徴を有する確率的ブースティングツリー(PBT)を使用して、注釈付きのトレーニングデータに基づいてトレーニングすることができる。第3の分類子をトレーニングするためには、トレーニングデータ内で第2の分類子によって正であるとして(すなわち高確率であるとして)検出された位置方向候補のみに基づいて、正のトレーニングサンプルと負のトレーニングサンプルとを生成する。

20

## 【0050】

ステップ116において、第3の分類子の検出結果に基づいて、医療用画像ボリューム内で3D解剖学的オブジェクトを検出する。1つの可能な実施形態では、ステップ114において各類似性変換仮定ごとに確率が求められると、最高確率を有する所定数(たとえば50個または100個)の仮定を組み合わせ、医療用画像ボリューム内の3D解剖学的オブジェクトの最終的な位置、方向およびスケールを求める。別の可能な実施形態ではステップ114において、3D解剖学的オブジェクトのロケーション(すなわち位置、方向およびスケール)を、最高確率を有する類似性変換仮定であるとして検出する。

30

## 【0051】

ステップ118において、検出された3D解剖学的オブジェクトを出力する。たとえば、検出された3D解剖学的オブジェクトをコンピュータシステムのディスプレイ上に表示することによって出力することができる。また、検出された3D解剖学的オブジェクトを、たとえばコンピュータシステムのメモリまたは記憶装置に記憶するか、またはコンピュータ読み出し可能な媒体に記憶することによって出力することもできる。

40

## 【0052】

3Dオブジェクト検出およびパラメータサンプル生成を行うための上記の方法は、周知のコンピュータプロセッサ、メモリユニット、記憶装置、コンピュータソフトウェアおよび他のコンポーネントを使用するコンピュータ上で実施することができる。このようなコンピュータの上位レベルのブロック図が図7に示されている。コンピュータ702は該コンピュータ702の動作全体を制御するプロセッサ704を含んでおり、この制御はこのような動作を定義するコンピュータプログラム命令を実行することにより行われる。コンピュータプログラム命令を記憶装置712(例えば磁気ディスク)に記憶することができ

50

、またこのコンピュータプログラム命令の実行が要求されるとメモリ710にロードすることができる。したがって、図1および図5の方法のステップは、メモリ710および/または記憶装置712に格納されたコンピュータプログラム命令によって規定することができ、またこれらのコンピュータプログラム命令を実行するプロセッサ704により制御することもできる。さらに、トレーニングされた第1の分類子と第2の分類子と第3の分類子と、上記方法によって得られた検出結果とを、メモリ710および/または記憶装置712に記憶することができる。たとえばCTスキャン装置、MRIスキャン装置等である画像取得装置720をコンピュータ702に接続することにより、3D画像(ボリューム)をコンピュータ702に入力することができる。画像取得装置720とコンピュータ702とを1つの装置として構成することができる。また、画像取得装置720とコンピュータ702とがネットワークを介して無線通信する構成も可能である。コンピュータ702はまた、別の装置とネットワークを介して通信するための1つまたは複数のネットワークインタフェース706も有する。コンピュータ702にはまた、ユーザとコンピュータ702との対話を行うための他の入/出力装置708が含まれている(例えばディスプレイ、キーボード、マウス、スピーカ、ボタンなど)。当業者であれば、実際のコンピュータのインプリメンテーションが他のコンポーネントも含み得ること、また図7が、図解のためにこのようなコンピュータのコンポーネントのうちのいくつかを上位レベルで表現したものであることを認識できる。

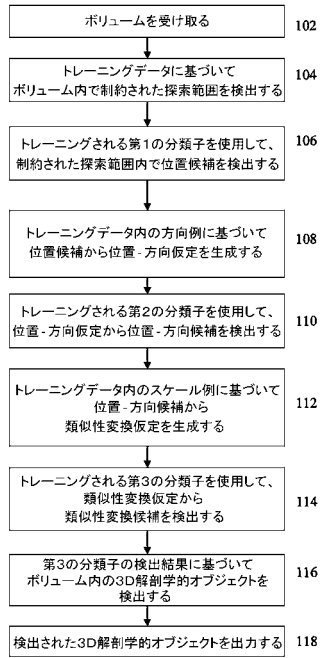
10

**【0053】**

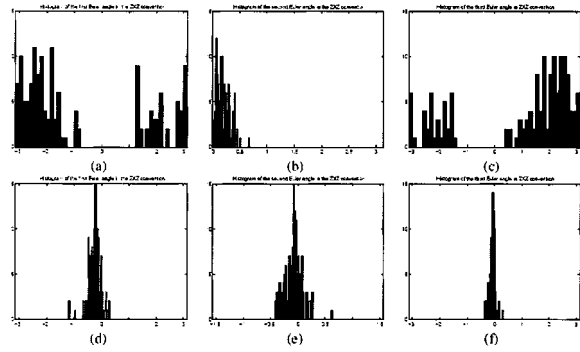
上記の詳細な説明はすべての点で説明目的に為された例示的なものであって、限定的なものではない。また本明細書において開示されている発明の範囲は詳細な説明から定められるべきではなく、特許法により認められる最も広い解釈の幅で解釈された請求項から定められるべきであることを解すべきである。本願において図示して説明した実施形態は、本発明の原理を説明するためだけのものであり、当業者であれば本発明の範囲および思想を逸脱することなく、種々の修正を実現することができる。当業者であれば本発明の範囲および思想から逸脱することなく他の種々の特徴の組み合わせを実現することができる。

20

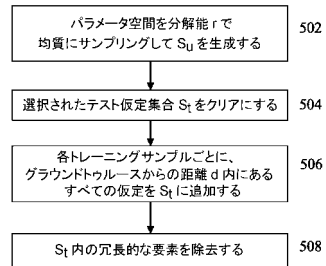
【図1】



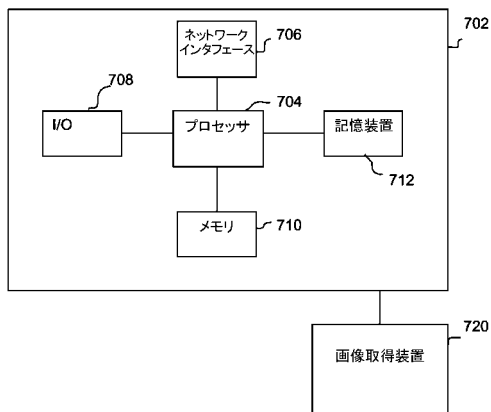
【図4】



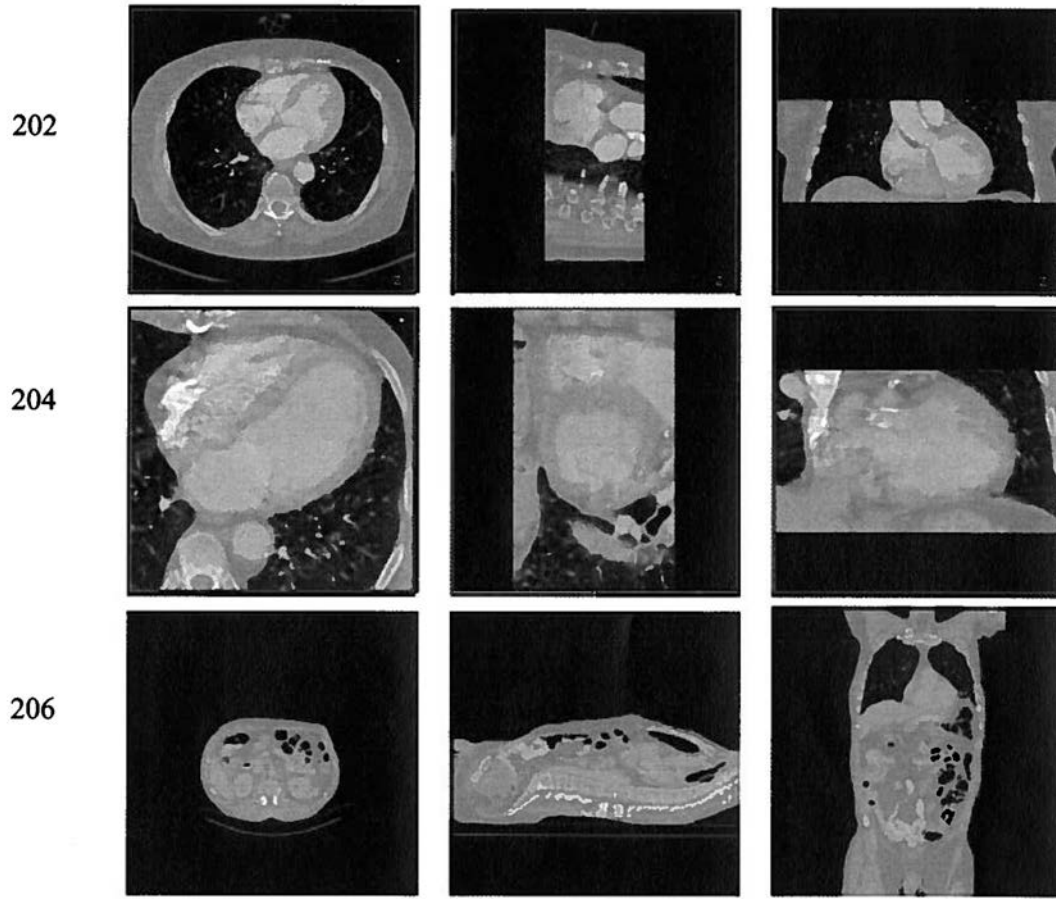
【図5】



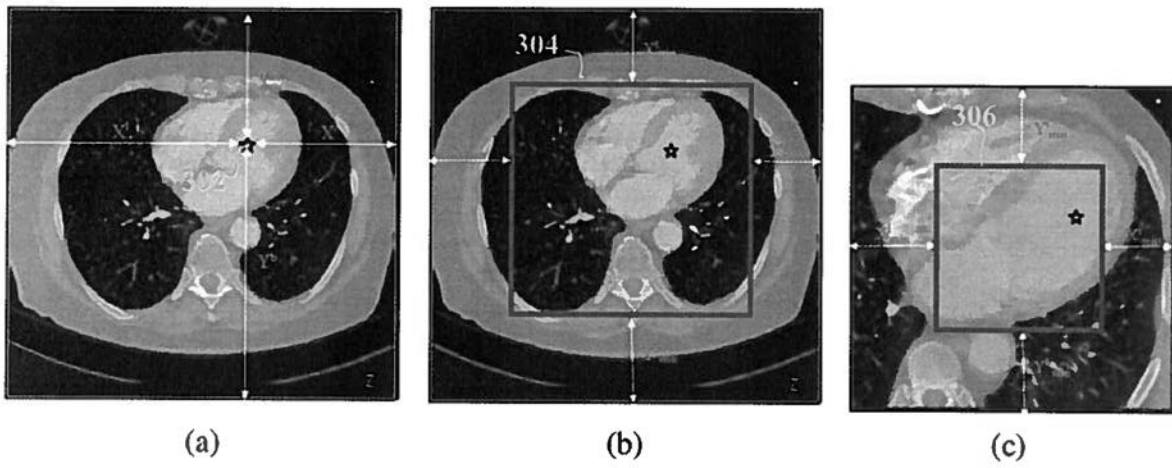
【図7】



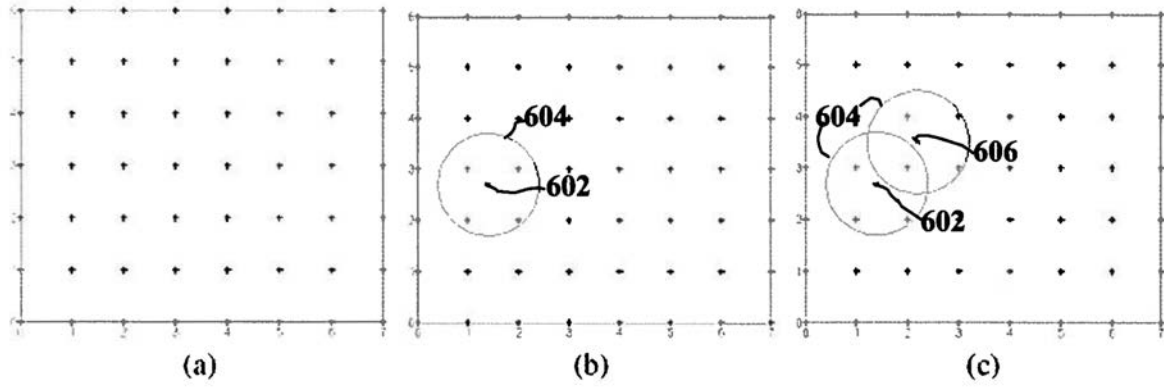
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 6 】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100112793  
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679  
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633  
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890  
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 イェフェン ツェン  
アメリカ合衆国 ニュージャージー デイトン リッジ ロード 356 アpartment イー  
- 7
- (72)発明者 ボグダン ジョルジェスク  
アメリカ合衆国 ニュージャージー プレインズボロ ジェファース ロード 6
- (72)発明者 ハイピン リン  
アメリカ合衆国 ニュージャージー プレインズボロ フォックス ラン ドライヴ 3508
- (72)発明者 ミヒヤエル ショイエリング  
ドイツ連邦共和国 ニュルンベルク ベーレンシャンツシュトラッセ 43
- (72)発明者 ドリン コマニチ  
アメリカ合衆国 ニュージャージー プリンストン ジャンクシオン ステュアート レーン ウ  
エスト 2

審査官 渡 辺 純也

- (56)参考文献 特開2008-080132(JP,A)  
特表2008-515595(JP,A)  
Yefeng Zheng et al., Fast Automatic Heart Chamber Segmentation from 3D CT Data Using Marginal Space Learning and Steerable Features, 2007 IEEE 11th International Conference on Computer Vision, 2007年  
Yefeng Zheng et al., Four-Chamber Heart Modeling and Automatic Segmentation for 3-D Cardiac CT Volumes Using Marginal Space Learning and Steerable Features, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2008年11月, Vol. 27, No. 11, p1668 - p1681

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 ~ 6/14  
G06F 17/30  
G06T 1/00