

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5362573号
(P5362573)

(45) 発行日 平成25年12月11日 (2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月13日 (2013.9.13)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B	8/00	
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 5 0 D
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 J
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 8 0
G 0 6 T	3/00	(2006.01)	G 0 6 T	3/00	5 0 0 A

請求項の数 25 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-531698 (P2009-531698)
 (86) (22) 出願日 平成19年10月10日 (2007.10.10)
 (65) 公表番号 特表2010-505558 (P2010-505558A)
 (43) 公表日 平成22年2月25日 (2010.2.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/CA2007/001772
 (87) 国際公開番号 W02008/052312
 (87) 国際公開日 平成20年5月8日 (2008.5.8)
 審査請求日 平成22年9月22日 (2010.9.22)
 (31) 優先権主張番号 60/828,894
 (32) 優先日 平成18年10月10日 (2006.10.10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 505325073
 セダラ ソフトウェア コーポレイション
 カナダ国 エル4 ヴィ 1 エス7 オンタ
 リオ ミシソーガ エアポート ロード
 6 5 0 9
 (74) 代理人 100140109
 弁理士 小野 新次郎
 (74) 代理人 100089705
 弁理士 社本 一夫
 (74) 代理人 100075270
 弁理士 小林 泰
 (74) 代理人 100080137
 弁理士 千葉 昭男
 (74) 代理人 100096013
 弁理士 富田 博行

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療画像において領域を区分化するシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像における領域を区分化する方法であって、
前記画像上で複数の初期点を定義するステップと、
前記複数の初期点の内隣接する点の各対に対して配置した 1 つ以上の制御点を定義する
ステップと、

前記複数の初期点の内隣接する点の各対間において、前記各対に対して配置した 1 つ以上の制御点であって、前記初期輪郭の外側に位置する 1 つ以上の制御点を用いて、ベジエ
曲線を内挿補間することにより、前記複数の初期点から初期輪郭を生成するステップと、

前記領域に対する予測形状に関する情報に応じて、前記初期輪郭を精細化するために、
前記ベジエ曲線の各々を修正するように前記制御点の位置を調節するステップと
 を備えている、方法。

【請求項 2】

請求項 1 記載の方法であって、スコアを求めるために、前記画像において境界情報を試験するステップと、複数のスコアを求めるために、複数回前記初期輪郭を精細化するステップと、前記スコアの内最高のスコアに応じて、精細化した輪郭を生成するステップとを備えている、方法。

【請求項 3】

請求項 2 記載の方法において、前記境界情報を試験するステップは、

第 1 スコアを求めるために前記初期輪郭を前記画像における境界情報と比較するステッ

10

20

プと、

第2スコアを求めるために前記初期輪郭を前記情報と比較するステップであって、前記情報が前記領域に対する予測形状を示す、ステップと、

組み合わせスコアを得るために、前記第1および第2スコアを組み合わせるステップと、

、

複数の調節輪郭を得るために、前記初期輪郭を複数回整形するステップと、

前記複数の調節輪郭の各々について、前記組み合わせスコアを求めるステップと、

前記組み合わせスコアの内最高のスコアに応じて、前記精細化輪郭を生成するステップと

を備えている、方法。

10

【請求項4】

請求項3記載の方法において、前記輪郭が前記画像における縁端に近いときに、前記第1スコアが高くなるように、勾配強度画像における各画素の値だけ増分することによって、前記第1スコアを計算する、方法。

【請求項5】

請求項3記載の方法において、前記第2スコアは、前記輪郭が平均形状からどれくらい近いかに応じて計算され、前記平均形状は、経験的に得られた予測形状のアトラスにおける複数の形状から決定する、方法。

【請求項6】

請求項3記載の方法において、前記組み合わせスコアは、前記第1および第2スコアの重み付け組み合わせとして計算する、方法。

20

【請求項7】

請求項1記載の方法において、前記複数の初期点を定義するステップは、

前記領域の第1区域における第1点の選択を可能にすることにより、前記複数の初期点を生成するステップと、

対称線を定めるために、前記第1点と対向する前記領域の第2区域における第2点の選択を可能にするステップと、

前記第1および第2点を通る暫定的輪郭を生成するステップと、

前記対称線の一方側において、前記暫定的輪郭上に第3点を規定するステップと、

前記第3点の前記領域の第3区域に向かう移動を可能にするステップと、前記第3点の移動中に、前記領域の第4区域に向かう前記第3点の移動とは逆方向に、前記対称点の他方側において、前記暫定的輪郭上で第4点を自動的に移動させるステップと

30

を備えている、方法。

【請求項8】

請求項1記載の方法であって、

前記領域の縦断面図を別の次元で得るために、前記領域を内包する画像スライスのスタックとは異なる角度で、前記領域の少なくとも1つの補助画像スライス入手するステップと、

前記画像スライスのスタック全体にわたって伝搬しつつ、前記画像スライスの内次の1つについて次の区分化輪郭を近似するために、前記画像スライス毎に前記方法を繰り返し、前記縦断面図を参照するステップと

40

を備えている、方法。

【請求項9】

請求項1記載の方法において、前記情報は、以下の内いずれか1つ又は複数によって提供される、方法。医療用画像から得られる機能的知識、前記領域の幾何学的形状、前記領域の対称性、撮像中に捕獲したリアル・タイム情報、経験的に得た予測形状のアトラス、および位置確認情報。

【請求項10】

請求項1記載の方法において、前記制御点を複数回修正し、各修正時に、前記領域の形状の可能性を、前記領域について経験的に得られた予測形状のアトラスから決定し、前記

50

可能性を用いて精細化した輪郭を選択する、方法。

【請求項 1 1】

請求項 1 記載の方法であって、前記初期点から選択した 1 つを、前記画像における境界に向かってドラッグすることによって、前記輪郭の手動調節を行うことを可能とし、これによって、前記初期点から選択した前記 1 つをドラッグするときに、前記輪郭区分の内隣接する 2 つを整形し、前記輪郭区分のその他は不変のままとするステップを備えている、方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 記載の方法であって、複数の画像スライスについて繰り返し、前記輪郭を一旦精細化したなら、次の画像スライスに自動的に伝搬する、方法。

10

【請求項 1 3】

コンピュータ読み取り可能媒体であって、
画像上で複数の初期点を定義し、

前記複数の初期点の内隣接する点の各対に対して配置した 1 つ以上の制御点を自動的に定義し、

複数の初期点の内隣接する点の各対間において、前記各対に対して配置した 1 つ以上の制御点であって、前記初期輪郭の外側に位置する 1 つ以上の制御点を用いて、ベジエ曲線を内挿補間することによって、前記複数の初期点から初期輪郭を生成し、

前記領域に対する予測形状に関する既知の情報に応じて、前記初期輪郭を精細化するために、前記ベジエ曲線の各々を修正するように前記制御点の位置を調節する
ことによって、画像処理デバイスに、画像における領域を区分化させるためのコンピュータ実行可能命令を備えている、コンピュータ読み取り可能媒体。

20

【請求項 1 4】

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体であって、スコアを求めるために、前記画像において境界情報を試験し、複数のスコアを求めるために、複数回前記初期輪郭を精細化し、前記スコアの内最高のスコアに応じて、精細化した輪郭を生成するための命令を備えている、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、前記境界情報の試験は、第 1 スコアを求めるために前記初期輪郭を前記画像における境界情報と比較し、第 2 スコアを求めるために前記初期輪郭を前記情報と比較し、前記情報が前記領域に対する予測形状を示し、組み合わせスコアを得るために、前記第 1 および第 2 スコアを組み合わせ、複数の調節輪郭を得るために、前記初期輪郭を複数回整形し、前記複数の調節輪郭の各々について、前記組み合わせスコアを求め、前記組み合わせスコアの内最高のスコアに応じて、前記精細化輪郭を生成することを含む、コンピュータ読み取り可能媒体。

30

【請求項 1 6】

請求項 1 5 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、前記輪郭が前記画像における縁端に近いときに、前記第 1 スコアが高くなるように、勾配強度画像における各画素の値だけ増分することによって、前記第 1 スコアを計算する、コンピュータ読み取り可能媒体。

40

【請求項 1 7】

請求項 1 5 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、前記第 2 スコアは、前記輪郭が平均形状からどれくらい近いかに応じて計算され、前記平均形状は、経験的に得られた予測形状のアトラスにおける複数の形状から決定する、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 1 8】

請求項 1 5 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、前記組み合わせスコアは、前記第 1 および第 2 スコアの重み付け組み合わせとして計算する、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 1 9】

50

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、画像上で複数の初期点を定義するための命令は、

前記領域の第 1 区域における第 1 点の選択を可能にし、

対称線を定めるために、前記第 1 点と対向する前記領域の第 2 区域における第 2 点の選択を可能にし、

前記第 1 および第 2 点を通過する暫定的輪郭を生成し、

前記対称線の一方側において、前記暫定的輪郭上に第 3 点を規定し、

前記第 3 点の前記領域の第 3 区域に向かう移動を可能にし、

前記第 3 点の移動中に、前記領域の第 4 区域に向かう前記第 3 点の移動とは逆方向に、前記対称線の他方側において、前記暫定的輪郭上で第 4 点を自動的に移動させるための命令を備えている、コンピュータ読み取り可能媒体。

10

【請求項 2 0】

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体であって、前記領域の縦断面図を別の次元で得るために、前記領域を内包する画像スライスのスタックとは異なる角度で、前記領域の少なくとも 1 つの補助画像スライス入手し、前記画像スライスのスタック全体にわたって伝搬しつつ、前記画像スライスの内次の 1 つについて次の区分化輪郭を近似するために、前記画像スライス毎に前記方法を繰り返し、前記縦断面図を参照するための命令を備えている、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 2 1】

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、前記情報は、以下の内いずれか 1 つ以上によって提供する、コンピュータ読み取り可能媒体。医療用画像から得られる機能的知識、前記領域の幾何学的形状、前記領域の対称性、撮像中に捕獲したリアル・タイム情報、経験的に得た予測形状のアトラス、および位置確認情報。

20

【請求項 2 2】

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体において、前記制御点を複数回修正し、各修正時に、前記領域の形状の可能性を、前記領域について経験的に得られた予測形状のアトラスから決定し、前記可能性を用いて精細化した輪郭を選択する、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 2 3】

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体であって、前記初期点から選択した 1 つを、前記画像における境界に向かってドラッグすることによって、前記輪郭の手動調節を行うことを可能とし、これによって、前記書基点から選択した前記 1 つをドラッグするときに、前記輪郭区分の内隣接する 2 つを整形し、前記輪郭区分のその他は不変のままとするための命令を備えている、コンピュータ読み取り可能媒体。

30

【請求項 2 4】

請求項 1 3 記載のコンピュータ読み取り可能媒体であって、複数の画像スライスについて前記命令を繰り返し、前記輪郭を一旦精細化したなら、次の画像スライスに自動的に伝搬するための命令を備えている、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 2 5】

画像における一領域について、前記画像上に生成した区分化輪郭を精細化する方法であって、

40

第 1 スコアを求めるために前記初期輪郭を前記画像における境界情報と比較するステップと、

第 2 スコアを求めるために、前記初期輪郭を、前記領域に対する予測形状を示す情報と比較するステップと、

組み合わせスコアを得るために、前記第 1 および第 2 スコアを組み合わせるステップと、

複数の調節輪郭を得るために、前記初期輪郭を複数回整形するステップと、

前記複数の調節輪郭の各々について、前記組み合わせスコアを求めるステップと、

前記組み合わせスコアの内最高のスコアに応じて、前記精細化輪郭を生成するステップ

50

と

を備えている、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像区分化に関し、医療画像の領域区分化において格別の利用性を有する。

【従来技術】

【0002】

人における前立腺癌診断の頻度が増すにつれて、早期検出の必要性も高まりつつある。前立腺の癌腫による徴候は、一般に、広範囲の成長が生ずるまでは現れず、一旦腫瘍が前立腺を超えて広がると、別の合併症の危険性が高まる。しかしながら、早期段階において診断すれば、前立腺癌は治療可能であり、後期段階であっても、処置が有効な可能性がある。処置の選択肢は、癌の広がりに応じて多種多様であり、診断が後の段階になる程、一般に見通しは悪くなる。

10

【0003】

前立腺癌診断を扱う外科医が直面する課題には、早期したがって治療可能な段階に患者を診断し、病気の段階および等級を精度高く評価し、正しい治療法を適用し、治療の間患者の経過を監視できることが含まれる。超音波のような撮像技術は、外科医がこのような課題を克服することを可能にするには卓越している。

【0004】

20

前立腺癌（およびその他の病気）を診断するための医療画像の使用における重要な側面の1つに、画像における対象領域（例えば、前立腺）を精度高く区分化し、その領域と他の解剖学的構造との境界を特定することがあげられる。しかるべき治療または投与量を前立腺に割り当てるには、前立腺の体積を精度高く測定することが必要となる。対象領域の精度高い区分化は、他の種類の撮像や画像分析においても重要である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

液体充填領域のような、画像コントラストが大きい解剖学的構造の中には、その構造の区分化が比較的単純である可能性が高く、したがって多数の区分化手法を用いることができる場合もある。しかしながら、前立腺のような、コントラストが低い構造の超音波画像は、区分化するのが難しい可能性が高い。縁端検出器のような典型的な局部画像処理技法は、スペckル(speckle)、陰影、およびその他の画像アーチファクトのために、境界を発見することに、それ自体が適していないことがわかっている。

30

【0006】

しがって、前述の欠点を回避または軽減することが、以下の目的である。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一態様において、画像における領域を区分化する方法を提供し、複数の初期点から初期輪郭を生成するステップであって、複数の初期点の内隣接する点の各対間において、各対に対して配置した1つ以上の制御点を用いて、輪郭区分を内挿補間するステップと、領域に対する予測形状に関する情報に応じて、輪郭区分の各々を修正して初期輪郭を精細化するために、制御点の位置を調節するステップとを備えている。

40

【0008】

別の態様において、コンピュータ読み取り可能媒体を提供し、複数の初期点の内隣接する点の各対間において、各対に対して配置した1つ以上の制御点を用いて、輪郭区分を内挿補間することによって、複数の初期点から初期輪郭を生成し、領域に対する予測形状に関する既知の情報に応じて、輪郭区分の各々を修正して初期輪郭を精細化するために、制御点の位置を調節することによって、画像処理デバイスに、画像における領域を区分化させるためのコンピュータ実行可能命令を備えている。

50

【 0 0 0 9 】

更に別の態様において、初期輪郭を発生するために画像における領域を区分化する方法を提供し、領域の第 1 区域における第 1 点の選択を可能にするステップと、対称線を定めるために、第 1 点と対向する領域の第 2 区域における第 2 点の選択を可能にするステップと、第 1 および第 2 点を通過する暫定的輪郭を生成するステップと、対称線の一方側において、暫定的輪郭上に第 3 点を規定するステップと、第 3 点の領域の第 3 区域に向かう移動を可能にするステップと、第 3 点の移動中に、領域の第 4 区域に向かう第 3 点の移動とは逆方向に、対称線の他方側において、暫定的輪郭上で第 4 点を自動的に移動させるステップと、初期輪郭を生成するために、領域に対する予測形状を示す情報にしたがって、点間において内挿補間を行うステップとを備えている。

10

【 0 0 1 0 】

更に別の態様において、画像における一領域について、画像上に生成した区分化輪郭を精細化する方法を提供し、第 1 スコアを求めるために輪郭を画像における境界情報と比較するステップと、第 2 スコアを求めるために、輪郭を領域に対する予測形状を示す情報と比較するステップと、組み合わせスコアを得るために、第 1 および第 2 スコアを組み合わせるステップと、複数の調節輪郭を得るために、輪郭を複数回整形するステップと、複数の調節輪郭の各々について、組み合わせスコアを求めるステップと、組み合わせスコアの内最高のスコアに応じて、精細化輪郭を生成するステップとを備えている。

【 0 0 1 1 】

更に別の態様において、三次元領域の画像スライスのスタックから、領域を区分化する方法を提供し、領域の縦断面図を別の次元で得るために、スタックとは異なる角度で、領域の 1 つの補助画像スライスを入手するステップと、画像スライスのスタック全体にわたって伝搬しつつ、画像スライスの内次の 1 つについて次の区分化輪郭を近似するために、縦断面図を参照するステップとを備えている。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

これより、添付図面を参照しながら、一例としてのみ、本発明の一実施形態を説明する。図面において、

【図 1】図 1 は、超音波撮像環境の模式図である。

【図 2】図 2 は、図 1 の画像区分化プログラムのグラフィカル・ユーザ・インターフェースの模式図である。

30

【図 3】図 3 は、前立腺の超音波画像である。

【図 4】図 4 は、前立腺区分化手順におけるステップを示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、図 4 の手動初期化手順を図で示す。

【図 6】図 6 は、曲線当てはめ手順を図で示す。

【図 7】図 7 は、形状図録における前立腺形状の例を示す。

【図 8】図 8 は、平均的な前立腺形状、ならびにその内側および外側範囲を示す。

【図 9】図 9 は、図 4 の自動精細化手順中に実行する前処理を示す。

【図 10】図 10 は、追加の次元において前立腺の縦断面図を描くための補助画像スライスを示す。

40

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

これより図 1 を参照すると、撮像環境、本例では、超音波撮像環境が、全体的に番号 10 で示されている。環境 10 は、超音波撮像装置 12、試験テーブル 30、およびテーブル 30 上に載っている被験者 28 を備えている。装置 12 は、超音波機械 14、表示および制御インターフェース 16、ならびに超音波プローブ 24 を備えている。プローブ 24 は、医療用撮像では周知のように、音波を発信しこのような音波のエコーを受信する 1 つ以上の変換器 26 を含む。

【 0 0 1 4 】

機械 14 は、プローブ 24 を制御する撮像モジュール 18 を備えている。撮像モジュール

50

ル 18 は、プロセッサ 20 と、被験者 28 の対象領域の 1 つ以上の画像を得るためのコンピュータ実装画像取り込みプログラム 22 とを備えている。好ましくは、超音波装置 12 は、3D 超音波画像を得ることができ、対象領域の 3D 超音波画像を表す 2D 画像スライス（図 10 も参照）84 のアレイまたはスタックを得るために、変換器 26 のアレイまたは可動型変換器 26 を用いる。図 1 では、対象領域は前立腺 32 を含む。

【0015】

2D 画像スライス 84 は、通例、電子的に機械 14 に、および/またはネットワーク 38 を通じてアクセス可能な遠隔画像保管システム（図示せず）に格納する。以下の例では、画像スライス 84 は、ディスプレイ 36 を有する視認室 34 にアクセス可能であり、視認室 34 は、画像スライス 84 において見られる対象領域の区分、分析、診断、処置等を行うために、画像区分化プログラム 39 にもアクセスすることができる。尚、図 1 に示すように、コンピュータ室 34 を、例えば、試験室内にある撮像装置 12 に直接リンクしてもよく、またはネットワーク 38 を通じて、例えば、離れた事務所または診療所にある装置 12 によって得られるデータに間接的にリンクしてもよいことは認められよう。

【0016】

ディスプレイ 36 は、好ましくは、ユーザが画像スライス 84 をロードし分析することを可能にするグラフィカル・ユーザ・インターフェース（GUI）40 を提供する。画像スライス 84 の集合、アレイ、またはスタックは、スタディ（study：下絵）と呼ぶこともできる。GUI 40 は、医療画像 60、例えば、図 3 に示すそれを表示する画像ウィンドウ 42 を備えている。このインターフェース例では、スタディにおける連続画像は、逆方向矢印 46、順方向矢印 48、および/またはスクロール・バー 50 を選択することによって視認する。「スタディ・ロード」ボタン 44 は、ユーザが新たなスタディをロードすることを可能にし、特定の被験者 28 に対する一連の画像スライス 84 をインポートする。「輪郭消去」ボタン 52 は、ユーザが、画像ウィンドウ 42 内にあった 1 つの輪郭を除去することを可能にし、「全輪郭消去」ボタン 54 は、ユーザがスタディにおける全ての画像スライス 84 上の全ての輪郭を除去することを可能にする。このような輪郭については、以下で更に詳しく説明する。この例では、「自動スナップ」チェックボックス 56 を設けて、ユーザが選択点を画像における縁端にスナップ（snap）することを可能にし、「自動伝搬」チェックボックス 58 は、ユーザが輪郭の次の画像スライス 84 への伝搬を選択または選択解除することを可能にする。これらの機構については、以下で更に詳しく説明する。

【0017】

先に注記したように、図 3 は、超音波画像例 60 を呈示する。図 3 において見るように、前立腺 32 を視覚的に区分化することができるが、しかしながら、その周囲との低コントラストのために、従来の技法を用いて画像から区分化することが困難な場合もあり得る。

【0018】

超音波画像 60 から前立腺 32 を区分化する際に特に有用性がある画像区分化手順を、図 4 から図 9 に示す。最初に図 4 を参照すると、画像スライス 84 の集合、即ち、スタディをステップ 100 において入手する。画像スライス 84 は、装置 12 を用いて発生し、スタディとして格納する。以下の例では、スタディは、視認室 34 においてユーザがアクセスする。一旦ステップ 100 において画像スライス 84 を入手したなら、ステップ 102 において、次のスライス（例えば、スタックの中間からの初期スライスから始まる）を画像ウィンドウ 42 にロードする。尚、区分化手順はリアル・タイム画像捕獲の間も用いることができ、予め捕獲し/予め格納してある画像だけで動作する必要はないことは認められよう。

【0019】

GUI 40 を用いて、ユーザは区分化手順を開始することができ、最初にステップ 104 において手動初期化を実行する。手動初期化ステップ 104 を図 5 および図 6 に示す。手動初期化ステップ 104 は、ユーザの相互作用を最大限活用し、特に、既知の情報を用

10

20

30

40

50

いてユーザ相互作用の回数を低減することによって、改良したワークフローを作り上げる。このように、ユーザの知識を活用し利用することにより、従来のワークフローを提示しつつ区分化を改善することができる。

【 0 0 2 0 】

ステップ (a) において、ユーザは最初に画像 (例えば、この例では前立腺) における領域の第 1 最上位域 6 2 において、図 5 に模式的に示すように、境界にできるだけ近く構造 3 2 における対称線に近い 1 点を選択する。好ましくは、「ドラッグおよび解放」行為を用いて、対称線他端である、第 2 下位域 6 4 における第 2 点を選択する。ドラッグおよび解放の間、図 5 のステップ (b) に示すように、好ましくはリアル・タイムで、暫定的輪郭 6 9 を画像 6 0 上に発生し、ユーザが第 2 点を選択し易くする。この実施形態における暫定的輪郭 6 9 は、形状が円形であり、最上位点 T および最下位点 B の位置付けによってその直径が定められる。これらの点は対称線も定め、ユーザが選択した第 1 および第 2 点を通る。また、暫定的輪郭 6 9 は、第 3 の右点 R および第 4 の左点 L も特定する。これらは、線 T B によって定められる対称線を中心とする互いの反射である。

【 0 0 2 1 】

図 5 のステップ (c) においてみられるように、次にユーザは第 3 即ち右点 R を選択し、第 3 最右側域 6 6 に向かって別のドラッグおよび解放行為を実行することができる。ユーザがドラッグおよび解放を完了すると、ステップ (d) に示すように、初期輪郭 7 0 が発生する。これは、暫定的輪郭 6 9 の整形または精細化であり、領域、例えば、前立腺 3 2 の第 1 近似が得られる。

【 0 0 2 2 】

これより図 6 を参照すると、4 つの輪郭区分 7 2 a ~ 7 2 d について、輪郭の整形または精細化を実行する。4 つの輪郭区分 7 2 a ~ 7 2 d は、ユーザが選択した 3 つの点 T、B、R および自動的に位置が決まる点 R' によって描画される。区分 7 2 a ~ 7 2 d の各々は、初期点の内隣接するものの各対間で内挿補間を行うことによって発生する。尚、スプラインに基づく内挿補間が好ましく、特に、制御点と呼ばれることが多い 4 つの点を用いてそれ自体を定義する立体ベジエ曲線を得るものが好ましいことが分かっている。図 6 では、区分 7 2 a の発生を示す。区分 7 2 a のベジエ曲線は、点 T および R、ならびに外側制御点 T' および R' を含む。曲線は T において開始し、R' の方向から来る R に達する。一般に、区分 7 2 a は T' も R' も通過しないが、これらの外側制御点は、方向情報を提供するために置かれている。

【 0 0 2 3 】

図 6 の下側の図に示す配列では、正しい前立腺形状を生成することが分かっている。T' および R' を計算するためには、次の手順を用いることができる。

【 0 0 2 4 】

1) 線 T T' は、線 T B に対して垂直である。

【 0 0 2 5 】

2) 線 R R' は、線 C R に対して垂直である。ここで、C は線 T B の中点である。

【 0 0 2 6 】

3) R R' の長さを $0.28 * |T - B|$ として計算する。

【 0 0 2 7 】

4) T T' の長さを

【 数 1 】

$$0.28 * |R - L| * \left(\frac{90}{90 - |\phi|} \right)$$

として計算する。ここで、 ϕ は図 6 に示す角度であり、度を単位として測定する。残りのベジエ曲線を定める区分 7 2 b ~ 7 2 d も同様に形成する。

【 0 0 2 8 】

上で用いた式は、区分化する領域、この例では前立腺の、予測した実際の境界形状に関

10

20

30

40

50

する、得られた輪郭 70 の比較に基づいて経験的に選択した。尚、異なる用途または他の構造を区分化するために改造するときには、式も個々の形状に適するような修正が必要となる場合もあることは認められよう。ベジエ曲線の柔軟性により、プログラム 39 は、制御点 T' および R' を移動させることによって、最良の一致を見出すために輪郭 70 の形状を変化させることができる。尚、このような制御点または同様の機構を用いて調節または制御することができるいずれの内挿補間でも、改造して同様の柔軟性を得ることができることは認められよう。

【 0 0 2 9 】

図 4 に戻って、ユーザが手動初期化ステップ 104 を完了し、自動スナップ・チェックボックス 56 を選択すると、次に、区分化プログラム 39 によって自動精細化ステップ 106 を実行して、輪郭 70 を、画像 60 において検出した境界に「スナップ」することによって、実際の境界に対して輪郭を更に正確に載せることができる。ステップ 106 において、プログラム 39 は、手作業の輪郭に近くある種のスコア機能(score function)を最大化する形状を検索する。スコアは、輪郭 70 の前立腺 32 に対する当てはめ改良を判定するために用いられ、次いで、改良した当てはめを画像 60 上に描写する(render)。

【 0 0 3 0 】

以下の例では、スコアは 2 つの判断基準、a) 形状の境界の画像における境界との一致度合いの測定値(画像における境界は、縁端境界 82 からの勾配強度および勾配方向を用いて推定する)、および b) 領域、例えば、前立腺についての予測形状を示す情報から決定する形状の可能性、および潜在的な形状毎の数値格付けに基づく。以下で説明するが、一実施形態では、この情報はアトラス(atlas)の内容から入手する。

【 0 0 3 1 】

尚、以下のいずれの 1 つ以上によっても情報を提供することができることは認められよう。医療用画像から得られる機能的知識、既知のまたは検出した領域の幾何学的形状、既知のまたは検出した領域の対称性、撮像中に捕獲したリアル・タイム情報、予期した形状の経験的に得たアトラス、ならびに位置確認(localization)情報。この情報は、用途次第で、予め格納しておくことができ、あるいは自動的にリアル・タイムで検出または入手することができる。

【 0 0 3 2 】

この例では、スコア要素 a) を計算するには、図 9 に示すような縁端情報を入手し、輪郭 70 をこの縁端境界と比較する。図 9 に示すように、プログラム 39 は最初に画像 60 を処理して、解剖学的縁端情報を得る。好ましくは、最初に目ディアン・フィルタを適用して弱く無関係の縁端を抑制し、生の画像データから中間境界 80 を得る。次いで、勾配強度フィルタ(gradient-magnitude filter)を適用して縁端画像 82 を得ることができ、スコア要素 a) を計算する際にこれを用いることができる。

【 0 0 3 3 】

スコア要素 a) は、以下のように計算することができる。輪郭 70 と接触する勾配強度画像における画素毎に、その画素の値だけスコアを増分する。したがって、輪郭が画像 60 における縁端に近いと、スコア要素 a) は大きくなる。

【 0 0 3 4 】

プログラム 39 が検出する境界は 1 つよりも多い場合もあるので、そして、正しくない境界にスナップするのを回避するために、好ましくは、前立腺形状の 1 つ以上のアトラスを用いて、スコア要素 b) を計算する。

【 0 0 3 5 】

アトラスは、可能性のある前立腺の形状を取り込み、自動精細化ステップ 106 が、前立腺に関係のない境界によって「邪魔される」のを回避するために用いられる。このような無関係の境界は、例えば、前立腺に埋め込まれるシード(seed)または石炭化によって生ずる可能性がある。

【 0 0 3 6 】

アトラスを予めメモリに格納しておき、更に多くの経験的データが入手可能になるにつ

10

20

30

40

50

れて、総合的に更新し改良することができることが好ましい。尚、論文：COOTERS et al., "Statistical Models of Appearance for Computer Vision"の第4章に記載されている統計的形狀モデル用方法論(Imaging Science and Biomedical Engineering, University of Mancheser, March 8, 2004, pages 13-28)を用いると、アトラスを作成することができることが分かっている。

【0037】

一般に、モデルを作成するには、1組の形状を描き、これらの形状を位置合わせし、主成分分析(PCA)：

【数2】

$$x = \bar{x} + \Phi b \quad (1)$$

10

を用いて形状を一般化する。ここで、 $\bar{x}$ は平均形状であり、 Φ は行列であり、その列は最大固有値と関連のある固有ベクトルとなっている。保持する固有ベクトルの数は、高周波形状を自動的に排除するように、観察した形状異形の内約80%または約90%を保持することを要求することによって決定する。一般に、 Φ は列よりも行の方が多い長方形行列である。

【0038】

アトラスを作成するために用いる形状のガウス分布を想定すると、これは、式(1)で生成される所与の形状について、このような形状がアトラスの一部である確率は、

【数3】

$$\log(p(b)) = c * \sum \frac{b_i^2}{\lambda_i} + const \quad (2)$$

20

によって決定することができる。ここで、 b_i は、 b ベクトルの成分であり、 λ_i は Φ の固有ベクトルと関連のある固有値である(Cootes et al.の論文の第4.6章参照)。式(2)は、所与の形状の可能性を評価するために用いることができる。例えば、以下のアルゴリズムを用いることができる。

【0039】

1) 特異値分解(SVD: singular value decomposition)を用いて行列 Φ を反転させる。ここで、SVD分解は、数値不安定を防止し、非二乗行列を扱う。

30

【0040】

2) 形状 x を仮定して、以下の計算を行う。

【数4】

$$b = \Phi^{-1}(\bar{x} - x)$$

【0041】

3) 形状 x の可能性を、

【数5】

$$Pl = \sum \frac{b_i^2}{\lambda_i} \quad (3)$$

40

として評価する。

【0042】

一般に、図8に示すように、平均前立腺形状74を決定し、内限76から外限78までの形状範囲に対して、輪郭70を評価する。

【0043】

本例では、前立腺は異なる形状を取ることもあり得るのであり、それらの全ては等しく可能性がある。形状は、捕獲、画像様式(modality)、そして病理によっても異なる。例えば、図7に示す形状は、有効な前立腺の形状である。

【0044】

50

式(3)は平均形状から所与の形状の距離を事実上評価するので、全く異なる形状である、1つのアトラスにこれを挿入するのは一般的に好ましくない。代わりに、各々が同様の形状、例えば、「円形」前立腺形状を含む、多数のアトラスを作成することが好ましい。そして、スコア要素b)は、全てのアトラスにわたって得られた最高のスコアとして選択することができる。

【0045】

総合スコアは、スコア要素a)およびb)の重み付けした組み合わせである。重みは、各要素の重要性を反映し、用途に基づいて可変であってもよい。尚、試行錯誤によって、しかるべき重み付け方式を決定するのに適した方法が得られることが分かっている。

【0046】

制御点T'およびR'の位置(location)を調節し、調節した輪郭毎にスコアを計算する。好ましくは、制御点T'およびR'をある枠の範囲内で、前立腺の直径の約±10%(精度と速度との間で適当な妥協が得られる)というように移動させ、スコアが最大になるまで輪郭70を再度生成する。例えば、前述の前立腺の直径の±10%を範囲とし、刻み幅を前立腺直径の約1%とする値の離散集合を用いて、T'およびR'を段階的に変化させる。つまり、ある回数、例えば、 $20 \times 30 = 400$ 回、輪郭を再生成する。尚、輪郭70を再生成する度に再度描くのではなく、例えば、約400個の候補のスコアを代わりに評価し、スコアが最もよい輪郭を再度描くことが好ましいことを注記しておく。次いで、輪郭70を、近似前立腺境界に「スナップ」して、ステップ106を完了する。

【0047】

図4に戻って、プログラム39は、好ましくは、自動精細化を画像60上で実施した後、ユーザがステップ108において輪郭70に対して手動調節を行うことを可能にする。ユーザは、点T、B、L、およびR、または輪郭70に沿った点のいずれかを、視覚的に特定できる境界に向かってドラッグすることによって、輪郭70を手動で調節することができる。好ましくは、ユーザ選択点T、B、L、およびRをドラッグすると、2つの隣接する区分(例えば、Tならびに72aおよび72d)は整形される一方、残りの2つの区分は変化しないままとなる。これが生ずるのは、ユーザ選択点が双方のベジエ曲線において制御点であるという事実による。また、ユーザ選択点の1つの間で輪郭70に沿った点をドラッグする(即ち、ある区分に沿って)と、その区間だけが自動的に整形され、残りの3つの区間は変化しないままとなる。整形は、プログラム39によって制御され、ベジエ曲線に対する制御点を操作して、区分の平滑化を実施する。例えば、ベジエ曲線の式を解くと、点T'およびR'を求めることができる。これらの点は、曲線に、ドラッグしている点を通させる。

【0048】

ステップ110において、プログラム39は、ユーザが自動伝搬チェックボックス58を選択したか否か判定を行う。ボックス58が選択されている場合、プログラム39は、画像上に描画した最終輪郭70を保持し、その輪郭70を次の画像スライスに伝搬する。これによって、ステップ104の手動初期化を回避する。自動伝搬機構は、スタディが大きなスライス・ギャップを有していない場合に最も有用となる。スタディが大きなスライス・ギャップを有する場合、自動伝搬機構が望ましくない場合もあり、ステップ114において、別のスライスを区分化する場合、プロセスは、手動初期化ステップ104も含めて、繰り返す。全てのスライスを区分化し終わると、区分化手順をステップ116において完了する。次いで、区分化した画像スライス84は、今後の分析に、例えば、前立腺体積の推定値を計算するために用いることができる。異なる時点に測定した前立腺の体積は、処置に対する経過および/または応答を示すことができる。

【0049】

スライス・ギャップの変動に対処するために、少なくとも1つの補助スライス86を、図10に示すように、入手するとよい。一連の画像スライス84を含むスタディは、種々の仰角における前立腺32の2D画像を提供する。前立腺32の形状は均一でない可能性があるため、中央領域におけるスライス84に対する画像60内の前立腺32のサイズは

10

20

30

40

50

、最上位に近いスライス 8 4 においてみられる前立腺 3 2 よりも遥かに大きい場合もあり得る。スライス 8 4 のスタックまたはアレイとは異なる 1 つ以上の角度、好ましくは、他の画像スライス 8 4 に対して垂直に、補助スライス 8 6 を取り込み、別の次元における前立腺 3 2 の追加の縦断面図 8 8 を提供する。追加の縦断面図 8 8 によって、プログラム 3 9 は前立腺の上面（または底面）をいつ発見したか判断することが可能になる。すると、後続のスライス 8 4 は無関係となり、プログラム 3 9 はスタディがいつ完成するか自動的に判断することができる。

【 0 0 5 0 】

同様に、追加の縦断面図 8 8 によって、プログラム 3 9 は自動伝搬機構 5 8 を自動的に制御することが可能となり、ある係数によってサイズを変更することによって直前の輪郭を調節し、連続する画像スライス 8 4 間における前立腺サイズの大きな変動に対処することが可能になる。また、追加の縦断面図 8 8 によって、プログラムがスライス 8 4 全体に広がっていくにつれて、縦断面図 8 8 の変化によって示されるように、必要であれば、輪郭を整形することも可能になる。このように、近似を改良して次の画像スライス 8 4 に伝搬することができ、更に、自動精細化の精度を向上させることが可能となる。尚、縦断面図 8 8 は、補助スライス 8 6 によって決められるように、スライス 8 4 に対して必ずしも垂直でなくてもよく、他の角度にしてもよいことは認められよう。

【 0 0 5 1 】

したがって、半自動区分化手順によって、予測形状を示す情報を、ユーザによる手動選択と共に用いることによって、精度の高い区分化を行えることが分かる。ユーザの知識および最小限の相互作用による入力を利用して、近似を向上させ、したがって区分化を改良することができる。また、最小限のユーザの相互作用によって、ワークフローを改善し、プロセスをユーザにとって一層便利にする。好ましくは、ベジエ曲線を用いるようなスプラインに基づく内挿補間を用い、ユーザが初期点を選択し、プログラム 3 9 が自動的に輪郭 7 0 を精細化するにつれて、リアル・タイムで形状を近似し輪郭 7 0 を描画する。別の選択として、補助スライス 8 6 を用いて、スライス毎の構造サイズの変動を予測して、次の区分化の繰り返しのために、「開始点」を改良して提供することもできる。

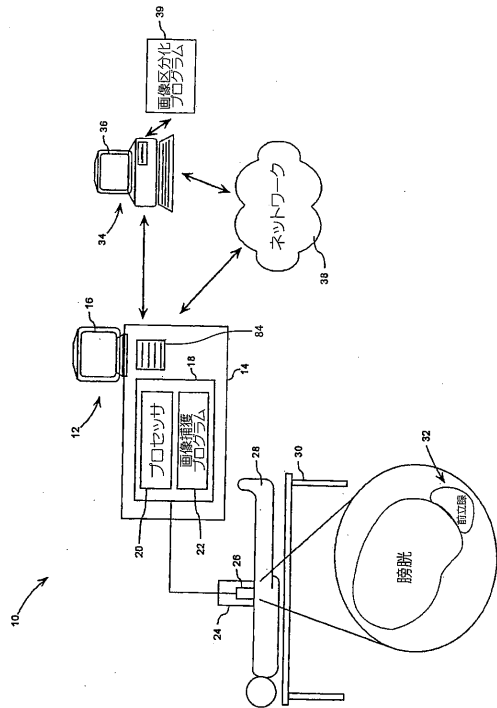
【 0 0 5 2 】

尚、前述の原理は、多くの種類の画像におけるいずれの対象領域でも区分化するために用いることができ、前述の例は代表的な例として示したに過ぎないことは認められよう。例えば、前述の手順は、MRI、CT、X線等のような、他の医療用画像から、形状が同様の構造を区分化するためにも用いることができる。したがって、例えば、解剖学的アトラスからの情報は、対象となる形状に基づいて予測的情報を提供するために用いることができる。つまり、前立腺について先に説明したのと同様な、経験的に得られた「共通」形状に基づいて、アトラスを備える。また、区分化手順の用途および撮像する解剖学的構造に応じて、予め格納してある情報ではなく、リアル・タイムの情報をを用いてもよい。

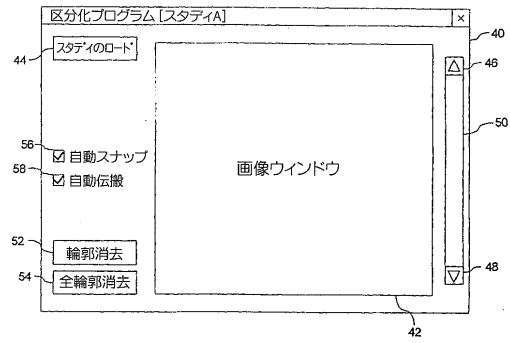
【 0 0 5 3 】

以上、ある種の具体的な実施形態を参照して本発明について説明したが、添付した特許請求の範囲に概説したように、その種々の変更も、当業者には明白であろう。

【図 1】



【図 2】



【図 3】

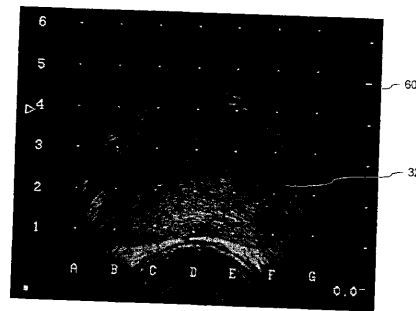
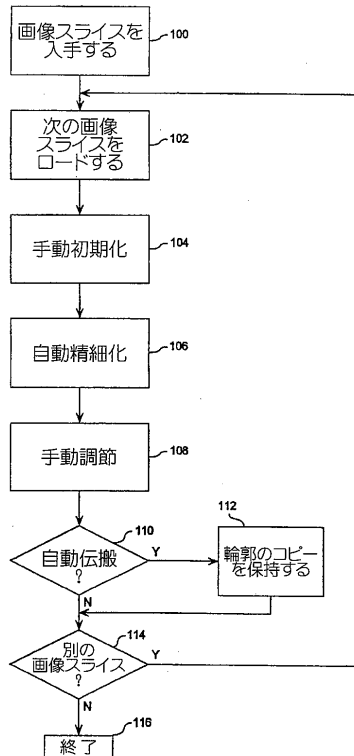
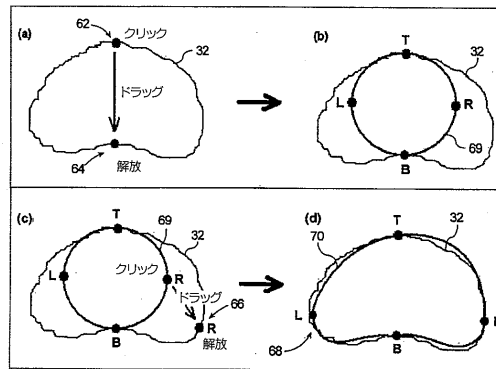


Figure 3

【図 4】



【図 5】



【図 6】

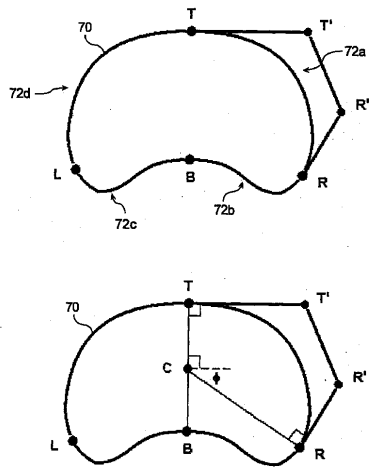


Figure 6

【図 7】

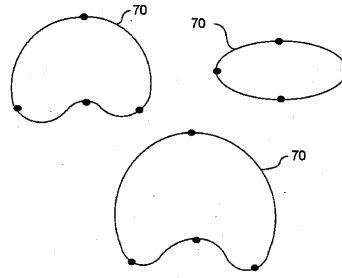


Figure 7

【図 8】

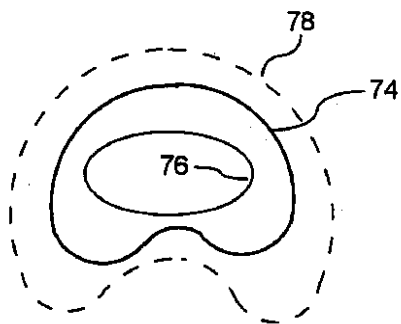


Figure 8

【図 10】

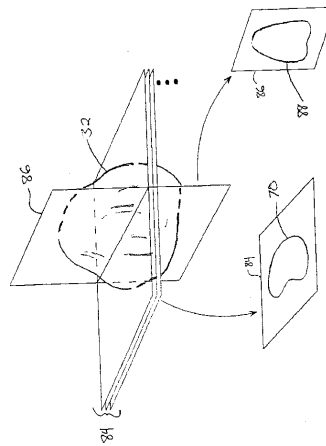


Figure 10

【図 9】

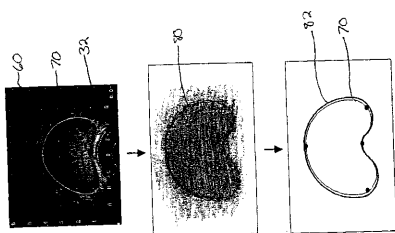


Figure 9

フロントページの続き

(74)代理人 100153028

弁理士 上田 忠

(72)発明者 ガイガー, ボール

カナダ国オンタリオ エム5アール 2エックス3, トロント, ウォルマー・ロード 508-35

(72)発明者 アッコマッジ, ヴィットリオ

カナダ国オンタリオ エム6エス 5エイ6, トロント, プロア・ストリート・ウエスト 310-2511

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特表2003-503141(JP, A)
特表2005-502139(JP, A)
国際公開第2005/008587(WO, A1)
米国特許第06561980(US, B1)
特開2000-107183(JP, A)
特開2002-291750(JP, A)
特開2003-334194(JP, A)
特表2003-501178(JP, A)
特表2003-503136(JP, A)
特表2005-537052(JP, A)
国際公開第2005/052860(WO, A2)
米国特許第06778690(US, B1)
特開2005-253755(JP, A)
特開2006-178772(JP, A)
特開2006-192254(JP, A)
特開2006-268715(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00
A61B	5/055
A61B	6/00
A61B	6/03
G06T	3/00

专利名称(译)	用于分割医学图像中的区域的系统和方法		
公开(公告)号	JP5362573B2	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	JP2009531698	申请日	2007-10-10
申请(专利权)人(译)	Sedara软件公司		
当前申请(专利权)人(译)	Sedara软件公司		
[标]发明人	ガイガーポール アッコマッジヴィットリオ		
发明人	ガイガー,ポール アッコマッジ,ヴィットリオ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B6/00 A61B6/03 A61B5/055 G06T3/00		
CPC分类号	G01S7/52084 A61B8/13 A61B8/469 G01S7/52036 G01S7/52074 G01S15/8993 G06K9/4638 G06K2009/366 G06K2209/051 G06T7/12 G06T7/149 G06T2207/10132 G06T2207/20092		
FI分类号	A61B8/00 A61B6/00.350.D A61B6/03.360.J A61B5/05.380 G06T3/00.500.A		
代理人(译)	小林 泰 千叶昭夫 上田忠		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	60/828894 2006-10-10 US		
其他公开文献	JP2010505558A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于从诸如超声图像的医学图像分割前列腺的方法和计算机程序。分析研究中的每个切片并使用手动初始化来获得初始轮廓，其中用户选择在图像上自动渲染的初始点。然后，自动细化阶段基于预先存储的解剖图谱和从图像获得的边缘信息将轮廓捕捉到图像中的前列腺边界。然后可以执行手动调整阶段，并且如果选择，则轮廓自动传播到下一个图像切片以避免手动初始化。可以参考辅助图像切片，其指示前列腺形状如何从切片变为切片，例如，切片。通过提供垂直轮廓。

アトラスを作成するために
生成される所与の形状について
【数 3】

$$\log(p(b)) = c * \sum \frac{b_i^2}{\lambda_i} + const \quad (2)$$