

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4940340号  
(P4940340)

(45) 発行日 平成24年5月30日 (2012.5.30)

(24) 登録日 平成24年3月2日 (2012.3.2)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2010-194795 (P2010-194795)  
 (22) 出願日 平成22年8月31日 (2010.8.31)  
 (65) 公開番号 特開2011-131040 (P2011-131040A)  
 (43) 公開日 平成23年7月7日 (2011.7.7)  
 審査請求日 平成23年11月16日 (2011.11.16)  
 (31) 優先権主張番号 特願2009-270837 (P2009-270837)  
 (32) 優先日 平成21年11月27日 (2009.11.27)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100077665  
 弁理士 千葉 剛宏  
 (74) 代理人 100116676  
 弁理士 宮寺 利幸  
 (74) 代理人 100149261  
 弁理士 大内 秀治  
 (72) 発明者 王 彩華  
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内

審査官 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 椎骨セグメンテーション装置、方法及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成する画像生成部と、  
 前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第1特徴量を、前記画像生成部により生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第1特徴量算出部と、

前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第2特徴量を、前記画像生成部により生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第2特徴量算出部と、

前記各椎骨の配列の規則性を表す第3特徴量を、前記第1及び第2特徴量算出部により算出された前記第1及び第2特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出する第3特徴量算出部と、

前記第3特徴量算出部により前記中心軸上の点毎に算出された前記第3特徴量に基づいて、該中心軸上における前記各椎骨の位置を推定する椎骨位置推定部と

を有することを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

【請求項 2】

請求項1記載の椎骨セグメンテーション装置において、

前記第1特徴量は、前記中心軸上の各点を中心とする円環状の模様を抽出する特徴量であることを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 又は 2 に記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記第 2 特徴量は、前記中心軸方向に延在する管状の模様を抽出する特徴量であることを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記中心軸上の各点毎に算出された前記第 3 特徴量を所定の周期関数又は準周期関数に適合させる関数適合部をさらに有し、  
前記椎骨位置推定部は、前記関数適合部により適合させた前記所定の周期関数又は準周期関数に基づいて前記中心軸上における前記各椎骨の位置を推定することを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記所定の周期関数又は準周期関数には位相が変数として含まれ、  
動的計画法を用いて前記中心軸上の各点毎に前記位相を順次決定する位相決定部をさらに有する  
ことを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記椎骨位置推定部により推定された前記中心軸上の位置に応じた前記各椎骨に対し、予め定義された識別情報をそれぞれ付与する識別情報付与部をさらに有することを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

20

【請求項 7】

請求項 6 記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記識別情報付与部は、第 1 の時点で生成された前記断層画像に基づいて付与された前記識別情報と同一の識別情報を、第 2 の時点で生成された前記断層画像に基づいて推定された前記中心軸上の位置に応じた前記各椎骨に対してそれぞれ付与することを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記第 1 の時点で生成された前記断層画像に基づいて算出された前記第 3 特徴量の特性が、前記第 2 の時点で生成された前記断層画像に基づいて算出された前記第 3 特徴量の特性と合致するか否かを判別する特徴量判別部をさらに有し、  
前記特徴量判別部により前記第 3 特徴量の特性が合致すると判別された場合、識別情報付与部は前記同一の識別情報を付与する  
ことを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

30

【請求項 9】

請求項 6 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の椎骨セグメンテーション装置において、  
前記識別情報は、解剖学上の椎骨の種別であることを特徴とする椎骨セグメンテーション装置。

【請求項 10】

40

各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成する生成ステップと、  
前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第 1 特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第 1 特徴量算出ステップと、  
前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第 2 特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第 2 特徴量算出ステップと、  
前記各椎骨の配列の規則性を表す第 3 特徴量を、算出された前記第 1 及び第 2 特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出する第 3 特徴量算出ステップと、  
前記中心軸上の点毎に算出された前記第 3 特徴量に基づいて前記中心軸上における前記

50

各椎骨の位置を推定する椎骨位置推定ステップと

を備えることを特徴とする椎骨セグメンテーション方法。

【請求項 11】

コンピュータを、

各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成する画像生成部、

前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第 1 特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第 1 特徴量算出部、

前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第 2 特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第 2 特徴量算出部、

前記各椎骨の配列の規則性を表す第 3 特徴量を、算出された前記第 1 及び第 2 特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出する第 3 特徴量算出部、

前記中心軸上の点毎に算出された前記第 3 特徴量に基づいて前記中心軸上における前記各椎骨の位置を推定する椎骨位置推定部

として機能させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、椎骨が含まれる三次元医用画像から各椎骨を分離・認識する椎骨セグメンテーション装置、方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、被写体を胸部から脚部にかけて複数の切断位置でスキャンして得られた断層画像に基づいて、複数の椎骨をそれぞれ分離・認識する画像処理（以下、この画像処理を「椎骨セグメンテーション」という。）のアルゴリズムが種々提案されている。

【0003】

非特許文献 1 には、脊椎中心線に沿った平均濃度プロファイルに基づいて各椎間板領域の基準位置を推定した後、該基準位置近傍における断層画像に対して適切なモーフオリジ演算を行うことにより、椎体終板と椎間とを抽出し、各椎骨を分離・認識する方法が開示されている。

【0004】

非特許文献 2 には、脊椎の中心線に沿うサジタル・コロナルの CRP (Curved Planar Reformation) 画像を生成し、該中心線を法線とする断層画像の濃度値積分プロファイルに基づいて椎間板を抽出し、各椎骨を分離・認識する方法が開示されている。

【0005】

しかしながら、スキャン方向（体軸方向）のスライス厚が大きい場合、パーシャルボリューム効果の影響から体軸方向における空間分解能が不足し、画像表現能が低下することが一般的に知られている。各椎骨の長さが比較的短い頸椎から胸椎上部までの範囲において、椎間板と椎体終板とを分離して断層画像上で表現することは特に困難である。その結果、椎間板の検出能（すなわち、各椎骨を分離・認識する位置精度）が低下する問題があった。

【0006】

そこで、本願発明者は、特許文献 1 に記載されているように、椎骨の中心線を検出した後、該中心線近傍における体軸方向の濃度勾配を表す特徴量を算出し、該特徴量に基づいて椎体の中心位置を特定した後、椎間板の位置を推定する方法に関する発明を行った。椎間板よりも検出性が高い海綿体領域（椎骨の中空領域）に基づいて椎間板の位置を推定するので、各椎骨を分離・認識する位置精度をさらに向上できる。

【0007】

また、本願発明者は、特許文献 2 に記載されているように、複数種類（例えば、サジタ

10

20

30

40

50

ル断面及びコロナル断面の組合せ)の断面画像を並べて表示する場合、所定のマーク画像を各断面画像上の各対応箇所それぞれ付加する発明を行った。これにより、病巣等の位置を正確に把握できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2009-207727号公報

【特許文献2】特開2008-93254号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】“マルチスライスCT画像を用いた骨粗しょう症診断支援アルゴリズムの構築”、電信情報通信学会技術報告MI106、pp.25-28、2007年1月

【非特許文献2】“Automated Spine Column Extraction and Partition”、In 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging、pp.390-393、2006

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は前記特許文献1及び2に開示されている方法に関連してなされたものであって、脊椎の形状が全体的又は局所的に変形している被写体の三次元医用画像に対しても、各椎骨を適切に分離・認識できる椎骨セグメンテーション装置、方法及びプログラムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る椎骨セグメンテーション装置は、各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成する画像生成部と、前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第1特徴量を、前記画像生成部により生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第1特徴量算出部と、前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第2特徴量を、前記画像生成部により生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第2特徴量算出部と、前記各椎骨の配列の規則性を表す第3特徴量を、前記第1及び第2特徴量算出部により算出された前記第1及び第2特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出する第3特徴量算出部と、前記第3特徴量算出部により前記中心軸上の点毎に算出された前記第3特徴量に基づいて、該中心軸上における前記各椎骨の位置を推定する椎骨位置推定部とを有することを特徴とする。

【0012】

このように、各椎骨の中心軸方向に交叉及び平行する断面の形状的特徴を考慮した第3特徴量を算出するようにしたので、異なる2方向からの断面形状に基づいた定量的な濃度解析が可能であり、脊椎の形状が全体的又は局所的に変形している被写体の三次元医用画像に対しても、各椎骨を適切に分離・認識できる。脊椎湾曲症等により全体的に脊椎の形状が変形している場合、特に効果がある。

【0013】

また、前記第1特徴量は、前記中心軸上の各点を中心とする円環状の模様を抽出する特徴量であることが好ましい。これにより、略円筒形状の皮質を有する各椎骨の中心軸方向に交差する断面形状(すなわち、円環状の模様)を適切に定量化することができる。

【0014】

さらに、前記第2特徴量は、前記中心軸方向に延在する管状の模様を抽出する特徴量であることが好ましい。これにより、略円筒形状の皮質を有する各椎骨の中心軸方向に平行する断面形状(すなわち、管状の模様)を適切に定量化することができる。

【0015】

10

20

30

40

50

さらに、前記中心軸上の各点毎に算出された前記第3特徴量を所定の周期関数又は準周期関数に適合させる関数適合部をさらに有し、前記椎骨位置推定部は、前記関数適合部により適合させた前記所定の周期関数又は準周期関数に基づいて前記中心軸上における前記各椎骨の位置を推定することが好ましい。これにより、各椎骨の配列の規則性を表す第3特徴量を所定の規則的な関数形に適合させるので、前記第3特徴量が備える高空間周波数のノイズを除去可能であり、各椎骨の位置を高精度に推定できる。

【0016】

さらに、前記所定の周期関数又は準周期関数には位相が変数として含まれ、動的計画法を用いて前記中心軸上の各点毎に前記位相を順次決定する位相決定部をさらに有することが好ましい。これにより、関数への適合誤差を低減可能であり、各椎骨の位置をさらに高精度に推定できる。骨折等により局所的に脊椎の形状が変形している場合、特に効果がある。

10

【0017】

さらに、前記椎骨位置推定部により推定された前記中心軸上の位置に応じた前記各椎骨に対し、予め定義された識別情報をそれぞれ付与する識別情報付与部をさらに有することが好ましい。

【0018】

さらに、前記識別情報付与部は、第1の時点で生成された前記断層画像に基づいて付与された前記識別情報と同一の識別情報を、第2の時点で生成された前記断層画像に基づいて推定された前記中心軸上の位置に応じた前記各椎骨に対してそれぞれ付与することが好ましい。

20

【0019】

さらに、前記第1の時点で生成された前記断層画像に基づいて算出された前記第3特徴量の特性が、前記第2の時点で生成された前記断層画像に基づいて算出された前記第3特徴量の特性と合致するか否かを判別する特徴量判別部をさらに有し、前記特徴量判別部により前記第3特徴量の特性が合致すると判別された場合、識別情報付与部は前記同一の識別情報を付与することが好ましい。

【0020】

さらに、前記識別情報は、解剖学上の椎骨の種別であることが好ましい。

【0021】

30

本発明に係る椎骨セグメンテーション方法は、各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成する生成ステップと、前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第1特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第1特徴量算出ステップと、前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第2特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第2特徴量算出ステップと、前記各椎骨の配列の規則性を表す第3特徴量を、算出された前記第1及び第2特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出する第3特徴量算出ステップと、前記中心軸上の点毎に算出された前記第3特徴量に基づいて前記中心軸上における前記各椎骨の位置を推定する椎骨位置推定ステップとを備えることを特徴とする。

【0022】

40

本発明に係るプログラムは、コンピュータを、各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成する画像生成部、前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第1特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第1特徴量算出部、前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第2特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出する第2特徴量算出部、前記各椎骨の配列の規則性を表す第3特徴量を、算出された前記第1及び第2特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出する第3特徴量算出部、前記中心軸上の点毎に算出された前記第3特徴量に基づいて前記中心軸上における前記各椎骨の位置を推定する椎骨位置推定部として機能させることを特徴とする。

【発明の効果】

50

## 【 0 0 2 3 】

本発明に係る椎骨セグメンテーション装置、方法及びプログラムによれば、各椎骨の中心軸に沿った断層画像を生成し、前記各椎骨についての前記中心軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第 1 特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出し、前記各椎骨についての前記中心軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第 2 特徴量を、生成された前記断層画像に基づいて該中心軸上の点毎に算出し、前記各椎骨の配列の規則性を表す第 3 特徴量を、算出された前記第 1 及び第 2 特徴量に基づいて前記中心軸上の点毎に算出し、前記中心軸上の点毎に算出された前記第 3 特徴量に基づいて前記中心軸上における前記各椎骨の位置を推定するようにしたので、異なる 2 方向からの断面形状に基づいた定量的な濃度解析が可能であり、脊椎の形状が全体的又は局所的に変形している被写体の三次元医用画像に対しても、各椎骨を適切に分離・認識できる。脊椎湾曲症等により全体的に脊椎の形状が変形している場合、特に効果がある。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 2 4 】

【図 1】本実施の形態に係る椎骨セグメンテーション装置の電氣的な概略ブロック図である。

【図 2】椎骨中心線検出部により各椎骨の中心線が検出された椎体の模式図である。

【図 3】椎骨セグメンテーション装置の動作を示すフローチャート図である。

【図 4】図 4 A 及び図 4 B は、各断面位置における第 1 特徴量（被積分関数）の二次元分布を表す模式図である。

20

【図 5】椎体の三次元形状と、その内部点におけるヘッセ行列の固有ベクトルとの対応関係を示す模式図である。

【図 6】図 6 A は、Z' 軸方向における第 1 及び第 2 特徴量のプロファイルである。図 6 B は、第 2 特徴量に LOG フィルタを作用させた後のプロファイルである。図 6 C は、Z' 軸方向における第 3 特徴量のプロファイルである。

【図 7】第 3 特徴量を所定の関数に適合させる方法を示すフローチャート図である。

【図 8】第 3 特徴量の適合結果を表すグラフである。

【図 9】図 9 A 及び図 9 B は、位相の決定結果を示すグラフである。

【図 10】図 8 のグラフ上に、胸椎、腰椎及び仙骨の対応位置を表記した概略説明図である。

30

【図 11】腰椎周辺のサジタル断面画像の一例を表す図である。

【図 12】第 1 の時点で算出されたプロファイルと、第 2 の時点で算出されたプロファイルとを照合する具体的方法を示す概略説明図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 2 5 】

本発明に係る椎骨セグメンテーション方法について、それを実施する椎骨セグメンテーション装置との関係において好適な実施の形態を掲げ、添付の図面を参照しながら以下、詳細に説明する。

## 【 0 0 2 6 】

図 1 は、本実施の形態に係る椎骨セグメンテーション装置 10 の電氣的な概略ブロック図である。椎骨セグメンテーション装置 10 は、入力部 12、制御部 14（CPU 等の情報処理装置）、出力部 16、及びメモリ 18（記録媒体）を備える。メモリ 18 には、本実施の形態の椎骨セグメンテーション装置 10 として機能させるためのプログラムが格納されている。入力部 12 は、外部からの信号を受ける。入力部 12 は、画像取得部 20 を備える。画像取得部 20 は、椎体を含む三次元医用画像を取得する。画像取得部 20 は、CT 画像、MRI 画像、RI 画像、PET 画像、及び X 線画像等の医用画像のみならず、後述する三次元の生成画像又は人工的に作成された三次元医用画像等、二次元又は三次元医用画像等を取得してよい。

40

## 【 0 0 2 7 】

制御部 14 は、画像生成部 22、椎骨中心線検出部 24、第 1 特徴量算出部 26、第 2

50

特徴量算出部 28、第 3 特徴量算出部 30、関数適合部 32、位相決定部 34、椎骨位置推定部 36、識別情報付与部 37、及び特徴量判別部 38 を備える。

【0028】

画像生成部 22 は、画像取得部 20 が取得した椎体を含む三次元医用画像に基づいて、所定の軸方向（例えば、体軸方向）に沿った複数の第 1 断層画像（例えば、アキシャル断層画像）を生成する。画像生成部 22 は、生成した複数の第 1 断層画像をメモリ 18 に記録する。なお、画像取得部 20 が、椎体を含む三次元医用画像のアキシャル断面である複数の第 1 断層画像を直接取得した場合は、画像生成部 22 は、そのまま、複数の第 1 断層画像を取得して、メモリ 18 に記録する。

【0029】

また、画像生成部 22 は、画像取得部 20 が取得した三次元医用画像に基づいて、後述する各椎骨の中心軸に沿った複数の第 2 断層画像を生成する。さらに、画像生成部 22 は、生成する画像空間領域の範囲を適宜変更できる。

【0030】

椎骨中心線検出部 24 は、画像生成部 22 が生成した複数の第 1 断層画像のそれぞれに含まれる各椎骨の中心線を検出する。

【0031】

図 2 は、各椎骨の配列を表すサジタル画像の模式図である。椎体群 40 は、略円筒状の皮質を有する 15 個の椎骨 42 から構成されている。各椎骨 42 は、体軸（Z 軸）方向に対し S 字状に湾曲するように配置されている。すなわち、各椎骨 42 は、その S 字状の中心線 A に沿って配置されているともいえる（以下、中心線 A に沿った座標軸を「Z' 軸」という。）。

【0032】

また、隣接する椎骨 42 の間には椎間板 44 が介在する。説明の便宜上、図 2 において椎間板 44 の線図による表示を省略し、椎骨 42 間の隙間として表現する。

【0033】

さらに、椎骨 42、椎間板 44 の区別をするため、これらの参照符号 42、44 の後にアルファベット文字をそれぞれ付加する。つまり、上方から順番に、椎骨 42a ~ 42o、椎間板 44a ~ 44o とする。なお、最下部の椎間板 44o の下面側と骨盤 46 とは接続されている。

【0034】

複数の第 1 断層画像を用いて各椎骨 42 の中心線 A を直接的に検出するには、きわめて高度な画像処理技術を要する。そこで、椎体の構造的特徴に着目した種々の検出手法を採り得る。例えば、画像処理による検出が比較的容易である図示しない脊髄の中心線を予め求めておき、該脊髄と椎骨 42 との相対的位置関係に基づいて、各椎骨 42 の中心線 A を正確に検出することができる（詳細は、特許文献 1 参照）。

【0035】

なお、この脊髄の中心線の検出方法として、テンプレートマッチング手法や、画定手法を用いてもよいし、統合学習機械を作る手法である Adaboost に基づいたラーニング手法を用いてもよい。

【0036】

第 1 特徴量算出部 26 は、椎骨 42（図 2 参照）についての Z' 軸方向に交叉する断面形状の鮮明度を表す第 1 特徴量を算出する。第 1 特徴量として、例えば、Z' 軸上の所定の点 P を中心とする円環状の模様を抽出する特徴量を用いる。この特徴量の算出には、後述するヘッセ行列の固有値解析法を用いる。第 1 特徴量算出部 26 は、算出した第 1 特徴量をメモリ 18 に記録する。

【0037】

第 2 特徴量算出部 28 は、椎骨 42（図 2 参照）についての Z' 軸方向に平行する断面形状の鮮明度を表す第 2 特徴量を算出する。第 2 特徴量として、例えば、Z' 軸上の所定の点 P を中心として該 Z' 軸方向に延在する管状の模様を抽出する特徴量を用いる。この

10

20

30

40

50

特徴量の算出には、後述するヘッセ行列の固有値解析法を用いる。第2特徴量算出部28は、算出した第2特徴量をメモリ18に記録する。

【0038】

第3特徴量算出部30は、各椎骨42の配列の規則性を表す第3特徴量を算出する。第3特徴量として、例えば、第1及び第2特徴量の加重和を用いる。第3特徴量算出部30は、算出した第3特徴量をメモリ18に記録する。

【0039】

関数適合部32は、Z'軸上の各点毎に算出された第3特徴量を所定の適合関数（周期関数又は準周期関数）に適合させる。ここで、「周期関数」とは、Z'軸座標の位置に対し周期性を有し、該位置によらず周期が一定である関数をいう。また、「準周期関数」とは、Z'軸座標の位置に対し周期性を有するが、該位置によって周期が変調する関数をいう。関数適合部32は、適合させた適合関数の関数形を特定するための各種定数をメモリ18に記録する。

10

【0040】

位相決定部34は、関数適合部32が適合させた適合関数の中に変数として含まれている位相の値を決定する。位相決定部34は、例えば、動的計画法を用いてZ'軸上の各点毎に位相の値を決定する。位相決定部34は決定した位相をメモリ18に記録する。

【0041】

椎骨位置推定部36は、第3特徴量に基づいてXYZ座標上での各椎骨42の位置を推定する。椎骨位置推定部36は、関数適合部32及び位相決定部34によって決定した適合関数から各椎骨42のZ'軸上の位置を推定し、該位置をXYZ座標上の位置に変換する。椎骨位置推定部36は推定した各椎骨42の位置をメモリ18に記録する。

20

【0042】

識別情報付与部37は、XYZ座標上で（又はZ'軸上で）位置が推定された各椎骨42に対し、予め定義された識別情報を付与する。ここで、識別情報は、各断層画像間での相対的位置関係を表す各種情報であっても、被写体の構造における絶対的位置関係を表す各種情報であってもよい。なお、絶対的位置関係を表す各種情報には、解剖学上の椎骨42の種別（詳細は後述する。）が含まれてもよい。

【0043】

特徴量判別部38は、第1の時点t1及び第2の時点t2に、第3特徴量算出部30によってそれぞれ算出した第3特徴量の特性（Z'軸方向に対するプロファイル）を照合し、これらの特性が合致するか否かを判別する。特徴量判別部38は、種々のアルゴリズムを用いて、両者のプロファイルのずれの程度を検出するとともに、そのシフト量z'を算出する。

30

【0044】

出力部16は、椎骨位置推定部36が推定した各椎骨42の位置を外部に出力する。出力部16は、複数箇所の基準位置（椎骨42又は椎間板44の端点や中心位置等）を予め決めておき、基準位置をそれぞれ出力してもよい。また、出力部16は、各椎骨42の位置情報とともに、識別情報付与部37により紐付けられた識別情報を併せて出力してもよい。

40

【0045】

次に、椎骨セグメンテーション装置10の動作を図3のフローチャートにしたがって説明する。

【0046】

まず、画像生成部22は、画像取得部20が取得した椎体を含む三次元医用画像に基づいて、体軸方向（Z軸）に沿ったX-Y断面画像、すなわち、複数の第1断層画像を生成する（ステップS1）。

【0047】

なお、画像取得部20がアキシャル断面である複数の第1断層画像を取得した場合は、画像生成部22は、画像取得部20が取得した複数の第1断層画像を取得する。

50



## 【 0 0 4 8 】

次いで、椎骨中心線検出部 2 4 は、ステップ S 1 で取得した複数の第 1 断層画像から、それぞれに含まれる椎骨 4 2 の中心線 A を検出する（ステップ S 2）。そして、椎骨中心線検出部 2 4 は、上述した検出方法を用いて図 2 に示す椎骨 4 2 の中心線 A を検出する。その後、中心線 A は、新たな座標軸（Z' 軸）として設定される。

## 【 0 0 4 9 】

次いで、画像生成部 2 2 は、ステップ S 1 で取得した三次元医用画像に基づいて、ステップ S 2 で検出した中心線 A（Z' 軸）に沿った X' - Y' 断面画像、すなわち、複数の第 2 断層画像を生成する（ステップ S 3）。なお、画像生成部 2 2 は、取得した三次元医用画像のうちすべての画像情報を用いることなく、椎体群 4 0 の存在領域を網羅する Z' 軸周辺の一部領域において再構成可能な画像情報のみを用いて、複数の第 2 断層画像を生成すればよい。そうすれば、メモリ 1 8 の使用量や、制御部 1 4 による演算時間を低減することができる。

10

## 【 0 0 5 0 】

次いで、第 1 特徴量算出部 2 6 は、ステップ S 3 で取得した複数の第 2 断層画像から第 1 特徴量を算出する（ステップ S 4）。

## 【 0 0 5 1 】

第 1 特徴量は、次の（1）式で示される。

## 【 0 0 5 2 】

## 【 数 1 】

20

$$f_1(z') = \iint_{(x', y', z') \in R} \frac{\lambda_1(x', y', z')}{|\lambda_2(x', y', z')| + |\lambda_3(x', y', z')| + \varepsilon} |\vec{E}_1(x', y', z') \cdot \vec{d}| dx' dy' \cdots (1)$$

## 【 0 0 5 3 】

なお、（x', y', z'）は、X' - Y' - Z' 座標系での位置を表す。また、積分領域 R は第 2 断層画像上の点であって、椎骨 4 2 の皮質領域を表す。

## 【 0 0 5 4 】

さらに、3 × 3 ヘッセ行列における固有値及び固有ベクトルは、それぞれ（ $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ）、及び（ $E_1, E_2, E_3$ ）とする。さらにまた、 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  である。ベクトル d は、Z' 軸上の点（0, 0, z'）から（x', y', z'）に向かうベクトルであり、 $d = (x', y', 0)$  である。なお、 $\varepsilon$  は、ゼロ割防止のために設けられた、微小な正の整数である。

30

## 【 0 0 5 5 】

図 4 A 及び図 4 B は、各断面位置における第 1 特徴量（被積分関数）の二次元分布を表す模式図である。つまり、第 2 断層画像上での第 1 特徴量（被積分関数）の数値を画像の濃淡として可視化している。第 1 特徴量が大い位置での濃度は濃く、第 1 特徴量が小さい位置での濃度は薄くなるように表示されている。

## 【 0 0 5 6 】

図 4 A は、断面位置 T 1（図 2 参照）における第 1 特徴量の算出値を表す可視画像 5 0 の模式図である。断面位置 T 1 は椎骨 4 2 の中間位置であるから、その第 2 断層画像には椎骨 4 2 の皮質の断面形状が含まれている。よって、可視画像 5 0 上には、円環状の黒い模様 5 2 が鮮明に現れている。その結果、積分領域 R 内での被積分関数の総和である第 1 特徴量は大きくなる。

40

## 【 0 0 5 7 】

一方、図 4 B は、断面位置 T 2（図 2 参照）における第 1 特徴量の算出値を表す可視画像 5 4 の模式図である。断面位置 T 2 は椎間板 4 4 m の位置であるから、その第 2 断層画像には椎骨 4 2 の皮質の断面形状が含まれず、代わりに椎間板 4 4 の辺縁部が含まれている。よって、可視画像 5 4 上には、円環状の薄い模様 5 6 が僅かに現れている。その結果、積分領域 R 内での被積分関数の総和である第 1 特徴量は小さくなる。

50

## 【 0 0 5 8 】

第 1 特徴量の別の算出例として、例えば、エッジの強度を検出するラプラシアンフィルタ（2 次微分フィルタ）を用いてもよい。また、局所領域の画素にガウス分布の重み付けして平滑化した後、ラプラシアンを作用してそのゼロクロスエッジとして検出するラプラシアンオブガウスフィルタ（Laplacian Of Gaussian Filter；以下、「LOGフィルタ」という。）を用いてもよい。

## 【 0 0 5 9 】

次いで、第 2 特徴量算出部 2 8 は、ステップ S 3 で取得した複数の第 2 断層画像から第 2 特徴量を算出する（ステップ S 5）。

## 【 0 0 6 0 】

第 2 特徴量は、次の（2）式で示される。

## 【 0 0 6 1 】

## 【 数 2 】

$$f_2(z') = \iint_{(x', y', z') \in c} \frac{\lambda_1(x', y', z')}{|\lambda_2(x', y', z')| + |\lambda_3(x', y', z')| + \varepsilon} |\vec{E}_1(x', y', z') \cdot \vec{e}_z| dx' dy' \cdots (2)$$

## 【 0 0 6 2 】

なお、 $(x', y', z')$  は、 $X' Y' Z'$  座標系での位置を表す。また、積分領域 C は中心線 A（ $Z'$  軸）の周辺領域を表す。

## 【 0 0 6 3 】

（1）式と同様に、 $3 \times 3$  ヘッセ行列における固有値及び固有ベクトルは、それぞれ  $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ 、及び  $(E_1, E_2, E_3)$  とする。また、 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  である。さらに、 $\vec{e}_z$  は、 $Z'$  軸における単位ベクトル  $(0, 0, 1)$  である。なお、 $\varepsilon$  は、ゼロ割防止のために設けられた微小な正の整数である。

## 【 0 0 6 4 】

図 5 は、椎骨 4 2 m の三次元形状と、その内部点 P におけるヘッセ行列の固有ベクトル  $E_1 \sim E_3$  との対応関係を示す模式図である。ヘッセ行列の最小固有値  $\lambda_1$  に対応する固有ベクトル  $E_1$  は、椎骨 4 2 m の延在方向（ $Z'$  軸方向）を指向する。したがって、（2）式の被積分関数の形状から諒解されるように、第 2 特徴量は、点 P を基準として濃度勾配がない平坦な形状、特に  $Z'$  軸方向のベクトル成分のみを抽出する。すなわち、第 2 特徴量は、 $Z'$  軸方向に延在する管状の模様を抽出する特徴量であるといえる。

## 【 0 0 6 5 】

次いで、第 3 特徴量算出部 3 0 は、ステップ S 4 で算出した第 1 特徴量と、ステップ S 5 で算出した第 2 特徴量とに基づいて第 3 特徴量を算出する（ステップ S 6）。

## 【 0 0 6 6 】

第 3 特徴量は、次の（3）式で示される。

## 【 0 0 6 7 】

## 【 数 3 】

$$f_3(z') = f_1(z') + \alpha \max_{\sigma \in [\sigma_0, \sigma_1]} \left[ \frac{d^2 G(z', \sigma)}{dz'^2} \otimes f_2(z') \right] \cdots (3)$$

## 【 0 0 6 8 】

なお、 $\alpha$  は任意の重み付け係数であり、 $G(z', \sigma)$  は標準偏差を  $\sigma$  とするガウス関数である。

## 【 0 0 6 9 】

図 6 A ～ 図 6 C は、 $Z'$  軸方向における第 1 ～ 第 3 特徴量のプロファイルである。

## 【 0 0 7 0 】

図 6 A は、 $Z'$  軸方向における第 1 及び第 2 特徴量のプロファイルである。第 1 特徴量（実線）及び第 2 特徴量（破線）は、椎骨 4 2 の中央位置（図 2 に示す断面位置 T 1）で極大値をとり、椎間板 4 4 の位置（図 2 に示す断面位置 T 2）で極小値をとる。

【0071】

図 6 B は、第 2 特徴量に LOG フィルタを作用させた後のプロファイルである。第 2 特徴量のプロファイル（図 6 A 参照）のうち 2 次微分が 0 になっている箇所が抽出されるので、図 6 B に示すプロファイルは周期的な関数形状を有している。このプロファイルは、椎骨 4 2 の中央位置（図 2 に示す断面位置 T 1）で極大値をとり、椎間板 4 4 の位置（図 2 に示す断面位置 T 2）で極小値をとる。

【0072】

ところで、ガウス関数  $G(z', \quad)$  における  $\quad$  の値に応じて、図 6 B に示すプロファイルの形状が変化する。本実施の形態では、所定の範囲  $\quad_0 \sim \quad_1$  において、そのプロファイルの値が最大となる  $\quad$  を選択する。

【0073】

図 6 C は、 $Z'$  軸方向における第 3 特徴量のプロファイルである。第 3 特徴量は、第 1 特徴量  $f_1(z')$  と、第 2 特徴量  $f_2(z')$  に LOG フィルタを作用した特徴量とを加算した値である。

【0074】

これにより、各椎骨 4 2 の配列の規則性を表す第 3 特徴量  $f_3(z')$  が生成される。この第 3 特徴量は、椎骨 4 2 の中央位置（図 2 に示す断面位置 T 1）で極大値をとり、椎間板 4 4 の位置（図 2 に示す断面位置 T 2）で極小値をとる。

【0075】

次いで、関数適合部 3 2 は、ステップ S 6 で算出した第 3 特徴量を所定の関数に適合させる（ステップ S 7）。この適合方法について、図 7 のフローチャートを参照しながら詳細に説明する。

【0076】

まず、関数適合部 3 2 は、適合関数の関数形を設定する（ステップ S 7 1）。関数形が複数存在する場合は、メモリ 1 8 からその情報を取得する。

【0077】

図 2 に示すように、椎体群 4 0 は、椎骨 4 2 と椎間板 4 4 が交互に配置されているという構造的特徴を有している。そこで、一例として三角関数のような周期関数を適合関数として用いることができる。

【0078】

さらに、椎体群 4 0 は、椎骨 4 2 の軸方向の高さが頸椎（椎骨 4 2 a）から腰椎（椎骨 4 2 o）にかけて次第に大きくなる、という構造的特徴も有している。そこで、次の（4）式に示す準周期関数  $g(z')$  を適合関数として用いてもよい。

【0079】

【数 4】

$$g(z') = \sin \left\{ \frac{2\pi(z' - c_1)}{c_2 z' + c_3} \right\} \cdots (4)$$

【0080】

なお、 $c_1 \sim c_3$  は、 $g(z')$  の形状を決定するための任意の定数である。また、 $c_2 = 0$  のとき、 $g(z')$  は周期関数である。

【0081】

この  $g(z')$  の値の定義は、上述した第 3 特徴量  $f_3(z')$  の値の定義と一致する。すなわち、椎骨 4 2 の中央位置（図 2 に示す断面位置 T 1）で極大値をとり、椎間板 4 4 の位置（図 2 に示す断面位置 T 2）で極小値をとる。

## 【 0 0 8 2 】

次いで、関数適合部 3 2 は、第 3 特徴量をグローバルに適合させる（ステップ S 7 2）。ここで、「グローバルに適合させる」とは、Z' 軸上の位置 z' の採り得る範囲全体で適合させることをいう。

## 【 0 0 8 3 】

関数適合部 3 2 は、最小 2 乗法等の多変数解析を行うことにより、最適な定数  $c_1 \sim c_3$  を決定することができる。例えば、評価値  $V_1$  は、次の（ 5 ）式で表される。

## 【 0 0 8 4 】

## 【数 5】

$$V_1(c_1, c_2, c_3) = \sum_{i=1}^N f_3(z'_i) \sin \left\{ \frac{2\pi(z'_i - c_1)}{c_2 z'_i + c_3} \right\} \cdots (5)$$

10

## 【 0 0 8 5 】

この評価値  $V_1$  が最大となるような定数  $c_1 \sim c_3$  を選択する。この場合、定数  $c_1 \sim c_3$  の採り得る範囲を予め定めておき、その範囲内にあるすべての  $c_1 \sim c_3$  の組み合わせで探索する。

## 【 0 0 8 6 】

図 8 は、第 3 特徴量の適合結果を表すグラフである。横軸は Z' 軸上の位置 z' であり、縦軸は第 3 特徴量である。このように、第 3 特徴量算出部 3 0 が第 2 断層画像から算出した第 3 特徴量を、（ 4 ）式に示す適合関数に適合させることができる。

20

## 【 0 0 8 7 】

なお、第 3 特徴量  $f_3(z')$  の平均値が 0 になるように（ 3 ）式に示す の値を調整することが好ましい。かかる場合、（ 5 ）式で算出される評価値  $V_1$  は、相関係数の値に対応するからである。

## 【 0 0 8 8 】

また、Z' 軸上の位置 z' に応じて第 3 特徴量及び適合関数の振幅を略一致させることが好ましい。かかる場合、適合精度がさらに向上するからである。

## 【 0 0 8 9 】

次いで、位相決定部 3 4 は、ステップ S 7 2 で得られた 3 つの定数  $c_1 \sim c_3$  を用いて、ローカルに適合させる（ステップ S 7 3）。ここで、「ローカルに適合させる」とは、「グローバルに適合」させた結果を踏まえ、Z' 軸上の位置 z' 毎にさらに適合させることをいう。具体的には、（ 4 ）式の適合関数に対し、位置 z' 毎に位相  $\delta(z')$  の項を導入して最適化を行うようにする。

30

## 【 0 0 9 0 】

位相決定部 3 4 は、最小 2 乗法等の多変数解析を行うことにより、最適な定数  $\delta(z')$  を決定することができる。例えば、評価値  $V_2$  は、次の（ 6 ）式で表される。

## 【 0 0 9 1 】

## 【数 6】

$$V_2\{\delta(z')\} = \sum_{i=1}^N f_3(z'_i) \sin \left\{ \frac{2\pi(z'_i - c_1)}{c_2 z'_i + c_3} + \delta(z') \right\} \cdots (6)$$

40

## 【 0 0 9 2 】

この評価値  $V_2$  が最大となるような位相  $\delta(z')$  を決定する。ここでは、動的計画法を用いて、 $\delta_1$ 、 $\delta_2$ 、 $\delta_3$  と位相を離散値として順次決定していき、最終的には全範囲（ $\delta_1 \sim \delta_N$ ）での位相  $\delta(z')$  を決定する。

## 【 0 0 9 3 】

50

図 9 A 及び図 9 B は、位相の決定結果を示すグラフである。横軸は  $Z'$  軸上の位置  $z'$  であり、縦軸は位相  $(z')$  である。

【 0 0 9 4 】

図 9 A は、典型的な椎体群 4 0 における位相  $(z')$  の決定結果を示す。椎骨 4 2 はそれぞれ規則的に配置されているので、グローバルな適合 (ステップ S 7 2) のみであっても十分な適合精度を有する。したがって、位相  $(z')$  は位置  $z'$  によらず一定である。

【 0 0 9 5 】

図 9 B は、ある椎骨 4 2 が一箇所だけ破損した椎体群 4 0 における位相  $(z')$  の決定結果を示す。この場合は、破損位置を境界点として、左側 (上方側) と右側 (下方側) の椎骨 4 2 の規則性が分断される。したがって、図 9 B に示すように、破損位置を境界点として位相  $(z')$  が不連続となる。ただし、破損位置から左側 (又は右側) 領域に関しては椎骨 4 2 の規則性は失われないので、位相  $(z')$  は位置  $z'$  によらず一定である。

【 0 0 9 6 】

このように、局所的な椎骨 4 2 の位置ずれをも考慮した関数の適合が可能であるので、各椎骨 4 2 の位置の推定精度がさらに向上する。

【 0 0 9 7 】

次いで、椎骨位置推定部 3 6 は、 $Z'$  軸上における各椎骨 4 2 の位置を推定する (ステップ S 8)。

【 0 0 9 8 】

椎骨位置推定部 3 6 は、適合させた適合関数に基づいて、各椎骨 4 2 の位置を推定する。例えば、式 (4) に示す適合関数の例において、 $n$  番目の椎間板 4 4 の位置は次の (7) 式のように求めることができる。

【 0 0 9 9 】

【数 7】

$$z'(n) = \frac{2c_1 + (2n+1)c_3}{2 - (2n+1)c_2} \cdots (7)$$

【 0 1 0 0 】

上記の (7) 式はグローバルに適合した結果のみを考慮した位置である。ローカルに適合した結果をさらに考慮すると、 $(z')$  を一次微小量として、次の (8) 式のように近似的に求めることができる。

【 0 1 0 1 】

【数 8】

$$z'(n) = \frac{2c_1 + (2n+1)c_3}{2 - (2n+1)c_2} + \delta \left( \frac{2c_1 + (2n+1)c_3}{2 - (2n+1)c_2} \right) \cdots (8)$$

【 0 1 0 2 】

次いで、椎骨位置推定部 3 6 は、 $Z$  軸上における各椎骨 4 2 の位置を変換する (ステップ S 9)。椎骨位置推定部 3 6 は、ステップ S 8 で推定した各椎骨 4 2 の  $Z'$  軸上の位置を  $XYZ$  座標の位置に変換する。なお、 $Z'$  軸上の点  $P$  と  $XYZ$  座標との位置関係は既知であるので、このような座標変換は容易である。

【 0 1 0 3 】

最後に、識別情報付与部 3 7 は、分離・認識された各椎骨 4 2 に対して識別情報を付与する (ステップ S 1 0 ; 第 1 付与ステップ)。

## 【 0 1 0 4 】

本実施の形態では、解剖学上の椎骨 4 2 の種別を識別情報として用いる。より詳細には、脊椎（椎体群 4 0）を構成する各椎骨 4 2 を、第 1 ～ 第 7 頸椎と、第 1 ～ 第 1 2 胸椎と、第 1 ～ 第 5 腰椎と、第 1 ～ 第 5 仙椎（仙骨）と、数個の尾椎（尾骨）とにそれぞれ分類して識別する。

## 【 0 1 0 5 】

図 1 0 は、図 8 のグラフ上に、胸椎、腰椎及び仙椎の対応位置を表記した概略説明図である。横軸は Z' 軸上の位置 z' であり、縦軸は第 3 特徴量（図 8 参照）である。

## 【 0 1 0 6 】

例えば、識別情報付与部 3 7 は、外部からの入力指示に応じて、所定のピーク P k に応じた椎骨 4 2 に対して「第 3 腰椎」の識別情報を付与する。この際、識別情報付与部 3 7 は、各椎骨 4 2 の配列順番と種別とを対応付けたテーブルデータをメモリ 1 8 から取得する。なお、前記入力指示は、医師又は技師（以下、ユーザという。）による図示しない入力装置を介しての入力指示であっても、椎骨セグメンテーション装置 1 0 上で実現される画像認識処理の結果に基づいた自動的な入力指示であってもよい。

10

## 【 0 1 0 7 】

そして、識別情報付与部 3 7 は、所定のピーク P k を基準とした前後 2 個以内である 5 個のピークに応じた椎骨 4 2 を、5 個の腰椎として特定する。すなわち、識別情報付与部 3 7 は、前記テーブルデータを参照することで、特定された各ピークに応じた椎骨 4 2 に対し、位置 z' の小さい側から順に、第 1 ～ 第 5 腰椎（既に付与された第 3 腰椎を除く。）の識別情報をそれぞれ付与する。

20

## 【 0 1 0 8 】

また、識別情報付与部 3 7 は、第 1 腰椎に応じたピークよりも左方（Z' 軸の負方向）に位置する 1 2 個のピークに応じた椎骨 4 2 を、1 2 個の胸椎として特定する。すなわち、識別情報付与部 3 7 は、前記テーブルデータを参照することで、特定された各ピークに応じた椎骨 4 2 に対し、位置 z' の小さい側から順に、第 1 ～ 第 1 2 胸椎の識別情報をそれぞれ付与する。

## 【 0 1 0 9 】

一方、識別情報付与部 3 7 は、第 5 腰椎に応じたピークよりも右方（Z' 軸の正方向）に位置する 5 個のピークに応じた椎骨 4 2 を、5 個の仙椎として特定する。すなわち、識別情報付与部 3 7 は、前記テーブルデータを参照することで、特定された各ピークに応じた椎骨 4 2 に対し、位置 z' の小さい側から順に、第 1 ～ 第 5 仙椎の識別情報をそれぞれ付与する。

30

## 【 0 1 1 0 】

その後、識別情報付与部 3 7 は、図示しない頸椎又は尾椎に応じた各ピークを特定するとともに、特定された各ピークに応じた椎骨 4 2 に対し、前記テーブルデータの記述に従って識別情報をそれぞれ付与する。

## 【 0 1 1 1 】

このようにして、識別情報付与部 3 7 は、各椎骨 4 2 に対して識別情報を付与する（ステップ S 1 0）。なお、識別情報付与部 3 7 は、各椎骨 4 2 間に介在する椎間板 4 4 に対しても、椎骨 4 2 の場合と同様の方法を用いて所定の識別番号を付与してもよい。

40

## 【 0 1 1 2 】

また、第 7 頸椎と、その別名である「隆椎」とを併せて対応付けてもよく、どの用語を使用するかをユーザが選択できるようにしてもよい。

## 【 0 1 1 3 】

さらに、第 1 頸椎を基準として、最上部から最下部への順に、固有の椎骨番号を付与してもよい。あるいは、識別情報を付与する起点は、最上部の椎体（第 1 頸椎）又は最下部の椎体（第 5 仙骨）のいずれでもよい。

## 【 0 1 1 4 】

その後、図示しない表示装置に医用画像を表示する際、該医用画像と併せて、出力部 1

50

6 側に出力した識別情報を可視化して表示してもよい。ここで、識別情報を可視化するために、公知の画像表示技術が種々用いられる。

【0115】

図11は、腰椎周辺のサジタル断面画像の一例を表す図である。このように、識別情報（第1～第5腰椎）がそれぞれ付与された各椎骨42上の位置に、第1～第5腰椎なる文字列を断面画像100に重畳して表示させてもよい。これにより、ユーザは、椎骨42の解剖学上の種別（名称）を一見して把握可能であり、診断上便宜である。

【0116】

以上のように、各椎骨42の中心線A（Z'軸）に沿った断層画像を生成し、各椎骨42についてのZ'軸方向に交叉及び平行する断面形状の鮮明度を表す第1及び第2特徴量を、生成された前記断層画像に基づいてZ'軸上の点毎に算出し、各椎骨42の配列の規則性を表す第3特徴量を、算出された前記第1及び第2特徴量に基づいてZ'軸上の点毎に算出し、Z'軸上の点毎に算出された前記第3特徴量に基づいてZ'軸上における各椎骨42の位置を推定するようにしたので、異なる2方向からの断面形状に基づいた定量的な濃度解析が可能であり、脊椎の形状が全体的又は局所的に変形している被写体の三次元医用画像に対しても、各椎骨を適切に分離・認識できる。脊椎湾曲症等により全体的に脊椎の形状が変形している場合、特に効果がある。

【0117】

また、所定の周期関数又は準周期関数には位相が変数として含まれ、動的計画法を用いて前記中心軸上の点毎に前記位相を順次決定することが好ましい。これにより、関数への適合誤差を低減可能であり、各椎骨42の位置をさらに高精度に推定できる。骨折等により局所的に脊椎の形状が変形している場合、特に効果がある。

【0118】

ところで、本実施の形態に係る椎骨セグメンテーション方法を、臨床に応用することができる。同一の被写体において過去に取得した椎骨42の分離結果と、現在取得した椎骨42の分離結果とを比較することで、前記被写体の脊椎の形状変化を経時で追跡することができる。すなわち、本方法は、脊椎湾曲症を含む脊椎疾患の診断（予防、検診、診察、経過観察等）を支援するツールとして有用である。

【0119】

以下、異なる時点での椎骨42の分離結果を比較する際における、椎骨セグメンテーション装置10の動作について、図1、図3及び図12を参照しながら詳細に説明する。

【0120】

まず、第1の時点t1（例えば、過去）において、図3に示すフローチャートに従って、椎骨42の分離・認識（ステップS1～S9）、及び識別情報の付与（ステップS10）に関する処理が実行される。その際、メモリ18は、各椎骨42の位置情報と、該位置情報に紐付けられた識別情報とをそれぞれ記録する。あるいは、図示しない外部装置（データベースサーバ等）にこれらを記録させてもよい。

【0121】

次いで、第2の時点t2（例えば、現在）において、図3に示すフローチャートに従って、椎骨42の分離・認識（ステップS1～S9）に関する処理が実行される。なお、第2の時点t2での各処理においては、第1の時点t1での各処理と同一の処理条件を適用することが好ましい。特に、三次元医用画像の取得前に画素値分布の正規化を予め行うておくことが好ましい。なぜならば、制御部14による椎骨42の分離・認識結果の再現性を高めるためである。

【0122】

次いで、特徴量判別部38は、第1の時点t1で算出された第3特徴量と、第2の時点t2で算出された第3特徴量とを照合する。第1の時点t1と第2の時点t2との間で被写体の脊椎（椎体群40）の形状は殆ど変化しなかった場合の例を以下に示す。

【0123】

図12の上側のグラフは、第1の時点t1での取得画像から算出された第3特徴量のプ

10

20

30

40

50

ロファイル{以下、プロファイル $f_A(z')$ という。}を表す。図12の下側のグラフは、第2の時点 $t_2$ での取得画像から算出された第3特徴量のプロファイル{以下、プロファイル $f_B(z')$ という。}を表す。図12から諒解されるように、プロファイル $f_A(z')$ 及びプロファイル $f_B(z')$ は略同じ傾向を表している。ただし、撮像開始位置のずれが原因で、プロファイル $f_B(z')$ は、プロファイル $f_A(z')$ と比べて、 $Z'$ 軸の正方向に $z'$ だけ全体的にシフトしたとする。

#### 【0124】

特徴量判別部38は、プロファイル $f_A(z')$ 及び $f_B(z')$ のマッチング処理を行う。特徴量判別部38は、例えば、プロファイル $f_A(z')$ 及び $f_B(z' - z')$ のSSD(Sum of Square Difference)が最小となるように、シフト量 $z'$ を算出する。なお、マッチング処理の際の評価関数として、SSDの他、NCC(Normalized Cross Correlation)やSAD(Sum of Absolute Difference)等公知の手法を用いてもよい。また、第3特徴量のプロファイルが有する各ピーク値自体を比較してもよい。

10

#### 【0125】

そして、特徴量判別部38は、プロファイル $f_B(z')$ の特性がプロファイル $f_A(z')$ の特性と合致するか否かを判別する。特徴量判別部38は、プロファイル $f_A(z')$ 及び $f_B(z' - z')$ が十分近似しているか否か、例えばこれらの相関係数が所定の閾値を超えるか否かで判別してもよい。合致すると判別された場合、特徴量判別部38は、シフト量 $z'$ をメモリ18に供給する。

20

#### 【0126】

次いで、識別情報付与部37は、第1の時点 $t_1$ で付与された識別情報と同一の識別情報を付与する(ステップS10;第2付与ステップ)。識別情報付与部37は、特徴量判別部38による照合結果に基づいて、第1の時点 $t_1$ での各ピークに相当する第2の時点 $t_2$ での各ピークを特定する。そして、識別情報付与部37は、特定された各ピークに応じた椎骨42に対し、第1の時点 $t_1$ での識別情報と同一の識別情報を付与する。識別情報の再付与に際し、メモリ18から第1の時点 $t_1$ での椎骨42の位置情報、第2の時点 $t_2$ での椎骨42の位置情報、シフト量 $z'$ 及び上述したテーブルデータが参照される。

#### 【0127】

30

なお、図12では、第1の時点 $t_1$ が過去であり、第2の時点 $t_2$ が現在である場合( $t_1 < t_2$ )を例示したが、その逆( $t_1 > t_2$ )であってもよい。すなわち、第1の時点 $t_1$ が現在であり、第2の時点 $t_2$ が過去であっても本発明を適用できる。

#### 【0128】

以上のように、推定された $Z'$ 軸上の位置に応じた各椎骨42に対し、予め定義された識別情報(例えば、解剖学上の椎骨42の種別)をそれぞれ付与することで、医療の専門家としてのユーザにとって椎骨42の識別が容易になる。

#### 【0129】

また、第1の時点 $t_1$ で付与された識別情報を、第2の時点 $t_2$ で推定された $Z'$ 軸上の位置に応じた各椎骨42に対してそれぞれ付与することで、被写体の脊椎の形状変化を経時で容易に追跡できる。

40

#### 【0130】

なお、この発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、この発明の主旨を逸脱しない範囲で自由に変更できることは勿論である。被写体は人間に限られず、脊椎動物であれば本発明を適用し得ることは言うまでもない。

#### 【符号の説明】

#### 【0131】

10 ... 椎骨セグメンテーション装置	14 ... 制御部
22 ... 画像生成部	26 ... 第1特徴量算出部
28 ... 第2特徴量算出部	30 ... 第3特徴量算出部

50

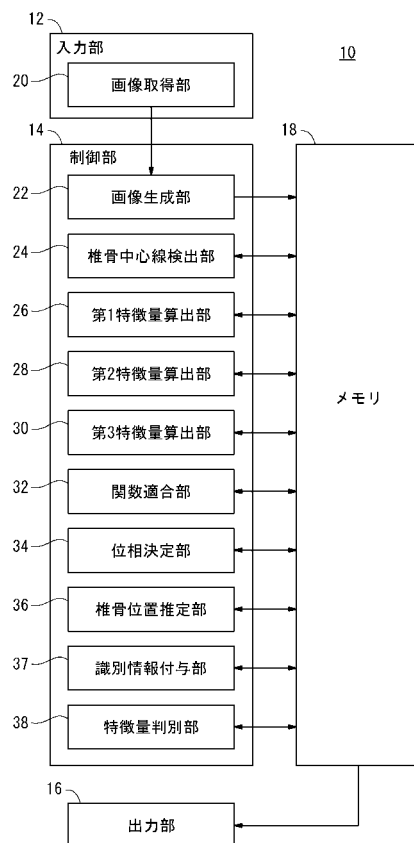


3 2 ...関数適合部  
 3 6 ...椎骨位置推定部  
 3 8 ...特徴量判別部  
 4 2、4 2 a ~ 4 2 o ...椎骨  
 5 0、5 4 ...可視画像

3 4 ...位相決定部  
 3 7 ...椎骨情報付与部  
 4 0 ...椎体群  
 4 4、4 4 a ~ 4 4 o ...椎間板  
 5 2、5 6 ...模様

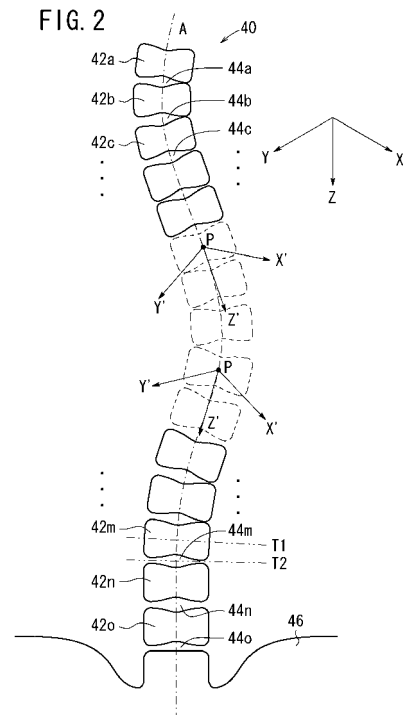
【図 1】

FIG. 1



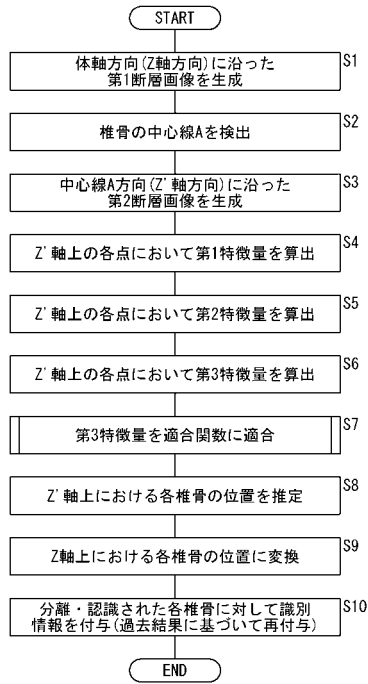
【図 2】

FIG. 2



【図 3】

FIG. 3



【図 4】

FIG. 4A

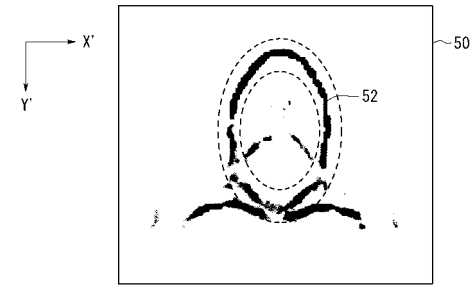
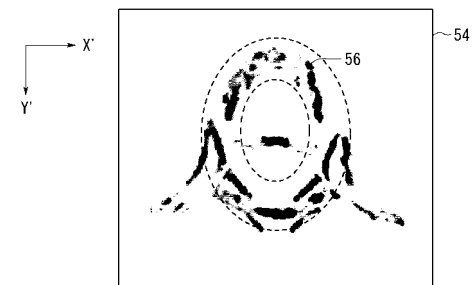
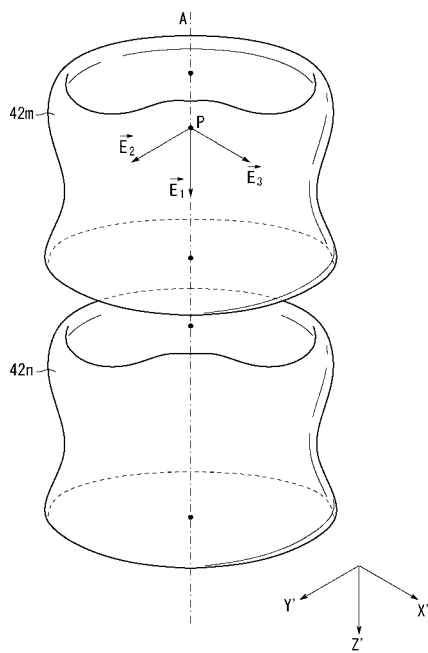


FIG. 4B



【図 5】

FIG. 5



【図 6】

FIG. 6A

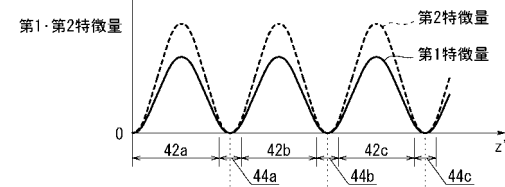


FIG. 6B

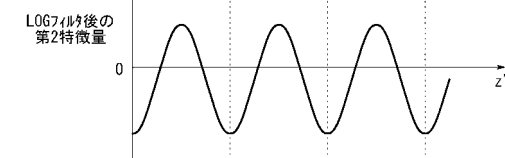
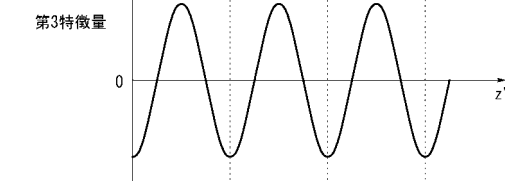
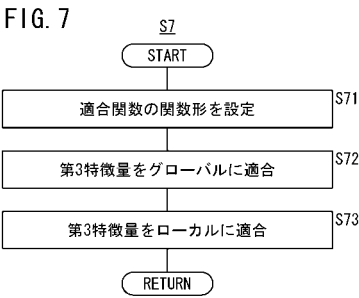


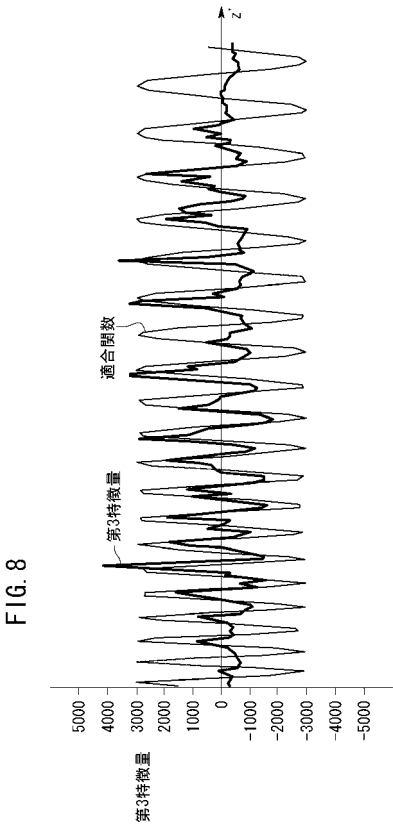
FIG. 6C



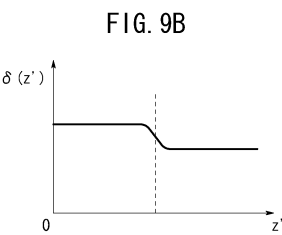
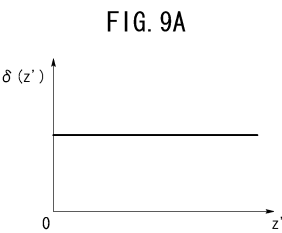
【図 7】



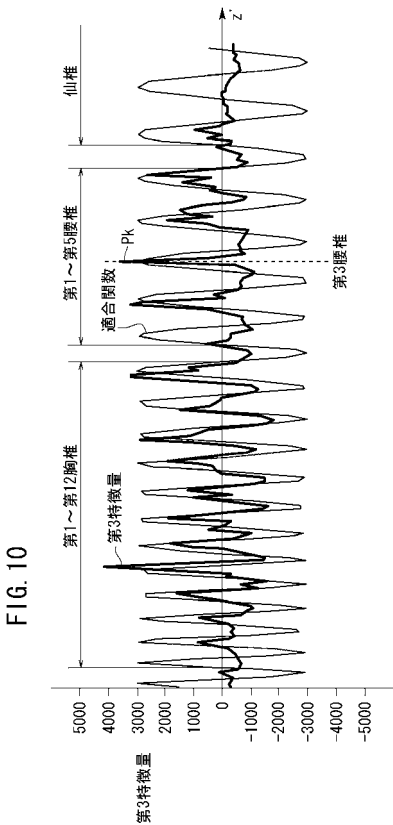
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 1 1】

FIG. 11



【図 1 2】

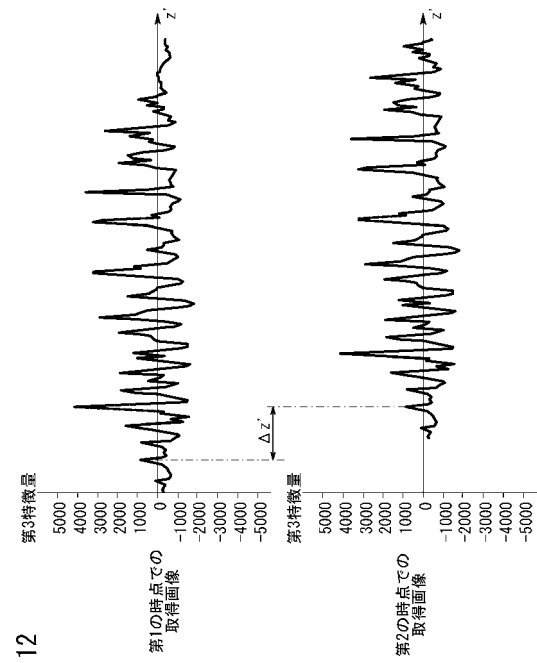


FIG. 12

## フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2009-207727(JP,A)  
特開2008-093254(JP,A)  
特表2009-531129(JP,A)  
特開2009-254600(JP,A)  
特開2006-102508(JP,A)  
特開2004-313478(JP,A)  
Jianhua Yao, S.D. O'Connor, R.M. Summers, Automated spinal column extraction and partitioning, 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006, 米国, IEEE, 2006年, p.390-393  
K.L. Weiss, J.M. Storrs, R.B. Banto, Automated Spine Survey Iterative Scan Technique, Radiology, 2006年 4月, Vol.239, No.1, p.255-262  
田中孝明, 元木瑞穂, 財田伸介, 久保満, 河田佳樹, 仁木登, 伊東昌子, 西谷弘, 富末慶悟, 森山紀之, 体幹部マルチスライスCT画像を用いた骨粗鬆症診断支援アルゴリズムの構築(Poster2), 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像, 日本, 2008年 1月, Vol.107, No.461, p.401-404

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14  
A61B 5/05 - 5/055  
G06T 1/00 - 19/20  
IEEE Explore  
Cinii