

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5161713号
(P5161713)

(45) 発行日 平成25年3月13日(2013.3.13)

(24) 登録日 平成24年12月21日(2012.12.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 J
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 11 外国語出願 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2008-237506 (P2008-237506)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成20年9月17日 (2008.9.17)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2009-66419 (P2009-66419A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(43) 公開日	平成21年4月2日 (2009.4.2)		クタデイ、リバーロード、1番
審査請求日	平成23年9月7日 (2011.9.7)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	0757639		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成19年9月17日 (2007.9.17)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		弁理士 小倉 博
早期審査対象出願		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	ローラン・ローネイ
			フランス、サン・レミ・レ・シュヴルーズ
			、アベニュー・オシェ、16番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ボリューム内で取得された解剖学的画像を処理するための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用イメージング・システムによってボリューム内で取得された解剖学的画像を処理して、これらの取得された解剖学的画像を、これらの取得された解剖学的画像上で識別される解剖学的構造の相異なる部分に対応する複数のサブボリュームに区分化するための方法であって、

取得された解剖学的画像から肺が現れる解剖学的画像を識別する段階と、

肺の上側及び下側スライスを設定する段階と、

解剖学的画像を取得した解剖学的構造の軸に従って上側及び下側スライスの限界を定める段階と、

下側スライスより下方及び上側スライスより上方のそれぞれの解剖学的区域に対応する取得された解剖学的画像のそれぞれの部分に別個の処理法を適用する段階と、
 を含み、

取得された解剖学的画像を識別する前記段階は、取得された解剖学的画像を処理して、これらの画像から気管内の空気を除去するようにする段階を含み、該処理する段階は、

イ) 取得された解剖学的画像上に現れる空気の密接に関連したコンポーネントを決定する段階と、

ロ) 空気の前に決定された密接に関連したコンポーネントについて平均3D偏心率を決定する段階と、

ハ) このように算出された平均3D偏心率を閾値と比較して、その3D偏心率が第1の

閾値よりも小さく且つそのz軸上の長さが第2の閾値よりも大きくなっている密接に関連したコンポーネントのみを保持する段階と、

二)このように分離された密接に関連したコンポーネントを前記取得された解剖学的画像から減算する段階と、
を含む、方法。

【請求項2】

肺の下側限界に対応するスライスを決断するために、前記方法は更に、
前記解剖学的構造の底部から頂部までの軸方向スライスを点検する段階と、
肺のボクセルが現れる最初のスライスを決断する段階と、
を含んでいる、請求項1に記載の方法。

10

【請求項3】

2つの肺の存在が検出されたときに肺の上側限界に対応するスライスを決断するために、前記方法は更に、
前記解剖学的構造の頂部から底部までの軸方向スライスを点検する段階と、
2つの密接に関連したコンポーネントが現れる最初のスライスを決断する段階と、を含んでいる、請求項1に記載の方法。

【請求項4】

2つの肺の存在が検出されたときに肺の上側限界に対応するスライスを決断するために、前記方法は更に、
前記解剖学的構造の頂部から底部までの軸方向スライスを点検する段階と、
密接に関連したコンポーネントの合計表面が所与の閾値よりも大きくなる最初のスライスを決断する段階と、を含んでいる、請求項1に記載の方法。

20

【請求項5】

密接に関連したコンポーネントの合計表面が前記所与の閾値よりも大きくなるスライスが存在していない場合、前記方法は更に、
密接に接続されたコンポーネントの数が1よりも大きくなる最初のスライスを決断する段階を含んでいる、請求項4に記載の方法。

【請求項6】

更に、肺が検出されたとき、肺の前記下側スライス限界より下方のスライス上のボクセルによって占められる軸方向表面プロフィールを決断する段階と、
前記軸方向表面プロフィールを分析する際に腹部の存在及び下肢の様々な部分の存在を決断する段階と、
を含んでいる請求項1に記載の方法。

30

【請求項7】

肺が検出されなかったとき、前記方法は更に、前記画像の取得の対象物である解剖学的構造の長さを閾値と比較する段階を含んでおり、
また、この長さが前記閾値よりも大きい場合、前記方法は更に、スライス上のボクセルによって占められる表面の軸方向プロフィールを決断する段階と、前記軸方向プロフィールを分析する際に腹部及び脚部の様々な部分の存在を決断する段階とを含んでいる、請求項1に記載の方法。

40

【請求項8】

前記プロフィールの分析により腹部及び脚部の様々な部分の存在を決断することができないとき、前記方法は更に、
前記スライス上に現れる空気の軸方向プロフィールを決断する段階と、
空気の前記軸方向プロフィールを分析して、前記取得された解剖学的画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定する段階と、
を含んでいる、請求項6に記載の方法。

【請求項9】

肺が検出されたとき、前記方法は更に、
肺の上側スライス限界より上方のスライス上に現れる空気の軸方向プロフィールを決断

50

する段階と、

この空気の軸方向プロフィールを分析して、前記取得された解剖学的画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定する段階と、を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

更に、肺の前記上側スライス限界より上方の解剖学的構造の長さを所与の閾値と前もって比較する段階と、

解剖学的構造の前記長さが前記所与の閾値よりも大きいときのみ、空気の軸方向プロフィールを決定する段階と、

を含んでいる請求項 9 に記載の方法。

10

【請求項 11】

肺が検出されなかったとき、前記方法は更に、

前記画像の取得の対象物である解剖学的構造の長さを閾値と比較する段階と、

この長さが前記閾値よりも小さい場合、スライス上に現れる空気の軸方向プロフィールを決定する段階、及び空気の軸方向プロフィールを分析して、前記画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定する段階と、

を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明の分野は、医用イメージングに関するものであり、具体的には、ボリューム内で取得された解剖学的画像の処理に関するものである。

【背景技術】

【0002】

ボリューム内で画像を取得するために X 線断層撮影法 (CT スキャナ) 又は他の手法を使用するかどうかに拘わらず、画像の取得は解剖学的構造の一部分 (心臓、肺、頭部) だけ、又は (例えば、頸部から足までの) 幾つかの部分を対象とすることができる。

【0003】

従って、検査すべき解剖学的構造の部分又は器官に従って、適用される画像処理法がしばしば変えられ、検査すべき解剖学的構造の部分のみが存在する画像について各々の処理の実行が最適化される。

30

【0004】

同様に、実施者が取り組みたい解剖学的区域よりも大きい解剖学的区域にわたって取得が行われる場合でも、実施者が検査すべき解剖学的構造の部分に正確に対応する画像に直ちにアクセスできることが望ましい。

【0005】

その理由で、解剖学的構造の相異なる部分の画像及びイメージングの対象物である異なる器官の画像をセグメント化し且つ自動的に識別することができることが望ましいと思われていた。

【0006】

40

米国特許第 7 1 7 7 4 5 3 号には、画像を相異なるサブボリュームに区分化して、更なる最適化処理を可能にする画像の 3D 分析方法が既に提案されている。

【0007】

しかしながら、この特許文書に記載されている技術は、主に、上半身についての分析に関するものである。

【特許文献 1】米国特許第 7 1 7 7 4 5 3 号

【発明の開示】

【0008】

本発明は、人の主要な解剖学的部分、すなわち、頭部、頸部、胸腔、肺、心臓、腹部、下半身構成部分の区分化 (partitioning) を可能にする処理法を提案する。

50

【0009】

本発明はまた、解剖学的構造の或る特定の器官、例えば心臓、肺、大動脈弓などのビューの分離を可能にする処理法を提案する。

【0010】

より具体的に述べると、医用イメージング・システムによってポリウム内で取得された解剖学的画像を処理して、これらの画像を、該画像上で識別される解剖学的構造の相異なる部分に対応する複数のサブポリウムに区分化することを含む方法を提案する。該方法では、この区分化を達成するために、取得された画像を処理して、肺が現れる画像を識別し、そして、肺が識別された場合には、上側及び下側スライスを決し、前記解剖学的画像を取得した解剖学的構造の軸に従って前記上側及び下側スライスの限界を定め、これらのスライスよりそれぞれ上方及び下方の解剖学的区域に対応するこれらの画像に別個の処理を適用する。

10

【0011】

そこで、画像を区分化するために物理的基準点として肺を使用することを提案する。肺が検査において含まれていない場合、それらが画像にないことは、多分存在しないもの（例えば、心臓及び胸腔）について、従って検出しようとする必要のないものについての興味ある情報を与える。

【0012】

画像上で肺を識別するために、具体的には、画像上の気管内の空気を除去するように設計された処理法を適用する。該処理法によれば、イ）取得された画像上に現れる空気の密接に関連したコンポーネントを決し、ロ）これらのコンポーネントにおける平均3D偏心率を決し、ハ）このように算出された平均3D偏心率を閾値と比較して、第1の閾値よりも小さい3D偏心率を持ち且つ第2の閾値よりも大きいz軸上の長さを持つ密接に関連したコンポーネントのみを保持し、ニ）このように分離されたコンポーネントを前記画像から減算する。

20

【0013】

同様に、肺が検出されたとき、心臓に対応する画像を識別して区分化するための処理法を適用する。

【0014】

しかしながら、先ず、画像上に現れる解剖学的構造の長さを所与の閾値と比較する。心臓に対応する画像を識別して区分化するために設計されている前記処理法は、前記長さが前記閾値より大きいときにのみ適用する。

30

【0015】

具体的に述べると、心臓の上側限界に対応するスライスと決定するため、上行大動脈及び下行大動脈が識別される少なくとも3つの軸方向スライスを決定する。

【0016】

同様に、肺が検出されたとき、肺の前記下側スライス限界より下方のスライス上のボクセルによって占められる軸方向表面プロフィールを決し、このプロフィールを分析する際に腹部の存在及び脚部の様々な部分の存在を決定する。

【0017】

肺が検出されなかったとき、画像の取得の対象物である解剖学的構造の長さを閾値と比較し、この長さが前記閾値よりも大きい場合、スライス上のボクセルによって占められる表面の軸方向プロフィールを決し、次いでこのプロフィールを分析する際に腹部及び脚部の様々な部分の存在を決定する。

40

【0018】

前記プロフィールの分析により腹部の存在及び脚部の様々な部分の存在を決定することができなかつたとき、スライス上に現れる空気の軸方向プロフィールを決し、このプロフィールを分析して、画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定する。

【0019】

50

更に、肺が検出されたとき、肺の上側スライス限界より上方のスライス上に現れる空気の軸方向プロフィールを決定し、このプロフィールを分析して、画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定する。

【 0 0 2 0 】

特に、肺の上側スライス限界より上方の解剖学的構造の長さを所与の閾値と前もって比較し、前記長さが前記閾値よりも大きいときのみ前記空気の軸方向プロフィールを決定する。

【 0 0 2 1 】

肺が検出されなかったとき、画像の取得の対象物である解剖学的構造の長さを閾値と比較し、この長さが前記閾値よりも小さい場合、スライス上に現れる空気の軸方向プロフィールを決定し、前記空気の軸方向プロフィールを分析して、画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定する。

【 0 0 2 2 】

更に、以下に提供される方法とは独立に、本発明はまた、医用イメージング・システムによってボリューム内で取得された解剖学的画像を処理するための方法を含み、該方法では、

イ) 解剖学的構造の軸に直角な複数の軸方向スライスを点検して、心臓の上側限界に対応する1つの軸方向スライスを識別し、

ロ) このスライス上で、上行大動脈及び下行大動脈に対応する2つの密接に関連したコンポーネントを決定し、

ハ) 前記密接に関連したコンポーネントに対応する、ボリューム内での密接に関連したコンポーネントを決定し、

ニ) 前記ボリューム内での密接に関連したコンポーネントを組み合わせ、

ホ) 複数の軸方向スライス上で対応する密接に関連したコンポーネントの中心を、上記のようにして得られた前記ボリューム内での密接に関連したコンポーネントについて決定し、

ハ) それらの様々な中心によって形成された複数の点群に関して距離を最適化する計画を決定する。

【 0 0 2 3 】

本発明の実施形態では、ボリューム内の解剖学的構造の画像を取得するための医用イメージング手段と、これらの画像を適切に処理して、これらの画像を、これらの画像上で識別された解剖学的構造の相異なる部分に対応する複数のサブボリュームに区分化するための手段とより成るシステムもまた提案し、該システムでは、前記平均が、以下に提供される種類の方法に処理を適用するのに適した平均で構成される。

【 0 0 2 4 】

また、コンピュータによって読み取られる手段上に記憶されたプログラムを提案し、このプログラムは上記のような方法を実施するためのデータ及び/又は命令を含む。

【 0 0 2 5 】

本発明の他の特徴及び利点は、以下の記載から明らかであろう。以下の記載は、単に例を示したものであって制限するものではなく、また添付の図面を参照して読まれるべきである。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 6 】

『 3 D イメージング・システムの概要 』

本発明を利用することのできるイメージング・システム 1 0 の一例を図 1 及び 2 に概略表示する。

【 0 0 2 7 】

この例では、このイメージング装置は C T 装置であるが、他のボリューム内でのイメージング (3 D イメージング) の技術、例えば磁気共鳴イメージング又はポジトロン放出型イメージングも考えられる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

従来のように、このイメージング・システム 1 0 は、X線源 1 2 と、患者 1 8 のような被検体が配置される領域を横切る X 線ビーム 1 6 の寸法及び形状を規定するコリメータ 1 4 と、検査を行いたい解剖学的構造 1 8 を横切る X 線部分 2 0 を受け取るセンサ 2 2 と、を有する。

【 0 0 2 9 】

センサ 2 2 は検出器のマトリクス（行列状配列）であってよく、その各々の検出器は入射 X 線の強度を表すアナログ信号を発生して出力する。これらの信号は取得して処理することにより、被検体の細部の画像を実時間又はほぼ実時間で再構成する。これらの信号は、従来のように、幾つかの X 線撮影ビューを収集するための方法で患者の周りの様々な角度に従って記録される。

10

【 0 0 3 0 】

線源 1 2 は制御装置 2 4 によって制御される。制御装置 2 4 は X 線についての指令装置 3 0 を含み、また、モータ制御装置 3 2 を介して、一方では、クロスバー 5 2 によって共に支持された線源 1 2 及びセンサ 2 2 の回転運動を制御し（回転指令システム 2 6）、且つ他方では、クロスバー 5 2 に対して患者を移動させるベッド 5 8 の線形変位を制御する（線形変位指令システム 2 8）。

【 0 0 3 1 】

更に、制御装置 2 4 はデータ取得システム 3 4 を含む。データ取得システム 3 4 は、センサ 2 2 を出たアナログ信号を受け取って、処理装置、例えばコンピュータ 3 6 による更なる処理のために、アナログ信号をデジタル信号へ変換する。コンピュータ 3 6 はメモリ 3 8 を含んでいてよく、或いはメモリ 3 8 と通信することができる。メモリ 3 8 は、コンピュータ 3 6 によって処理されたデータ又はコンピュータ 3 6 によって処理すべきデータを保存することができる。コンピュータが所望量のデータ及び / 又はコードを記憶できるようにするためにどんな種類の利用可能なメモリ装置を使用するのは重要ではない。その上、メモリ 3 8 は、同じ又は異なる種類の 1 つ又は複数のメモリ装置で構成することができ、またシステム 1 0 と同じ場所に又は遠隔の場所に設けることができる。メモリ装置はデータ、処理パラメータ、及び / 又は本書で述べる様々な処理を実行するためのコンピュータ・プログラムを記憶できるべきである。

20

【 0 0 3 2 】

コンピュータ 3 6 は典型的には、イメージング装置 1 0 を監視するために使用される。このために、コンピュータ 3 6 は、ワークステーション 4 0 を介してオペレータから指令及び取得パラメータを受け取るように構成され、ワークステーション 4 0 には通常のようにマウス、キーボード及び / 又は他の周辺装置が備えられている。

30

【 0 0 3 3 】

ワークステーションに連結された表示装置 4 2 により、処理された画像の表示を行うことができる。画像はまた、ワークステーションに接続することのできるプリンタ 4 3 によって印刷することができる。更に、ワークステーションはまた画像保管通信システム（PACS）4 4 に接続することができる。PACS 4 4 は、他の人々が画像及び画像データに遠隔からアクセスすることができるように、遠隔のシステム 4 6 に接続することができる。

40

【 0 0 3 4 】

確かに、この例は何ら限定するものではないが、以下に提示する装置の各々は、希望される用途に依存して、他の装置に接続することができる。

【 0 0 3 5 】

センサ 2 2 によって収集されたデータは、典型的には、線源から検出器まで移動する X 線に沿って分析された対象物の減弱係数の積分を表すようにデータをまとめるために、取得システム 3 4 及び / 又はコンピュータ 3 6 において補正、前処理及び / 又は分配される。処理されたデータ（通常、投影データと呼ばれている）は再構成アルゴリズムで使用することができる。断層撮影法においては、それぞれ被検体及び / 又は検出器に対して異な

50

る角度から特定の数の投影データが取得される。断層撮影再構成のアルゴリズムは当業者によく知られており、複数の走査された画像（ボリューム内で取得された画像）から1つの三次元画像を形成することができる。

【0036】

『決定木』

次に、3Dイメージング・システムにより取得された画像に作用することのできる前処理について記述する。

【0037】

この前処理では、システム10又は任意の他の3Dイメージング・システムにより取得された画像を、患者の身体の解剖学的構造の様々な部分又は取得の対象物である患者の身体の部分（頭部、頸部、胸腔、肺、心臓、腹部、下半身構成部分）に対応するサブボリュームに区分化する。

10

【0038】

それはまた、検査のために分離することが望ましいと思われる様々な器官又は器官の一部（肺、心臓、大動脈弓など）を示す。

【0039】

このために、この前処理は、図3A及び3Bに例示されている決定木100に従って進行する。

【0040】

この決定木の原則は、始めに、画像を、それらが肺を含んでいるかどうかに従って区分化し、次いで肺より下方の及び上方の部分进行处理するように構成されている。

20

【0041】

そこで、この処理法は、第1の段階110で、画像上で肺を検出するための試験を適用する。

【0042】

肺が或る特定の画像上で有効に検出された場合、取得された画像は少なくとも胸腔のレベルにあると見なされて、判定木は図3Aに示されている様々な段階につれて進行する。

【0043】

そこで、処理法は、画像上で視覚可能である肺の長さに沿って試験120を適用して、肺の長さを所与の閾値の長さ（例えば、7cm）と比較する。

30

【0044】

肺の長さがこの閾値の長さよりも大きい場合、プロセスは心臓を検出するためのアルゴリズムを適用する（試験130）。

【0045】

試験120と並列に、また試験150a及び150bを画像に適用して、肺より下方及び上方に見付けられる画像を区分化できるようにする。

【0046】

肺より上方の画像について、画像上で視覚可能であって肺より上方にある解剖学的構造の長さに沿って試験160を適用し、その長さを所与の閾値（例えば、10cm）と比較する。

40

【0047】

この長さが所与の閾値より大きい場合、頭部部分及び頸部部分をそれぞれ検出するための2つの試験170及び180を適用する。その逆の場合、すなわち、肺より上方にあって画像上で視覚可能である解剖学的構造の長さが前記閾値より小さい場合は、処理法は頸部部分が存在しているだけであると見なす。

【0048】

肺より下方の画像について、プロセスは脚部及び腹部についての検出試験を適用する。そこで、脚部が検出された場合（試験190）、処理法は腹部の検出についての試験を適用する（試験200）。

【0049】

50

脚部が検出されなかった場合、処理法は画像が腹部のレベルにあると判定する。

【 0 0 5 0 】

図 3 B は、処理が試験 1 1 0 を適用したときに肺が検出されなかった場合についての、決定木の他の部分を例示する。

【 0 0 5 1 】

この場合には、処理法は試験 2 1 0 を適用して、画像取得の対象物である解剖学的構造の部分の長さを閾値の長さ（例えば、1 5 c m）と比較する。

【 0 0 5 2 】

長さが閾値よりも小さい場合、処理法は、頭部部分及び頸部部分の検出のために図 3 A について既に述べたような、試験 1 7 0 及び 1 8 0 を適用する。画像の残部は、腹部の部分と見なされる。

10

【 0 0 5 3 】

逆に、画像内で見付けられた解剖学的構造の部分の長さが前記閾値よりも大きい場合は、試験 1 9 0（これはまた既に述べた）による脚部の検出の判定を適用する。

【 0 0 5 4 】

このようにして、決定木は解剖学的因子及び検査についての情報（例えば、長さ）を考慮する。

【 0 0 5 5 】

『肺の検出』

肺の検出についての段階 1 0 0 は、画像上で空気の検出を可能にする処理法を適用する。空気は、減弱度が大きくない（ヒストグラムの最小強度値である）ので、一般にヒストグラム上で明確に定められる。

20

【 0 0 5 6 】

この処理法は、特に、他の器官を識別することを想定しており、これらの他の器官は、それらの除くため、すなわち、体の外面を識別するため（患者の周りの空気はしばしば取得の一部を形成する）、それらの内部での空気によって判別することができる。

【 0 0 5 7 】

この処理法の様々な段階は、次の通りである（図 4 参照）。

【 0 0 5 8 】

[ポリユームの閾値化（段階 1 1 1）] : オリジナルのポリユームの閾値化 (thresholding) は、空気を保存するために - 1 0 2 3 H . U . と - 5 0 0 H . U . との間に適用される。

30

【 0 0 5 9 】

[3 D サイズのフィルタ処理（段階 1 1 2）] : 密接に関連した小さいサイズの 3 D コンポーネントが（結腸の部分のような構造を除くために）除去される。

【 0 0 6 0 】

[気管の検出及び分離（段階 1 1 3）] : 気管は肺と頭部の内側も空気とを接続する。気管はのどで始まって、喉頭へ進み。それは更に胸腔の中へ続く。それは「馬蹄」の形であり、その後壁は筋肉である。気管の存在及び頭部の中の空気の存在は、肺を検出したときに非常に厄介である。肺から胸腔を規定できるようにし且つ胸腔について肺が存在する身体部分のみを保存するために、気管に対応する空気の画像を削除すべきである。

40

【 0 0 6 1 】

ここで、気管を検出する 1 つの方法は、その馬蹄形の形状を使用することであり、その形状が肺のレベルにおいてより円形に近づくことに留意されたい。

【 0 0 6 2 】

そこで、それらの円形の程度の 1 つの測度として偏心率を考慮する。偏心率はそれらの中心モーメントから定義される。

【 0 0 6 3 】

【数 1】

$$\mu_{ij} = \sum_x \sum_y (x - \mu_x)^i (y - \mu_y)^j$$

平均は次式のように計算される。

【0064】

【数 2】

$$\mu_x = \frac{\sum_x x}{N} \quad \mu_y = \frac{\sum_y y}{N}$$

10

ここで、Nはコンポーネントのサイズを表す。

そして、偏心率は次式のように表すことができる。

【0065】

【数 3】

$$t = \frac{[(\mu_{20} - \mu_{02})^2 - 4\mu_{11}]^{1/2}}{\mu_{20} + \mu_{02}}$$

20

この式のパラメータは、上記の中心モーメントを表す。

【0066】

この式は、スライスのビュー上に現れる「密接に関連したコンポーネント(CC)」についての測度を与え、値が0に近くなればなるほど、対応する密接に関連したコンポーネントがより円形になると見なすことができる。これは円の偏心率が0であるからである。

30

【0067】

密接に関連したコンポーネントは、その要素(ピクセル又はボクセル)が全て相互接続されている2D又は3D画像の一部である。各々のセグメント化された画像は、独立の相互接続されたコンポーネントのリストに分解することができる。

【0068】

[気管の検出の処理法]

気管を検出するために、軸方向スライス上の画像(2D画像)、すなわち、解剖学的構造の主軸(テーブルの長さに平行な軸であり、本書ではz軸と呼ぶ)上の直角なスライスの画像の処理を使用する。それらの段階は以下の通りである。

40

【0069】

[2Dにおける偏心率及びサイズの評価]: 軸方向スライス点を点検し、それらのスライスから密接に関連したコンポーネントのラベル付け(段階113a)を求める。このラベル付けによって識別された各々のCCの偏心率を計算し(段階113b)、それらのCCの内、その偏心率が閾値(0に近い)より小さく且つそのサイズが $\cdot r_{min}^2$ と $\cdot r_{max}^2$ との間にあるCCのみを保存する(段階113c)。

【0070】

[3D-CCの平均偏心率]: 次いで、各々の3D-CCの偏心率の平均を計算する(段階113d)。計算は、それらの一部である2D-CCの値から始める。

50

【 0 0 7 1 】

[3 D - C C の長さ] : その平均偏心率が最小であり且つ (z 軸、すなわち、画像を取得した身体の軸に従った) その長さが閾値より大きい 3 D - C C を保存する。このコンポーネントは、気管の一部に対応する筈である (段階 1 1 3 e) 。

【 0 0 7 2 】

一旦検出されると (存在する場合)、それは閾値ボリュームから減算されて、頭部内及び頸部内の空気から肺を分離する。

【 0 0 7 3 】

[肺の選択 : 3 D - C C 上の記述子の使用 (段階 1 1 4)]

幾つかの記述子を使用して、肺に対応する 1 つ又は複数の C C を正しく選択する (それらは、気管全体にわたって連結されている場合は密接に関連したコンポーネントを表す) 。具体的に示すと、

イ) 質量の中心 : 肺は画像上にほぼ中心合わせされる (これに対し、身体の周りの空気はそのように中心合わせされない) ;

ロ) 長さ : 最大長さが考慮される (解剖学的情報) ;

ハ) 平均 (μ) 及び標準偏差 () : 2 つの肺は同様な統計値を持つ。2 つの値は各々の 3 D - C C のボクセルの強度から計算される ; 並びに

ニ) ボリューム / 長さ比 : 身体の内部に留まっていることのある空気の残留部分はこの比 (これは、この場合、非常に小さい) によって除かれる。

【 0 0 7 4 】

コンポーネントについての最初の点検を行って、位置、標準偏差 (肺は比較的均質である)、平均 (肺については - 9 0 0 H . U . よりも小さくなることはない)、及びボリューム / 長さ比を試験する候補を選択する。

【 0 0 7 5 】

単一の候補が見付けられた場合、それは肺であると見なされる。逆に、幾つかの候補が選択された場合、それらの中心の z 座標が接近している (肺は同じ高さに位置している) かどうか、また平均が 2 つの C C を保存するために接近しているかどうかを検査する。どの C C もこれらの条件を満たしていない場合、選択される C C は、そのボリューム / 長さ比が最大である C C である。

【 0 0 7 6 】

[肺の最初及び最後のスライスの選択 (段階 1 1 5)]

一旦肺が識別されると、それらに対応する窓の z 値を選択することが必要である。下側限界についての選択は比較的簡単であり、肺の最後のセグメント (最後のボクセル) を含んでいるスライスの z 値を保持すれば充分である。

【 0 0 7 7 】

上側限界の選択は、2 D 軸方向スライスから入手可能である情報の関数であり、2 D 軸方向スライス上では、

肺の上方の気管の一部と 2 つの肺、

肺の上方の気管の一部と 1 つの肺、

2 つの肺、又は

1 つの肺

を見付けることができる。

【 0 0 7 8 】

2 つの肺の存在が検出されたとき、それらの肺の起始部 (始まり) は、2 つの密接に関連した 2 D コンポーネントが現れる最初のスライスとして決定される。これにより、気管が肺の上方に存在する場合に良好な結果が得られ、C C の数は肺の最初のスライスに達するまで常に 1 に等しい。

【 0 0 7 9 】

更に、1 つの肺が検出されたとき、適用される判定基準は、次のとおりである。或る 1 つのスライス上の C C の全表面が閾値 (典型的には、気管の最大空気よりも大きい) より

10

20

30

40

50

も大きく、CCの数が1よりも大きく、またその以前の状態が検証されていない場合、そのスライスを両肺の起始部と見なす。

【0080】

これにより、気管が肺の上方に存在するときに起始部を良好に決定することができ、とりわけ肺の一部分のみが検査に含まれているとき誤った検出を避けることができる（肺は、下側部分内の他の器官の存在のために3つ以上のCCに分割されることがある）。

【0081】

図5A～5Eは、肺の識別プロセスの様々な段階を例示する。図5A及び5Bは、ボリューム内で積み重ねられた気管及び肺を示す。図5C～5Eは、肺に対応した得られた結果を示す。

【0082】

『心臓の検出』

心臓の検出は、同じスライス内での上行及び下行大動脈の検出に基づいている（特にそれらが現れる形が円形であることにより、大動脈弓の下方の心臓の起始部で丁度見付けられる）。このスライスは、心臓窓の起始部と考えられ、且つ弓部を切断することができ、その結果として改善された心臓アルゴリズムが得られ、該アルゴリズムの性能はその存在によって非常に影響される。

【0083】

血管を目立たせて、それらを他の構造に対して非常によく見えるようにするために、血管に造影剤が注入される。

【0084】

心臓を検出するプロセスの様々な段階が図6に示されており、このようなプロセスの様々な段階を一スライスの一画像（図7A）に適用することによって、図7B～7Gに表されているような異なる画像が得られる。

【0085】

[ガウス・フィルタ（段階131；図7B）]

多くの場合、検査にはノイズが多く、閾値化は密接に関連したコンポーネントの内部に孔を生成させることがある。ガウス・フィルタはノイズを低減することができるが、（例えば、輪郭を不鮮明にすることによって）画像をぼやけさせもする。該フィルタは次式で表される。

【0086】

【数4】

$$G(x, y) = \frac{1}{(2\pi)^{1/2} \sigma^2} \cdot e^{- (x^2 + y^2) / 2 \sigma^2}$$

の値は、画像を過度に劣化させることなくノイズの幾分かを除去できるように選ばれる。

【0087】

[ボリュームの閾値化（段階132；図7C）]

ボリュームは、血管を分離するために120H.U.と750H.U.との間に閾値化される。それでもなお、他の構造もまた存在する。

【0088】

[輪郭の減算（段階133）]

殆どの場合、閾値化は大動脈をその周囲から分離するのに充分ではない。しかしながら、複数のグレー・レベルが接近しているが、勾配は無視できず、それを利用することができる。そこで、輪郭を抽出して、マスクを生成する。マスクは、閾値化されたボリュームから減算される。そこで、その界面が最も際立っている構造が互いから分離される。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 9 】

[ソーベル(Sobel) フィルタ及び勾配の閾値化(段階133a)]

勾配(図7D)がソーベル・マスクによって計算される。モジュールの値は、フィルタ処理によって減衰する(ノイズが少なくなる)ので、対象物の内部でより小さくなる。輪郭はまた、フィルタ処理を適用しなかった場合よりも、少し薄くなり且つ重要でなくなる。閾値を勾配について選択し、その結果として、減算マスクを生成するためにのみ輪郭を保つ(図7Eは閾値化の後での勾配の画像に対応する)。

【 0 0 9 0 】

[ボリュームからの輪郭の減算(段階133b; 図7F)]

次いで、幾つかの構造が切り離されるように、閾値化された画像からマスクを減算する。これにより、特に、しばしば密に押し込まれている肺大動脈の上行大動脈を分離することができる。

10

【 0 0 9 1 】

[2Dにおける充填(段階134)]

閾値化及び輪郭の減算により、孔が現れることがあり、そこで、それらを再び充填することが必要である。

【 0 0 9 2 】

[オープニング(段階135; 図7G)]

輪郭の減算後、大動脈上にくっついている小さい部片が未だ存在していることがある。この現象は大動脈を円形にならないようにし、偏心率の測定を妨げることがある。構造の周りを平滑化する作用を生じる目的で、オープニング(opening)を適用する。

20

【 0 0 9 3 】

実際には、オープニングのために選ばれるサイズは、

$$\text{サイズ(ボクセル)} = \text{サイズ}(cm)$$

$$\text{分解能}(cm)$$

である。

【 0 0 9 4 】

[2Dサイズのフィルタ処理(段階136)]

この段階では、その後の段階に悪影響を及ぼす虞のある、画像内に残っている最小のコンポーネントを除去する。サイズは、大動脈について考慮される最小の射線から始めて、 $(\cdot r_{min}^2) / (\text{分解能})$ の値として(ボクセルにおいて)決定される。

30

【 0 0 9 5 】

[各スライスについての最も円形のCCの検出(段階137)]

一旦前処理が完了すると、残っているCCを分析して、幾つかの記述子、例えば、サイズ、位置、偏心率、平均(μ)及び標準偏差(σ) (この2つの値は各CCのボクセルの強度について計算される)、それらの間の距離、を抽出し評価する。

【 0 0 9 6 】

各スライスについて、分散が閾値よりも小さく(造影剤の密度は比較的均一であるはずである)、且つサイズが $(\cdot r_{max}^2) / (\text{分解能})$ の値(大動脈について最大の射線)よりも小さい場合、最小の偏心率を持つコンポーネントが保存される。

40

【 0 0 9 7 】

[大動脈に対応する第2のCCの検出(段階138)]

その後、残っているCCを検討して、以前に記録されたコンポーネントについて距離を計算し、またそれらを接続する直線の傾斜を計算する。各スライスについての第2のコンポーネントは、次の場合に、すなわち、

イ) 偏心率が閾値(0に近い)よりも小さく、

ロ) 距離が(解剖学的判定基準から始めて)一定の間隔内に見付けられ、

ハ) 傾斜が一定の間隔内に見付けられ(患者の向きが変わることがあるが、大して大きくない)、

ニ) サイズが同様であり、

50

ホ) 統計データが同様である場合に、保持される。

【0098】

これにより、各スライスについて上行及び下行大動脈のみを保存することができるが、(例えば1つのスライスから)選択された、分離されたコンポーネントを持つことができる。

【0099】

[3つの相次ぐスライスの検出(段階139)]

間違った発見を避けるために、大動脈の2つの部分を含む3つの相次ぐスライスがある場合に心臓の起始部を定めると決めた。そうするために、CCの中心がスライスの間でほんの少ししか変化しないこと、及びそれらのスライスの第1のスライスが心臓の起始部と見なされることを検証すべきである。

10

【0100】

[心臓の下側限界の選択(段階140)]

心臓の窓についての下側限界は、心臓の下方からの余分な情報を持つことがプロトコルの遂行に全く影響がないので、重要ではない。それにもかかわらず、計算時間のために、限界を決定しなければならない。これを為すべき時間及び優先権が許容されていなかったため、この限界は心臓の上側限界(心臓の第1のスライス)から肺を考慮して定められ、例えば、

$$\begin{aligned} z_{\min}(\text{心臓}) + 16 \text{ cm} &= z_{\max}(\text{肺}) \text{ のとき、} \\ z_{\max}(\text{心臓}) &= z_{\min}(\text{心臓}) + 16 \text{ cm、} \\ z_{\min}(\text{心臓}) + 16 \text{ cm} &> z_{\max}(\text{肺}) \text{ のとき、} \\ z_{\max}(\text{心臓}) &= z_{\max}(\text{肺}) \end{aligned}$$

20

である。

【0101】

『「キャンディ・ケイン」(大動脈弓)と呼ばれるビューの自動生成』

大動脈弓の検出は、特に大動脈解離に関連した病気を容易に診断できるようにするので、医師にとって非常に興味がある。

【0102】

以下の説明から理解されるように、大動脈弓を検出するために提案される処理法は、図3A及び3Bの決定木とは全く独立に適用することができる。

30

【0103】

この処理法は、心臓の最初のスライスの識別とこのスライス内の上行及び下行大動脈の中心の識別とを使用する。これらの中心を認識することにより、(3Dコンポーネントとして)大動脈弓を再生することが可能になる。そこで、大動脈弓から、上行及び下行大動脈の様々な中心に対応する一連の点を抽出し、このように構成された一群の点を使用して、大動脈弓の正中面、いわゆる「キャンディ・ケイン(CANDY CANE)」ビューを得る平面、を計算する。

【0104】

より正確に云うと、この処理法の様々な段階は次の通りである(図8参照)。

【0105】

[肺の検出(段階110)]

この段階は、随意選択による段階であるが、計算時間を短縮することができ、またzの大きなカバー範囲を持つボリュームを処理する能力が得られるようにする。

40

【0106】

[心臓の上側限界の検出(段階141;これは段階137~139に対応)]

上行及び下行大動脈の中心が保存され、またそれらは平面の計算の一部となり、他の点を求めるのに役立つ。

【0107】

[勾配の減算(段階142)]

一旦心臓の起始部が(3Dコンポーネントとして)検出されると、大動脈弓は、心臓の

50

起始部として取られたスライスの上方の肺動脈とくっつけられることがある。これを避けるために、勾配の閾値化は制限を少なくする（より多くの輪郭が保たれる）ように為され、そしてそれはボリュームから減算される。この段階でたとえ大動脈の内側に孔が生じたとしても、それらは、大動脈上の点が連続的に保持されるので、後で起こることについて厄介なものではない。

【 0 1 0 8 】

[3 D 距離のチャートから開始するオープニング (段階 1 4 3)]

大動脈を出て (3 D - C C の) 大動脈弓の部分形成する多数の枝がある。これらの点は算出された平面を前方へ移動させることができ、そこでそれらは、3 D 距離のチャートから開始するサイズ n のオープニングによって除去される。換言すると、距離のチャートが算出され、底部までの距離が n よりも小さいか又は n に等しいボクセルが除去される。次いで、同じ原理により、膨張処理が適用される。

10

【 0 1 0 9 】

[心臓からの大動脈の分離 (段階 1 4 4)]

下行大動脈が心臓から出ており、それを大動脈弓から分離することが必要である。2 D 上行大動脈が心臓の起始部におけるスライス上で既に見付けられているので、それをボリュームから減算し、従ってそれを心臓から分離することができる。

【 0 1 1 0 】

[3 D 大動脈弓の検索 (段階 1 4 5)]

大動脈弓の他に、他の 3 D 構造がある。大動脈弓は下記の方法で、すなわち、イ) 上行大動脈上の以前に算出された点を含む 3 D - C C (ボリューム内の密接に関連したコンポーネント) の検索 (段階 1 4 5 a) ; 大動脈弓の上行部分 (又は、大動脈弓全体) の検索 ;

20

ロ) 下行大動脈上の以前に算出された点を含む 3 D - C C の検索 (段階 1 4 5 b) ; 大動脈弓の上行部分 (又は、大動脈弓全体) の検索 ;

ハ) 2 つのコンポーネントの組み合わせ (段階 1 4 5 c) (大動脈弓は時々それ以前の段階に起因して 2 つの C C に切断されることがある)、により選択される。

【 0 1 1 1 】

この段階の終わりにおいて、保存されているものは、大動脈弓全体 (1 つの C C) 又は 2 つの独立の部分 (2 つの C C) のいずれかを含む。

30

【 0 1 1 2 】

[大動脈弓上の点の抽出 (段階 1 4 6)]

各々の 2 D コンポーネントの中心を検索しながら、大動脈弓の 2 d 軸方向ラベル付けから始めて、 n 個の点を抽出する。

【 0 1 1 3 】

[最小自乗法による平面の算出 (段階 1 4 7)]

このように得られたシステムは過剰に決定されている。そこで、平面上の点の距離が、最小自乗法を使用して最小化される。

【 0 1 1 4 】

図 9 A ~ 9 F は、「キャンディ・ケイン」ビューの算出から得られた相異なる結果を例示する。

40

【 0 1 1 5 】

『腹部及び下半身構成部分の検出』(図 1 0 参照)

肺の下方に見付けられる解剖学的構造の検出は、 z 軸に沿った骨の密度の投影に基づいている。従って、各スライス上の骨の表面からトレースされる曲線が分析される。

【 0 1 1 6 】

図 3 A 及び 3 B を参照すると理解されるように、一方では、肺が検出された場合 (図 3 A)、プロフィールは肺の最後のスライスに基づいて算出される (段階 1 5 0 b の区分化)。他方、肺が存在しなかった場合 (図 3 B)、プロフィールは最大で腹部及び脚部を含

50

むことになる。

【 0 1 1 7 】

[検査テーブルの減算 (段階 1 9 1)]

まず最初に、検査テーブルの密度が骨の密度に近いので検査テーブルを除去することが必要である。既に具現化されている機能を使用して、これを行う。

【 0 1 1 8 】

[ボリュームの閾値化 (段階 1 9 2)]

ボリュームは、関心のある部分を保存するために、120 H . U . から始めて閾値化される。

【 0 1 1 9 】

[2 Dで充填 (段階 1 9 3)]

不連続性が生じるのを避けるために幾分か骨部分上に現れる幾分か孔を充填することが必要である。これは、腰のレベルで又は脊椎の椎間板上に生じることがある。

【 0 1 2 0 】

[2 Dサイズのフィルタ処理 (段階 1 9 4)]

サイズのフィルタ処理は、分離されたボクセル、小さな血管、又は120 H . U . 以上の密度を持つ器官の部分を除去することを目的として行う。

【 0 1 2 1 】

[プロフィールを求める (段階 1 9 5)]

次の式に従って、表面を求めるために、各スライス上に残っている全てのボクセルを加算する。

【 0 1 2 2 】

$$\text{Surface (cm }^2 \text{)} = n \cdot \text{res}_x \text{ (cm)} \cdot \text{res}_y \text{ (cm)}$$

ここで、nはボクセルの数であり、 res_x 及び res_y はx及びyにおける分解能である。

【 0 1 2 3 】

プロフィールにおいて、y軸は表面を表し、x軸は(mmの単位で、又はスライス数で)位置を表す。とはいえ、得られた曲線は極めてノイズが多く且つ不規則である。それは、骨からではない部分、とりわけ充填による部分が依然として保存されているからである。実際には、ときどき充填は、輪郭が閉じていない場合に孔を首尾よく閉じていず、この場合における表面はより小さくなる傾向がある。

【 0 1 2 4 】

ノイズの多い曲線の極大及び極小の調査及び特徴付けは1Dガウス・フィルタにより容易に行うことができる。これにより、非常に重要である値のみを保存し、且つノイズの除去も可能である。

【 0 1 2 5 】

フィルタ処理の後、曲線はより鮮明であり且つ解剖学的構造を表す。そこで、関心のある幾つかの区域(図11)、例えば、大腿骨、脛骨、骨盤、膝、足、を識別することができる。

【 0 1 2 6 】

ボリューム・ビューアー(Volume Viewer)のプロトコルの観点から、これらの全ての部分は同じ解剖学的構造、すなわち、下半身構成部分に属している。更に、腰はまた、腹部の解剖学的構造の一部である。

【 0 1 2 7 】

大腿骨及び脛骨は曲線の谷の部分に対応し、論理的に、それらの間の極大値部分は膝である。曲線の端部では、脛骨の後に足(最後の極大値部分)が来る。大腿骨の左側に最も近い2つの極大値部分は、骨盤の部分形成する。事実上、それらの一方では、腰の上側部分が識別され、また他方では、下側部分(大腿骨の頂部まで)が識別される。

【 0 1 2 8 】

[大腿骨及び脛骨の検出 (段階 1 9 6)]

10

20

30

40

50

一旦曲線が求められると、検出すべき最初の部分は大腿骨と脛骨である。これを行う理由の1つは、ボリューム上の相対位置から谷を独立に検出することができることである。と云うのは、それらの谷が大腿骨及び脛骨の所にのみ現れるからである。極大値部分については検出が遙かに困難になると思われる。更に、大腿骨の位置を使用することにより、極大値部分が正しく識別される。アルゴリズムに関して、谷は、

イ) 値が閾値よりも小さく(表面が必然的により小さい)、

ロ) 長さが所定の長さであり、

ハ) 値が谷の長さに沿って全て互いに非常に近い値であり、且つ

ニ) 相次ぐ値の間に大きな変化がない(導関数が小さい)

プロフィール領域として定義される。

10

【0129】

[骨盤と下半身構成部分の起始部との検出(段階197)]

大腿骨の検出は下半身上の基準点として作用する。この情報は骨盤を識別するのに役立つ、また下半身構成部分の解剖学的構造の起始部を決定するのに役立つ。実際には、大腿骨の起始部から始めて逆方向にプロフィールを点検することによって、脚部の左側で2つの極大値部分を突き止めようと試みる。極大値部分を保持するための条件は、

イ) 値が閾値より大きくなければならない(例えば、表面は脚部よりも大きい)こと、及び

ロ) 極大値部分と大腿骨の起始部との間の距離が(解剖学的情報を使用した)特定の最大距離よりも短くなければならないこと、

20

である。

【0130】

3つの可能性、すなわち、「2つの極大値部分を保持する」、「1つの極大値部分を保持する」及び「何も保持しない」が存在する。第1の場合、最後の極大値部分の左側に最も近い極小部分に(骨盤の直ぐ上方に)下半身構成部分の起始部を設定する。ただ1つの極大値部分が保持されている場合、骨盤上で高く見付けられた極大値部分はしばしば強固であるので、前記の場合と同様に処理することができる。最後に、極大値部分が何も見つからなかった場合は、全てが下半身構成部分の一部であると見なされる。

【0131】

[腹部の検出(段階198)]

骨についての上記のプロフィールにより得られたデータに基づいて、腹部を直接検出するように処理することはできないが、むしろこの部分についての判定を行う。脚部、骨盤及び下半身構成部分の起始部が正しく識別された場合、下半身構成部分の上方に見付けられた全てのスライス(肺は含まれていない)が腹部に属していると、リスク無しに云うことができる。更に、腹部の下側限界が大腿骨の起始部に定められる。

30

【0132】

腹部の又は下半身構成部分の画像について得られた結果がまた、図11に例示されている。

【0133】

『頭部及び頸部の検出』(図12参照)

頭部及び頸部はそれらの各々の内部の空気に基づいて検出される。

40

【0134】

[検査テーブルの減算(段階180)]

テーブルの減算は、包囲箱の算出に取って重要なことである。というのは、残っている唯一の2D構造が頭部又は頸部である場合に算出が非常に簡単になるからである。

【0135】

[頭部及び頸部についての包囲箱の算出(段階181)]

空気を除去するために閾値化を適用し、次いで各々のスライスについて最大の2D-CCを選択する(これは、頭部又は頸部に対応する筈である)。得られた様々なCCを点検して、その各々について、対の値(x_{min} , x_{max})及び(y_{min} , y_{max})

50

x) が保存され、それらの組合せは箱のコーナーを表す。

【0136】

これらの箱は、或る対象物の中に別の対象物（例えば、頭部と空気）が見付けられるかどうかを決定することのできる近似として作用する。

【0137】

[箱の内部の空気の記録（段階182）]

このように算出された箱は、物体（頭部/頸部）の内側の空気のものと比較される。空気は、-1023H.U.と-500H.U.との間の閾値化により保存され、各々の2D-CCについて、質量中心とその包囲箱が算出される。

【0138】

結局、コンポーネントは、その包囲箱が頭部又は頸部の包囲箱の中に含まれ、質量中心が画像に殆ど中心合わせされる（取得には通常、頭部の殆どを含まなければならないと考えられる場合、空気を中心合わせしなければならない）場合に、保持される。

【0139】

選択後に残るコンポーネントは、内部（例えば、洞又は気管）の空気に対応する。

【0140】

[空気のプロフィールを求めて分析する（段階183）]

プロフィールは、骨の密度の算出のために使用されるものと同様な態様で求められる。このプロフィール（図13）の分析により、曲線の最大値が求められる結果、洞に対する物理的基準を持つことができる。というのは、論理的に、この最大値が常に頭部の同じ場所に見出されるからである。それを正確に検出するために、オリジナルの曲線にガウス・フィルタが適用される。

【0141】

[頸部と頭部との間の境界（段階184）]

一旦最大値が検出されると、表面が30%まで低下するzの値が保存される。このzの値は、頸部の起始部と見なされる（その下側限界が肺の起始部である）。更に、頭部の下側限界は頸部の起始部より2cm下側に定められる（そこで、この2つの解剖学的構造に小さい共通部があることになる）。

【0142】

『様々な実施形態』

以下に、これまで述べた本発明の様々な実施形態を更に記載する。

【0143】

医用イメージング・システムによって取得された解剖学的ボリューム画像を処理して、これらの画像を、これらの画像上で識別された様々な解剖学的部分に対応する複数のサブボリュームに区分化するための方法は、この区分化を行うために、取得された画像がそれらの画像上で肺を識別するように処理されることを特徴とし、また、肺が識別された場合、画像を取得した解剖学的構造の軸に沿って肺の限界を定める上側及び下側断面が決定され、またこれらの2つの断面よりもそれぞれ上方及び下方にある解剖学的領域に対応する画像について別個の処理が実施されることを特徴とする。

【0144】

段落【0142】で述べたような方法は、画像上で肺を識別するため、画像の気管内の空気を減算することを目的とする処理が実施され、該処理では、

イ) 取得された画像上に現れる空気の様々な密接に関連したコンポーネントが決定され、

ロ) 平均3D偏心率がそれらについて決定され、

ハ) このように算出された平均3D偏心率が閾値と比較されて、これらの密接に関連したコンポーネントのうち、その3D偏心率が第1の閾値よりも小さく且つz軸上の長さが第2の閾値よりも大きい前記密接に関連したコンポーネントのみを保持し、

ニ) このように分離された前記密接に関連したコンポーネントが画像から減算されること、を特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 5 】

段落 [0 1 4 3] で述べたような方法は、前もって閾値化を行い、また密接に関連したコンポーネントのサイズについてフィルタ処理を行うことを特徴とする。

【 0 1 4 6 】

段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 4 4] の内の1つで述べたような方法は、様々な候補の密接に関連したコンポーネントの中から、次の記述子、すなわち、質量の中心、長さ、平均及び標準偏差、ボリューム/長さ比、の内の少なくとも1つの関数として、肺に対応する1つの密接に関連したコンポーネントが選択されることを特徴とする。

【 0 1 4 7 】

段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 4 5] の内の1つで述べたような方法は、肺の下側限界に対応する断面を決定するために、解剖学的構造の底部から頂部へ向けて複数の軸方向断面が順次点検されて、肺のボクセルが現れる最初の断面が決定されることを特徴とする。

10

【 0 1 4 8 】

段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 4 5] の内の1つで述べたような方法は、2つの肺の存在が検出されたときに肺の上側限界に対応する断面を決定するために、前記解剖学的構造の頂部から底部へ向けて複数の軸方向断面が順次点検されて、2つの密接に関連したコンポーネントが現れる最初の断面が決定されることを特徴とする。

【 0 1 4 9 】

段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 4 5] の内の1つで述べたような方法は、2つの肺の存在が検出されたときに肺の上側限界に対応する断面を決定するために、解剖学的構造の頂部から底部へ向けて複数の軸方向断面が順次点検されて、複数の密接に関連したコンポーネントの合計表面積が所与の閾値よりも大きくなる最初の断面が決定されることを特徴とする。

20

【 0 1 5 0 】

段落 [0 1 4 8] で述べたような方法は、複数の密接に関連したコンポーネントの合計表面積が前記閾値よりも大きくなる断面が存在していない場合、密接に関連したコンポーネントの数が1よりも大きくなる最初の断面が決定されることを特徴とする。

【 0 1 5 1 】

前記の段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 4 9] の内の1つで述べたような方法は、肺が検出されたとき、心臓に対応する画像を識別し及び区分化するための処理が実行されることを特徴とする。

30

【 0 1 5 2 】

段落 [0 1 5 0] で述べたような方法は、画像上に現れた解剖学的構造の長さが所与の閾値と前もって比較され、前記長さが前記閾値よりも大きいときのみ、心臓に対応する画像を識別し及び区分化するための前記処理が実行されることを特徴とする。

【 0 1 5 3 】

段落 [0 1 4 9] ~ [0 1 5 1] の内の1つで述べたような方法は、心臓の上側限界に対応する断面を決定するため、上行大動脈及び下行大動脈が識別される少なくとも1つの軸方向断面が決定されることを特徴とする。

【 0 1 5 4 】

段落 [0 1 5 2] で述べたような方法は、心臓の上側限界に対応する断面を決定するため、上行大動脈及び下行大動脈が識別される少なくとも3つの相次ぐ軸方向断面が決定されることを特徴とする。

40

【 0 1 5 5 】

段落 [0 1 4 9] ~ [0 1 5 3] の内の1つで述べたような方法は、軸方向断面上で大動脈を識別するために、前記断面上で複数の密接に関連したコンポーネントが識別され、これらの中から、その偏心率が最少である密接に関連したコンポーネントが選択され、次いでこのコンポーネントの分散及びサイズが分散閾値及び大動脈についての予想最大半径とそれぞれ比較され、このコンポーネントは、その分散及びそのサイズが前記分散閾値及び前記最大半径より小さい場合にのみ、大動脈と見なされることを特徴とする。

50

【 0 1 5 6 】

段落 [0 1 5 4] で述べたような方法は、第 1 の密接に関連したコンポーネントが大動脈に対応するものとして既に識別されている断面で別の大動脈を識別するために、前記断面の複数の密接に関連したコンポーネントが点検されて、第 1 のコンポーネントに対するそれらの距離、並びにそれらを接続する直線の傾斜が計算され、またその偏心率が所与の閾値よりも小さい密接に関連したコンポーネントが選択され、この密接に関連したコンポーネントについて決定された距離及び傾斜が所与の間隔内に見付けられることを特徴とする。

【 0 1 5 7 】

段落 [0 1 5 5] で述べたような方法は、別の大動脈を識別するために、密接に関連したコンポーネントのサイズ及び統計データが、第 1 の大動脈に対応するものとして識別された密接に関連したコンポーネントのものとの関数としてのサイズ及び統計データの値と比較されることを特徴とする。

10

【 0 1 5 8 】

段落 [0 1 4 9] ~ [0 1 5 6] の内の 1 つで述べたような方法は、ガウス・フィルタ処理段階、ボリュームの閾値化段階及び輪郭の減算段階を含む処理が、画像について前もって実行されることを特徴とする。

【 0 1 5 9 】

段落 [0 1 5 7] で述べたような方法は、前記処理がまた、オープニング段階、及び 2 D フィルタ処理段階を含んでいることを特徴とする。

20

【 0 1 6 0 】

前記の段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 5 8] の内の 1 つで述べたような方法は、肺が検出されたとき、肺の下側限界断面より下方の断面上のボクセルによって占められる表面の軸方向プロフィールが決定され、そしてこのプロフィールを分析することによって腹部の存在及び脚部の様々な部分の存在が決定されることを特徴とする。

【 0 1 6 1 】

前記の段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 5 9] の内の 1 つで述べたような方法は、肺が検出されなかったとき、画像の取得の対象物であった解剖学的構造の長さが閾値と比較され、そしてこの長さが前記閾値よりも大きい場合、断面上のボクセルによって占められる表面の軸方向プロフィールが決定され、このプロフィールを分析することによって腹部の存在及び脚部の様々な部分の存在が決定されることを特徴とする。

30

【 0 1 6 2 】

段落 [0 1 6 0] で述べたような方法は、プロフィールの分析により腹部及び脚部の様々な部分の存在を決定することができないとき、断面上に現れる空気の軸方向プロフィールが決定され、そしてこのプロフィールが分析されて、画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定することを特徴とする。

【 0 1 6 3 】

前記の段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 6 1] の内の 1 つで述べたような方法は、肺が検出されたとき、肺の上側限界断面より上方の断面上に現れる空気の軸方向プロフィールが決定され、そしてこのプロフィールが分析されて、画像上に存在する頭部又は頸部の区域についての情報を該プロフィールから推定することを特徴とする。

40

【 0 1 6 4 】

段落 [0 1 6 2] で述べたような方法は、肺の上側限界断面より上方の解剖学的構造の長さが所与の閾値と前もって比較され、そして前記長さが前記所与の閾値よりも大きいときのみ、空気の軸方向プロフィールの決定が行われることを特徴とする。

【 0 1 6 5 】

前記の段落 [0 1 4 2] ~ [0 1 6 3] の内の 1 つで述べたような方法は、肺が検出されなかったとき、画像の取得の対象物であった解剖学的構造の長さが閾値と比較され、そしてこの長さが前記閾値よりも小さい場合、断面上に現れる空気の軸方向プロフィールが決定され、このプロフィールが分析されて、画像上に存在する頭部又は頸部の区域につい

50

ての情報を該プロフィールから推定することを特徴とする。

【0166】

医用イメージング・システムによって取得されたボリューム画像を処理するための方法は、

イ) 解剖学的構造の軸に直角な複数の軸方向断面が点検されて、心臓の上側限界に対応する軸方向断面を識別し、

ロ) この断面上で、上行大動脈及び下行大動脈に対応する2つの密接に関連したコンポーネントが決定され、

ハ) これらの密接に関連したコンポーネントに対応する、ボリューム内で密接に関連した複数のコンポーネントが決定され、

ニ) 前記ボリューム内で密接に関連した複数のコンポーネントが合体され、

ホ) 上記のようにして得られた前記ボリューム内で密接に関連した複数のコンポーネントについて、複数の軸方向断面上で対応する前記密接に関連したコンポーネントの中心の決定が行われ、

ハ) これらの様々な中心によって形成された複数の点群に関して距離を最適化する計画が決定されること、を特徴とする。

【0167】

解剖学的ボリューム画像を取得するための手段と、これらの画像を、これらの画像上で識別された様々な解剖学的部分に対応する複数のサブボリュームに区分化するのに適した前記画像を適切に処理するための手段とを有する医用イメージング・システムは、前記手段が、前記の段落【0142】～【0165】の内の1つで述べたような処理方法を実施するのに適した手段を有していることを特徴とする。

【0168】

また、コンピュータによって読み取るのに適した手段上に記憶されたプログラムは、段落【0142】～【0165】の内の1つで述べたような方法を実施するためのデータ及び/又は命令を有していることを特徴とする。

【0169】

本明細書は、最良の実施形態を含めて、本発明を開示するために、また当業者が本発明を作成し使用できるようにするために、様々な例を使用した。本発明の特許可能な範囲は特許請求の範囲の記載に定めており、また当業者に考えられる他の例を含み得る。このような他の例は、それらが特許請求の範囲の文字通りの記載から実質的に差異のない構造的要素を持つ場合、或いはそれらが特許請求の範囲の文字通りの記載から実質的に差異のない等価な構造的要素を含む場合、特許請求の範囲内にあるものとする。

【0170】

本発明の特定の特徴は幾つかの図面に示されて他の図面に示されていないが、これは便宜のために過ぎず、各々の特徴は本発明に従って他の特徴のいずれか又は全てと組み合わせることができる。本書で用いられる「含む」、「有する」、「持つ」などの言葉は、広義に且つ包括的に解釈されるべきであり、如何なる物理的な相互接続に制限されない。更に、本出願で開示したどの実施形態も唯一の可能な実施形態として取るべきではない。当業者には他の実施形態を考えつくであろうが、それらは特許請求の範囲内にある。

【図面の簡単な説明】

【0171】

【図1】CTイメージング・システムの概略図である。

【図2】CTイメージング・システムの別の概略図である。

【図3A】本発明の可能な動作モード又は用途で使用することのできる決定木の一部を例示する図である。

【図3B】上記決定木の別の部分を例示する図である。

【図4】肺の検出のための可能な処理法の様々な段階を例示する流れ図である。

【図5A】図4の肺の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

【図5B】図4の肺の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

10

20

30

40

50

【図 5 C】図 4 の肺の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

【図 5 D】図 4 の肺の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

【図 5 E】図 4 の肺の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

【図 6】心臓の周りの窓の検出を可能にする処理法の一例の様々な段階を例示する流れ図である。

【図 7 A】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 7 B】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 7 C】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 7 D】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 7 E】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 7 F】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 7 G】図 6 の心臓の検出処理法の様々な段階を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 8】大動脈弓の検出を可能にする処理法を例示する流れ図である。

【図 9 A】大動脈弓の検出から生じる様々な結果を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 9 B】大動脈弓の検出から生じる様々な結果を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 9 C】大動脈弓の検出から生じる様々な結果を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 9 D】大動脈弓の検出から生じる様々な結果を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 9 E】大動脈弓の検出から生じる様々な結果を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 9 F】大動脈弓の検出から生じる様々な結果を例示するスライスの画像の写図である。

。

【図 10】下半身、特に腹部及び脚部の検出を可能にする処理法の様々な段階を例示する流れ図である。

【図 11】図 10 の処理法を適用することによって得られるプロフィールと下半身構成成分及び腹部の様々な骨との間の対応性を例示する写図である。

【図 12】上半身、特に頭部及び頸部の検出を可能にする処理法の様々な段階を例示する流れ図である。

【図 13】図 12 の処理法を適用することによって得られるプロフィールと頭部及び頸部の様々な骨との間の対応性を例示する写図である。

【符号の説明】

【 0 1 7 2 】

1 0 イメージング・システム

1 2 X線源

1 4 コリメータ

1 6 X線ビーム

1 8 患者

2 0 X線部分

2 2 センサ

2 4 制御装置

10

20

30

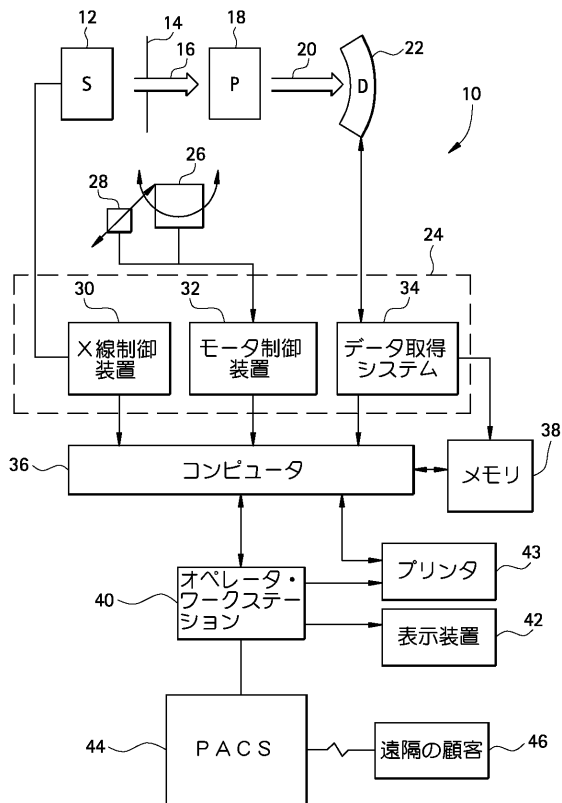
40

50

- 2 6 回転指令システム
- 2 8 線形変位指令システム 2 8
- 5 2 クロスバー
- 5 8 ベッド
- 1 0 0 決定木
- 1 1 3 気管を検出及び分離する段階
- 1 3 3 輪郭を減算する段階

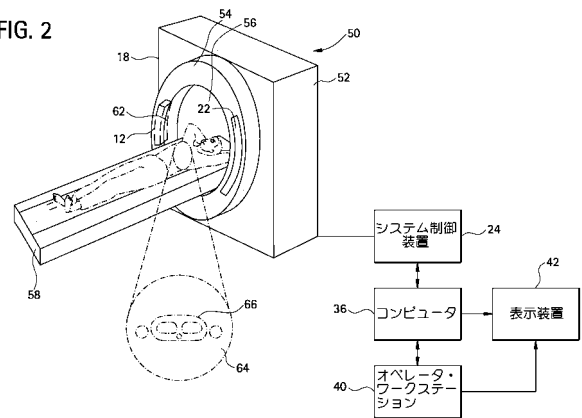
【 図 1 】

FIG. 1



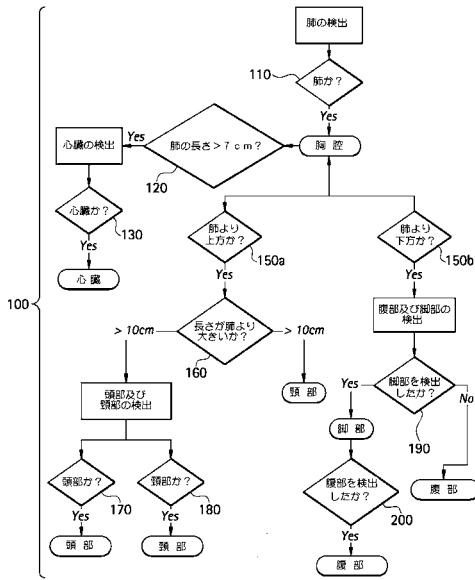
【 図 2 】

FIG. 2



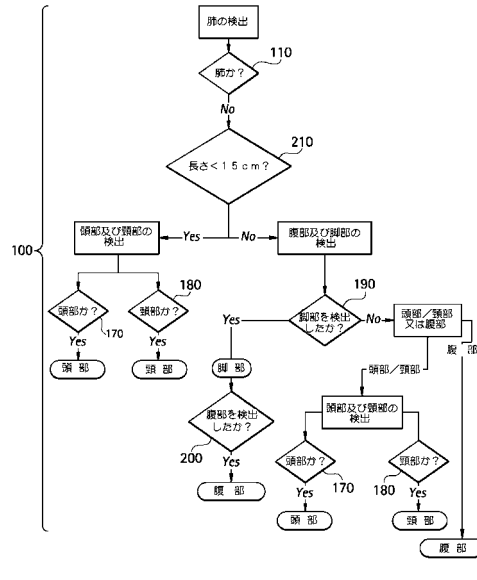
【 図 3 A 】

FIG. 3A



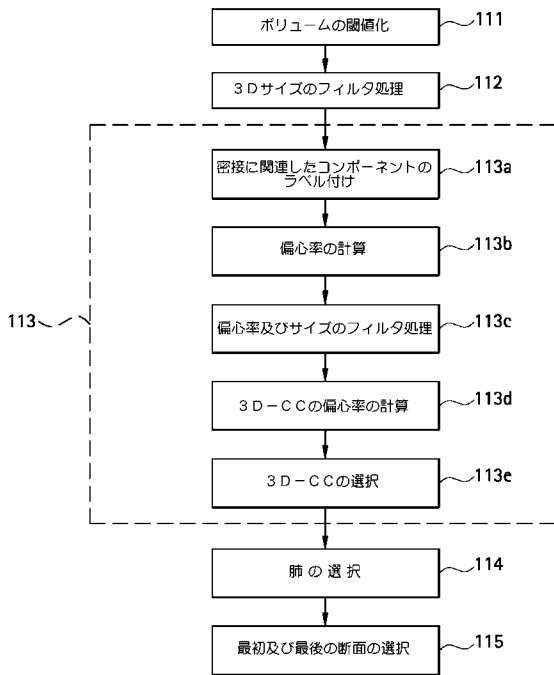
【 図 3 B 】

FIG. 3B



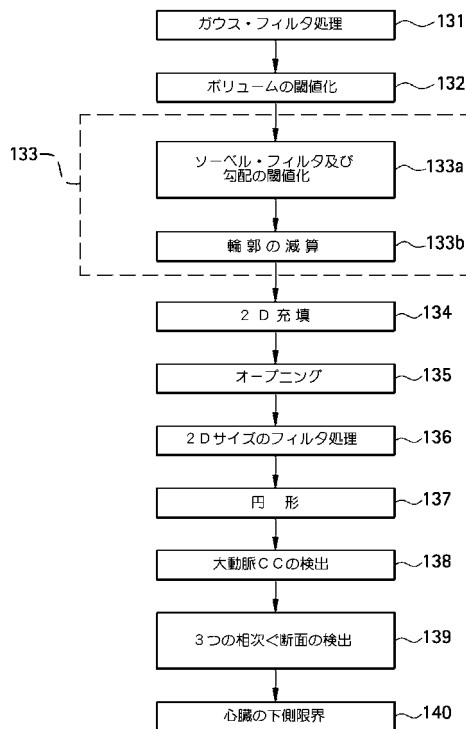
【 図 4 】

FIG. 4



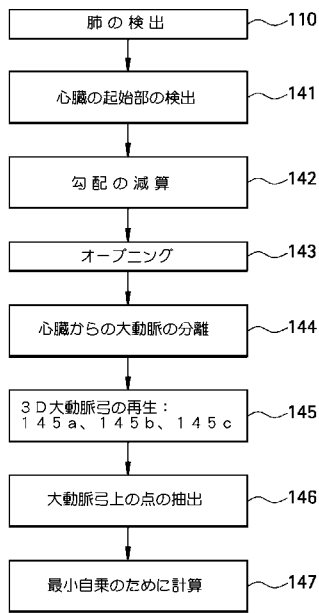
【 図 6 】

FIG. 6



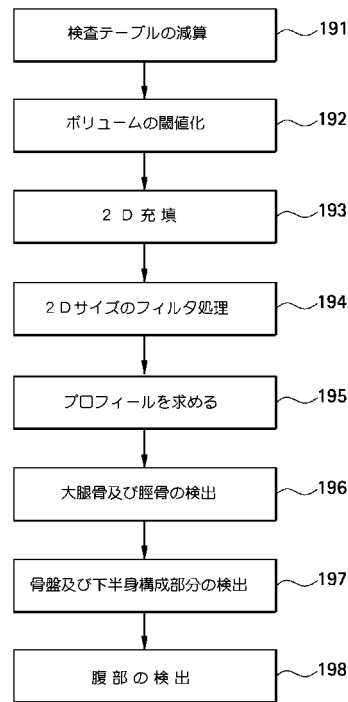
【 図 8 】

FIG. 8



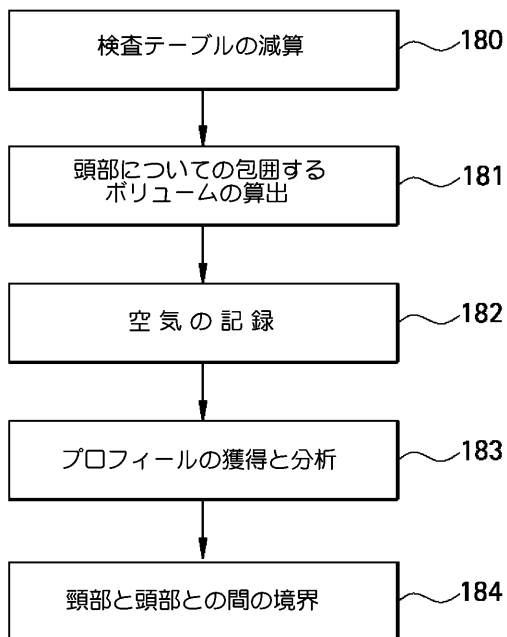
【 図 10 】

FIG. 10



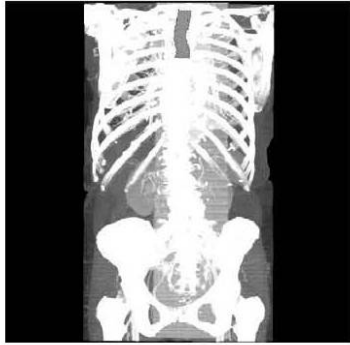
【 図 12 】

FIG. 12



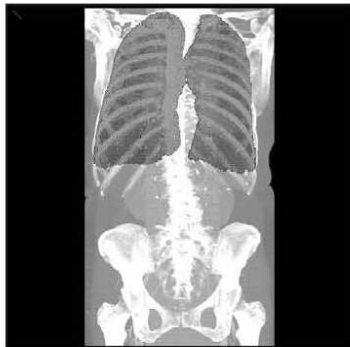
【 図 5 A 】

FIG. 5A



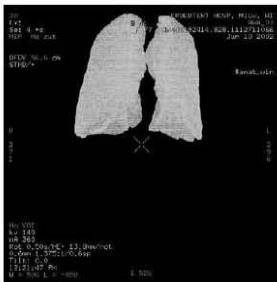
【 図 5 B 】

FIG. 5B



【 図 5 C 】

FIG. 5C



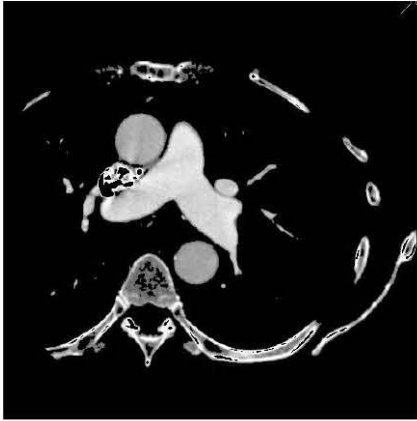
【 図 5 D 】

FIG. 5D



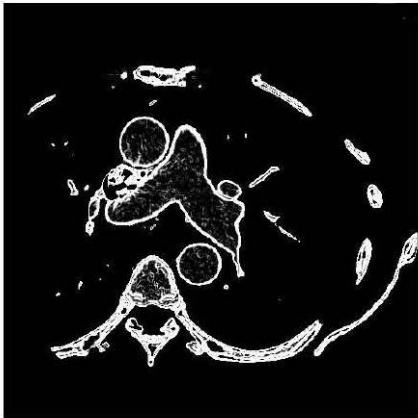
【図 7 C】

FIG. 7C



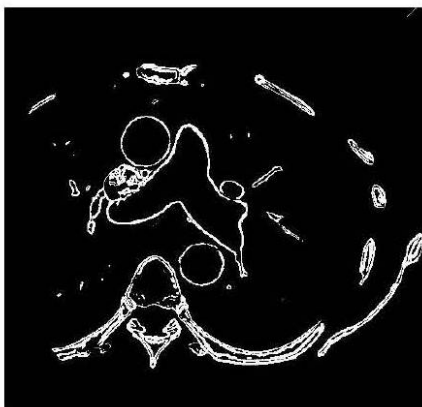
【図 7 D】

FIG. 7D



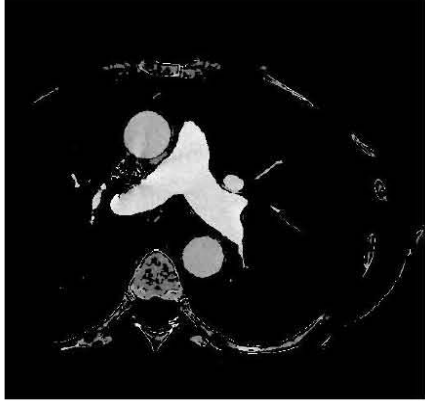
【図 7 E】

FIG. 7E



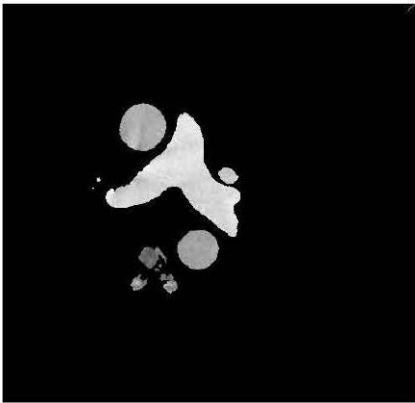
【 7 F 】

FIG. 7F



【 7 G 】

FIG. 7G



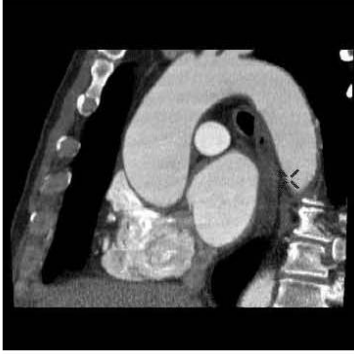
【 9 A 】

FIG. 9A



【 9 B 】

FIG. 9B



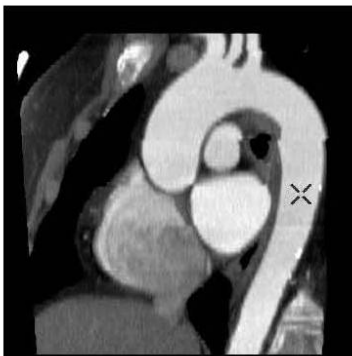
【 9 C 】

FIG. 9C



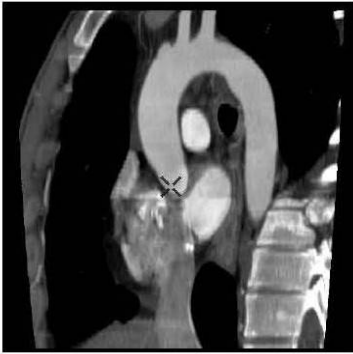
【 9 D 】

FIG. 9D



【 9 E】

FIG. 9E



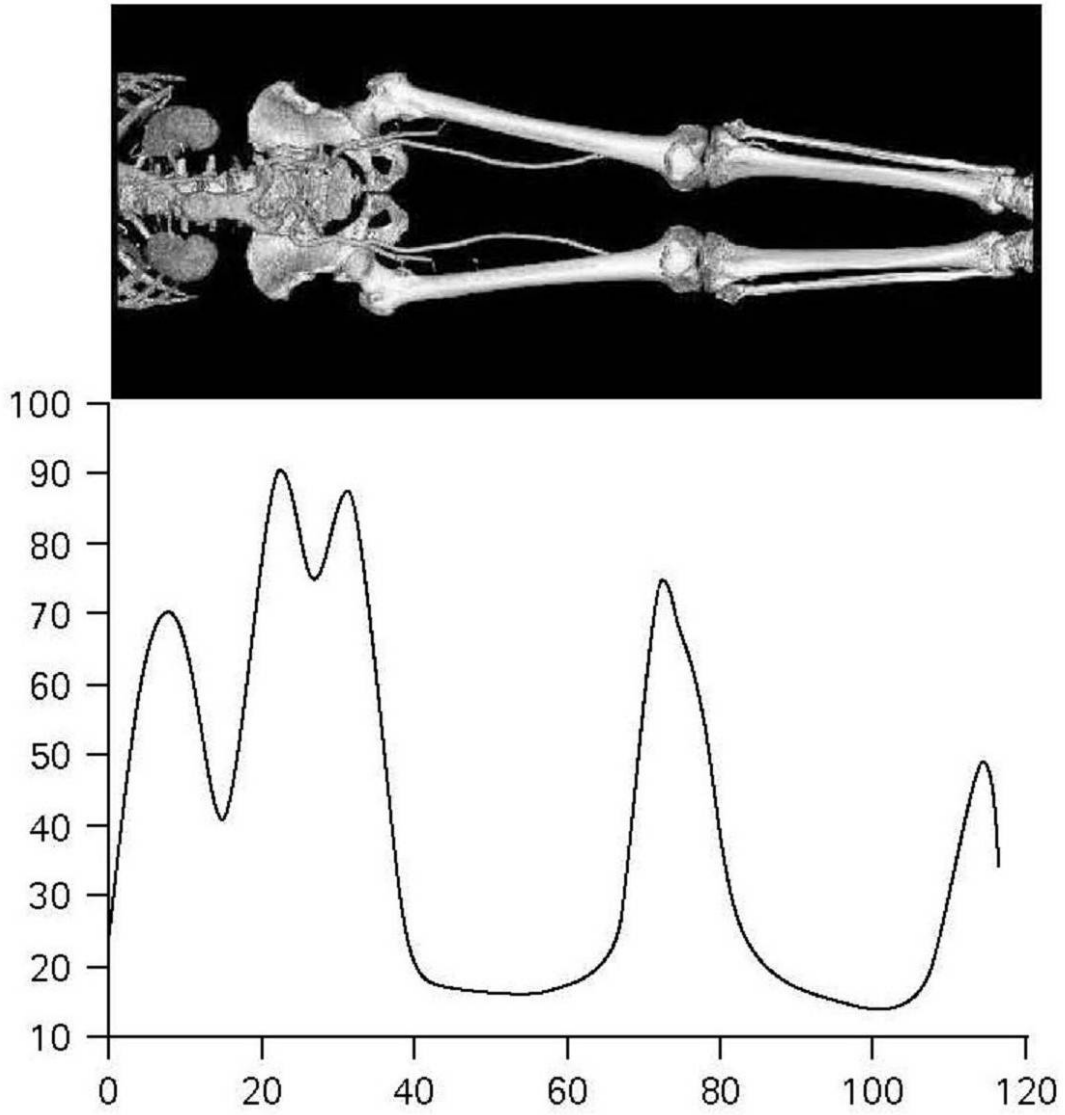
【 9 F】

FIG. 9F



【図11】

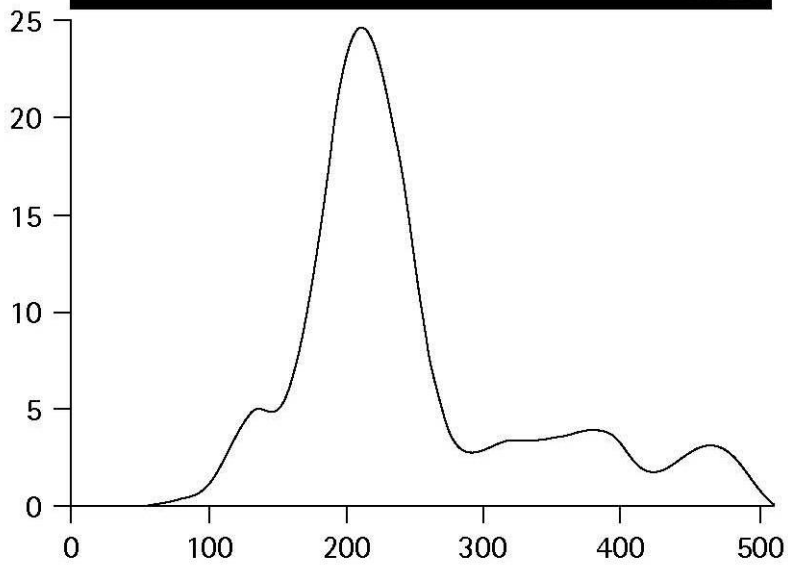
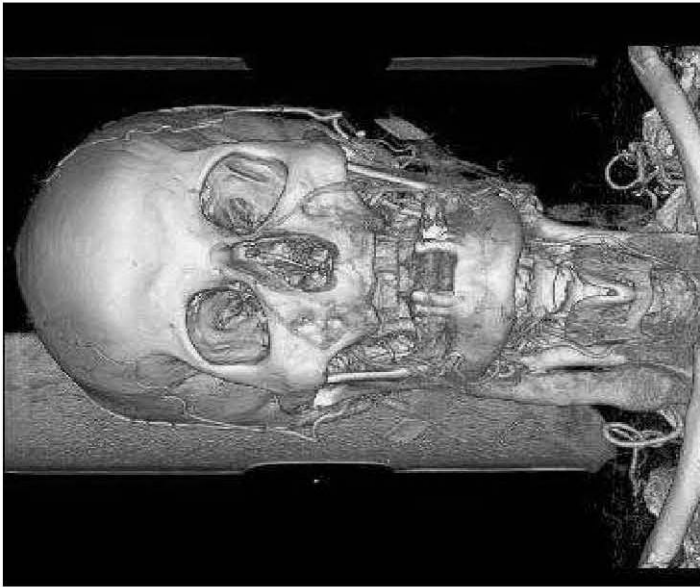
FIG. 11



プロフィール・データ——

【 図 13 】

FIG. 13



フロントページの続き

- (72)発明者 トマ・デュシャンブ
フランス、パリ、リュウ・レリシエ、23番
(72)発明者 ギレルモ・ルイズ
フランス、パリ、リュ・デ・ヴィユ、45ビ番

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2008-142482(JP,A)
米国特許出願公開第2006/0078184(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00

A61B 5/055

G01T 1/161

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)