

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6526669号
(P6526669)

(45) 発行日 令和1年6月5日(2019.6.5)

(24) 登録日 令和1年5月17日(2019.5.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

| | | |
|---------|------|---------|
| A 6 1 B | 6/03 | 3 7 3 |
| A 6 1 B | 6/03 | 3 6 0 J |
| A 6 1 B | 6/03 | Z DM |

請求項の数 12 (全 12 頁)

| | |
|---------------|-------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2016-536251 (P2016-536251) |
| (86) (22) 出願日 | 平成26年12月2日 (2014.12.2) |
| (65) 公表番号 | 特表2016-539704 (P2016-539704A) |
| (43) 公表日 | 平成28年12月22日 (2016.12.22) |
| (86) 國際出願番号 | PCT/IB2014/066499 |
| (87) 國際公開番号 | W02015/083065 |
| (87) 國際公開日 | 平成27年6月11日 (2015.6.11) |
| 審査請求日 | 平成29年12月1日 (2017.12.1) |
| (31) 優先権主張番号 | 61/912,602 |
| (32) 優先日 | 平成25年12月6日 (2013.12.6) |
| (33) 優先権主張国 | 米国(US) |

| | |
|-----------|--|
| (73) 特許権者 | 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーネー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ |
|-----------|--|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像データからの骨の区分化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1のエネルギーに対応する1組の第1の画像データと、第2の異なるエネルギーに対応する1組の第2の画像データとを少なくとも含むスペクトル画像データ内の骨を区分化するための方法であって、

前記スペクトル画像データを取得するステップと、

スペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出するステップと、

前記1組の特徴に基づき、各ボクセルが骨構造を表す確率をボクセルごとに求めるステップと、

前記確率に基づき、前記スペクトル画像データから骨構造を抽出するステップと
を含み、

更に、前記1組の特徴を抽出する前に、前記スペクトル画像データの雑音を除去するステップを含み、前記1組の特徴は前記雑音が除去されたスペクトル画像データから抽出され、

前記第1のエネルギーが前記第2のエネルギーよりも低く、前記1組の特徴が、前記第1の画像データのハウンドフィールド単位、前記第2の画像データのハウンドフィールド単位、前記第1の画像データのガウス差分、前記第2の画像データのガウス差分、及び面性メトリクを少なくとも含む、方法。

【請求項 2】

抽出済みの骨の構造が、視覚的に表示されること、他の画像データのためのマスクとし

10

20

て適用されること、ヨウ素マップ又は仮想非造影画像データ、線質硬化補正、及び仮想単色画像再構築を向上させるために使用されることのうちの少なくとも1つがなされる、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

抽出済みの前記1組の特徴が、前記ボクセルのそれぞれの周りの局所スペクトル及び局所構造に基づく、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】

前記面性メトリクを

【数1】

$$\frac{|\lambda_1||\lambda_3|}{\lambda_2^2}$$

に基づいて計算するステップであって、但し、

【数2】

$$|\lambda_1| \geq |\lambda_2| \geq |\lambda_3|$$

であり、

λ₁、λ₂、及びλ₃は、それぞれ局所構造テンソルの固有値である、計算するステップ

を更に含む、請求項1に記載の方法。

【請求項5】

第1のエネルギーに対応する1組の第1の画像データと、第2の異なるエネルギーに対応する1組の第2の画像データとを少なくとも含むスペクトル画像データ内の骨を区分化するための方法であって、

前記スペクトル画像データを取得するステップと、

スペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出するステップと、

前記1組の特徴に基づき、各ボクセルが骨構造を表す確率をボクセルごとに求めるステップと、

前記確率に基づき、前記スペクトル画像データから骨構造を抽出するステップとを含み、

更に、前記1組の特徴を抽出する前に、前記スペクトル画像データの雑音を除去するステップを含み、前記1組の特徴は前記雑音が除去されたスペクトル画像データから抽出され、

前記確率を

【数3】

$$P(V_i \in \text{骨} | X_i) = \frac{1}{1 + e^{-\beta \cdot X_i}}$$

に基づいて計算するステップであって、X_iはボクセルV_iの特徴のベクトルであり、βはロジスティック回帰のパラメータベクトルである、計算するステップを更に含む、方法。

【請求項6】

前記骨構造を抽出するステップが、前記確率に対して区分化モデルを適用するステップを含む、請求項1乃至3の何れか一項に記載の方法。

【請求項7】

第1のエネルギーに対応する1組の第1の画像データと、第2の異なるエネルギーに対応する1組の第2の画像データとを少なくとも含むスペクトル画像データ内の骨を区分化する

10

20

30

50

ための方法であって、

前記スペクトル画像データを取得するステップと、

スペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出するステップと、

前記1組の特徴に基づき、各ボクセルが骨構造を表す確率をボクセルごとに求めるステップと、

前記確率に基づき、前記スペクトル画像データから骨構造を抽出するステップと

を含み、

更に、前記1組の特徴を抽出する前に、前記スペクトル画像データの雑音を除去するステップを含み、前記1組の特徴は前記雑音が除去されたスペクトル画像データから抽出され、

10

前記骨構造を抽出するステップが、前記確率に対して区分化モデルを適用するステップを含み、

前記区分化モデルが、大域的な凸区分化モデルを含む、方法。

【請求項8】

第1のエネルギーに対応する1組の第1の画像データと、第2の異なるエネルギーに対応する1組の第2の画像データとを少なくとも含むスペクトル画像データ内の骨を区分化するための方法であって、

前記スペクトル画像データを取得するステップと、

スペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出するステップと、

前記1組の特徴に基づき、各ボクセルが骨構造を表す確率をボクセルごとに求めるステップと、

20

前記確率に基づき、前記スペクトル画像データから骨構造を抽出するステップとを含み、

更に、前記1組の特徴を抽出する前に、前記スペクトル画像データの雑音を除去するステップを含み、前記1組の特徴は前記雑音が除去されたスペクトル画像データから抽出され、

前記区分化が、

【数4】

$$\text{Min}_{0 \leq s \leq 1} \int |\nabla s| + \lambda((c_1 - p)^2 - (c_2 - p)^2) s$$

30

に基づき、sは区分化を表し、

【数5】

$$\int |\nabla s|$$

は全変動を表し、λは正則化の強さを制御するパラメータであり、pは前記確率であり、c₁は一(1)の数値に設定され、c₂はゼロ(0)の数値に設定される、方法。

【請求項9】

骨区分化アルゴリズムを記憶するコンピュータ可読記憶媒体と、

40

前記骨区分化アルゴリズムを実行するコンピュータプロセッサと

を含む計算システムであって、前記骨区分化アルゴリズムは、スペクトル画像データ内の各ボクセルが骨構造を表す確率に基づき、前記スペクトル画像データから骨構造を抽出することを前記コンピュータプロセッサに実行させ、

前記コンピュータプロセッサが、前記スペクトル画像データの雑音を除去し、雑音が除去されたスペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出し、前記1組の特徴に基づいて前記確率をボクセルごとに求め、前記確率に基づき、前記スペクトル画像データから前記骨構造を抽出し、

前記1組の特徴が、低エネルギー画像データのハウ nsフィールド単位、高エネルギー画像データのハウ nsフィールド単位、前記低エネルギー画像データのガウス差分、前記高エネ

50

ルギ画像データのガウス差分、及び面性メトリクを少なくとも含む、計算システム。

【請求項 10】

抽出済みの前記 1 組の特徴が、前記ボクセルのそれぞれの周りの局所スペクトル及び局所構造に基づく、請求項9に記載の計算システム。

【請求項 11】

前記面性メトリクは、局所構造が面の構造にどの程度うまく適合するのかを示す、請求項9に記載の計算システム。

【請求項 12】

前記コンピュータプロセッサが、前記抽出済みの骨構造を視覚的に表示することの少なくとも 1 つ、又はヨウ素マップ若しくは仮想非造影画像データを向上させるために、線質硬化補正の際に、又は仮想単色画像再構築と共に、前記抽出済みの骨構造を他の画像データのためのマスクとして適用することの 1 つ又は複数を行う、請求項9乃至11の何れか一項に記載の計算システム。10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下の内容は、概して画像データ処理に関し、より詳細には画像データから骨を区分化することに関し、コンピュータ断層撮影法（CT）への特定の応用例と共に説明されている。但し、以下の内容は他の撮像様式にも適している。

【背景技術】20

【0002】

CTスキャナは、検出器アレイに対向し、検査領域にわたる回転可能なガントリ上に設けられるX線管を含む。回転可能なガントリ及びX線管は検査領域の周りを回転する。X線管は、検査領域を横断し、検出器アレイによって検出される放射線を放つ。検出器アレイは、検出される放射線を示す信号を生成して出力する。三次元体積画像データを生成するため、その信号が再構築される。体積画像データは、相対的な放射線濃度に対応するグレースケール強度値の観点から表わされるボクセルを含む。

【0003】

グレースケール値は、走査対象の減衰特性を反映し、走査対象内の解剖学的構造を示す。物質による光子の吸収率は物質を横断する光子のエネルギーに依存し、従って検出される放射線は、対象及び／又は目的物の走査物質の元素組成又は物質組成（例えば原子番号）を示す追加情報を提供するスペクトル情報も含む。不都合なことに従来のCT画像データは、検出器アレイによって出力される信号がエネルギースペクトルにわたって積分されるエネルギーフルエンスに比例するので、スペクトル特性を反映しない。30

【0004】

スペクトルCTは上記のスペクトル特性を捕捉する。概して、スペクトルCTスキャナは、異なる平均スペクトルを有する放射線を放つように構成される複数のX線管、走査中に少なくとも 2 つの異なる放出電圧（例えば 80 kVp 及び 140 kVp）を制御可能に切り替えられるように構成される単一のX線管、単一の広域スペクトルX線管、並びに／又は（例えば光子計数検出器、スペクトル感度が異なる少なくとも 2 組のフォトダイオード等を有する）エネルギー分解検出器及び弁別エレクトロニクスを有するエネルギー分解検出器アレイを含み得る。40

【0005】

デュアルエネルギーCTは、2つの光子エネルギーで同時に取得される2つの減衰値を利用し、物質の質量減衰係数から成る光電及びコンプトンの寄与度を解き、その結果、未知の物質をその光電及びコンプトンの寄与度の値によって明らかにする。2つの基底関数の何れか2つの一次独立の和が全減衰係数空間に及ぶので、如何なる物質も水やヨウ素等の2つの他の物質、所謂基礎物質の一次結合によって表わされ得る。

【0006】

臨床応用は、CT画像データ内の骨構造を区分化することをしばしば必要とする。区分50

化の手法は、例えばアトラスベースの方法等の時間がかかり冗長な半自動の方法と、その後に続く、結果を補正するための対話型編集ツール、又は対話性を必要としないより高速な精度を欠く方法に基づく。概して、様々な組織、例えば骨や血管が同じ密度範囲をもち、空間的に近接にあり得るので、単純な密度演算子又は勾配演算子は正確且つ高信頼の骨の区分化を可能にしない。

【0007】

質の高い骨の区分化を行うことはスペクトルCTでさえ非常に困難な作業であり、それは骨が複雑な構造を有し、不均一な物質組成を有するからである。根本的な問題は、一部の骨構造が体内の他の構造、例えば造影臓器と非常に似た減衰及びスペクトル特性を有することである。加えて、スペクトルCTの検討は、問題を更に深刻にする本質的に甚大な雜音の問題にも見舞われる。その結果、主にスペクトル情報に基づく骨区分化アルゴリズムは芳しくない結果を与える。10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本明細書に記載の態様は上記の問題及び他の問題に対処する。

【課題を解決するための手段】

【0009】

以下、スペクトルCT用の高速、自動、且つロバストな骨区分化アルゴリズムについて説明する。この骨区分化アルゴリズムは、基礎をなす物体構造及びスペクトル情報を保つ手法によってスペクトル雜音を除去すること、その後に続く、データセット内のボクセルごとに1組の特徴を抽出すること、各ボクセルが骨構造に属する確率を求めることが、画像データの骨の大域的構造を区分化すること、及び任意選択的に区分化済みの骨構造を視覚的に向上させることを含む。20

【0010】

一態様では、スペクトル画像データ内の骨を区分化するための方法が本明細書に記載されている。スペクトル画像データは、第1のエネルギーに対応する1組の第1の画像データと、第2の異なるエネルギーに対応する1組の第2の画像データとを少なくとも含む。この方法は、スペクトル画像データを取得するステップを含む。この方法は、スペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出するステップを更に含む。この方法は、その1組の特徴に基づき、各ボクセルが骨構造を表す確率をボクセルごとに求めるステップを更に含む。この方法は、その確率に基づき、スペクトル画像データから骨構造を抽出するステップを更に含む。30

【0011】

別の態様では、計算システムが、骨区分化アルゴリズムを記憶するコンピュータ可読記憶媒体と、骨区分化アルゴリズムを実行するコンピュータプロセッサとを含み、骨区分化アルゴリズムは、スペクトル画像データ内の各ボクセルが骨構造を表す確率に基づき、スペクトル画像データから骨構造を抽出することをコンピュータプロセッサに実行させる。

【0012】

別の態様では、コンピュータ可読記憶媒体が、コンピュータ可読命令で符号化される。コンピュータ可読命令は、プロセッサによって実行されるとき、スペクトル画像データを得ることであって、スペクトル画像データは、第1のエネルギーに対応する1組の第1の画像データと第2の異なるエネルギーに対応する1組の第2の画像データとを少なくとも含む、スペクトル画像データを得ること、スペクトル画像データから雜音を除去することであって、雜音が除去されたスペクトル画像データから1組の特徴が抽出される、雜音を除去すること、雜音が除去されたスペクトル画像データ内のボクセルごとに1組の特徴を抽出すること、その1組の特徴に基づき、各ボクセルが骨構造を表す確率をボクセルごとに求めること、その確率に基づき、スペクトル画像データから骨構造を抽出すること、及び抽出済みの骨を視覚的に洗練させることをプロセッサに実行させる。40

【0013】

50

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの構成、並びに様々なステップ及びステップの構成の形を取り得る。図面は好ましい実施形態を例示するためのものに過ぎず、本発明を限定するものとして解釈すべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】骨区分化アルゴリズムを有する計算システムに関する図面と撮像システムの一例を概略的に示す。

【図2】骨区分化アルゴリズムの一例を概略的に示す。

【図3】区分化アルゴリズムのスペクトル雑音リムーバーの一例を概略的に示す。

【図4】画像データから骨を区分化するための方法の一例を示す。

10

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1は、コンピュータ断層撮影(CT)スキャナ等の撮像システム100を概略的に示す。撮像システム100は、概して固定されたガントリ102及び回転するガントリ104を含む。回転するガントリ104は固定されたガントリ102によって回転自在に支持され、前後軸即ちz軸(「Z」)を中心に検査領域106の周りを回転する。

【0016】

x線管等の放射線源108が回転するガントリ104によって回転自在に支持され、回転するガントリ104と共に回転し、検査領域106を横断する多エネルギー放射線を放つ。図示の実施形態では、放射線源108が単一の広域スペクトルx線管を含む。改変形態では、放射線源108が、走査中に少なくとも2つの異なる放出電圧(例えば80kVp、140kVp等)を制御可能に切り替えられるように構成される。更に別の改変形態では、放射線源108が、異なる平均スペクトルで放射線を放つように構成される2つ以上のx線管を含む。別の改変形態では、放射線源108が上記のものの組合せを含む。

20

【0017】

放射線感知検出器アレイ110が、検査領域106にわたり放射線源108の反対側に角度をなした弧を張る。アレイ110は、z軸方向に沿って互いに配置される1つ又は複数の検出器の並びを含み、検査領域106を横断する放射線を検出し、それを示す信号を生成する。図示のアレイ110は、x線エネルギー感度が異なる少なくとも2つのシンチレータと、対応する光感度を有する少なくとも2つの対応する光センサとを含むデュアルエネルギー検出器を含む。その一例が、参考によりその全体が本明細書に援用される、2007年10月26日に出願され、「Double Decker Detector for Spectral CT」と題された米国特許出願第11/912,673号の中で説明されている。改変形態では、放射線感知検出器アレイ110が直接変換検出器(例えばCdTe、CdZnTe等)を含む。

30

【0018】

リコンストラクタ112は、検出器アレイ110によって出力される信号を再構築する。この再構築は、信号を様々なエネルギー依存性の成分に分解することを含み得る。分解手法の一例は、参考によりその全体が本明細書に援用される、2006年12月20日に出願され、2007年12月14日に出願されたPCT/IB2007/055105号の中で説明されている。リコンストラクタ112は、エネルギー依存性の成分を再構築し、1つ又は複数の異なるエネルギーに対応する1つ又は複数の画像を生成する。リコンストラクタ112は、エネルギー依存性の成分を組み合わせて非スペクトル画像データを生成することもできる。

40

【0019】

診察台等の対象支持部113は、検査領域内で目的物又は対象を支持する。汎用コンピュータがオペレータコンソール114の役割を果たす。コンソール114は、モニタやディスプレイ等の人間が読むことができる出力装置、及びキーボードやマウス等の入力装置を含む。コンソール114上にあるソフトウェアは、オペレータがグラフィカルユーザインターフェース(GUI)又は他の方法によってスキャナ100と対話すること可能にす

50

る。この対話は、スペクトル撮像プロトコルや非スペクトル撮像プロトコルを選択することや、走査を開始すること等を含み得る。

【0020】

コンピュータ等の計算システム 116 は、撮像システム 100 との通信を助ける入出力 (I/O) 118、ディスプレイモニタやフィルム等の出力装置 120、及びマウスやキーボード等の入力装置 122 を含む。計算システム 116 は、少なくとも 1 個のプロセッサ 124 (例えは中央処理装置即ち CPU やマイクロプロセッサ等)、及び物理メモリや他の非一時的メモリ等の (一時的媒体を除く) コンピュータ可読記憶媒体 126 を更に含む。コンピュータ可読記憶媒体 126 は、コンピュータ可読命令 128 及びデータ 130 を記憶する。少なくとも 1 個のプロセッサ 124 がコンピュータ可読命令 128 を実行する。少なくとも 1 個のプロセッサ 124 は、信号、搬送波、及び他の一時的 (即ち非コンピュータ可読記憶) 媒体によって運ばれるコンピュータ可読命令も実行することができる。

【0021】

図示の実施形態では、コンピュータ可読命令 128 が少なくとも骨区分化アルゴリズム 132 を含む。以下でより詳細に説明されるように、骨区分化アルゴリズム 132 は、基礎をなす物体構造及びスペクトル情報を保つ手法によってスペクトル画像データからスペクトル雑音を除去すること、その後に続く、データセット内のボクセルごとに 1 組の特徴を抽出すること、各ボクセルが骨構造に属する確率を求めるここと、画像データの骨の大域的構造を分化すること、及び任意選択的に分化済みの大域的構造を視覚的に洗練させることを含む。スペクトル画像データは、第 1 のエネルギーに対応する 1 組の第 1 の画像データと、第 2 の異なるエネルギーに対応する 1 組の第 2 の画像データとを少なくとも含む。

【0022】

図示の実施形態では、スペクトル画像データが撮像システム 100 から得られる。改変形態では、スペクトル画像データが別の撮像システムから得られる。別の改変形態では、スペクトル画像データが、画像保管通信システム (PACS) 、放射線医学情報システム (RIS) 、病院情報システム (HIS) 、電子医療記録 (EMR) 、データベース、サーバ、撮像システム、コンピュータ等のデータリポジトリ、及び / 又は他のデータリポジトリから得られる。この実施形態では、スペクトル画像データが撮像システム 100 、別の撮像システム等によって生成される。データは、医用におけるデジタル画像と通信 (DICOM) 、ヘルスレベル 7 (HL7) 、及び / 又は他の形式によって計算システム 116 に転送され得る。

【0023】

図 2 は、骨区分化アルゴリズム 132 の一例を示す。

【0024】

骨区分化アルゴリズム 132 は、スペクトル雑音リムーバ 202 を含む。スペクトル雑音リムーバ 202 は、基礎をなす物体構造及びスペクトル情報を保ちながら画像データから雑音及びアーティファクトを除去する。スペクトル雑音リムーバ 202 の一例が図 3 に概略的に示されている。

【0025】

図 3 では、基準構造セレクタ 302 が局所基準データセットを選択する。局所基準データセットは、基礎をなす局所物体構造を導出するために使用され得る基準データセットを得るために選択される。雑音モデル 304 が選択された基準データセットを解析し、その雑音パターンをモデル化する。

【0026】

雑音リムーバ 306 が雑音を除去する。雑音の除去は、基準データセットから基礎をなす局所構造を推定することを含む。雑音の除去は、推定された構造をターゲットデータセットに伝搬し、復元の更なる制約としてそれを利用することを更に含む。除去されたテクスチャ及び / 又は雑音の一部が戻されても良い。このことは、最終的な画像の見た目を制御できるようにする。スペクトル雑音除去の別の例が、参照によりその全体が本明細書に

10

20

30

40

50

援用される、2013年2月21日に出願され、「STRUCTURE PROPAGATION RESTORATION FOR SPECTRAL CT」と題された米国仮特許出願第60/767,300号の中で説明されている。

【0027】

概して、デュアルエネルギー画像データ内では、特定のエネルギー画像のそれぞれが、対応する従来の非スペクトル走査の放射線量のおおよそ半分に通常基づく。加えて、物質分別の推定は、間の角度が狭い2つのベクトル間の投影(projection)に基づく。これらの2つの要素、即ち大きい雑音及び狭い角度の組合せは、推定される物質分別における雑音を著しく増幅する。雑音リムーバ306はこの雑音を除去する。

【0028】

図2に戻り、骨区分化アルゴリズム132は特徴エクストラクタ204を更に含む。特徴エクストラクタ204は、データセット内のボクセルごとに1組の特徴を抽出する。これらの特徴は、ボクセルの周りの局所スペクトル及び局所構造/ジオメトリに基づく。この1組の特徴はボクセルを特徴付け、その後の分類を可能にする。

【0029】

適切な特徴の例は、これだけに限定されないが1)低エネルギー画像データのハウスマード単位(HU)であって、低エネルギー画像データは低kVp画像データ又は低keV仮想単色画像データであり得る、低エネルギー画像データのHU、2)高エネルギー画像データのHUであって、高エネルギー画像データは高kVp画像データ又は高keV仮想単色画像データであり得る、高エネルギー画像データのHU、3)低エネルギー画像データのガウス差分(DOG:Difference of Gaussians)、4)高エネルギー画像データのDOG、及び「面性(surfaceness)」メトリクを含む。

【0030】

この例では、低エネルギー画像データ及び高エネルギー画像データが、デュアルエネルギー走査内の2つのエネルギーに対応する。低エネルギー画像データのDOGは例えばヨウ素を表し、高エネルギー画像データは例えばカルシウムを表す。DOGは、画像データ内に少量のヨウ素又はカルシウムがある場合に機能強化をもたらし得る。例えば「面性」メトリクは、局所構造が面の構造にどの程度うまく適合するのかを示す。この「面性」メトリクを計算するための手法の一例が等式1に示されており、

【数1】

10

20

30

等式1:

$$\text{面性} = \frac{|\lambda_1 - \lambda_3|}{\lambda_2^2}$$

但し、

【数2】

$$|\lambda_1| \geq |\lambda_2| \geq |\lambda_3|$$

40

は局所構造テンソルの固有値である。この例では、1組の特徴が特徴のベクトルを表す。

【0031】

骨区分化アルゴリズム132は、ボクセル確率データミナ206を更に含む。ボクセル確率データミナ206は、各ボクセルが骨構造に属する確率を求める。ボクセル確率データミナ206は、抽出済みの特徴、例えばボクセルの周りの局所スペクトル及び局所構造に基づいて確率を求める。統一エスティメータ内でスペクトルの及び構造/ジオメトリ上の特性の両方を利用することで、エスティメータの性能を向上させることができる。

【0032】

確率を求める一例が等式2に示されており、

50

【数3】

等式2:

$$P(V_i \in \text{骨} | X_i) = \frac{1}{1 + e^{-\beta \cdot X_i}}$$

この等式は、ボクセル V_i が骨構造に属する確率を求める多変量ロジスティック回帰手法であり、 X_i はボクセル V_i の特徴のベクトルであり、 X_0 は 1 の固定値を有する説明のための追加の擬似変数であり、 β はロジスティック回帰のパラメータベクトルである。

【0033】

10

骨区分化アルゴリズム 132 は、セグメンタ 208 を更に含む。セグメンタ 208 は、画像データの骨の大域的構造を抽出する。一例ではセグメンタ 208 が、ボクセル確率データーミナ 206 の結果に対して区分化モデルを適用する。このモデルは、例えば大域的な凸区分化モデルである。大域的な凸区分化モデルは、高速の数値的方法に基づく高信頼且つロバストな結果を得るために使用され得る。

【0034】

適切な区分化モデルの一例が等式 3 に示されており、

【数4】

等式3:

$$\underset{0 \leq s \leq 1}{\text{Min}} \int |\nabla s| + \lambda ((c_1 - p)^2 - (c_2 - p)^2) s$$

20

区分化 s は最適化（例えばこの例では最小化）によって得られ、

【数5】

$$\int |\nabla s|$$

は全変動を表し、 λ は正則化の強さを制御するパラメータであり、 p は局所エスティメータの結果であり、残りのパラメータは区分化パラメータである。非限定的な一例では、 c_1 が一（1）の数値に設定され、 c_2 がゼロ（0）の数値に設定される。変形態では、 c_1 又は c_2 の少なくとも 1 つが異なる値である。

【0035】

30

他の適切な区分化アルゴリズムが、Shi et al., “Normalized cuts and image segmentation,” Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on 22.8 (2000): 888-905、Goldstein et al., “Geometric applications of the split Bregman method: segmentation and surface reconstruction,” Journal of Scientific Computing 45.1-3 (2010): 272-293、及び / 又は他の区分化アルゴリズムの中で説明されている。

【0036】

40

リファイナ 210 は、抽出済みの骨の大域的構造を視覚的に洗練させる。例えば、骨は様々な種類の組織からなる（皮質（緻密）骨及び小柱（多孔質）骨）。そのため、画像データ内の全ての骨の確率が同じでない場合がある。その結果、抽出される骨は、骨の他の領域を表すボクセルよりも確率が低いボクセルについて孔又は暗領域を有し得る。リファイナ 210 はその孔を埋め、抽出済みの骨のより均一な表現をもたらす。一例では、このことは抽出済みの骨の小柱骨の強度が、抽出済みの骨の皮質骨の強度とほぼ同じ強度になることをもたらす。

【0037】

図 4 は、画像データから骨構造を区分化するための方法の一例を示す。

【0038】

この方法の中の行為の順序は限定的ではないことを理解すべきである。そのため、他の

50

順序も本明細書で予期される。加えて、1つ若しくは複数の行為が省略され且つ／又は1つ若しくは複数の追加の行為が含められても良い。

【0039】

402で、様々なエネルギーBINに対応する複数の画像を含むスペクトル画像データが得られる。本明細書で論じられるように、非限定的な一例では、スペクトル画像データがマルチソース撮像システム、高速KVpスイッチング、及び／又はマルチレイヤ検出器によって生成され得る。或いは、入力画像は仮想単色画像を含み得る。

【0040】

404で、スペクトル画像データの雑音が除去される。本明細書で説明されるように、非限定的な一例では、このステップは、基礎をなす物体構造及びスペクトル情報を保ちながらスペクトル画像データから雑音及びアーティファクトを除去するアルゴリズムを使用するステップを含む。10

【0041】

406で、データセット内のボクセルごとに1組の特徴が抽出される。本明細書で説明されるように、非限定的な一例では、このステップは、ボクセルを特徴付けるボクセルの周りの局所スペクトル及び局所構造／ジオメトリに基づく特徴を分類のために抽出するステップを含む。

【0042】

408で、各ボクセルが骨構造に属する確率が推定される。本明細書で説明されるように、非限定的な一例では、このステップは、抽出済みの特徴、即ちボクセルの周りの局所スペクトル及び局所構造に基づいて確率を推定するステップを含む。20

【0043】

410で、画像データから骨の大域的構造が抽出される。本明細書で説明されるように、非限定的な一例では、このステップは確率に対して区分化モデルを適用するステップを含む。

【0044】

412で、抽出済みの骨の大域的構造が視覚的に洗練させられる。上記のように、このステップは小柱骨に対応する暗領域を埋めるステップを含み得る。

【0045】

414で、区分化され又は抽出された骨の大域的構造の画像データセットが出力される。このステップは、区分化された骨を視覚的に表示するステップ、及び／又は区分化された骨を別の装置に伝えるステップを含み得る。この場合もやはり、このアルゴリズムはスペクトルCT用の高速、自動、且つロバストな骨区分化アルゴリズムを提供する。30

【0046】

上記の内容は、スペクトルCT用の高速、自動、且つロバストな骨区分化アルゴリズムを提供する。このアルゴリズムは、外傷、血管、及び整形外科の応用例に適している。このアルゴリズムは、仮想非造影(VNC:virtual non-contrasted)ヨウ素マップ等のスペクトル結果を向上させ(従って放射線の低減を助け)、(ヨウ素マップに基づく)灌流解析等を向上させるためにも利用され得る。更に、このアルゴリズムは画像再構築連鎖の中で利用されても良く、例えば線質硬化補正や仮想単色画像再構築を向上させる。40

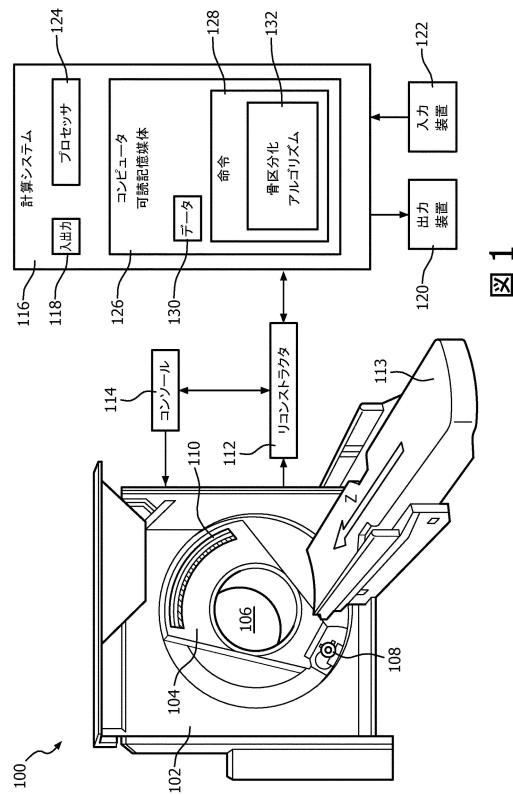
【0047】

上記の行為は、コンピュータプロセッサによって実行されるときに記載された行為をそのプロセッサに実行させる、コンピュータ可読記憶媒体上に符号化され又は埋め込まれるコンピュータ可読命令によって実施され得る。加えて、又は或いは、コンピュータ可読命令の少なくとも1つが信号、搬送波、又は他の一時的媒体によって運ばれる。

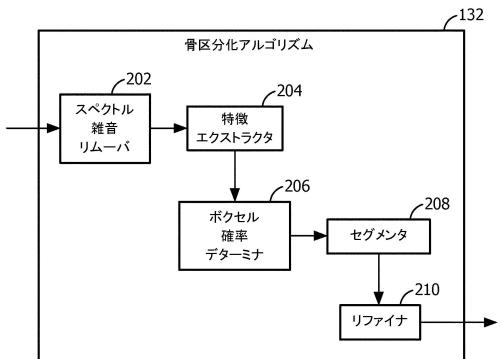
【0048】

本発明が好ましい実施形態に関して説明してきた。上記の詳細な説明を読んで理解するとき、他者は修正形態及び改変形態に気付くことがある。添付の特許請求の範囲又はその均等物の範囲内に含まれる限り、本発明はそのような全ての修正形態及び改変形態を含むものとして構成されることを意図する。50

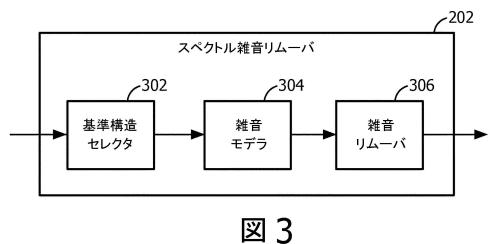
【図1】



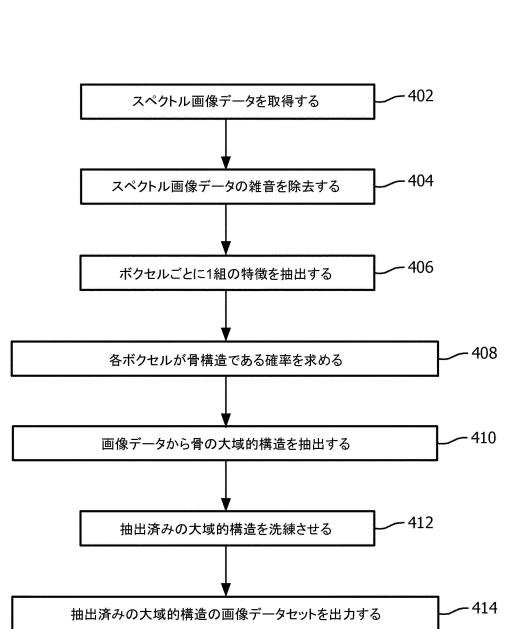
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 ゴシェン リラン

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 グリンガウツ アシェル

オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 伊知地 和之

(56)参考文献 国際公開第2013/011418 (WO, A2)

特開2007-111526 (JP, A)

特表2014-522693 (JP, A)

米国特許出願公開第2007/0092127 (US, A1)

国際公開第2009/131109 (WO, A1)

米国特許出願公開第2011/0033099 (US, A1)

米国特許出願公開第2008/0253508 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14