

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-538032

(P2018-538032A)

(43) 公表日 平成30年12月27日 (2018. 12. 27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 B	4 C 0 9 3
G 0 6 T 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 5/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 X	
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	
	G 0 6 T 5/00 7 0 5	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)		

(21) 出願番号 特願2018-523420 (P2018-523420)
 (86) (22) 出願日 平成28年10月28日 (2016. 10. 28)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年5月15日 (2018. 5. 15)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/076052
 (87) 国際公開番号 W02017/080847
 (87) 国際公開日 平成29年5月18日 (2017. 5. 18)
 (31) 優先権主張番号 15193896.6
 (32) 優先日 平成27年11月10日 (2015. 11. 10)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 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 アーエー 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】 機能的医用撮像における定量的マップ生成の自動最適化方法

(57) 【要約】

本出願は、ノイズ低減スキームにおいてノイズ低減強さが徐々に増加され適用される最適化手順に関する。非線形定量的マップが計算され、その後、定量バイアスが推定される。最適化条件が確認され、バイアス差が所定の閾値よりも高ければ、ノイズ低減「強さ」が増加される。

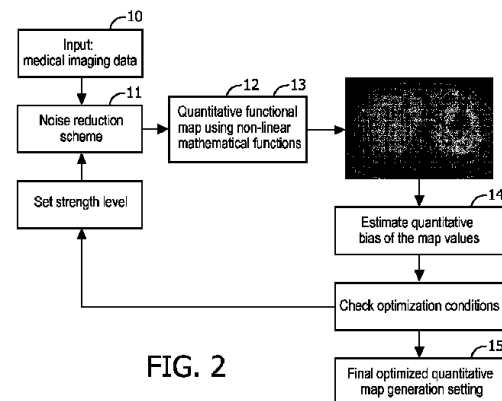


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

機能的医用撮像における定量的マップ生成の自動最適化方法であって、

a：定量的マップの最初のセットを生成するように、医用撮像データの最初のセットに、ノイズ低減スキームの最初のノイズ低減レベルを適用するステップと、

b：前記ノイズ低減スキームの最後のノイズ低減レベルの値よりも高い値に、前記ノイズ低減スキームの新しいノイズ低減レベルを設定するステップと、

c：定量的マップの新しいセットを生成するように、医用撮像データの前記最初のセットに、前記ノイズ低減スキームの前記新しいノイズ低減レベルを適用するステップと、

d：定量的マップの最近の2つのセットに基づいて、平均定量バイアス差を推定するステップと、

e：推定された前記平均定量バイアス差が、所与の閾値よりも高い場合、ステップb乃至ステップeを繰り返すステップと、

f：医用撮像データの前記最初のセットを含む関心の医用撮像データのセットに、前記ノイズ低減スキームの前記最後のノイズ低減レベルを適用するステップと、を含む、方法。

【請求項 2】

前記平均バイアス差は、最適化評価に使用される、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

関心の医用撮像データの前記セットは、3D画像セット若しくは4D画像セット、又は、トモグラフィ再構成の以前のステップからのシノグラムのうちから選択される、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項 4】

前記ノイズ低減レベルは、ノイズ低減の強さレベルである、請求項1乃至3の何れか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記ノイズ低減レベルは、ノイズ低減の強度レベルである、請求項1乃至3の何れか一項に記載の方法。

【請求項 6】

ステップcとステップdとの間に少なくとも1つの画像処理ステップを更に含み、前記画像処理ステップは、好適には、画像再構成ステップである、請求項1乃至5の何れか一項に記載の方法。

【請求項 7】

前記所与の閾値は、別のパラメータの関数であり、好適には、前記パラメータの百分率である、請求項1乃至6の何れか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記所与の閾値は、所定の一定値である、請求項1乃至6の何れか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記最初のノイズ低減レベルは、撮像条件及び/又は臨床的条件による所定リストから選択される、請求項1乃至8の何れか一項に記載の方法。

【請求項 10】

ステップbにおいて設定される前記ノイズ低減レベルの値は、撮像条件及び/又は臨床的条件に依存する、請求項1乃至9の何れか一項に記載の方法。

【請求項 11】

前記ノイズ低減スキームの前記新しいノイズ低減レベルの値と前記最後のノイズ低減レベルの値との差は、ステップbが行われる度に同じである、請求項1乃至10の何れか一項に記載の方法。

【請求項 12】

前記ノイズ低減スキームの前記新しいノイズ低減レベルの値と前記最後のノイズ低減レベルの値との差は、ステップbが行われる度に、所定のアルゴリズムに従って選択される

10

20

30

40

50

、請求項 1 乃至 10 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 13】

医用撮像データの前記最初のセットは、自動的に選択された関心領域に対応する、請求項 1 乃至 12 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 14】

請求項 1 乃至 13 の何れか一項に記載の方法を実施する、デバイス。

【請求項 15】

プロセッサによって実行されると、前記プロセッサに、請求項 1 乃至 13 の何れか一項に記載の方法を行わせるコンピュータ可読命令で符号化されている、コンピュータ可読記憶媒体。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、方法及びデバイスに関し、医用撮像の分野に関する。本発明は、特にコンピュータ断層撮影 (CT) に応用される。

【背景技術】

【0002】

高度医用撮像方法の目標は、病気の機能分析、特性評価及び分類、治療に対する生物学的過程及び反応の評価になりつつある。この分野では、CT、MRI 又は PET 画像といった医用撮像データの関連の数学的な解析の結果として得られる正確な定量的マップを提供することがしばしば重要である。

20

【0003】

多くの場合、定量的マップを計算するアルゴリズムは、基本的に、「min」、「max」、「median」、「log」及び他の作用素を含む関数といった非線形数学関数に基づいている。対立する例として、単純な「mean」は、線形関数であり、また、CT フィルタ逆投影といった標準的なトモグラフィ再構成方法である。非線形変換を使用している際に生じる 1 つの良く知られている現象は、「ノイズにより誘発されるバイアス効果」である。この場合、元のデータにおけるノイズが、ノイズを計算された非線形変換だけでなく、より大域的な意味で、結果に影響を及ぼす定量バイアスにも拡がる。

【0004】

30

上記問題は、通常は、組織内の血液かん流を計算するために使用されるダイナミックコントラストエンハンスCTにおいて生じる。かん流解析は、基本的に、アルゴリズム全体において追加の計算を使用して、したがって、非線形関数を使用して、時間減衰曲線の「max」を測定することに基づいている。元のCT画像セットにおける画像ノイズは、かん流評価において定量バイアスを引き起こす。このバイアスは、最終かん流マップから簡単には取り除くことができない。実際に、最終マップにおける関心領域の平滑化又は平均化によってバイアスを取り除くことができない。したがって、定量分析を適用する前に、元のCT画像データに徹底的なノイズ低減を適用することが、一般的な解決策である。徹底的なノイズ低減は、通常、信頼性のある正確な診断のためには重要な特徴である空間分解能の犠牲を伴う。したがって、最終的な定量的マップからのバイアス及びノイズ低減と、これらの定量的マップにおける空間分解能及び画像コントラストとを正確且つ自動的に最適化する方法を見つけることが重要である。

40

【0005】

調整されたプリセットといったアドホック解決策は、元のデータが患者、撮像プロトコル及び撮像モダリティに応じて大きく変化するので、非常に問題があり且つ信頼性がない。

【0006】

国際特許公開WO2014/097124から、被験者又は物体のボリュメトリック画像データからの関心ボクセルに関するボクセル分布の局所重み付きヒストグラムに基づいて不規則マップを生成することが知られている。当該参考文献は更に、画像ノイズを相殺

50

するために不規則マップをスケーリングできる画像ノイズスケーラも開示している。当該文献は、ノイズ除去アルゴリズムを使用して、ノイズレベルに対する構造/テクスチャ識別を最適化することを説明している。

【0007】

多くの撮像臨床的応用及び分析が、上記態様に関連している。このような応用には、ダイナミックコントラストエンハンスCT、MRI、PET又はSPECTを使用したがん流及び透過性評価、スペクトルCTを使用したヨウ素定量化又は他のkエッジ材料定量化、スペクトルCTにおける組織組成分析（例えば実効Zマップ）、組織のテクスチャ又は微細構造分析、解剖学的構造セグメンテーション、組織分類及び臓器機能評価（例えば心臓、肝臓、脳、腎臓等）が含まれるが、これらに限定されない。

10

【0008】

問題は、機能的CTの分野において特に関連がある。これは、通常、比較的高い画像ノイズを引き起こす低線量CTプロトコルを使用して、信頼性のある機能評価を可能にすることが非常に重要だからである。

【0009】

T I N G X I A 他による論文「Ultra-low dose CT attenuation correction for PET/CT」(PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING、ブリストル、イギリス、第57巻、第2号、2011年12月9日、309~328頁、X P 0 2 0 2 1 6 2 2 4、I S S N : 0 0 3 1 - 9 1 5 5、D O I : 1 0 . 1 0 8 8 / 0 0 3 1 - 9 1 5 5 / 5 7 / 2 / 3 0 9)は、様々なマシンセットアップに応じて最適なバイアス結果を得るために様々な平滑化セットアップを使用することについて述べている。作業は専用の既知の構造上で行われる。

20

【0010】

A L E S S I O A D A M 他による論文「Improved quantitation for PET/CT image reconstruction with system modeling and anatomical priors」(MEDICAL PHYSICS, AIP、メルビル、ニューヨーク州、アメリカ、第33巻、第11号、2006年10月17日、4095~4103頁、X P 0 1 2 0 9 1 9 1 9、I S S N : 0 0 9 4 - 2 4 0 5、D O I : 1 0 . 1 1 1 8 / 1 . 2 3 5 8 1 9)は、PET画像に適用される平滑化のシミュレーションについて述べている。研究において、以前に捕捉された画像に基づいた様々な平滑化セットアップについて触れられている。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は、上記技術的問題に対処することを目的とし、機能的医用撮像における定量的マップ生成の自動最適化方法に関する。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記方法は、

a : 定量的マップの最初のセットを生成するように、医用撮像データの最初のセットに、ノイズ低減スキームの最初のノイズ低減レベルを適用するステップと、

40

b : ノイズ低減スキームの最後のノイズ低減レベルの値よりも高い値に、ノイズ低減スキームの新しいノイズ低減レベルを設定するステップと、

c : 定量的マップの新しいセットを生成するように、医用撮像データの最初のセットに、ノイズ低減スキームの新しいノイズ低減レベルを適用するステップと、

d : 定量的マップの最近の2つのセットに基づいて、平均定量バイアス差を推定するステップと、

e : 推定された平均定量バイアス差が、所与の閾値よりも高ければ、ステップb乃至ステップeを繰り返すステップと、

f : 医用撮像データの最初のセットを含む関心の医用撮像データのセットに、ノイズ低減スキームの最後のノイズ低減レベルを適用するステップとを含む。

50

【 0 0 1 3 】

ステップ b において、より高いノイズ低減レベルを適用すると、通常、使用された撮像データにおける画像ノイズがより低くなる。

【 0 0 1 4 】

ステップ e では、平均定量バイアスが十分に低いと見なされるまで、ノイズ低減レベルが増加される。実際に、平均定量バイアスが所与の閾値よりも高い限り、ノイズ低減レベルは再び増加され（ステップ b ）、当該増加されたノイズ低減レベルに基づいて新しいマップが生成され（ステップ c ）、新しい平均定量バイアス差が、当該新しいマップ及び前のマップから推定され（ステップ d ）、所与の閾値と比較される（ステップ c ）。平均定量バイアス差が最終的に所与の閾値に到達すると、ステップ e の条件（推定された平均定量バイアス差は所与の閾値よりも高い）が満たされないことにより、ステップ b 乃至ステップ e は、それ以降は繰り返されず、方法は、ステップ f に進む。ステップ f では、最後のノイズ低減レベルを適用する。最後のノイズ低減レベルは、構成によって、所与の閾値よりも低い平均定量バイアス差を得ることを可能にする試される最も低いノイズ低減レベルである。

【 0 0 1 5 】

なお、説明される方法において、バイアス差が閾値と比較されるのであって、単一の反復の絶対バイアスが比較されるのではない。これは、単一のマップ結果において、真の信号の割合がどれくらいであるか、また、アーチファクトバイアス成分の割合がどれくらいであるかを推定することは非常に問題があるからである。

【 0 0 1 6 】

しかし、ある状況下では、例えば既知の臓器モデルが利用可能である場合は、機能的マップバイアスは、2つの連続の反復の差からではなく、単一の反復から推定されてもよい。

【 0 0 1 7 】

平均バイアス差は、最適化評価に使用することができる。このような最適化は、例えばバイアスと、ノイズと、コントラスト分解能と、空間分解能との最適な妥協を決定することに相当する。

【 0 0 1 8 】

関心の医用撮像データのセットは、好適には、3D画像セット若しくは4D画像セット、又は、トモグラフィ再構成の以前のステップからのシノグラムのうちから選択される。

【 0 0 1 9 】

ノイズ低減レベルは、ノイズ低減の強さレベル又はノイズ低減の強度レベルである。

【 0 0 2 0 】

本発明による方法は、ステップ c とステップ d との間に、少なくとももう1つの画像処理ステップを含んでよい。当該ステップは、ステップ c ' と番号付けされ、平均定量バイアス差のより良い推定を可能にする。ステップ c ' は、好適には、画像再構成ステップである。ステップ c ' は、ステップ e の条件が満たされる場合は、ステップ b 乃至ステップ e と共に繰り返される。

【 0 0 2 1 】

平均定量バイアスが比較される閾値は、別のパラメータの関数であってよく、好適には、当該パラメータの百分率である。又は、別のオプションとして、所定の一定値である。

【 0 0 2 2 】

興味深いことに、最初のノイズ低減レベルは、撮像条件及び/又は臨床的条件による所定リストから選択されてよい。実際に、患者、臓器及び医用撮像デバイスに依存して、ノイズ低減が決定される区間を推定することができる。したがって、本発明による方法において使用されるすべてのノイズ低減レベル値は、実際には、そのような区間から選択される。具体的には、ステップ b においてノイズ低減レベルが設定される方法が、本発明による方法の実行前にモニタリングされることが可能である。ステップ b において設定されるノイズ低減レベルの値は、撮像条件及び/又は臨床的条件に依存してよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

ノイズ低減スキームの新しいノイズ低減レベルの値と最後のノイズ低減レベルの値との差は、ステップ b が行われる度に同じであってよい。つまり、（ステップ e の条件が検証されることによって）ステップ b が反復される度に、ノイズ低減レベルは、同じ一定値だけ増加される。別のオプションは、この値を、前の値に依存させること、又は、最後に推定された平均定量バイアスと所与の閾値とのギャップ内にすることである。より一般的には、ノイズ低減スキームの新しいノイズ低減レベルの値と最後のノイズ低減レベルの値との差は、ステップ b が行われる度に、所定のアルゴリズムに従って選択されてよい。

【 0 0 2 4 】

医用データの最初のセットは、自動的に選択された関心領域に対応してよい。別のオプションは、関心領域を手動で選択することである。

10

【 0 0 2 5 】

本発明は更に、本発明による方法を実施する医用撮像デバイスに関する。

【 0 0 2 6 】

本発明は更に、プロセッサによって実行されると、当該プロセッサに、本発明による方法を行わせるコンピュータ可読命令で符号化されているコンピュータ可読記憶媒体に関する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

本発明は、本発明の実施形態の以下の詳細な説明を読むことによって、また、添付図面を検討することによって、より理解できるであろう。

20

【 0 0 2 8 】

【 図 1 】 図 1 は、典型的なコンピュータ断層撮影デバイスである。

【 図 2 】 図 2 は、本発明による方法の様々なステップを説明するフローチャートである。

【 図 3 】 図 3 は、様々なノイズ低減レベルについての様々な定量的マップを示す。

【 図 4 】 図 4 は、様々なノイズ低減レベル間のバイアス差の自動評価処理技術の一例を示す。

【 図 5 】 図 5 は、本発明による定量的マップ生成最適化方法のハイレベルフローチャートである。

【 図 6 】 図 6 は、平均定量バイアス差を推定する方法のフローチャートである。

30

【 図 7 】 図 7 は、定量的マップ生成を最適化する方法のフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 9 】

図 1 は、コンピュータ断層撮影（CT）スキャナといった例示的な撮像システム 100 を概略的に示す。撮像システム 100 は、回転ガントリ 102 と固定ガントリ 104 とを含む。回転ガントリ 102 は、固定ガントリ 104 によって回転可能に支持される。回転ガントリ 102 は、長手軸、即ち、Z 軸について検査領域 106 の周りを回転する。撮像システム 100 は更に、スキャン前、スキャン中及び / 又はスキャン後に検査領域 106 内に被験者又は物体を支える被験者支持体 107 を含む。被験者支持体 107 は、被験者又は物体を、検査領域 106 内へとロードする及び / 又は検査領域 106 からアンロードするためにも使用される。撮像システム 100 は更に、回転ガントリ 102 によって回転可能に支持される X 線管といった放射線源 112 を含む。放射線源 112 は、回転ガントリ 102 と共に検査領域 106 の周りを回転し、検査領域 106 を横断する放射線を生成して放出する。撮像システム 100 は更に、放射線源コントローラ 114 を含む。放射線源コントローラ 114 は、生成された放射線の束を変調する。例えば放射線コントローラ 114 は、放射線源 112 のカソード加熱電流を選択的に変更し、放射線源 112 の電子フローを抑制するように電荷を適用し、放出された放射線等をフィルタリングして、束を変調することができる。

40

【 0 0 3 0 】

撮像システム 100 は更に、放射線感応検出ピクセル 116 の 1 次元又は 2 次元アレイ

50

１１５を含む。ピクセル１１６は、放射線源１１２の反対側で、検査領域１０６の向こう側に配置され、検査領域１０６を横断する放射線を検出し、放射線を示す電気信号（投影データ）を生成する。図示される例では、ピクセル１１６は、直接変換光子計数検出器ピクセルを含む。このようなピクセルを用いると、生成された信号は、検出された光子のエネルギーを示すピーク振幅、即ち、ピーク高さを有する電流又は電圧を含む。

【００３１】

図２は、本発明による方法の主なステップを示す。本発明による方法の主な入力は、医用撮像データ又は画像１０と、関心の応用に関連する定量分析アルゴリズムと、関連のノイズ低減スキームのセット又はパラメータ空間とである。第１のステップ１１において、例えば所与の設定における最低ノイズ低減強さを使用して、最初のノイズ低減スキームが撮像データ又はサブセットに適用される。最初のノイズ低減スキームの適用後、定量的マップの最初のセット１２が生成される。

10

【００３２】

定量的マップ生成の最適作用点を見つける処理を開始するために、ノイズ低減強さレベルが増加され、ノイズ低減が撮像データ１０に再び適用される。最近に更新された強さレベルを用いたノイズ低減の適用後、定量的マップの追加のセット１３が生成される。定量分析マップの前のセット１２と定量分析マップの最近のセット１３とに基づいて、専用のアルゴリズムの手順１４によって、平均定量バイアス差が推定される。推定されたバイアス差、また、任意選択的に、追加の条件は、所定の基準に照らして確認される。基準を満たさない場合、ノイズ低減スキームの更に強められた強さを試すために反復が繰り返される。

20

【００３３】

例えば幾つかの反復後、基準を最終的に満たした後、ノイズ低減スキームは、最近に試された強さレベルで、撮像データボリューム全体に適用され、当該撮像ボリューム全体について最終的な非線形定量分析マップ１５が計算され、最適化された定量分析が与えられる。

【００３４】

図３は、高品質血液かん流マップを提供するように、定量分析の前にダイナミックコントラストエンハンスＣＴデータセットに適用されるノイズ低減レベルが最適化される提案方法の一例を示す。ここでは、ノイズによって誘発されたバイアスが肝実質上に現れる。グラフは、ノイズ低減レベルによってどのように選択された関心領域（ＲＯＩ）における平均値が減少するのを示す。定量的マップ３１、３２、３３及び３４は、ノイズ低減レベルの４つの異なる値に対応する。この例では、４％よりも小さい値バイアス変化が、最適作用点を選択するための閾値Ｔとして使用される。これは、定量的マップ上のハイライトされたゾーンから反映しているので、小さ過ぎるノイズ低減レベルでは、非線形分析関数によって定量的マップに平均値の高いバイアスがある。当該バイアスは、最終マップをフィルタリングしても低減することができない。

30

【００３５】

図４は、様々なノイズ低減レベル間のバイアス差の自動評価処理技術の一例を示す。図４は、ＲＯＩを選択する必要のない一例である。図の上部にある定量的マップ４１、４２及び４３は、撮像データの同じセット、即ち、図の下部に示され、３つの異なるレベルのノイズフィルタリングがそれぞれ適用されているＣＴかん流スキャン４４に対応する。画像４５は、マップ４１とマップ４２との差を表す。画像４５は、主に肝臓及び脾臓領域において、高い平均バイアスを示す。画像４６は、マップ４１とマップ４３との差を表す。画像４６は、肝臓及び脾臓領域において、中程度の平均バイアスを示す。画像４６の強いノイズ低減設定が、どのようにマップの空間分解能を低下させ始めるかを指摘することが興味深い。撮像ボリューム全体又は関連のサブボリュームに対して自動的に計算される平均バイアス差は、必要な最適化評価に使用することができる。

40

【００３６】

図５は、本発明による方法のフローチャートである。ステップ５１は、方法の主な入力

50

を詳述する。主な入力は、a) 通常は、3D又は4D画像セットである医用撮像データ（しかし、トモグラフィ再構成の前のステップからのサイノグラムといった他のタイプのより予備的なデータも使用することができる）、b) 関心の応用に関連する定量分析アルゴリズム、c) 特定のタイプの撮像データに関連するノイズ低減スキームのセットである。スキームは、ノイズ低減レベルの強さ又は強度に応じて順序付けられる。別のオプションでは、様々なレベルのステップ又は順序は、アルゴリズム反復中に適応的に決定されてもよい。最初のステップ52の間に、所与の設定における最低強さを使用して、ノイズ低減スキームが撮像データに適用される。これは、事前に指定されたボリューム又は撮像ボリューム全体に対して自動的に又は手動で行われる。1つのオプションとして、再構成ステップ、位置合わせステップ又は任意の他の画像処理アルゴリズムが、ノイズ低減を適用した後、次のステップにおいて定量分析を適用する前に、適用されてもよい。ステップ53において、最低強さのノイズ低減を適用した後、定量的マップの第1のセットが生成される。次に、ステップ54において、入力されたスキームに応じて、ノイズ低減強さレベルが増加され、最適作用点を見つける処理を開始するために、ノイズ低減が撮像データに再び適用される。ステップ55において、ステップ54の強さレベルのノイズ低減を適用した後、定量的マップの追加セットが生成される。ステップ56において、定量分析マップの前のセットと定量分析マップの最近のセットとに基づいて、平均定量バイアス差が推定される。このアルゴリズム的処理は、図6に更に詳述される。次に、推定されたバイアス差は、所定条件を満たすかどうか確認される。所定条件は、例えば最小百分率閾値、絶対閾値又は別の基準に基づいてよい。基準を満たさない場合、ノイズ低減の更に強められた強さについて試すためにステップ54が繰り返される。基準を満たすと、アルゴリズムは、ステップ58に進む。ステップ58では、最近に試された強さレベルでノイズ低減スキームを撮像データボリューム全体に適用する。最終的な非線形定量分析マップが、最終的に、撮像ボリューム全体に対して計算され、最適化された定量分析が与えられる。

10

20

30

40

50

【0037】

最初のノイズ低減設定は、撮像条件及び臨床的応用による所定リストから選択されてよい。例えばCTかん流では、5mmのスライス厚さを用いる肝臓分析の場合の設定は、3mmのスライス厚さを用いる脾臓撮像の場合の設定とは異なる。反復間のノイズ低減パラメータインクリメントも、特定のスキャン又は応用に依存する。

【0038】

上記フローチャートにおける反復は、ノイズ低減強さレベルの単調変化を有するものとして説明された。しかし、本発明の別の実施形態では、ノイズ低減強さレベルは、最適化の効率を向上させるために、違うスキーム又はシーケンスで変更可能である。これは、例えばノイズ低減スキームのパラメータ空間に大域最小化アルゴリズムの既知の技術を適用することによって、また、適切な最小化関数を使用する間に行われる。

【0039】

図6は、図5のステップ56における平均定量バイアス差を推定するために使用されるアルゴリズムを詳述する。この処理は、図4における例と同様である。この処理は、実際に、ROIを手動で選択する必要なく全自動的に行われることが可能である。しかし、関連のROIを選択することも、最適化の更なる精度を提供するために、依然として1つのオプションである。アルゴリズムは、定量的マップの2つのセットを減算して、図4に示されるような差マップセット（45及び46）を得る。差マップセットは、次に、任意の種類の適切なフィルタを使用して平滑化される。平滑化された差マップセットを平均化することによって、平均定量バイアスを推定することができる。

【0040】

図7は、本発明の幾つかの実施形態では興味深い定量的マップの空間分解能に関する更なる最適化条件を含む上記最適化処理を示す。第1のステップ71として、上記されたように、関連の臨床的データ及び入力を使用して、定量的マップ生成最適化の自動処理が行われる。図5の処理に基づき、最適化された定量的マップが利用可能である場合、ユーザは、手動で又は半若しくは全自動ツールを用いて、機能的及び/又は解剖学的画像の例え

ば腫瘍病巣である関連の１つ以上の領域をセグメント化する（ステップ７２）。ステップ７３において、セグメント化された領域の寸法及び形状に基づいて、自動計算によって、セグメント化された領域の正しい定量値を得るために必要な最小空間分解能が決定される。

【００４１】

１つのオプションとして、必要な分解能のこのような決定は、画像の全自動分析によって、又は、事前情報若しくはユーザパラメータ選択を使用することによって行われる。

【００４２】

元のデータに適用される最適ノイズ低減強さレベルの選択は、マップにおける必要最小空間分解能を維持しつつ、マップにおける定量バイアスを可能な限り低減するために、更に最適化される（ステップ７４）。

10

【００４３】

必要空間分解能の基準の確認は、第２の改良処理として行われてよいこと、つまり、図５のフローチャートを最初に行い、図６のフローチャートを次に行うことは注目に値する。又は、図５のフローチャート及び図６のフローチャートは、単一のアルゴリズム的処理内で組み合わされてもよい。

【００４４】

空間分解能条件に加えて、低コントラスト分解能又は画像視覚化状況に基づく他の条件も実施されてもよい。

【００４５】

20

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示及び説明されたが、当該例示及び説明は、例示であって、限定と解釈されるべきではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。

【００４６】

開示された実施形態の変形態様は、図面、開示内容及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを除外するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を除外するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に記載される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。請求項における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

30

【図 1】

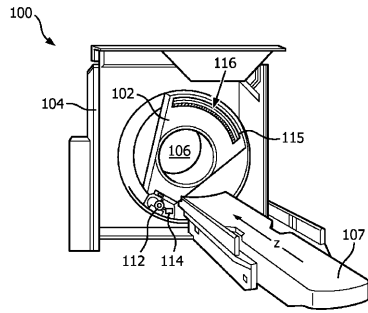


FIG. 1

【図 2】

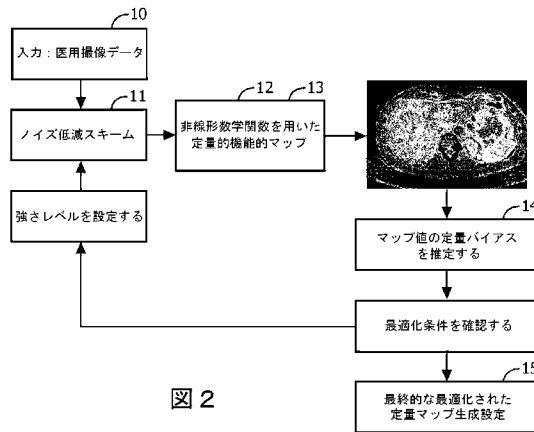


図 2

【図 4】

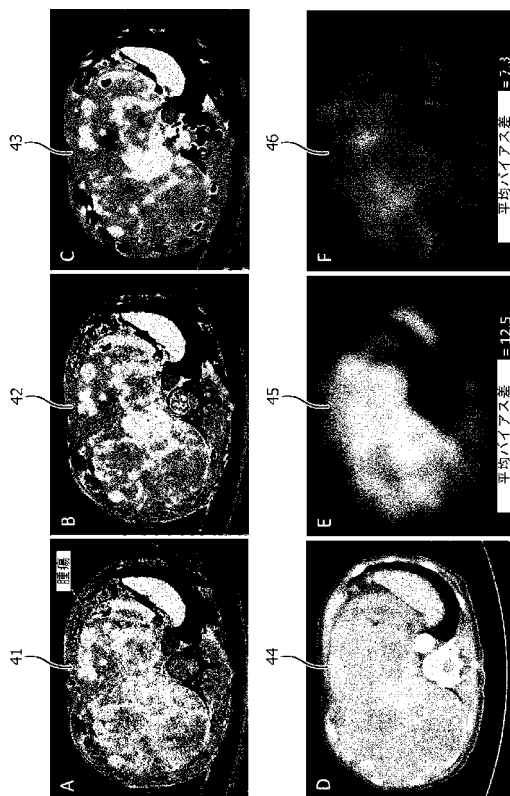


図 4

【図 5】

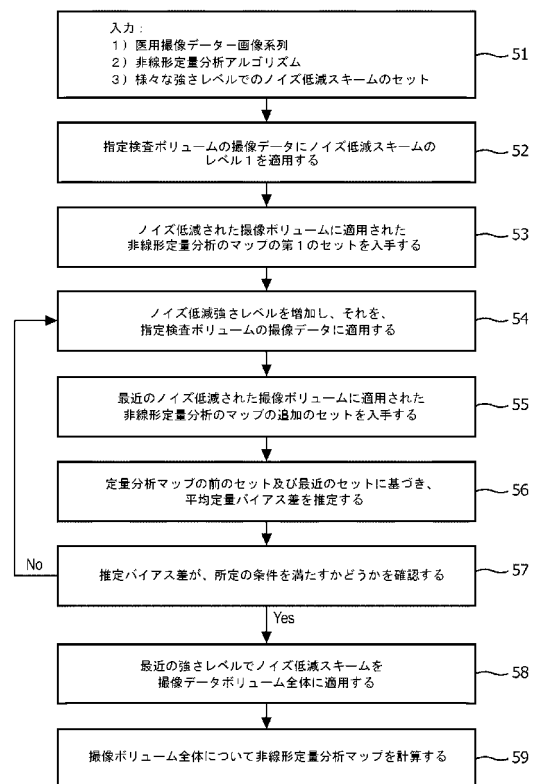


図 5

【図 3】

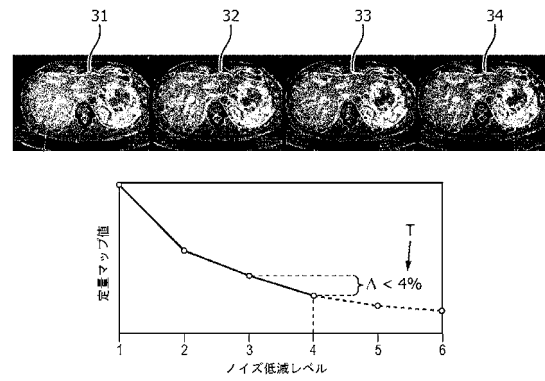


図 3

【図 6】

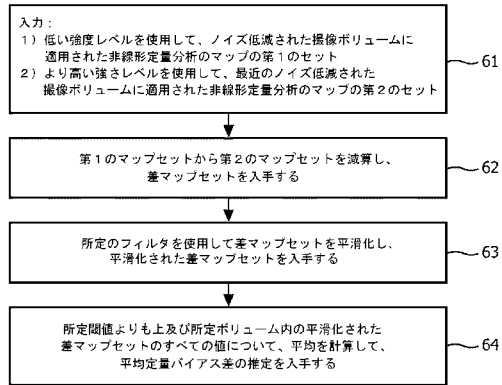


図 6

【図 7】

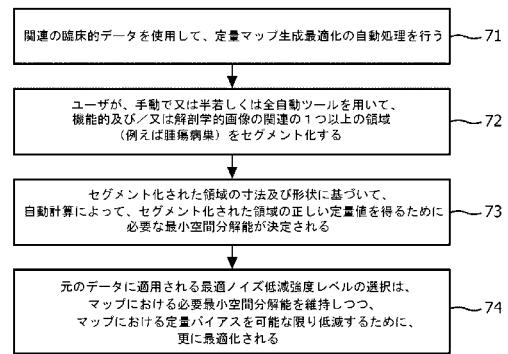


図 7

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/076052

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G06T5/00 G06T7/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>TING XIA ET AL: "Paper;Ultra-low dose CT attenuation correction for PET/CT;Ultra-low dose CT attenuation correction for PET/CT", PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL GB, vol. 57, no. 2, 9 December 2011 (2011-12-09), pages 309-328, XP020216224, ISSN: 0031-9155, DOI: 10.1088/0031-9155/57/2/309 abstract page 322 - page 323 page 314 - page 315 page 319 figures 1,5 page 324</p> <p>----- -/--</p>	1-15

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 December 2016

Date of mailing of the international search report

04/01/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Luca, Mihai Bogdan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2016/076052

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ALESSIO ADAM ET AL: "Improved quantitation for PET/CT image reconstruction with system modeling and anatomical priors", MEDICAL PHYSICS, AIP, MELVILLE, NY, US, vol. 33, no. 11, 17 October 2006 (2006-10-17), pages 4095-4103, XP012091919, ISSN: 0094-2405, DOI: 10.1118/1.2358198 page 4096 page 4099 - page 4100 page 4101 - page 4102 -----	1-15
A	SCHILHAM A M R ET AL: "Local Noise Weighted Filtering for Emphysema Scoring of Low-Dose CT Images", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 25, no. 4, 1 April 2006 (2006-04-01), pages 451-463, XP001545784, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/TMI.2006.871545 the whole document -----	1-15
A	US 2008/175457 A1 (WATSON CHARLES C [US]) 24 July 2008 (2008-07-24) the whole document -----	1-15
A	CA 2 534 701 A1 (UNIV NORTH CAROLINA [US]; BROOKHAVEN SCIENCE ASS LLC [US]; UNIV SASKAT) 24 July 2007 (2007-07-24) the whole document -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/076052

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2008175457	A1	24-07-2008	NONE

CA 2534701	A1	24-07-2007	NONE

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(72)発明者 カルミ レイズ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 カフリ ガリト サリット

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA24 AA26 CA02 CA04 CA06 DA10 FD03 FD05 FD09
FD13 FE03 FF03 FF07 FF17 FF21 FF24 FF28 FF37
5B057 AA07 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CC01 CE02