

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号

特表2024-534861

(P2024-534861A)

(43)公表日 令和6年9月26日(2024.9.26)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 5 6 0 B	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 5 6 0 T	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全25頁)

(21)出願番号	特願2024-513417(P2024-513417)	(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 5 6 5 6 アーヘー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 High Tech Campus 52, 5 6 5 6 AG Eindhoven, N etherlands
(86)(22)出願日	令和4年8月19日(2022.8.19)	(74)代理人	110001690 弁理士法人M&Sパートナーズ
(85)翻訳文提出日	令和6年3月14日(2024.3.14)	(72)発明者	ウエルゲル クリスチャン オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイ ドーフエン ハイ テック キャンパス 5 最終頁に続く
(86)国際出願番号	PCT/EP2022/073205		
(87)国際公開番号	WO2023/030922		
(87)国際公開日	令和5年3月9日(2023.3.9)		
(31)優先権主張番号	63/238,918		
(32)優先日	令和3年8月31日(2021.8.31)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		
(81)指定国・地域	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,A T,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR ,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC, 最終頁に続く		

(54)【発明の名称】 機械学習を使用した医用画像のノイズ除去

(57)【要約】

医用画像をノイズ除去する手法である。医用画像の各ピクセルの1つ以上の統計パラメータの推定値を定義するノイズマップを使用して、医用画像を修正又は正規化する。次に、修正された医用画像を、機械学習法を使用して処理して、ノイズ除去された医用画像を生成する。

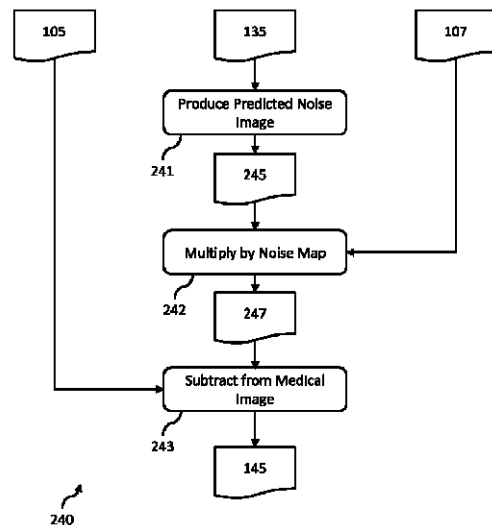


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用画像をノイズ除去して、ノイズ除去された医用画像を生成するコンピュータ実施方法であって、

複数のピクセルから形成された前記医用画像を取得するステップと、

前記医用画像の各ピクセルの統計パラメータの推定測定値を含むノイズマップを取得するステップと、

修正された医用画像を生成するために、前記ノイズマップを使用して前記医用画像を修正するステップと、

前記ノイズ除去された医用画像を生成するために、修正された前記医用画像を、機械学習方法を使用して処理するステップと

を含む、コンピュータ実施方法。

10

【請求項 2】

前記医用画像を修正するステップは、前記医用画像を前記ノイズマップで割るステップを含む、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 3】

修正された前記医用画像を処理するステップは、

予測ノイズ画像を生成するために、修正された前記医用画像を、前記機械学習方法を使用して処理するステップであって、前記予測ノイズ画像は、修正された前記医用画像の各ピクセルにおいて予測されるノイズの量を表す、処理するステップと、

20

較正された予測ノイズ画像を生成するために、修正された前記医用画像に前記ノイズマップを乗算するステップと、

前記ノイズ除去された医用画像を生成するために、前記医用画像から、前記較正された予測ノイズ画像又は前記較正された予測ノイズ画像のスケーリングされたバージョンを差し引くステップと、

を含む、請求項 2 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 4】

修正された前記医用画像を処理するステップは、修正された前記医用画像を前記機械学習方法に入力し、前記機械学習方法からの出力として、前記ノイズ除去された医用画像を受信するステップを含む、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

30

【請求項 5】

前記機械学習方法は、ニューラルネットワークを含む、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 6】

前記ノイズマップは、前記医用画像の各ピクセルのノイズの標準偏差又は分散の推定量を提供する、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 7】

前記ノイズマップは、前記医用画像の各ピクセルについて、前記ピクセルの前記ノイズと 1 つ以上の隣接するピクセルのノイズとの推定相関を提供する、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

40

【請求項 8】

前記医用画像は、マルチチャネル撮像プロセスによって生成され、同じシーンを表す、複数の医用画像のうちの 1 つであり、

前記ノイズマップは、前記医用画像の各ピクセルについて、前記ピクセルの前記ノイズと前記複数の医用画像のうちの別の医用画像の対応するピクセルのノイズとの共分散又は相関の推定測定値を提供する、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 9】

前記医用画像を取得するステップは、

第 1 の医用画像を取得するステップと、

所定の周波数範囲内の値を有する第 1 のフィルタリングされた医用画像を取得するため

50

に、周波数フィルタを使用して前記第 1 の医用画像を処理するステップと、
前記第 1 のフィルタリングされた医用画像を前記医用画像として設定するステップと
を含む、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 1 0】

第 2 の異なる所定の周波数範囲内の値を有する第 2 のフィルタリングされた医用画像を
取得するために、前記第 1 の医用画像を処理するステップと、
ノイズ除去された第 1 の医用画像を生成するために、前記第 2 のフィルタリングされた
医用画像と前記ノイズ除去された医用画像とを組み合わせるステップと
をさらに含む、請求項 9 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 1 1】

前記医用画像は、第 1 の再構成アルゴリズムを使用して生データから再構成された医用
画像であり、
前記機械学習方法は、第 2 の異なる再構成アルゴリズムを使用して生データから再構成
された 1 つ以上のトレーニング画像を含むトレーニングデータセットを使用してトレー
ニングされた機械学習方法である、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法。

【請求項 1 2】

前記医用画像がコンピュータ断層撮影医用画像である、請求項 1 に記載のコンピュータ
実施方法。

【請求項 1 3】

コンピュータプログラムコード手段を含むコンピュータプログラムであって、前記コン
ピュータプログラムコード手段は、処理システムを有するコンピューティングデバイス上
で実行されると、前記処理システムに、請求項 1 に記載のコンピュータ実施方法の全ての
ステップを行わせる、コンピュータプログラム。

【請求項 1 4】

医用画像をノイズ除去して、ノイズ除去された医用画像を生成する処理システムであっ
て、

複数のピクセルから形成された前記医用画像を取得し、

前記医用画像の各ピクセルの統計パラメータの推定測定値を含むノイズマップを取得し

修正された医用画像を生成するために、前記ノイズマップを使用して前記医用画像を修
正し、

前記ノイズ除去された医用画像を生成するために、修正された前記医用画像を、機械学
習方法を使用して処理する、処理システム。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の処理システムと、

前記医用画像を生成し、生成された前記医用画像を前記処理システムに提供する医用撮
像システムと
を備える、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、医用撮像の分野に関し、特に、医用画像のノイズ除去に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医用撮像は、検査下の対象者若しくは患者の状態の評価及び/又は診断を（非侵襲的に）
支援するために医療専門家の間で関心が高まっている。さまざまな形態の医用撮像手法
やモダリティが当技術分野で知られており、侵襲的又は非侵襲的な撮像技術を採用してい
る。例としては、コンピュータ断層撮影（CT）又は X 線撮像、磁気共鳴（MR）撮像、
（静脈内）超音波撮像、陽電子放出断層撮影 PET 撮像、光コヒーレンス断層撮影、経食
道心エコー像などがある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

医用画像に関する継続的な懸念事項は、ノイズやアーチファクトである。対象者の状態を評価するとき、ノイズやアーチファクトは対象者の潜在的に重要な特徴の識別を妨げる（例えばそれらを不明瞭にしたり、識別を困難にしたりすることによって）とともに、診断上関連する特徴と間違えられる可能性がある。したがって、医用画像内のアーチノイズの量を低減したいという継続的な要望がある。

【 0 0 0 4 】

医用画像のノイズ除去を正確に行うための最近開発された手法の1つは、適切にトレーニングされた機械学習方法を使用してノイズ除去を行うことである。ただし、医用撮像プロセス中に変更できるパラメータが多数ある。例えばCTスキャンでは、CT医用画像の生成にさまざまな形式の再構成フィルタを使用できる。機械学習方法は、トレーニングデータに過剰適合しがちであり、そのため、現実世界のパラメータ設定の広い範囲に一般化できないことがよくある（これは必ずしもトレーニングでサンプリングされるとは限らない）。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

したがって、医用画像のノイズ除去のための改善された手法が必要である。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、特許請求の範囲によって定義される。

20

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様による実施例によれば、医用画像をノイズ除去して、ノイズ除去された医用画像を生成するコンピュータ実施方法が提供される。

【 0 0 0 8 】

コンピュータ実施方法は、複数のピクセルから形成された医用画像を取得するステップと、医用画像の各ピクセルの統計パラメータの推定測定値を含むノイズマップを取得するステップと、修正された医用画像を生成するために、ノイズマップを使用して医用画像を修正するステップと、ノイズ除去された医用画像を生成するために、修正された医用画像を機械学習方法を使用して処理するステップとを含む。

30

【 0 0 0 9 】

提案する本発明は、医用画像のノイズの統計パラメータに基づいて、医用画像のグローバルの（つまり、画像幅の）ノイズレベル正規化/均一化が行われる手法を提案する。次に、正規化/均一化された医用画像を、機械学習方法を使用して処理して、例えばさらなるノイズ低減を行う。

【 0 0 1 0 】

これにより、機械学習方法は、ローカル/グローバル条件に基づいてすでに正規化又は均一化されている医用画像を一貫して処理する。これは、機械学習方法に提供される画像が、一貫したノイズレベルにある及び/又は均一化されている（例えばノイズを非相関にするために）ことを意味する。これにより、機械学習方法は、正規化/均一化された医用画像でトレーニングされている。つまり、過剰適合の問題が回避される。

40

【 0 0 1 1 】

これにより、提案する手法は、医用画像をノイズ除去し、改善され、より正確な方法を提供する。

【 0 0 1 2 】

医用画像を修正するステップは、医用画像をノイズマップで割るステップを含み得る。この除算は、ピクセル単位又はポイント単位の除算であり得る。

【 0 0 1 3 】

いくつかの実施例では、修正された医用画像を処理するステップは、予測ノイズ画像を生成するために、修正された医用画像を、機械学習方法を使用して処理するステップであ

50

って、予測ノイズ画像は、修正された医用画像の各ピクセルにおいて予測されるノイズの量を表す、処理するステップと、較正された予測ノイズ画像を生成するために、修正された医用画像にノイズマップを乗算するステップと、ノイズ除去された医用画像を生成するために、医用画像から、較正された予測ノイズ画像又は較正された予測ノイズ画像のスケールリングされたバージョンを差し引くステップとを含む。

【0014】

いくつかの実施例では、修正された医用画像を処理するステップは、修正された医用画像を機械学習方法に入力し、機械学習方法からの出力として、ノイズ除去された医用画像を受信するステップを含む。機械学習方法によって出力されるノイズ除去された医用画像は、較正されていない場合がある（例えば、医用画像がノイズマップによって除算されて医用画像が修正されている場合）。したがって、機械学習方法によって出力されたノイズ除去された医用画像は、ノイズマップを使用して再較正され得る。具体的には、修正された医用画像を生成するために医用画像に対して行われた修正の反対（又は逆）を、ノイズ除去された医用画像に適用して、ノイズ除去された医用画像を再較正できる。これは、例えば、ノイズ除去された医用画像にノイズマップを（例えばピクセル単位で）乗算して、再較正されたノイズ除去された医用画像を生成することを含み得る。

10

【0015】

機械学習方法は、ニューラルネットワークを含むか、ニューラルネットワークであり得る。これにより、ノイズ除去プロセスを行うために、修正された医用画像を処理するための正確かつ信頼性の高い手法が提供される。

20

【0016】

機械学習方法は、残差（出力）機械学習方法、例えば残差ニューラルネットワークであることが好ましい。本開示のコンテキストでは、残差機械学習方法は、修正された医用画像を処理して、修正された医用画像の各ピクセルにおいて予測されるノイズの量を示す予測ノイズ画像を提供する方法である。

【0017】

残差機械学習方法の使用は、ニューラルネットワークの出力をより信頼性の高いものにするため、有利である。具体的には、予測ノイズ画像は、機械学習方法がトレーニングされた出力の範囲内であることを想定できる（ノイズは推定値の限られた範囲のみを有するため）。非残差又は直接機械学習方法（例えば、ノイズ除去された医用画像を直接推測する方法）は、機械学習方法がトレーニングされた範囲外の予測ノイズ除去された画像につながる可能性がより高い。

30

【0018】

ノイズマップは、医用画像の各ピクセルのノイズの標準偏差又は分散の推定量を提供し得る。

【0019】

別の実施例では、ノイズマップは、医用画像の各ピクセルについて、ピクセルのノイズと、1つ以上の隣接するピクセルのノイズとの推定相関を提供する。

【0020】

別の実施例では、医用画像は、マルチチャンネル撮像プロセスによって生成され、同じシーンを表す、複数の医用画像のうちの一つであり、ノイズマップは、医用画像の各ピクセルについて、ピクセルのノイズと複数の医用画像のうち別の医用画像の対応するピクセルのノイズとの共分散又は相関の推定測定値を提供する。

40

【0021】

この手法により、マルチチャンネル撮像プロセスのチャンネル間のクロストークがより効果的に低減されるか、（マルチチャンネル撮像プロセスの）医用画像をノイズ除去する際に考慮されることを可能にする。各チャンネルの医用画像、つまり、複数の画像の各々は、本明細書で説明する方法を使用して別々に処理されることが理解されるであろう。

【0022】

いくつかの実施例では、医用画像を取得するステップは、第1の医用画像を取得するス

50

テップと、所定の周波数範囲内の値を有するフィルタリングされた医用画像を取得するために、周波数フィルタを使用して第1の医用画像を処理するステップと、第1のフィルタリングされた医用画像を医用画像として設定するステップとを含む。

【0023】

少なくとも1つの実施形態では、方法はさらに、第2の異なる所定の周波数範囲（例えば、第1の周波数範囲のいずれも含まない）内の値を有する第2のフィルタリングされた医用画像を取得するために、第1の医用画像を処理するステップと、ノイズ除去された第1の医用画像を生成するために、第2のフィルタリングされた医用画像とノイズ除去された医用画像とを組み合わせるステップとを含む。

【0024】

好ましい実施例では、医用画像は、第1の再構成アルゴリズムを使用して生データから再構成された医用画像であり、機械学習方法は、第2の異なる再構成アルゴリズムを使用して生データから再構成された1つ以上のトレーニング画像を含むトレーニングデータセットを使用してトレーニングされた機械学習方法である。このような実施形態では、再構成フィルタが異なると、ノイズ特性が異なることを認識している。機械学習方法を使用して処理する医用画像を均一化することによって、異なる再構成フィルタを用いて生成された医用画像を使用してトレーニングされた機械学習方法を高い信頼性で依然として使用することができる。

【0025】

いくつかの実施例では、機械学習方法は、好ましくは、機械学習方法を使用して処理する医用画像と同じ態様で、各々が対応するノイズマップで修正されている1つ以上のトレーニング画像を含むトレーニングデータセットを使用してトレーニングされている方法である。この手法により、機械学習方法の適切性及び信頼性が向上される。

【0026】

医用画像は、コンピュータ断層撮影医用画像であり得る。提案する手法は、異なる再構成フィルタを使用して生成可能である医用画像に特に有用であることが認識されており、したがって、さまざまな再構成フィルタを使用することができるコンピュータ断層撮影画像との使用において特に有用である。

【0027】

コンピュータプログラムコード手段を含むコンピュータプログラム製品も提案される。コンピュータプログラムコード手段は、処理システムを有するコンピューティングデバイス上で実行されると、処理システムに、本明細書に説明した任意の方法の全てのステップを行わせる。

【0028】

また、医用画像をノイズ除去して、ノイズ除去された医用画像を生成するように構成された処理システムが提案される。処理システムは、複数のピクセルから形成された医用画像を取得し、医用画像の各ピクセルの統計パラメータの推定測定値を含むノイズマップを取得し、修正された医用画像を生成するために、ノイズマップを使用して医用画像を修正し、ノイズ除去された医用画像を生成するために、修正された医用画像を、機械学習方法を使用して処理するように構成されている。

【0029】

上記の処理システムと、医用画像を生成し、生成した医用画像を処理システムに提供するように構成されている医用撮像システムとを備える、システムも提供される。

【0030】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明する実施形態から明らかにし、また、当該実施形態を参照して説明する。

【0031】

本発明をより深く理解し、それがどのように実行されるかをより明確に示すために、ほんの一例として添付の図面を参照する。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

【図 1】実施形態による方法を説明するフローチャートである。

【図 2】方法で使用するプロセスを説明するフローチャートである。

【図 3】実施形態による方法を説明するフローチャートである。

【図 4】提案する手法の作用を示す。

【図 5】実施形態による処理システムを示す。

【図 6】実施形態によるシステムを示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 3 】

本発明を、図を参照して説明する。

10

【 0 0 3 4 】

詳細な説明及び具体的な実施例は、装置、システム、及び方法の例示的な実施形態を示しているが、説明のみを目的としたものであり、発明の範囲を限定することを意図したものではないことが理解されるべきである。本発明の装置、システム、及び方法のこれらの及び他の特徴、態様並びに利点は、次の説明、添付の特許請求の範囲、及び添付の図面からよりよく理解されるようになるであろう。図は概略図に過ぎず、縮尺どおりに描かれていないことが理解されるべきである。また、図全体で同じ参照番号を使用して、同じ部分又は類似の部品を示すことが理解されるべきである。

【 0 0 3 5 】

本発明は、医用画像のノイズ除去のための手法を提供する。医用画像の各ピクセルの 1 つ以上の統計パラメータの推定値を定義するノイズマップを使用して、医用画像を修正又は正規化する。次に、修正された医用画像を、機械学習方法を使用して処理して、ノイズ除去された医用画像を生成する。

20

【 0 0 3 6 】

実施形態は、医用画像を生成するために使用される再構成フィルタ又はアルゴリズムが、異なる統計的特性を持つ、異なって再構成された医用画像のノイズをもたらすという認識に基づいている。これにより、ノイズ除去機械学習方法は、同じ再構成フィルタを使用して生成された画像でトレーニングされていない可能性があるため、効率が低下する。統計パラメータの推定値を使用して医用画像を修正することにより、各医用画像は事実上正規化された統計レベルのノイズを有することができる。これにより、ノイズ除去機械学習方法の一貫性、したがって、精度が大きく向上する。

30

【 0 0 3 7 】

提案する概念は、幅広い臨床環境で使用できるあらゆる医用撮像システムに使用できる。

【 0 0 3 8 】

本開示のコンテキストでは、医用画像とは、X線画像、CT（コンピュータ断層撮影）画像、PET（陽電子放出断層撮影）画像、MR（磁気共鳴）画像、又は超音波画像などの医用撮像モダリティを使用して得られた画像である。他の形式の医用画像は、当業者に明らかであろう。

【 0 0 3 9 】

図 1 は、実施形態による医用画像 105 のノイズ除去する方法 100 を説明するフローチャートである。

40

【 0 0 4 0 】

方法 100 は、例えば、単一の画像に対して行うことができる。別の例では、方法 100 は、複数の画像の 1 つ以上（例えばそれぞれ）に対して行うことができる。複数の医用画像は、マルチチャンネル撮像プロセスによって生成されるため、各画像は異なるチャンネルを表し、同じシーンを表すことができる。言い換えると、複数の画像の各々が同じ解剖学的領域を表している可能性がある。

【 0 0 4 1 】

方法 100 は、ノイズ除去する医用画像を取得するステップ 110 を含む。医用画像は

50

複数のピクセルで形成され、2次元(2D)又は3次元(3D)であり得る。3D画像のピクセルは、ボクセルとラベル付けされてもよい。

【0042】

ステップ110は、それ自体が、例えば適切に構成された医用撮像デバイスを使用して医用画像を生成することを含んでいてもよい。他の実施例では、ステップ110は、例えば医用撮像デバイス及び/又はメモリ若しくはストレージユニットから、すでに生成された医用画像を取得することを含む。

【0043】

方法100は、医用画像のノイズマップ107を取得するステップ120をさらに含む。ノイズマップには、医用画像の各ピクセルのノイズの統計パラメータの推定測定値が含まれている。別の言い方をすれば、ノイズマップは、医用画像の各ピクセルについて、そのピクセルのノイズの統計パラメータの推定値を定義する。なお、ノイズマップは、医用画像のピクセルにおける特定の強度ではなく、ノイズの推定統計的測定値を提供することを強調しておく。

10

【0044】

ノイズマップには、医用画像の各ピクセルに対する専用の推定測定値が含まれている場合がある(例えば、医用画像と同数のピクセルで形成されている)。別の実施例では、ノイズマップには、2つ以上のピクセルのグループの推定測定値が含まれ、これにより、単一の推定測定値が複数のピクセルのノイズの統計パラメータを表す場合がある。したがって、単一の推定測定値が、医用画像のそれぞれの領域のノイズの統計パラメータを表す場合がある。

20

【0045】

いくつかの実施例では、ノイズマップには、医用画像の各ピクセルのノイズ分散及び/又はノイズ標準偏差の推定値が含まれている場合がある。このようなノイズマップを生成するための手法は、当技術分野で確立されている。いくつかの例が、特許番号第10,984,564(B2)号を有する米国特許で開示されている。他の例としては、2012年11月12日に出願され、「Image domain de-noising」と題された米国特許第9,1591,22(B2)号、2014年6月26日に出願され、「Methods of utilizing image noise information」と題された米国特許出願公開第2016/0140725(A1)号、及び2015年10月29日に出願され、「Enhanced image data/dose reduction」と題された米国特許第8,938,110(B2)号がある。

30

【0046】

別の例では、ノイズマップには(ピクセル/領域ごとに)当該ピクセル/領域のノイズとその隣接するピクセル/領域のノイズとの相関関係の推定測定値が含まれている場合がある。当技術分野で知られているノイズ除去のための任意の(粗い)方法を使用して、画像又は画像領域のノイズの(粗い)推定値を生成できる。このようなノイズ推定値から、標準的な相関解析を行うことにより、局所ノイズ相関を直接推定することが可能である。

【0047】

さらに別の例として、ノイズマップには医用画像の各ピクセル又は医用画像の各領域に対するノイズ確率密度関数(ノイズPDF)が含まれることがある。ノイズPDFは、例えばピクセル/領域のノイズ分散及び/又は標準偏差を決定又は予測するために使用できる。

40

【0048】

さらに別の例として、ノイズマップには、あるピクセルのノイズと別の医用画像の対応するピクセルのノイズとの共分散又は相関が含まれることがある。医用画像と他の医用画像とは、同じシーンを表し、かつ例えばマルチチャンネル画像プロセスによって生成される複数の医用画像の一部を形成する場合がある。

【0049】

ステップ120は、それ自体が、例えば前述の手法のいずれかを用いてノイズマップを

50

生成するステップを含んでいてもよい。或いは、ステップ120は、例えばメモリやストレージユニットから、医用画像のすでに生成されたノイズマップを取得することを含んでいてもよい。

【0050】

また、方法100では、修正された医用画像を生成するために、ノイズマップを使用して医用画像を修正するステップ130を行う。

【0051】

ステップ130は、例えば推定されたノイズの統計測定値を使用して医用画像を正規化することを含み得る。これは、この統計測定値を医用画像全体にわたって事実上正規化又は正規化することを目的としている。

【0052】

例として、ステップ130は医用画像をノイズマップで割ることを含む。具体的には、医用画像の各ピクセルの値を、ノイズマップによって提供されるそのピクセルのノイズの統計パラメータの推定測定値で割る。このようにして、ノイズの統計パラメータの推定値による医用画像のポイント単位又はピクセル単位の除算を行うことができる。

【0053】

別の例として、ステップ130は、ノイズマップ及びノ又は医用画像に関する統計情報を得るために、ノイズマップを処理することを含む。次に、この統計情報を使用して、医用画像を修正できる。

【0054】

例えば、ノイズマップを処理して、統計パラメータの測定値の平均推定偏差を決定することができる（例えば、画像全体又は画像の異なるセクションについて）。次に、医用画像を平均推定偏差で割ることができる。例えば、特定のセクションの平均を表す平均のためにセクションごとに、又は平均が画像全体の平均を示す場合は画像全体で割ることができる。

【0055】

さらに別の例として、ノイズマップを処理して、周波数領域でのノイズの形状を決定又は予測することができる。次に、この形状を使用して、医用画像の周波数領域フィルタリングを行って、例えば医用画像のノイズの周波数を正規化することができる。

【0056】

別の例として、ステップ130は、医用画像のノイズに対する非相関プロセス、すなわち、医用画像のノイズを非相関するプロセスを行うことを含む。したがって、ステップ130は、修正された医用画像を生成するために、医用画像のノイズを（空間的に）非相関することを含む。

【0057】

これは、異なるピクセル及びノ又は領域間の相関の測定値を示すノイズマップを使用して行うことができる。別の例として、これは、各ピクセル及びノ又は領域にノイズPDFを提供するノイズマップを使用して、値に何らかの非線形関数を通すことによってPDFの近似デコンボリューション又は変換の1つ以上の手段を使用して画像を処理することで行うことができる。

【0058】

当業者は、ステップ130で医用画像を修正するためのさまざまな他の手法を容易に想到するであろう。より一般的に、ステップ130は、修正された医用画像全体のノイズ応答が（元の）医用画像全体よりも均一になるように、医用画像を修正するステップである。

【0059】

ステップ130の出力は、修正された医用画像135である。

【0060】

次に、方法100は、ノイズ除去された医用画像を生成するために、修正された医用画像を、機械学習方法を使用して処理するプロセス140を行う。

10

20

30

40

50

【0061】

図1は、プロセス140を行うための1つの実施形態を示している。

【0062】

この例では、プロセス140は、修正された医用画像135から、ノイズ除去された医用画像145を直接予測又は推測することを含む。したがって、機械学習方法は、入力として、修正された医用画像を受け取り、出力として、ノイズ除去された医用画像を提供する。したがって、機械学習方法は、(ノイズの多い)医用画像からクリーンな又はノイズ除去された画像を生成するようにトレーニングすることができる。

【0063】

いくつかの実施例では、機械学習方法は、較正されていないノイズ除去された医用画像のみを出力する。較正されていないノイズ除去された医用画像は、ノイズマップを使用して(再)較正される。特に、較正されていないノイズ除去された医用画像は、較正されていないノイズ除去された医用画像及びノイズマップを使用してステップ130で実行された手順の逆を行い、ノイズ除去された医用画像を生成するように修正される。

10

【0064】

例として、ステップ130が、ノイズマップによる医用画像のピクセル単位の除算を行うことを含む場合、較正されていないノイズ除去された医用画像に対して、ノイズマップを用いたピクセル単位の乗算が行われる。

【0065】

(再)較正は、ステップ130が医用画像内のノイズを非相関することを含む場合など、状況や実施形態によっては必要ない場合がある。

20

【0066】

図2は、プロセス140を行うための別の実施形態を示しており、区別のためにプロセス240とラベル付けされている。

【0067】

プロセス240は、予測ノイズ画像245を生成するように構成された機械学習方法に、修正された医用画像135を入力するステップ241を含む。予測ノイズ画像は、医用画像と同じ数のピクセルを含む画像であり、(医用画像の各ピクセルについて)そのピクセルの推定/予測されるノイズの測定値を示す。

【0068】

次に、プロセス240は、予測ノイズ画像245にノイズマップを乗算するステップ242を行う。つまり、推定ノイズ画像245を再正規化して、較正された予測ノイズ画像247を生成する。

30

【0069】

当然ながら、ステップ130で医用画像がノイズマップで除算されていない場合は、ステップ242は、修正されたノイズ画像の代わりに推定されたノイズ画像を使用して、ステップ130で実行された手順と逆の手順を行うように修正される(つまり、推定されたノイズ画像245及びノイズマップ107を入力として使用して、手順130の逆の手順がステップ242で行われる)。したがって、修正された医用画像を生成するために医用画像に対して行われた修正の反対(又は逆)を、推定ノイズ画像に適用して、推定ノイズ画像を較正することができる。

40

【0070】

次に、プロセス240は、ステップ243において、較正された予測ノイズ画像を医用画像105から差し引き、ノイズ除去された医用画像145を生成する。

【0071】

いくつかの実施例では、較正された予測ノイズ画像は、医用画像から差し引かれる前に重み付けされる(例えばスケールダウンされる)。この手法では、一部の臨床医は、ノイズ除去された医用画像の人工的な外観(これは、対処されなければ臨床医の気をそらしてしまう場合がある)を減らすために、医用画像にある程度の(非ゼロ)レベルのノイズを保持することを好むことを認識している。

50

【0072】

したがって、ステップ243は、較正された予測ノイズ画像のスケーリングされたバージョンを医用画像から差し引くことを含む。スケーリングされたバージョンは、較正された予測ノイズ画像の各ピクセルの値に所定値を乗算することによって計算できる。この場合、所定値は0～1、例えば0.25～0.75である。

【0073】

このようにして、プロセス240では、機械学習方法は、入力として、修正された医用画像を受信し、出力として、予測ノイズ画像を提供するように構成されている。予測ノイズ画像は、各ピクセルについて、そのピクセルで予測又は推測されるノイズの量を示す。これはピクセル単位であってもよい。

10

【0074】

提案する手法では、各機械学習方法は、ノイズに関する統計情報に基づいて、すでに正規化又は均一化された（例えば、非相関された）医用画像を処理する。これは、機械学習方法に入力として提供される画像が、すでに一貫した及び/又は非相関にされたノイズレベルにあることを意味する。これにより、機械学習方法は、正規化された医用画像を用いてトレーニングされ、（例えば特定の再構成フィルタ又はノイズレベルへの）過剰適合のリスクを低減できる。

【0075】

図1に戻ると、方法100は、ユーザインターフェースを制御して、プロセス140によって出力されたノイズ除去された医用画像145の視覚的表現を提供するステップ150をさらに含む。ユーザインターフェースは、モニターなどのディスプレイである。

20

【0076】

いくつかの実施例では、方法100は、例えばメモリ又はストレージユニットに、ノイズ除去された医用画像を保存するステップ155を含む。ステップ155は、ノイズ除去された医用画像を、ノイズ除去された医用画像の対象者の電子カルテに保存することを含み得る。

【0077】

図3は、別の実施形態による方法300を示す。

【0078】

方法300は、上記の方法100とは異なり、医用画像を取得するステップ110は、第1の医用画像305を取得するステップ311と、（所定の周波数範囲に従ってフィルタリングする）周波数フィルタを使用して第1の医用画像を処理して、第1のフィルタリングされた医用画像315を取得するステップ312と、第1のフィルタリングされた医用画像を医用画像として設定するステップ313とを含む。周波数フィルタは、例えばハイパスフィルタ又はバンドパスフィルタである。

30

【0079】

このようにして、ノイズ除去される医用画像は、医用画像の周波数フィルタリングされた部分であり得る。

【0080】

周波数フィルタリングされた部分は、医用画像の高周波部分、つまり、所定の周波数値よりも高い周波数を有する医用画像の一部であることが好ましい。ここでは、医用画像のノイズは通常高周波である可能性があり、医用画像の高周波部分のみをノイズ除去することで、より効率的で改善されたノイズ除去を行うことができることが認識されている。

40

【0081】

いくつかの実施例では、ステップ110は、別の周波数フィルタを使用して第1の医用画像を処理して、第2のフィルタリングされた医用画像316を取得するステップ314をさらに含む。第2のフィルタされた医用画像は、第1のフィルタリングされた医用画像とは異なる周波数範囲を有する。一例では、第2のフィルタリングされた医用画像は、所定の周波数範囲にない（元の）医用画像の一部である。

【0082】

50

例えば、周波数フィルタがハイパスフィルタの場合、第2のフィルタリングされた医用画像は、医用画像のローパスフィルタリングされた部分である。つまり、医用画像はローパスフィルタを使用して処理される。ローパスフィルタとハイパスフィルタは同じカットオフ周波数を持つことができる。したがって、医用画像は（ステップ312及び314によって）高周波医用画像と低周波医用画像とに効果的に分割され、それぞれ第1のフィルタリングされた医用画像及び第2のフィルタリングされた医用画像が形成される。

【0083】

第2のフィルタリングされた医用画像316を生成するためのオプションのステップ314の代替案は、第1の医用画像305から第1のフィルタリングされた医用画像315を差し引くことである。

10

【0084】

同様に、ステップ314がローパスフィルタなどのフィルタを使用して第1の医用画像を処理することを含む場合、ステップ312を修正して、第1の医用画像305から第2のフィルタリングされた医用画像316を差し引いて、第1のフィルタリングされた医用画像315を生成することを含むことができる。

【0085】

方法300は、第1の医用画像のノイズ除去されたバージョン349を再形成するために、第2のフィルタリングされた医用画像316と、プロセス140によって出力されたノイズ除去された医用画像145とを組み合わせるステップ360をさらに含み得る。ステップ360は、第2のフィルタリングされた医用画像と、プロセス140によって出力されたノイズ除去された医用画像とを単純に合計することを含んでもよい。

20

【0086】

方法100と同様に、方法300は、ユーザインターフェースを制御して、プロセス140によって出力されたノイズ除去された医用画像145の視覚的表現を提供するステップ150、及び/又は、例えばメモリ又はストレージユニットに、ノイズ除去された医用画像を保存するステップ155を含んでもよい。方法300はそれに応じて適応される。

【0087】

提案する手法は、機械学習方法が残差学習方法である場合に特に効果的であることが確認されている。残差学習方法は、出力として、医用画像と同じ数のピクセルを含む予測ノイズ画像を生成し、（各ピクセルについて）そのピクセルについて予測されるノイズの測定値を提供する。

30

【0088】

本明細書に提案する手法の試験及び解析により、提案する手法は、異なる再構成フィルタを十分に一般化し、また、機械学習方法のトレーニング中に見られるものよりも高いノイズレベル（例えば、低放射線量レベルの使用からもたらされるもの）も十分に一般化することが示された。したがって、本明細書に提案する手法は、実際の機械学習のロバスト性を向上させる。

【0089】

ノイズマップを生成する一部の方法では、実際に計算されたノイズマップが、異なる再構成フィルタによって導入されるノイズレベルの統計的な変動を反映していない場合があることが認識されている。むしろ、広範なシステムエラー、低放射線量の使用など、他の要因によるノイズレベルの違いを反映している場合がある。

40

【0090】

この場合、提案する手法を異なるシステムに対して一般化するために、前述の方法のステップ120で取得したノイズマップは、医用画像の処理に使用される前に、グローバルスケール係数によって単純にスケールできる。

【0091】

例えば、CT撮像の分野では、再構成フィルタは通常2つの部分又は関数、つまり、ランプ関数と追加の変調伝達関数(MTF)を含むことがよく知られている。より完全な理解はThorsten M. Buzug (2008)の「Computed Tomog

50

raphy」(Springer-Verlag、ベルリン、ハイデルベルク)に記載されている。一般に、CT撮像で使用されるさまざまな再構成フィルタは、MTF変調部分によってのみ異なる。

【0092】

このグローバルスケーリング係数は、使用される再構成フィルタの(Ramp * MTF)²曲線下の面積から計算できる。MTFは変調伝達関数である。実際、ノイズ分散は(Ramp * MTF)²下の面積に対して直線的にスケーリングすると考えられている。処理中の医用画像を再構成するために使用される再構成フィルタの面積と、機械学習方法のトレーニングで使用される再構成フィルタの対応する面積との(平方根)比は、ノイズマップの適切なスケーリング係数を提供する。

10

【0093】

例えば、ノイズマップの生成が画像ベースである場合や、(医用画像を生成するために使用される)再構成フィルタを考慮する場合は、ノイズマップのスケーリングは不要である。

【0094】

要約すると、この手法を用いると、対応する標準偏差ノイズマップを上述のスケーリング係数でスケーリングすることにより、未知の再構成フィルタへの適用のために事前にトレーニングされた機械学習方法を使用できるようになる。この係数は2つのフィルタの関数にすぎないため、追加の計算コストやオーバーヘッドは実質的に発生せず、したがって、機械学習方法の再トレーニングを必要としない。

20

【0095】

図4は、医用画像のノイズ除去への提案する概念の作用を示している。図4に、部分的に隠された(各画像の白い円で囲まれた領域の外側)2つのノイズ除去されたCT頭部画像を提供している。各CT画像は、25%の線量レベルで取得された同じ医用CT画像を処理することによって生成されている。

【0096】

第1のノイズ除去されたCT頭部画像410は、従来のノイズ除去機械学習方法(特に畳み込みニューラルネットワーク)を用いて生成されたものであり、本発明で提案されているようなノイズマップを用いた医用画像の正規化又は修正は行われていない。

【0097】

第2のノイズ除去されたCT頭部画像420を、提案するノイズ除去手法、特に機械学習方法を使用して処理される前にノイズの統計パラメータを正規化したノイズ除去手法を使用して生成した。

30

【0098】

いずれの場合も、機械学習方法は、25%の線量レベルで取得され、第1の再構成フィルタを使用して再構成されたCT画像を使用してトレーニングされている。(頭部画像420を生成するために)後にノイズ除去される医用CT画像は、ノイズ抑制の少ない第2の異なる再構成フィルタを使用して生成された。再構成フィルタが異なるとノイズ特性が異なるが、より鮮明な又はより滑らかな画像を提供する及び/又は異なる解剖学的特徴を強調するなど、他の利点も提供する。したがって、オペレータは臨床上の好みに応じて、ノイズの多い又はノイズの少ない再構成フィルタを選択できる。

40

【0099】

提案する手法を用いることで、ノイズの少ないノイズ除去された画像を生成することが明らかになり、これにより、ノイズ除去法で用いられている機械学習方法のトレーニング時よりもノイズレベルの高い再構成フィルタに対して手法がより堅牢になることが明らかにわかった。

【0100】

第2のノイズ除去されたCT頭部画像の生成中に得られたノイズマップは、前述の手法に従って、異なる再構成フィルタの結果として画像内のより高いノイズレベルをより正確に反映するために1.4倍でスケーリングされたことに留意されたい。1.4の値は、上

50

記のスケーリング係数を決定するメカニズムに基づいて選択された。

【0101】

提案する実施形態は機械学習方法を使用する。機械学習方法は、出力データを生成又は予測するために、入力データを処理する任意の自己トレーニングアルゴリズムである。ここでは、入力データは修正された医用画像を含み、出力データはノイズ除去された医用画像又は予測ノイズ画像のいずれかを含む。

【0102】

本発明の使用に適した機械学習方法は、当業者には明らかであろう。適切な機械学習方法の例としては、決定木アルゴリズム及び人工ニューラルネットワークなどがある。ロジスティック回帰、サポートベクターマシン、又はナイーブベイズモデルなどの他の機械学習方法は、適切な代替案である。

【0103】

人工ニューラルネットワーク（又は、単にニューラルネットワーク）の構造は、人間の脳から発想を得たものである。ニューラルネットワークは層で構成され、各層は複数のニューロンを含む。各ニューロンは数学操作を含む。特に、各ニューロンは、単一のタイプの変換の異なる重み付けの組み合わせ（例えば、シグモイドなどの同じタイプの変換であるが、異なる重み付けを有する）を含み得る。入力データの処理プロセスでは、各ニューロンの数学操作が入力データに対して行われて、数値出力が生成され、ニューラルネットワークの各層の出力は、次の層に順番に供給される。最終層が出力を提供する。

【0104】

本開示では、残差ニューラルネットワークのような残差学習機械学習方法を用いる場合には、実施形態が特に有利である。残差ニューラルネットワークは従来のニューラルネットワークとは異なり、スキップ接続を使用でき、したがって、例えば、ある層の出力が1つ以上の層をスキップできる（つまり、任意の所与の層のすべての出力が次の層への入力として連続して提供される必要はない）。

【0105】

機械学習方法のトレーニング方法はよく知られている。通常、このような方法は、トレーニング入力データエントリと対応するトレーニング出力データエントリを含むトレーニングデータセットを取得することを含む。初期化された機械学習方法が各入力データエントリに適用されて、予測された出力データエントリが生成される。予測された出力データエントリと対応するトレーニング出力データエントリとの誤差を使用して、機械学習方法が修正される。このプロセスは誤差が収束するまで、つまり、予測された出力データエントリがトレーニング出力データエントリと十分に類似する（例えば $\pm 1\%$ ）まで繰り返される。これは一般に、教師付き学習技術として知られている。

【0106】

例えば、機械学習方法がニューラルネットワークから形成される場合、各ニューロンの数学操作の（重み付け）は、誤差が収束するまで修正される。ニューラルネットワークを修正する既知の方法には、勾配降下アルゴリズム、誤差逆伝搬アルゴリズムなどがある。

【0107】

トレーニング入力データエントリは、修正された医用画像例に対応している。特に、各トレーニング入力データエントリには、（医用画像の）ノイズマップを使用して前処理又は修正された医用画像が含まれているべきである。例えば、方法100を参照して説明されているように、ステップ130を経ている医用画像が含まれているべきである。これにより、方法100で機械学習方法を使用した場合の信頼性と精度が向上する。

【0108】

トレーニング出力データエントリは、ノイズ除去された医用画像及びノイズ画像例に対応している。トレーニング入力データエントリ用の医用画像例を生成するために使用される再構成フィルタに関する情報は、例えば、前述のようにノイズマップのスケーリングを容易にするために保存され得る。

【0109】

10

20

30

40

50

例えば、トレーニング入力データエントリは、人工ノイズが追加された（修正された）医用画像であり、トレーニング出力データエントリは、人工ノイズが追加されていない（修正された）医用画像である。

【0110】

本明細書に提案する任意の方法は、撮像システム自体（つまり、医用画像を生成するシステム、撮像システムと同じ敷地内の処理システム、モバイルデバイス（スマートフォン、タブレット、ラップトップなど）によって、又は分散処理システム、つまり、「クラウド」を使用して行うことができる。

【0111】

当業者であれば、本明細書で説明する方法を実行するための処理システムを容易に開発することができるであろう。したがって、フローチャートの各ステップは、処理システムによって実行される異なるアクションを表し、処理システムの対応するモジュールによって実行され得る。

【0112】

したがって、実施形態は、処理システムを使用する。処理システムは、ソフトウェアやハードウェアを使用して、さまざまなやり方で実装して、必要なさまざまな機能を実行することができる。プロセッサは、ソフトウェア（例えばマイクロコード）を使用してプログラムされて、必要な機能を実行する1つ以上のマイクロプロセッサを採用する処理システムの一例である。しかしながら、処理システムは、プロセッサの採用に関係なく実装され得、また、いくつかの機能を実行するための専用ハードウェアと、他の機能を実行するためのプロセッサ（例えば1つ以上のプログラム済みマイクロプロセッサ及び関連回路）との組み合わせとして実装できる。

【0113】

本開示のさまざまな実施形態に採用され得る処理システム構成要素の例としては、従来のマイクロプロセッサ、特定用途向け集積回路（ASIC）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）があるが、これらに限定されない。

【0114】

さまざまな実装形態では、プロセッサ又は処理システムは、RAM、PROM、EPROM、及びEEPROMなどの揮発性及び不揮発性コンピュータメモリなどの1つ以上の記憶媒体と関連付けられ得る。記憶媒体は、1つ以上のプロセッサ及び/又は処理システム上で実行されると、必要な機能を行う1つ以上のプログラムでエンコードされ得る。さまざまな記憶媒体は、プロセッサ又は処理システム内で固定されていても、そこに保存されている1つ以上のプログラムをプロセッサにロードできるように輸送可能であってもよい。

【0115】

さらなる実施例として、図5は、処理システム500の一例を示しており、この中で、実施形態の1つ以上の部分を使用できる。上記のさまざまな操作には、処理システム500の機能が利用される。例えば医用画像をノイズ除去するシステムの1つ以上の部分は、本明細書で説明する任意の要素、モジュール、アプリケーション、及び/又は構成要素に組み込まれる。この点に関して、システムの機能ブロックは単一のコンピュータ上で動作することも、いくつかのコンピュータやロケーション（例えばインターネット経由で接続される）に分散できることを理解されたい。

【0116】

処理システム500には、PC、ワークステーション、ラップトップ、PDA、パームデバイス、サーバ、ストレージなどが含まれるが、これらに限定されない。一般的に、ハードウェアアーキテクチャに関して、処理システム500には、1つ以上のプロセッサ501、メモリ502、及びローカルインターフェース（図示せず）を介して通信可能に結合された1つ以上のI/Oデバイス507が含まれている。ローカルインターフェースは、例えば1つ以上のバス、又は当技術分野で知られているように、他の有線若しくは無線接続であるが、これらに限定されない。ローカルインターフェースは、通信を可能にする

10

20

30

40

50

ために、コントローラ、バッファ（キャッシュ）、ドライバ、リピータ、及び受信器を有していてもよい。さらに、ローカルインターフェースは、前述の構成要素間の適切な通信を可能にするために、アドレス、制御部、及び/又はデータ接続を含んでいる場合がある。

【0117】

プロセッサ501は、メモリ502に保存されている場合があるソフトウェアを実行するハードウェアデバイスである。プロセッサ501は、処理システム500に関連する複数のプロセッサのうち、実質的に任意のカスタムメイド若しくは市販のプロセッサ、中央処理演算ユニット（CPU）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、又は補助プロセッサであってもよく、また、プロセッサ501は、半導体ベースのマイクロプロセッサ（マイクロチップの形）又はマイクロプロセッサであってもよい。

10

【0118】

メモリ502には、揮発性メモリ要素（例えばダイナミックランダムアクセスメモリ（DRAM）、スタティックランダムアクセスメモリ（SRAM）などのランダムアクセスメモリ（RAM）と、不揮発性メモリ要素（例えばROM、消去可能なプログラム可能な読み取り専用メモリ（EPROM）、電子的に消去可能なプログラム可能な読み取り専用メモリ（EEPROM）、プログラム可能な読み取り専用メモリ（PROM）、テープ、コンパクトディスク読み取り専用メモリ（CD-ROM）、ディスク、ディスケット、カートリッジ、カセットなど）とのいずれか1つ又は組み合わせが含まれ得る。さらに、メモリ502には、電子媒体、磁気媒体、光学媒体、及び/又は他のタイプの記憶媒体が組み込まれていてもよい。なお、メモリ502は、さまざまな構成要素が互いに離れた場所にあるが、プロセッサ501によってアクセスできる分散アーキテクチャを有していてもよい。

20

【0119】

メモリ502内のソフトウェアには、1つ以上の個別のプログラムが含まれていてもよく、それぞれが論理関数を実施するための実行可能命令の順序付きリストを含んでいる。メモリ502内のソフトウェアには、例示的な実施形態に従って、適切なオペレーティングシステム（OS）505、コンパイラ504、ソースコード503、及び1つ以上のアプリケーション506が含まれている。図に示すように、アプリケーション506は、例示的な実施形態の特徴及び操作を実施するための多数の機能構成要素を含む。処理システム500のアプリケーション506は、例示的な実施形態に従って、さまざまなアプリケーション、計算ユニット、ロジック、機能ユニット、プロセス、操作、仮想エンティティ、及び/又はモジュールを表し得るが、アプリケーション506は限定的であることを意図していない。

30

【0120】

オペレーティングシステム505は、他のコンピュータプログラムの実行を制御し、スケジューリング、入出力制御、ファイルとデータの管理、メモリ管理、及び通信制御、並びに関連サービスを提供する。発明者は、例示的な実施形態を実施するためのアプリケーション506は、あらゆる市販のオペレーティングシステムに適用可能であることを企図している。

40

【0121】

アプリケーション506は、ソースプログラム、実行可能プログラム（オブジェクトコード）、スクリプト、又は実行される命令セットを含む任意の他のエンティティであり得る。ソースプログラムの場合、プログラムは、通常、OS505との関連で適切に動作するように、メモリ502に含まれている場合も含まれていない場合もあるコンパイラ（コンパイラ504など）、アセンブラ、インタプリタなどを介して変換される。さらに、アプリケーション506は、データと方法のクラスがあるオブジェクト指向プログラミング言語、又はルーチン、サブルーチン、及び/若しくは関数がある手続き型プログラミング言語（例えばC、C++、C#、Pascal、BASIC、APIコール、HTML、XHTML、XML、ASPスクリプト、JavaScript、FORTRAN、C

50

O B O L、P e r l、J a v a、A D A、. N E Tなどがあるが、これらに限定されない)として記述できる。

【0122】

I/Oデバイス507には、例えばマウス、キーボード、スキャナ、マイク、カメラなどがあるが、これらに限定されない入力デバイスが含まれる。さらに、I/Oデバイス507には、例えばプリンタ、ディスプレイなどがあるが、これらに限定されない出力デバイスも含まれる。最後に、I/Oデバイス507にはさらに、例えばNIC又は変調器/復調器(リモートデバイス、他のファイル、デバイス、システム、又はネットワークにアクセスするための)、無線周波数(RF)若しくは他のトランシーバ、電話インターフェース、ブリッジ、ルータなどがあるが、これらに限定されない、入力及び出力の両方を通信するデバイスが含まれる。また、I/Oデバイス507には、インターネットやイントラネットなどのさまざまなネットワークを介して通信するための構成要素も含まれている。

10

【0123】

処理システム500がPC、ワークステーション、インテリジェントデバイスなどである場合、メモリ502内のソフトウェアにはさらに、基本入出力システム(BIOS)が含まれている場合がある(簡略化のため省略)。BIOSは、起動時にハードウェアを初期化及びテストし、O/S505を起動し、ハードウェアデバイス間でのデータ転送をサポートする、必須のソフトウェアルーチンのセットである。BIOSは、処理システム500が起動されたときに実行されるように、ROM、PROM、EPROM、EEPROMなど、何らかのタイプの読み取り専用メモリに保存されている。

20

【0124】

処理システム500の動作中に、プロセッサ501は、メモリ502内に保存されているソフトウェアを実行し、メモリ502との間でデータをやり取りし、一般にソフトウェアに従って処理システム500の動作を制御するように構成されている。アプリケーション506及びO/S505の全体又は一部が、プロセッサ501によって読み取られ、場合によっては、プロセッサ501内でバッファされてから実行される。

【0125】

アプリケーション506がソフトウェアで実施される場合、アプリケーション506は、任意のコンピュータ関連のシステム又は方法で使用又は関連して使用するために、実質的にあらゆるコンピュータ可読媒体に保存できることに留意されたい。本文書のコンテキストでは、コンピュータ可読媒体とは、コンピュータ関連のシステム又は方法で使用又は関連して使用するためにコンピュータプログラムを格納又は保存できる電子的、磁氣的、光学的、又は他の物理的なデバイス若しくは手段であり得る。

30

【0126】

アプリケーション506は、命令実行システム、装置、又はデバイス(コンピュータベースシステム、プロセッサ搭載システム、又は命令実行システム、装置、若しくはデバイスから命令をフェッチし、その命令を実行できる他のシステムなど)で使用又は関連して使用するための任意のコンピュータ可読媒体内に具体化できる。本文書のコンテキストでは、「コンピュータ可読媒体」とは、命令実行システム、装置、又はデバイスで使用又は関連して使用するために、プログラムを保存、通信、伝播、又は転送できるあらゆる手段であり得る。コンピュータ可読媒体には、例えば、電子的、磁氣的、光学的、電磁的、赤外線による、又は半導体によるシステム、装置、デバイス、又は伝播媒体があるが、これらに限定されない。

40

【0127】

図6は、撮像システム602及び処理システム612を含むシステム600を概略的に示している。ここでは、撮像システムは、スペクトル(マルチエネルギー)撮像用に構成されたCTスキャナである。しかし、他の形態の撮像システムを使用できる。処理システム612は、前述の処理システム500として具体化されてもよい。

【0128】

50

図示する撮像システム 602 には、一般的に固定ガントリ 604 と回転ガントリ 606 とが含まれている。回転ガントリは、固定ガントリ 604 によって回転可能に支持され、z 軸の周りで検査領域 608 の周りを回転する。カウチなどの対象者支持体 610 は、検査領域 608 内で物体や対象者を支持する。

【0129】

x 線管などの放射線源 612 は、回転ガントリ 606 によって回転可能に支持され、回転ガントリ 606 とともに回転し、検査領域 608 を横断する放射線を放出する。一例では、放射線源 612 には、単一の広域スペクトル x 線管が含まれている。別の例では、放射線源 612 には、スキャン中に少なくとも 2 つの異なる放出電圧（例えば 80 kVp と 640 kVp）を切り替えるように構成された単一の X 線管が含まれている。さらに別の例では、放射線源 612 には、異なる平均スペクトルを有する放射線を放出するように構成された 2 つ以上の X 線管が含まれている。さらに別の例では、放射線源 612 には、これらの組み合わせが含まれている。

10

【0130】

放射線感受性検出器アレイ 614 が、検査領域 608 を挟んで放射線源 612 の反対側の角度に対する弧の範囲を定める。放射線感受性検出器アレイ 614 は、検査領域 608 を横断する放射線を検出し、それを示す電気信号（投影データ）を生成する。放射線源 612 が単一の広域スペクトル X 線管を含むのに対し、放射線感受性検出器アレイ 614 はエネルギー分解検出器（例えば、直接変換光子計数検出器、スペクトル感度の異なる少なくとも 2 組のシンチレータ（多層）など）を含む。kVp スwitching 及び多数管構成では、検出器アレイ 614 には、単層検出器、直接変換光子計数検出器、及び / 又は多層検出器を含めることができる。直接変換光子計数検出器には、CdTe、CdZnTe、Si、Ge、GaAs、又は他の直接変換材料などの変換材料が含まれている。多層検出器の例としては、2006 年 4 月 6 日に出願され、「Double Decker Detector for Spectral CT」と題された米国特許第 7,968,853 (B2) 号に記載されている 2 階建て検出器などの 2 階建て検出器がある。この特許は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

20

【0131】

再構成器 616 が、検出器アレイ 614 からスペクトル投影データを受信し、sCCTA 画像データ、高エネルギー画像、低エネルギー画像、光電画像、コンプトン散乱画像、ヨウ素画像、カルシウム画像、仮想非コントラスト画像、骨画像、軟組織画像、及び / 又は他の基底材料画像などスペクトルボリュームメトリック画像データを再構成する。再構成器 616 はまた、スペクトル投影データ及び / 又はスペクトルボリュームメトリック画像データを組み合わせるなどして、非スペクトルボリュームメトリック画像データを再構築することもできる。一般に、スペクトル投影データ及び / 又はスペクトルボリュームメトリック画像データには、少なくとも 2 つの異なるエネルギー及び / 又はエネルギー範囲のデータが含まれる。

30

【0132】

このようにして、再構成器 616 は医用画像を生成又は再構成する。

【0133】

ここでは、処理システム 618 が、オペレータコンソールとして機能する。コンソール 618 には、モニターなどの人間が読み取り可能な出力デバイスと、キーボード、マウスなどの入力デバイスが含まれている。コンソール 618 に常駐するソフトウェアにより、オペレータは、グラフィカルユーザインターフェース (GUI) などを介してスキャナ 602 と対話したり、スキャナ 102 を操作したりできる。コンソール 618 にはさらに、プロセッサ 620（例えばマイクロプロセッサ、コントローラ、中央処理ユニットなど）と、コンピュータ可読記憶媒体 622（非一時的媒体を除く）が含まれ、物理メモリデバイスなどの一時的な媒体も含まれる。コンピュータ可読記憶媒体 622 には、生成された医用画像のノイズ除去のための命令 624 が含まれている。つまり、医用画像ノイズ除去器 625 が含まれている。プロセッサ 620 は、命令 624 を実行するように構成さ

40

50

れている。プロセッサ 620 は、搬送波、信号、及び / 又は他の一時的な媒体によって運ばれる 1 つ以上のコンピュータ可読命令を実行するように追加的に構成されていてもよい。変形例では、プロセッサ 620 及びコンピュータ可読記憶媒体 622 は、処理システム 618 とは別個の別の処理システムの一部である。

【0134】

開示された方法は、好ましくはコンピュータ実施方法であることが理解されるであろう。そのため、コンピュータなどの処理システム上で実行されたときに、任意の説明した方法を実施するためのコード手段を含むコンピュータプログラムの概念も提案されている。したがって、一実施形態によるコンピュータプログラムのコードの異なる部分、ライン、又はブロックが、処理システム又はコンピュータによって実行されて、本明細書で説明した任意の方法が実行される得る。いくつかの代替の実装形態では、ブロック図又はフローチャートに示されている機能は、図に示されている順序とは異なって生じてもよい。例えば、連続して示されている 2 つのブロックは、実際には実質的に同時に実行される場合もあれば、これらのブロックは、関与する機能に応じて逆の順序で実行される場合もある。

10

【0135】

開示された実施形態の変形例は、図面、開示及び添付の特許請求の範囲の検討から、請求項に係る発明を実施する際に当業者によって理解され、実行され得る。特許請求の範囲において、「備える」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、単数形の要素は複数を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、特許請求の範囲に記載されているいく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ているという単なる事実は、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意味するものではない。コンピュータプログラムが上で説明される場合、それは、他のハードウェアと一緒に又はその一部として供給される、光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの任意の適切な媒体に保存 / 配布することができるが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介してなど、他の形式で配布することもできる。「～するように適応されている」という用語が、特許請求の範囲又は説明で使用されている場合、「～するように適応されている」という用語は「～するように構成されている」という用語と同等であることを意図していることに留意されたい。特許請求の範囲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。

20

30

40

50

【 図 面 】

【 図 1 】

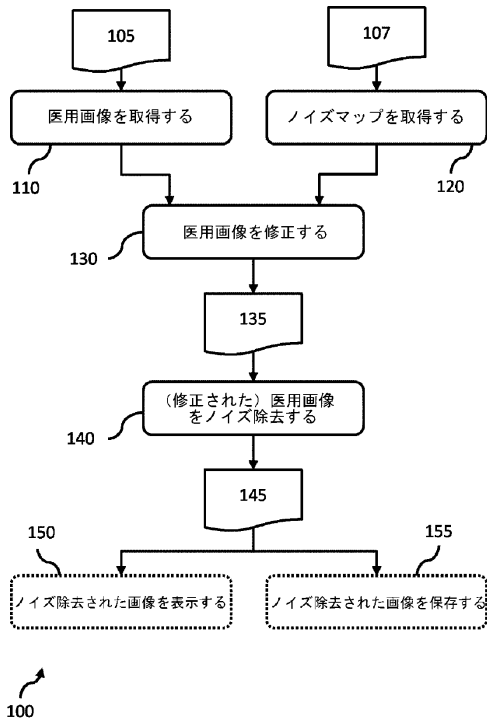


図 1

【 図 2 】

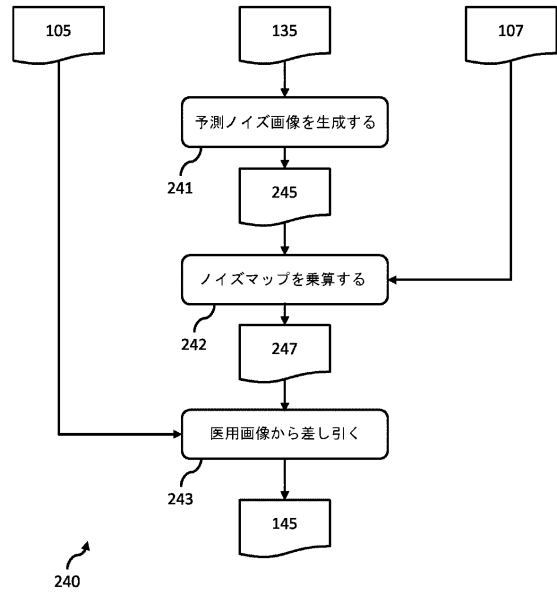


図 2

【 図 3 】

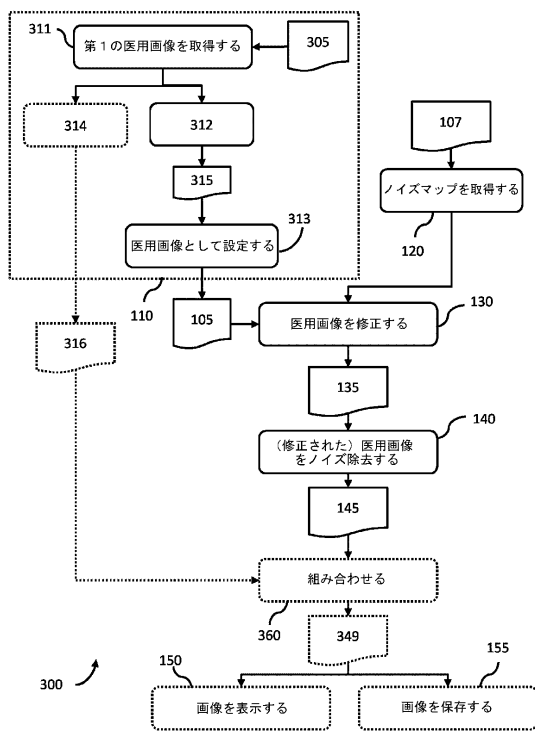


図 3

【 図 4 】

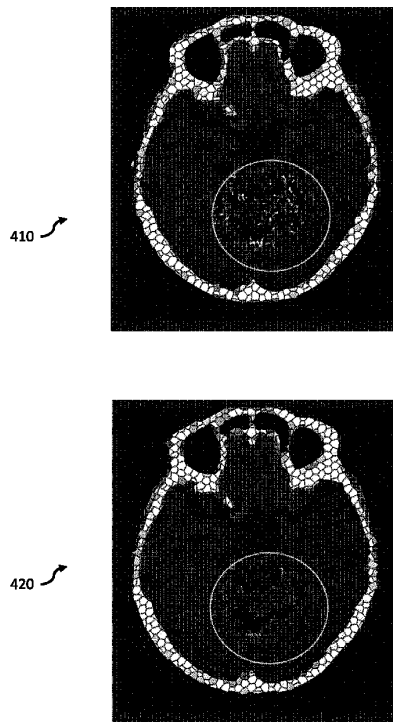


FIG. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】

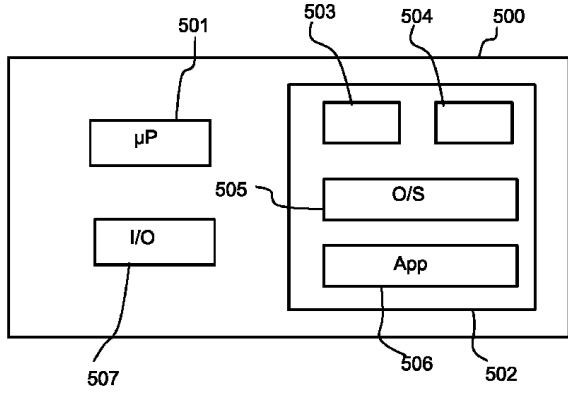


FIG. 5

【 図 6 】

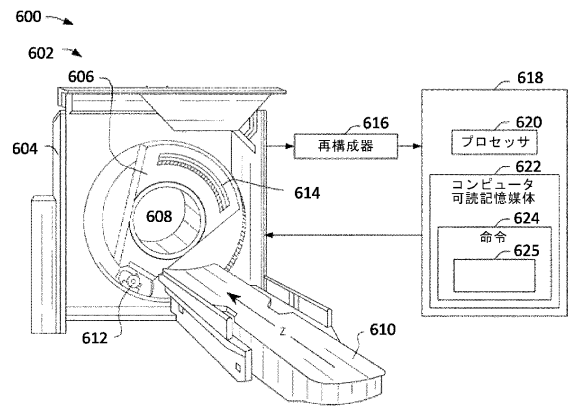


図 6

10

20

30

40

50

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2022/073205

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. G06K9/00 G06T5/00 G06V30/164		
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) G06K G06T G06V		
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 Y A	US 2019/378270 A1 (IDA TAKASHI [JP] ET AL) 12 December 2019 (2019-12-12) abstract; figure all paragraphs [0026], [0177], [0193], [0197], [0200], [0203], [0034], [0029], [0072] ----- -/--	1, 4, 5, 11-15 2, 3, 6, 7, 9 8, 10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 17 November 2022		Date of mailing of the international search report 29/11/2022
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 Winne, Dominique

10

20

30

40

1

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2022/073205

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JIFARA WORKU ET AL: "Medical image denoising using convolutional neural network: a residual learning approach", THE JOURNAL OF SUPERCOMPUTING, SPRINGER US, NEW YORK, vol. 75, no. 2, 1 June 2017 (2017-06-01), pages 704-718, XP036715215, ISSN: 0920-8542, DOI: 10.1007/s11227-017-2080-0 [retrieved on 2017-06-01] abstract; figure all formule 2 page 706 and page 708 2.2 Batch normalisation formule 5 -----	2, 3
Y	EP 2 504 811 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL] ET AL.) 3 October 2012 (2012-10-03) abstract; figure all paragraphs [0015], [0024] -----	6, 7
Y	US 2017/098317 A1 (QI WENYUAN [US] ET AL) 6 April 2017 (2017-04-06) abstract; figure all paragraph [0043] -----	9

10

20

30

40

1

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2022/073205

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2019378270 A1	12-12-2019	JP 2019208990 A	12-12-2019
		US 2019378270 A1	12-12-2019
		US 2022254021 A1	11-08-2022

EP 2504811 A2	03-10-2012	BR 112012012231 A2	19-12-2017
		CN 102667852 A	12-09-2012
		EP 2504811 A2	03-10-2012
		JP 5694357 B2	01-04-2015
		JP 2013512024 A	11-04-2013
		KR 20120116940 A	23-10-2012
		RU 2012126144 A	27-12-2013
		US 2012224760 A1	06-09-2012
		WO 2011064683 A2	03-06-2011

US 2017098317 A1	06-04-2017	JP 6765904 B2	07-10-2020
		JP 2017067765 A	06-04-2017
		US 2017098317 A1	06-04-2017

10

20

30

40

50

フロントページの続き

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,N
E,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,
CV,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IQ,IR,IS,IT,J
M,JO,JP,KE,KG,KH,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,ST,SV,SY,T
H,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . J A V A S C R I P T

2 . J A V A

2 フィリップス インターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティアー アンド
スタンダーズ

(72)発明者 シュネルバッヒャー ニコラス デイヴィッド

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティアー アンド スタンダーズ

(72)発明者 バーグナー フランク

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティアー アンド スタンダーズ

(72)発明者 ブラウン ケヴィン マーティン

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2 フィリップス
インターナショナル ビー . ヴィ . インテレクチュアル プロパティアー アンド スタンダーズ

(72)発明者 グラス ミカエル

オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5 2

F ターム (参考) 4C093 AA22 CA06 FD03 FF03 FF33