

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2023年8月10日(10.08.2023)



(10) 国際公開番号

WO 2023/149403 A1

(51) 国際特許分類:

G01T 1/161 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2023/002910

(22) 国際出願日:

2023年1月30日(30.01.2023)

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(30) 優先権データ:

特願 2022-014768 2022年2月2日(02.02.2022) JP

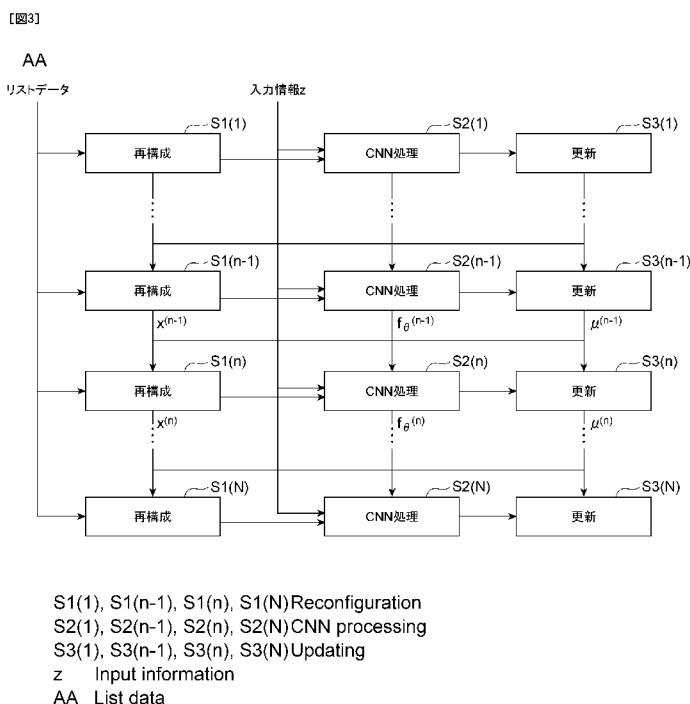
(71) 出願人: 浜 松 ホ ト ニ ク ス 株 式 会 社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP];
〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1
2 6 番地の 1 Shizuoka (JP).

(72) 発明者: 大手 希望(OTE Kibo); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 橋本 二三生(HASHIMOTO Fumio); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 大西 佑弥(ONISHI Yuya); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).

(74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目 1 番 1 号丸の内 M Y P L A Z A (明治安田生命ビル) 9 階 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置および画像処理方法



(57) Abstract: This image processing method creates a tomographic image of a subject by repeating a reconstruction step S1, a CNN processing step S2, and an updating step S3 multiple times, starting from an initial state. In the reconstruction step S1, a process according to a list mode iterative approximation reconstruction method is performed to create a first image. In the CNN processing step S2, input information is input to the CNN according to the DIP technology, a second image is created by the CNN, and the CNN is trained. In the updating step S3, a third image is updated on the basis of the

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, JM, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, 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, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

first image and the second image. Thus, a device and method are implemented that are capable of creating a noise-reduced tomographic image on the basis of the list data collected by a radiation tomography imaging device.

(57) 要約: 画像処理方法は、或る初期状態から始めて、再構成ステップS1、CNN処理ステップS2および更新ステップS3を複数回繰り返し行って、被検体の断層画像を作成する。再構成ステップS1では、リストモード逐次近似再構成法に拠る処理を行って、第1画像を作成する。CNN処理ステップS2では、DIP技術に拠りCNNに入力情報を入力させて該CNNにより第2画像を作成し、このCNNを学習させる。更新ステップS3では、第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する。これにより、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいてノイズが低減された断層画像を作成することができる装置および方法が実現される。

明 細 書

発明の名称： 画像処理装置および画像処理方法

技術分野

[0001] 本開示は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する装置および方法に関するものである。

背景技術

[0002] 被検体（生体）の断層画像を取得することができる放射線断層撮影装置として、P E T（Positron Emission Tomography）装置およびS P E C T（Single Photon Emission Computed Tomography）装置が挙げられる。

[0003] P E T装置は、被検体が置かれる測定空間の周囲に配列された多数の小型の放射線検出器を有する検出部を備えている。P E T装置は、陽電子放出アイソトープ（R I線源）が投入された被検体内における電子・陽電子の対消滅に伴って発生するエネルギー511keVの光子対を検出部により同時計数法で検出し、この同時計数情報を収集する。そして、この収集した多数の同時計数情報に基づいて、測定空間における光子対の発生頻度の空間分布（すなわち、R I線源の空間分布）を表す断層画像を再構成することができる。

[0004] このとき、P E T装置により収集された同時計数情報を時系列に並べたりリストデータを収集順に複数のフレームに分割し、そのリストデータのうち各フレームに含まれるデータ群を用いて画像再構成処理を行うことで、複数のフレームの断層画像からなる動態P E T画像を得ることができる。このP E T装置は核医学分野等で重要な役割を果たしており、これを用いて例えば生体機能や脳の高次機能の研究を行うことができる。

[0005] このようにして再構成された断層画像は、ノイズを多く含んでいるので、画像フィルタによるノイズ除去処理が必要である。ノイズ除去の為に用いられる画像フィルタとしては、ガウシアン・フィルタ（Gaussian Filter）およびガイディド・フィルタ（Guided Filter）が挙げられる。従来からガウシアン・フィルタが用いられている。これに対して、ガイディド・フィルタ

は、近年になって開発されたものであって、ガウシアン・フィルタと比べると画像中の濃淡の境界をよく保存することができるという特徴がある。

[0006] また、深層ニューラルネットワークの一種である畳み込みニューラルネットワークを用いた Deep Image Prior技術により断層画像のノイズを除去する技術が提案されている（非特許文献1）。以下では、深層ニューラルネットワーク（Deep Neural Network）を「DNN」といい、畳み込みニューラルネットワーク（Convolutional Neural Network）を「CNN」といい、Deep Image Prior技術を「DIP技術」という。

[0007] DIP技術は、対象画像中の意味のある構造の方がランダムなノイズより早く学習される（すなわち、ランダムなノイズは学習されにくい）というCNNの性質を利用して、対象画像のノイズを低減することができる。

[0008] これらのノイズ除去技術は、リストデータを用いてヒストグラムモード再構成法により断層画像を作成した後に、この断層画像を処理してノイズを低減する。或いは、ノイズ除去技術をヒストグラムモード再構成法に正則化として組み込む場合もある。

[0009] ヒストグラムモード再構成法では、リストデータに基づいて、各検出器対により検出された同時計数事象の数を表すヒストグラムを作成し、このヒストグラムに基づいて断層画像を再構成する。ヒストグラムのフォーマットとして、例えば、動径×体軸×方位角×傾斜角の4次元配列（3次元サイノグラム）が用いられる。

[0010] ところで、近年の放射線断層撮影技術の進化に伴って、1対の放射線検出器の検出時間差情報（Time of Flight、TOF）および検出器における光子相互作用深さ（Depth of Interaction、DOI）等の新しい情報がリストデータに追加されると、ヒストグラムのフォーマットの配列が5次元または6次元と高次元となってくる。これにより、リストデータからヒストグラムを経て断層画像を再構成するヒストグラムモード再構成法では、これらの一連の処理を行うCPU等を含む演算部の負荷が過大なものとなっている。

[0011] このようなヒストグラムモード再構成法の問題点に対処することができる技術として、リストモード逐次近似再構成法が提案されている（非特許文献2）。リストモード逐次近似再構成法では、リストデータから直接に（ヒストグラムを経ることなく）逐次の近似を繰り返して行うことで断層画像を再構成する。

先行技術文献

非特許文献

- [0012] 非特許文献1：Kuang Gong et al., "PET Image Reconstruction Using Deep Image Prior", IEEE Transactions on Medical Imaging, December 2018
非特許文献2：A. J. Reader et al., "One-Pass List-Mode EM Algorithm for High-Resolution 3-D PET Image Reconstruction Into Large Arrays", IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol.49, No.3, pp.693-699, 2002

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0013] ヒストグラムモード再構成法に対しては、多くのノイズ除去技術の研究開発がなされている。しかし、リストモード逐次近似再構成法は、リストデータを直接CNNで処理することが難しいという問題点を有しており、CNNを組み込んでノイズを効果的に除去することができるリストモード逐次近似再構成法の技術は知られていない。

[0014] 本発明は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいてノイズが低減された断層画像を作成することができる画像処理装置および画像処理方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0015] 本発明の第1態様は、画像処理装置である。画像処理装置は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理装置であって、（1）リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第1画像の更新を行って得られた画像を第2画像と第3画像と

の差に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第1画像を作成する再構成部と、(2) 畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が第1画像と第3画像との和に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理部と、(3) 第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する更新部と、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態、第1画像、第2画像および第3画像それぞれの初期状態から始めて、再構成部による第1画像の作成、CNN処理部による第2画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新部による第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像および第2画像の何れかを断層画像とする。

[0016] 本発明の第2態様は、画像処理装置である。画像処理装置は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理装置であって、(1) リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第3画像の更新を行うことにより、第1画像を作成する再構成部と、(2) 畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が第3画像に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理部と、(3) 第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する更新部と、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態および第3画像それぞれの初期状態から始めて、再構成部による第1画像の作成、CNN処理部による第2画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新部による第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像、第2画像および第3画像の何れかを断層画像とする。

[0017] 本発明の実施形態は、放射線断層撮影システムである。放射線断層撮影システムは、被検体の断層画像を再構成するためのリストデータを収集する放射線断層撮影装置と、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに

基づいて断層画像を作成する上記構成の画像処理装置と、を備える。

[0018] 本発明の第1態様は、画像処理方法である。画像処理方法は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理方法であって、(1) リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第1画像の更新を行って得られた画像を第2画像と第3画像との差に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第1画像を作成する再構成ステップと、(2) 畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が第1画像と第3画像との和に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理ステップと、(3) 第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する更新ステップと、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態、第1画像、第2画像および第3画像それぞれの初期状態から始めて、再構成ステップにおける第1画像の作成、CNN処理ステップにおける第2画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新ステップにおける第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像および第2画像の何れかを断層画像とする。

[0019] 本発明の第2態様は、画像処理方法である。画像処理方法は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理方法であって、(1) リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第3画像の更新を行うことにより、第1画像を作成する再構成ステップと、(2) 畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が第3画像に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理ステップと、(3) 第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する更新ステップと、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態および第3画像それぞれの初期状態から始めて、再構成ステップにおける第1画像の作成、CNN処理ステップにおける第2画像の作成お

よび畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新ステップにおける第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像、第2画像および第3画像の何れかを断層画像とする。

発明の効果

[0020] 本発明の各態様によれば、放射線断層撮影装置により収集されたりストデータに基づいてノイズが低減された断層画像を作成することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]図1は、放射線断層撮影システム1の構成を示す図である。

[図2]図2は、画像処理方法のフローチャートである。

[図3]図3は、第1態様の画像処理方法のシーケンスを示す図である。

[図4]図4は、ファントム画像（正解画像）を示す図であり、（a）横断面の画像、及び（b）横断面の画像を示している。

[図5]図5は、ファントム画像（正解画像）を示す図であり、（a）冠状断面の画像、及び（b）矢状断面の画像を示している。

[図6]図6は、比較例1の画像処理方法により得られた断層画像を示す図であり、（a）横断面の画像、及び（b）横断面の画像を示している。

[図7]図7は、比較例1の画像処理方法により得られた断層画像を示す図であり、（a）冠状断面の画像、及び（b）矢状断面の画像を示している。

[図8]図8は、比較例2の画像処理方法により得られた断層画像を示す図であり、（a）横断面の画像、及び（b）横断面の画像を示している。

[図9]図9は、比較例2の画像処理方法により得られた断層画像を示す図であり、（a）冠状断面の画像、及び（b）矢状断面の画像を示している。

[図10]図10は、実施例の画像処理方法により得られた断層画像を示す図であり、（a）横断面の画像、及び（b）横断面の画像を示している。

[図11]図11は、実施例の画像処理方法により得られた断層画像を示す図であり、（a）冠状断面の画像、及び（b）矢状断面の画像を示している。

[図12]図12は、比較例1、2および実施例それぞれの断層画像のPSNRを示すグラフである。

[図13]図13は、比較例1, 2および実施例それぞれの断層画像のCRCを示すグラフである。

[図14]図14は、第2態様の画像処理方法のシーケンスを示す図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、添付図面を参照して、画像処理装置および画像処理方法の実施の形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。本発明は、これらの例示に限定されるものではない。

[0023] 図1は、放射線断層撮影システム1の構成を示す図である。放射線断層撮影システム1は、放射線断層撮影装置2および画像処理装置10を備える。画像処理装置10は、再構成部11、CNN処理部12、更新部13および記憶部14を備える。

[0024] 画像処理装置10として、CPU、RAM、ROMおよびハードディスクドライブ等を有するコンピュータが用いられる。また、画像処理装置10は、操作者の入力を受け付ける入力部（例えばキーボードやマウス）を備え、画像等を表示する表示部（例えば液晶ディスプレイ）を備える。

[0025] 放射線断層撮影装置2は、被検体の断層画像を再構成するためのリストデータを収集する装置である。放射線断層撮影装置2として、PET装置およびSPECT装置が挙げられる。以下では、放射線断層撮影装置2がPET装置であるとして説明をする。

[0026] 放射線断層撮影装置2は、被検体が置かれる測定空間の周囲に配列された多数の小型の放射線検出器を有する検出部を備えている。放射線断層撮影装置2は、陽電子放出アイソトープ（RI線源）が投入された被検体内における電子・陽電子の対消滅に伴って発生するエネルギー511keVの光子対を検出部により同時計数法で検出し、この同時計数情報を蓄積する。そして、放射線断層撮影装置2は、この蓄積した多数の同時計数情報を時系列に並べたものをリストデータとして画像処理装置10へ出力する。

[0027] リストデータは、光子対を同時計数した1対の放射線検出器の識別情報お

よび検出時刻情報を含む。リストデータは、さらに、1対の放射線検出器の検出時間差情報（TOF情報）、放射線検出器における光子相互作用深さ情報（DOI情報）、および、放射線検出器が検出した光子のエネルギー情報、等をも含んでいてもよい。

[0028] 記憶部14は、放射線断層撮影装置2により収集されたリストデータを記憶する。また、記憶部14は、再構成部11、CNN処理部12および更新部13それぞれによる処理を実行させるためのプログラムをも記憶している。再構成部11、CNN処理部12および更新部13は、記憶部14により記憶されているプログラムおよびリストデータを用いて、被検体の断層画像を作成する。

[0029] 再構成部11は、リストモード逐次近似再構成法（非特許文献2参照）に拠る処理を行って、第1画像を作成する。再構成部11におけるリストモード逐次近似再構成法に拠る処理では、LM-MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization)、LM-OSEM (Ordered Subset EM)、および、LM-DRAMA (Dynamic Row Action Maximum likelihood Algorithm)などの逐次更新式が用いられる。

[0030] CNN処理部12は、DIP技術（非特許文献1参照）に拠る処理を行って、第2画像を作成する。CNN処理部12におけるDIP技術に拠る処理では、CNNに入力情報を入力させて該CNNにより第2画像を作成し、また、このCNNを学習させる。CNNに入力させる入力情報は、被検体の形態情報であってもよいし、被検体のMRI画像またはCT画像であってもよいし、ランダムノイズ画像であってもよい。

[0031] 更新部13は、第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する。再構成部11、CNN処理部12および更新部13の各処理の詳細については後述する。

[0032] 記憶部14は、CNNに入力される入力情報をも記憶し、また、第1画像、第2画像および第3画像をも記憶する。画像処理装置10は、或る初期状態から始めて、再構成部11、CNN処理部12および更新部13の各処理

を繰り返し行って、被検体の断層画像を作成する。

[0033] 図2は、画像処理方法のフローチャートである。画像処理方法は、再構成部11により行われる再構成ステップS1、CNN処理部12により行われるCNN処理ステップS2、および、更新部13により行われる更新ステップS3を備える。或る初期状態から始めて、再構成ステップS1、CNN処理ステップS2および更新ステップS3を複数回(N回)繰り返し行って、被検体の断層画像を作成する。

[0034] ステップS4では、パラメータnの値を初期値0に設定する。続くステップS5では、パラメータnの値を1増する。ステップS5の後に、再構成ステップS1、CNN処理ステップS2および更新ステップS3を行う。これらに続くステップS6ではパラメータnの値とNとが大小比較され、nがNより小さいと判定されればステップS5へ戻る。ステップS6でnがNに達していると判定されれば、繰り返し処理を終了して、被検体の断層画像を取得する。

[0035] 以下では、N回の繰り返し処理のうち、第n回の再構成ステップS1を再構成ステップS1(n)といい、第n回のCNN処理ステップS2をCNN処理ステップS2(n)といい、第n回の更新ステップS3を更新ステップS3(n)という。nは1以上N以下の整数である。

[0036] 次に、画像処理装置10および画像処理方法の処理の詳細について説明する。まず、リストデータUを下記(1)式のように定式化する。tは同時計数事象(イベント)を表す番号である。Tはイベントの総数である。i(t)は第tのイベントを検出した検出器対を識別する番号を表す。

[数1]

$$U = \{i(t) | t = 1, 2, \dots, T\} \quad (1)$$

[0037] このリストデータUに対し、下記(2)式で表される制約付き最適化問題を考える。xは断層画像である。L(U | x)は断層画像xからリストデータUが観測される確率を表す尤度である。zはCNNに入力される入力情報である。θは、結合重みなどのCNNの学習状態を表すパラメータであり、C

NNの学習の進展とともに変化していく。 $f_{\theta}(z)$ は、学習状態が θ であるCNNに入力情報 z が入力されたときに該CNNから出力される画像である。

この(2)式の制約付き最適化問題は、断層画像 x がCNN出力画像 $f_{\theta}(z)$ になっているという制約($x = f_{\theta}(z)$)の下で、尤度 $L(U|x)$ が高くなるよう断層画像 x およびCNNパラメータ θ を最適化している問題となっている。

[数2]

$$\begin{aligned} \max \quad & L(U|x) \\ \text{s.t.} \quad & x = f_{\theta}(z) \end{aligned} \quad (2)$$

[0038] この最適化問題の解法の態様として、以下に説明するとおり第1態様と第2態様とがある。第1態様は、交互方向乗数法(Alternating Direction Method of Multipliers、ADMM法)に拠る処理である。第2態様は、Forward Backward Splitting(FBS法)に拠る処理である。なお、FBS法には、その特別な態様としてのDe Pierro法も含まれる。以下では、第1態様および第2態様それぞれの画像処理方法の詳細について説明する。

[0039] 第1態様の画像処理方法では、上記(2)式の制約付き最適化問題を、拡張ラグランジュ関数法に基づいて書き換えた上で、ADMM法により解く。拡張ラグランジュ関数法では、上記(2)式中の制約を正則化項に置き換えて、上記(2)式の制約付き最適化問題を下記(3)式の制約無し最適化問題に書き換える。 ρ は、正則化の強さを調整する正の定数である。 μ は、ラグランジュ乗数または双対変数と呼ばれるものであり、以下の説明では「第3画像」という。

[数3]

$$\min -L(U|x) + \frac{\rho}{2} \|x - f_{\theta}(z) + \mu\|^2 + \frac{\rho}{2} \|\mu\|^2 \quad (3)$$

[0040] 第1態様では、ADMMにより、この(3)式の制約無し最適化問題を、下記(4)式～(6)式の処理を繰り返すことにより解く。

[数4]

$$x^{(n)} = \underset{x}{\operatorname{argmax}} L(U|x) - \frac{\rho}{2} \|x - f_{\theta^{(n-1)}}(z) + \mu^{(n-1)}\|^2 \quad (4)$$

[数5]

$$\theta^{(n)} = \underset{\theta}{\operatorname{argmin}} \|f_{\theta}(z) - x^{(n)} - \mu^{(n-1)}\|^2 \quad (5)$$

[数6]

$$\mu^{(n)} = \mu^{(n-1)} + x^{(n)} - f_{\theta^{(n)}}(z) \quad (6)$$

[0041] 図3は、第1態様の画像処理方法のシーケンスを示す図である。繰り返し処理に先立って、CNNの学習状態 $\theta^{(0)}$ 、第1画像 $x^{(0)}$ 、第2画像 $f_{\theta^{(0)}}(z)$ 、第3画像 $\mu^{(0)}$ それぞれを初期化する。なお、第2画像 $f_{\theta^{(0)}}(z)$ は、初期の学習状態 $\theta^{(0)}$ にあるCNNに入力情報 z が入力されたときに該CNNから出力される画像である。

[0042] 第 n 回の再構成ステップS1(n)では、上記(4)式に従って、リストモード逐次近似再構成法によりリストデータ U に基づいて第1画像 $x^{(n-1)}$ の更新を1回行って得られた画像を第2画像 $f_{\theta^{(n-1)}}(z)$ と第3画像 $\mu^{(n-1)}$ との差($f_{\theta^{(n-1)}}(z) - \mu^{(n-1)}$)に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第1画像 $x^{(n)}$ を作成する。

[0043] 第 n 回のCNN処理ステップS2(n)では、上記(5)式に従って、CNNに入力情報 z を入力させてCNNにより第2画像 $f_{\theta^{(n)}}(z)$ を作成し、この作成した第2画像 $f_{\theta^{(n)}}(z)$ が第1画像 $x^{(n)}$ と第3画像 $\mu^{(n-1)}$ との和($x^{(n)} + \mu^{(n-1)}$)に近づくようにCNNを学習させる。この学習後のCNNの学習状態を $\theta^{(n)}$ とする。

[0044] 第 n 回の更新ステップS3(n)では、上記(6)式に従って、第1画像 $x^{(n)}$ と第2画像 $f_{\theta^{(n)}}(z)$ との差($x^{(n)} - f_{\theta^{(n)}}(z)$)を第3画像 $\mu^{(n-1)}$ に加えることで、第3画像 $\mu^{(n)}$ に更新する。

[0045] 再構成ステップS1、CNN処理ステップS2および更新ステップS3の N 回の繰り返し処理が終了すると、これにより得られた第1画像 $x^{(N)}$ および第2画像 $f_{\theta^{(N)}}(z)$ の何れかを被検体の断層画像とする。

[0046] 第1態様では、第1画像 x および第2画像 $f_{\theta}(z)$ を同時に最適化していくのではなく、第1画像 x および第2画像 $f_{\theta}(z)$ を交互に最適化していくので

、問題を解くのが容易である。また、再構成部 11 による再構成ステップ S1 の処理、および、CNN 処理部 12 による CNN 処理ステップ S2 の処理は、非特許文献 1, 2 に記載されたような従来の手法により行うことが可能であるので、実装するのが容易である。

[0047] 図 4～図 11 は、第 1 態様の画像処理方法の効果を確認する為に行ったシミュレーションの結果を示す図である。本シミュレーションでは、デジタル脳ファントム画像を用いた頭部用 PET 装置の MC シミュレーションによりシミュレーションデータを作成し、これを用いて第 1 態様の画像処理方法の効果を確認した。

[0048] 図 4 および図 5 は、ファントム画像（正解画像）を示す図である。図 4（a）および図 4（b）は横断面の画像であり、図 5（a）は冠状断面の画像であり、図 5（b）は矢状断面の画像である。

[0049] 図 6 および図 7 は、比較例 1 の画像処理方法により得られた断層画像を示す図である。図 6（a）および図 6（b）は横断面の画像であり、図 7（a）は冠状断面の画像であり、図 7（b）は矢状断面の画像である。比較例 1 の断層画像は、リストモード逐次近似再構成法の LM-DRAMA の逐次更新式のみを用いて再構成して得られたものであって、ノイズ低減処理をしていない。

[0050] 図 8 および図 9 は、比較例 2 の画像処理方法により得られた断層画像を示す図である。図 8（a）および図 8（b）は横断面の画像であり、図 9（a）は冠状断面の画像であり、図 9（b）は矢状断面の画像である。比較例 2 の断層画像は、比較例 1 の再構成断層画像に対して DIP 技術によりノイズを低減することで得られたものである。CNN のパラメータ更新の回数を 20 回とした。CNN への入力情報を MRI 画像とした。

[0051] 図 10 および図 11 は、実施例の画像処理方法により得られた断層画像を示す図である。図 10（a）および図 10（b）は横断面の画像であり、図 11（a）は冠状断面の画像であり、図 11（b）は矢状断面の画像である。実施例の断層画像は、第 1 態様の画像処理方法により作成されたものであ

る。 $\rho = 0.05$ とした。CNNへの入力情報 z をMRI画像とした。再構成ステップS1内の繰り返し回数を2回とし、CNN処理ステップS2内のCNNの学習の繰り返し回数を20回とし、全体の繰り返し回数 N を200回とした。

[0052] これらの断層画像を比較することで分かるとおり、実施例の画像処理方法により得られた断層画像は、ノイズが少なく、大脳皮質の構造がよく復元されている。

[0053] 図12は、比較例1, 2および実施例それぞれの断層画像のPSNRを示すグラフである。PSNRは、雑音の指標であるピーク信号対雑音比〔単位dB〕である。図13は、比較例1, 2および実施例それぞれの断層画像のCRCを示すグラフである。CRCは、定量性の指標である腫瘍のコントラストリカバリ係数である。

[0054] 実施例の断層画像は、比較例1, 2の断層画像と比べるとPSNRおよびCRCの何れも高く、CRCが理想的な1.0に近い値となった。これらの結果から分かるように、実施例の画像処理方法は、ノイズアーティファクトの増加を抑えながら、定量性の高い断層画像を生成することが可能である。

[0055] 次に、第2態様の画像処理方法について説明する。第2態様の画像処理方法では、上記(2)式の制約付き最適化問題を、最大事後確率(Maximum a Posteriori、MAP)推定法の枠組みに基づいて、FBS法により解く。MAP推定法では、上記(2)式の制約付き最適化問題を下記(7)式の制約無し最適化問題に書き換える。

[数7]

$$\min -L(U|x) + \frac{\rho}{2} \|x - f_{\theta}(z)\|^2 \quad (7)$$

[0056] 第2態様では、FBSにより、この(7)式の制約無し最適化問題を、下記(8)式～(11)式の処理を繰り返すことにより解く。

[数8]

$$x_{ML}^{(n)} = \operatorname{argmax}_x L(U|x) \quad (8)$$

[数9]

$$\theta^{(n)} = \underset{\theta}{\operatorname{argmin}} \|f_{\theta}(z) - x^{(n-1)}\|^2 \quad (9)$$

[数10]

$$x_{Reg}^{(n)} = x^{(n-1)} + \rho \gamma (f_{\theta^{(n)}}(z) - x^{(n-1)}) \quad (10)$$

[数11]

$$x^{(n)} = \frac{2x_{ML}^{(n)}}{\left(1 - \frac{1}{\gamma\omega} x_{Reg}^{(n)}\right) + \sqrt{\left(1 - \frac{1}{\gamma\omega} x_{Reg}^{(n)}\right)^2 + 4\frac{1}{\gamma\omega} x_{ML}^{(n)}}} \quad (11)$$

[0057] ここで、 γ は、事前に与えられたパラメータ画像である。 ω は、各画素に対する検出器の感度を表す画像である。画素 j から射出された γ 線対が検出器対 i で検出される確率を p_{ij} とすると、感度画像 ω は下記 (12) 式で表される。

[数12]

$$\omega_j = \sum_i p_{ij} \quad (12)$$

[0058] 図 14 は、第 2 態様の画像処理方法のシーケンスを示す図である。繰り返し処理に先立って、CNN の学習状態 $\theta^{(0)}$ および第 3 画像 $x^{(0)}$ それぞれを初期化する。

[0059] 第 n 回の再構成ステップ S1 (n) では、上記 (8) 式に従って、リストモード逐次近似再構成法によりリストデータ U に基づいて第 3 画像 $x^{(n-1)}$ の更新を行うことにより、第 1 画像 $x_{ML}^{(n)}$ を作成する。

[0060] 第 n 回の CNN 処理ステップ S2 (n) では、上記 (9) 式に従って、CNN に入力情報 z を入力させて CNN により第 2 画像 $f_{\theta^{(n)}}(z)$ を作成し、この作成した第 2 画像 $f_{\theta^{(n)}}(z)$ が第 3 画像 $x^{(n-1)}$ に近づくように CNN を学習させる。この学習後の CNN の学習状態を $\theta^{(n)}$ とする。

[0061] 第 n 回の更新ステップ S3 (n) では、上記 (10) 式および (11) 式に従って、第 1 画像 $x_{ML}^{(n)}$ および第 2 画像 $f_{\theta^{(n)}}(z)$ に基づいて、第 3 画像 $x^{(n-1)}$

を第3画像 $x^{(n)}$ に更新する。

[0062] 再構成ステップS1、CNN処理ステップS2および更新ステップS3のN回の繰り返し処理が終了すると、これにより得られた第1画像 $x_{ML}^{(N)}$ 、第2画像 $f_{\theta}^{(N)}(z)$ および第3画像 $x^{(N)}$ の何れかを被検体の断層画像とする。

[0063] 第2態様では、再構成ステップS1(n)およびCNN処理ステップS2(n)の各処理は、任意の順に行われてよく、並列的に行われてもよい。

[0064] De Pierro法は、FBS法において、 $\rho = 1$ とし、 $\gamma = 1/\omega$ としたものに対応する。すなわち、De Pierro法では、上記(10)式および(11)式に替えて、下記(13)式および(14)式が用いられる。再構成ステップS1、CNN処理ステップS2および更新ステップS3それぞれの処理内容は、上記と同様である。

[数13]

$$x_{Reg}^{(n)} = x^{(n-1)} + \frac{1}{\omega} (f_{\theta(n)}(z) - x^{(n-1)}) \quad (13)$$

[数14]

$$x^{(n)} = \frac{2x_{ML}^{(n)}}{(1 - x_{Reg}^{(n)}) + \sqrt{(1 - x_{Reg}^{(n)})^2 + 4x_{ML}^{(n)}}} \quad (14)$$

[0065] 第2態様では、第1画像 x_{ML} および第2画像 $f_{\theta}(z)$ を同時に最適化していくのではなく、第1画像 x_{ML} および第2画像 $f_{\theta}(z)$ を別個に最適化していくので、問題を解くのが容易である。また、再構成部11による再構成ステップS1の処理、および、CNN処理部12によるCNN処理ステップS2の処理は、非特許文献1、2に記載されたような従来の手法により行うことが可能であるので、実装するのが容易である。

[0066] 第2態様の画像処理方法により得られる断層画像も、第1態様の場合と同様に、ノイズが少なく、大脳皮質の構造がよく復元される。第2態様でも、ノイズアーティファクトの増加を抑えながら、定量性の高い断層画像を生成することが可能である。

[0067] 本発明は、上記実施形態及び構成例に限定されるものではなく、種々の変

形が可能である。例えば、放射線断層撮影装置 2 は、上記の実施形態では P E T 装置であるとしたが、S P E C T 装置であってもよい。

[0068] 上記実施形態の第 1 態様による画像処理装置は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理装置であって、（１）リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第 1 画像の更新を行って得られた画像を第 2 画像と第 3 画像との差に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第 1 画像を作成する再構成部と、（２）畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第 2 画像を作成し、この作成した第 2 画像が第 1 画像と第 3 画像との和に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させる C N N 処理部と、（３）第 1 画像および第 2 画像に基づいて第 3 画像を更新する更新部と、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態、第 1 画像、第 2 画像および第 3 画像それぞれの初期状態から始めて、再構成部による第 1 画像の作成、C N N 処理部による第 2 画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新部による第 3 画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第 1 画像および第 2 画像の何れかを断層画像とする。

[0069] 上記実施形態の第 2 態様による画像処理装置は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理装置であって、（１）リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第 3 画像の更新を行うことにより、第 1 画像を作成する再構成部と、（２）畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第 2 画像を作成し、この作成した第 2 画像が第 3 画像に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させる C N N 処理部と、（３）第 1 画像および第 2 画像に基づいて第 3 画像を更新する更新部と、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態および第 3 画像それぞれの初期状態から始めて、再構成部による第 1 画像の作成、C N N 処理部による第 2 画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、なら

びに、更新部による第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像、第2画像および第3画像の何れかを断層画像とする。

[0070] 上記の第1または第2態様の画像処理装置において、CNN処理部は、被検体の形態情報を表す画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。

[0071] 上記の第1または第2態様の画像処理装置において、CNN処理部は、被検体のMRI画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。また、CNN処理部は、被検体のCT画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。

[0072] 上記の第1または第2態様の画像処理装置において、CNN処理部は、ランダムノイズ画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。

[0073] 上記実施形態による放射線断層撮影システムは、被検体の断層画像を再構成するためのリストデータを収集する放射線断層撮影装置と、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する上記構成の画像処理装置と、を備える。

[0074] 上記実施形態の第1態様による画像処理方法は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理方法であって、(1) リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第1画像の更新を行って得られた画像を第2画像と第3画像との差に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第1画像を作成する再構成ステップと、(2) 畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が第1画像と第3画像との和に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理ステップと、(3) 第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する更新ステップと、を備え、畳み込みニューラルネッ

トワークの学習状態、第1画像、第2画像および第3画像それぞれの初期状態から始めて、再構成ステップにおける第1画像の作成、CNN処理ステップにおける第2画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新ステップにおける第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像および第2画像の何れかを断層画像とする。

[0075] 上記実施形態の第2態様による画像処理方法は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理方法であって、(1) リストモード逐次近似再構成法によりリストデータに基づいて第3画像の更新を行うことにより、第1画像を作成する再構成ステップと、(2) 畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が第3画像に近づくように畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理ステップと、(3) 第1画像および第2画像に基づいて第3画像を更新する更新ステップと、を備え、畳み込みニューラルネットワークの学習状態および第3画像それぞれの初期状態から始めて、再構成ステップにおける第1画像の作成、CNN処理ステップにおける第2画像の作成および畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、更新ステップにおける第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた第1画像、第2画像および第3画像の何れかを断層画像とする。

[0076] 上記の第1または第2態様の画像処理方法では、CNN処理ステップにおいて、被検体の形態情報を表す画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。

[0077] 上記の第1または第2態様の画像処理方法では、CNN処理ステップにおいて、被検体のMRI画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。また、CNN処理ステップにおいて、被検体のCT画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。

[0078] 上記の第1または第2態様の画像処理方法では、CNN処理ステップにおいて、ランダムノイズ画像を入力情報として畳み込みニューラルネットワークに入力させる構成としてもよい。

産業上の利用可能性

[0079] 本発明は、放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいてノイズが低減された断層画像を作成することができる画像処理装置および画像処理方法として利用可能である。

符号の説明

[0080] 1…放射線断層撮影システム、2…放射線断層撮影装置、10…画像処理装置、11…再構成部、12…CNN処理部、13…更新部、14…記憶部。

請求の範囲

[請求項1] 放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理装置であって、

リストモード逐次近似再構成法により前記リストデータに基づいて第1画像の更新を行って得られた画像を第2画像と第3画像との差に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第1画像を作成する再構成部と、

畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて前記畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が前記第1画像と前記第3画像との和に近づくように前記畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理部と、

前記第1画像および前記第2画像に基づいて前記第3画像を更新する更新部と、
を備え、

前記畳み込みニューラルネットワークの学習状態、前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像それぞれの初期状態から始めて、前記再構成部による前記第1画像の作成、前記CNN処理部による前記第2画像の作成および前記畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、前記更新部による前記第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた前記第1画像および前記第2画像の何れかを前記断層画像とする、画像処理装置。

[請求項2] 放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理装置であって、

リストモード逐次近似再構成法により前記リストデータに基づいて第3画像の更新を行うことにより、第1画像を作成する再構成部と、

畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて前記畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が前記第3画像に近づくように前記畳み込みニューラルネッ

トワークを学習させるCNN処理部と、

前記第1画像および前記第2画像に基づいて前記第3画像を更新する更新部と、

を備え、

前記畳み込みニューラルネットワークの学習状態および前記第3画像それぞれの初期状態から始めて、前記再構成部による前記第1画像の作成、前記CNN処理部による前記第2画像の作成および前記畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、前記更新部による前記第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像の何れかを前記断層画像とする、画像処理装置。

[請求項3] 前記CNN処理部は、被検体の形態情報を表す画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項1または2に記載の画像処理装置。

[請求項4] 前記CNN処理部は、被検体のMRI画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項1または2に記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記CNN処理部は、被検体のCT画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項1または2に記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記CNN処理部は、ランダムノイズ画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項1または2に記載の画像処理装置。

[請求項7] 被検体の断層画像を再構成するためのリストデータを収集する放射線断層撮影装置と、

前記放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する請求項1～6の何れか1項に記載の画像処理装置と、

を備える、放射線断層撮影システム。

[請求項8]

放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理方法であって、

リストモード逐次近似再構成法により前記リストデータに基づいて第1画像の更新を行って得られた画像を第2画像と第3画像との差に近づける処理を繰り返すことにより、新たな第1画像を作成する再構成ステップと、

畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて前記畳み込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が前記第1画像と前記第3画像との和に近づくように前記畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理ステップと、

前記第1画像および前記第2画像に基づいて前記第3画像を更新する更新ステップと、

を備え、

前記畳み込みニューラルネットワークの学習状態、前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像それぞれの初期状態から始めて、前記再構成ステップにおける前記第1画像の作成、前記CNN処理ステップにおける前記第2画像の作成および前記畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、前記更新ステップにおける前記第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた前記第1画像および前記第2画像の何れかを前記断層画像とする、画像処理方法。

[請求項9]

放射線断層撮影装置により収集されたリストデータに基づいて断層画像を作成する画像処理方法であって、

リストモード逐次近似再構成法により前記リストデータに基づいて第3画像の更新を行うことにより、第1画像を作成する再構成ステップと、

畳み込みニューラルネットワークに入力情報を入力させて前記畳み

込みニューラルネットワークにより第2画像を作成し、この作成した第2画像が前記第3画像に近づくように前記畳み込みニューラルネットワークを学習させるCNN処理ステップと、

前記第1画像および前記第2画像に基づいて前記第3画像を更新する更新ステップと、
を備え、

前記畳み込みニューラルネットワークの学習状態および前記第3画像それぞれの初期状態から始めて、前記再構成ステップにおける前記第1画像の作成、前記CNN処理ステップにおける前記第2画像の作成および前記畳み込みニューラルネットワークの学習、ならびに、前記更新ステップにおける前記第3画像の更新を繰り返し行って、これらの繰り返し処理で得られた前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像の何れかを前記断層画像とする、画像処理方法。

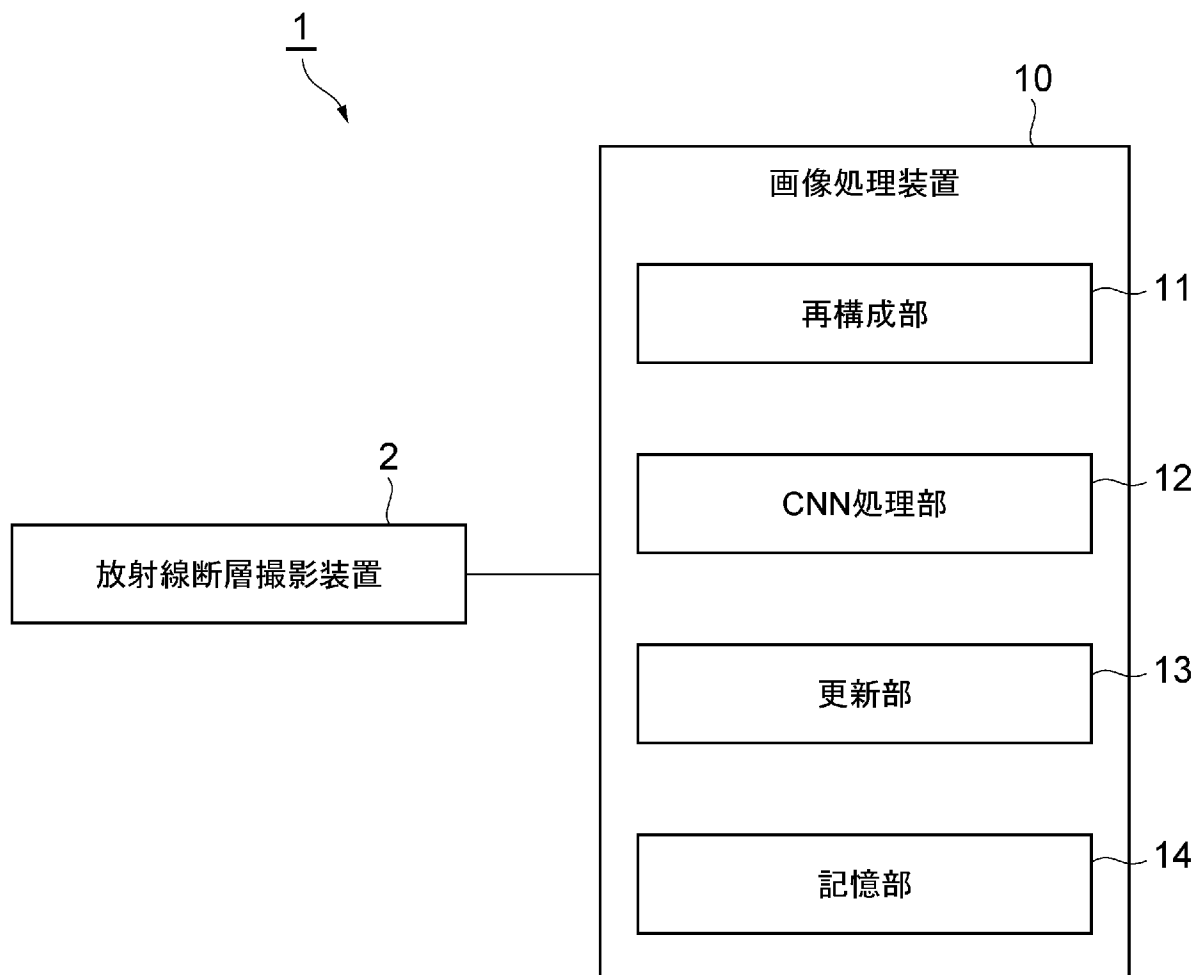
[請求項10] 前記CNN処理ステップにおいて、被検体の形態情報を表す画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項8または9に記載の画像処理方法。

[請求項11] 前記CNN処理ステップにおいて、被検体のMRI画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項8または9に記載の画像処理方法。

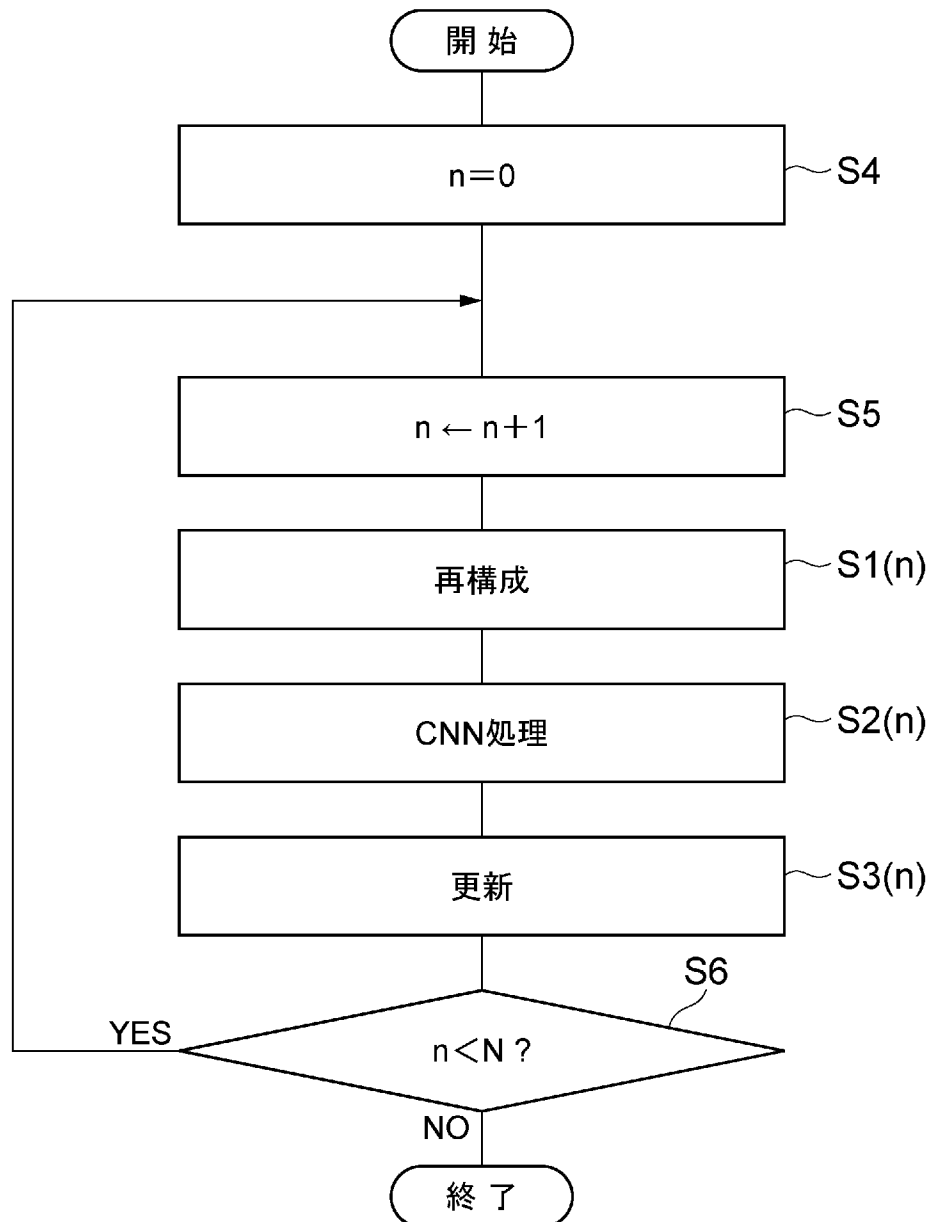
[請求項12] 前記CNN処理ステップにおいて、被検体のCT画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項8または9に記載の画像処理方法。

[請求項13] 前記CNN処理ステップにおいて、ランダムノイズ画像を前記入力情報として前記畳み込みニューラルネットワークに入力させる、請求項8または9に記載の画像処理方法。

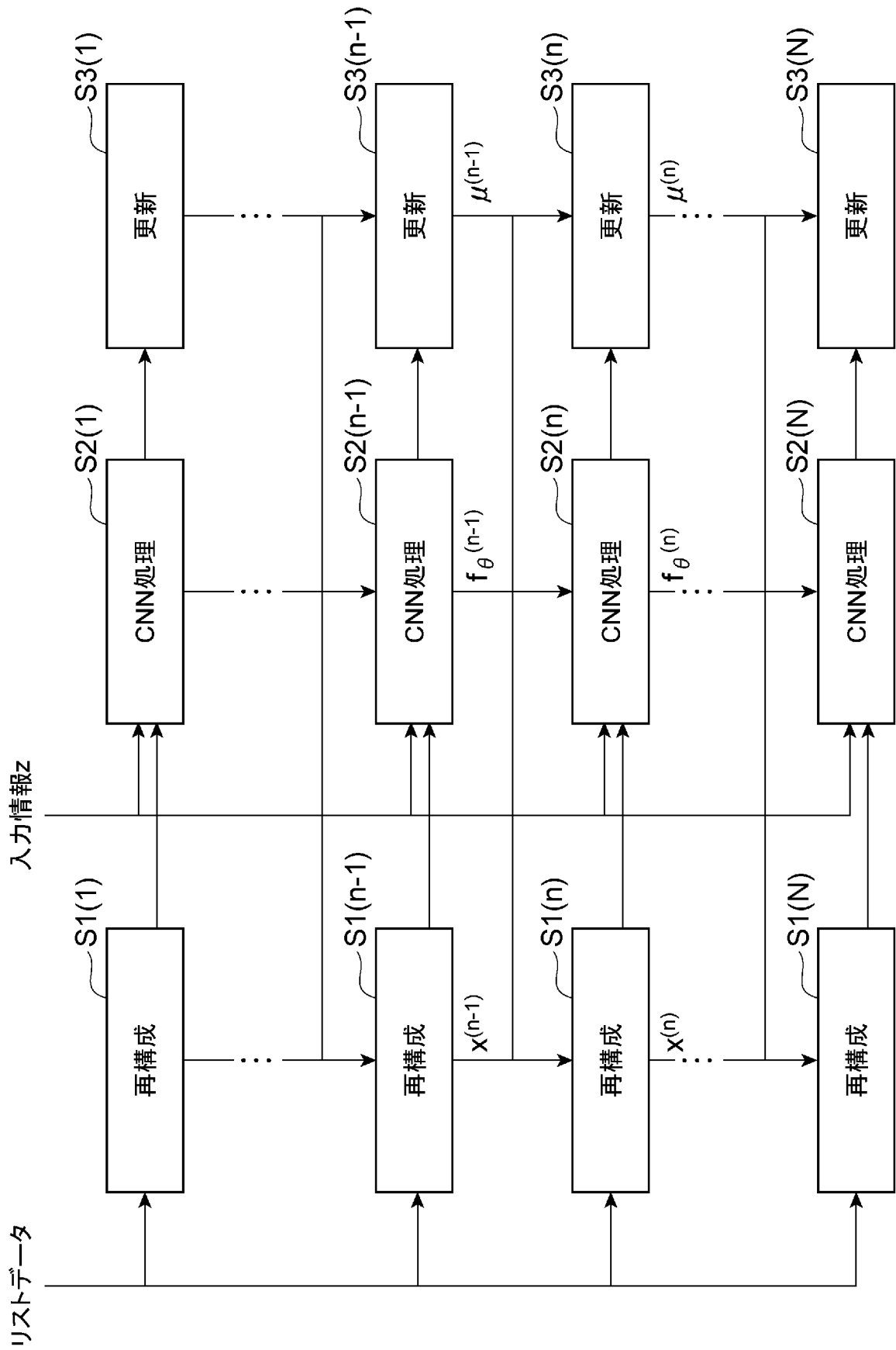
[図1]



[図2]

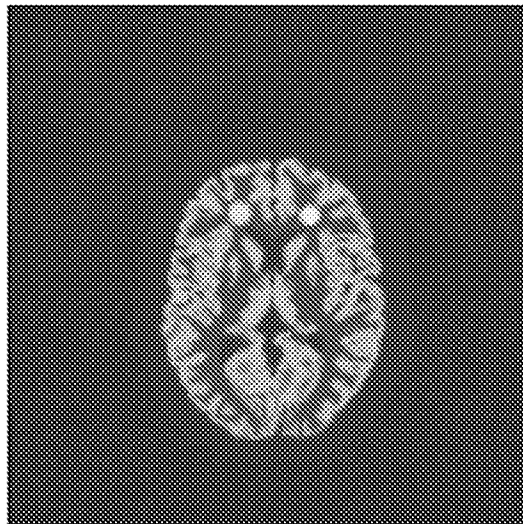


[図3]

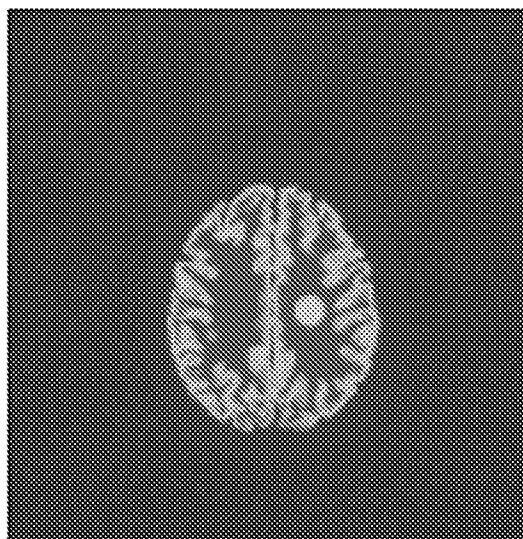


[図4]

(a)

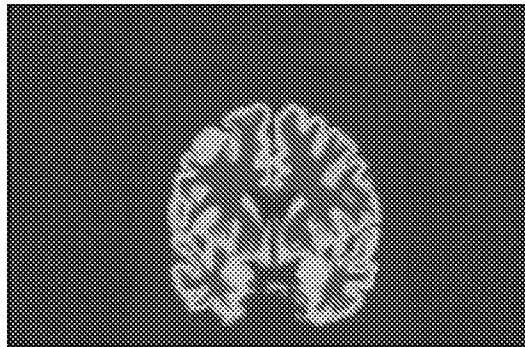


(b)

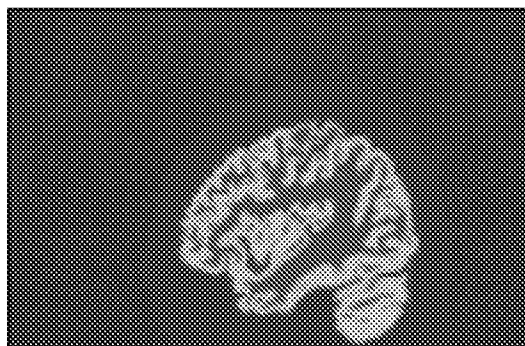


[図5]

(a)

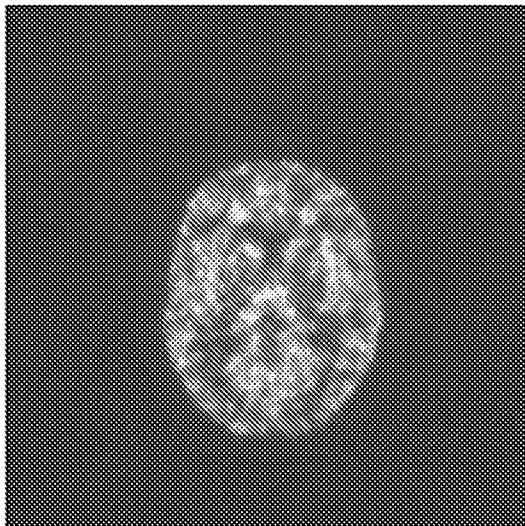


(b)

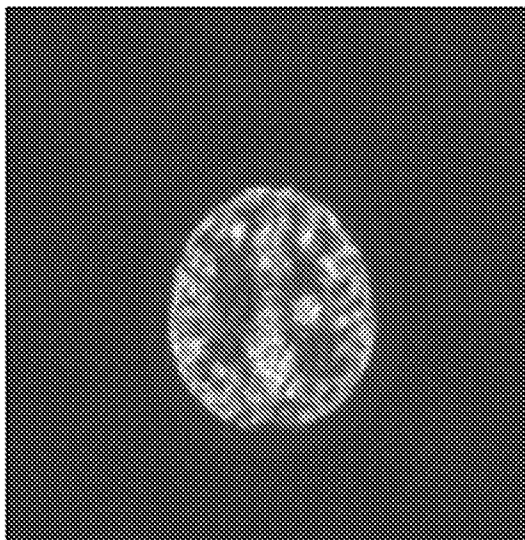


[図6]

(a)

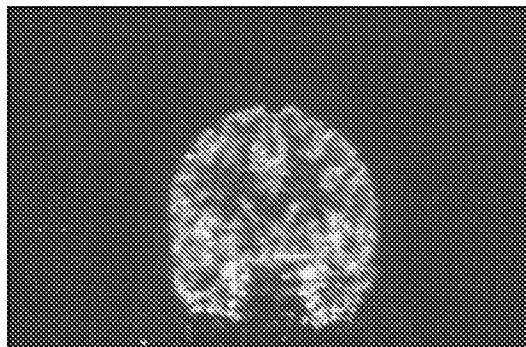


(b)

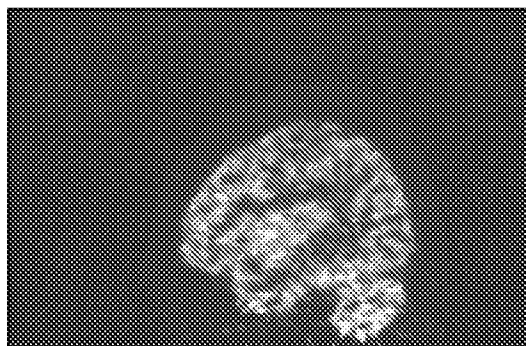


[図7]

(a)

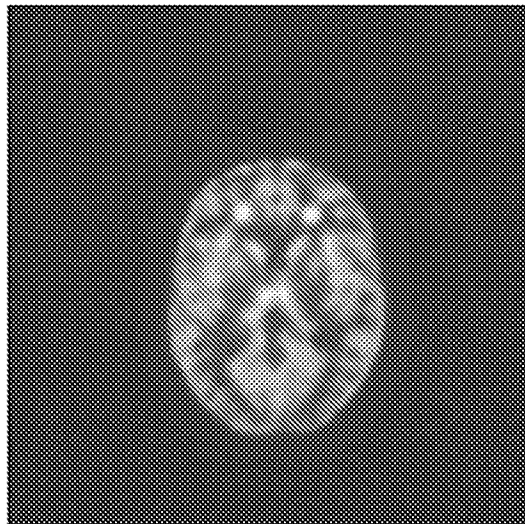


(b)

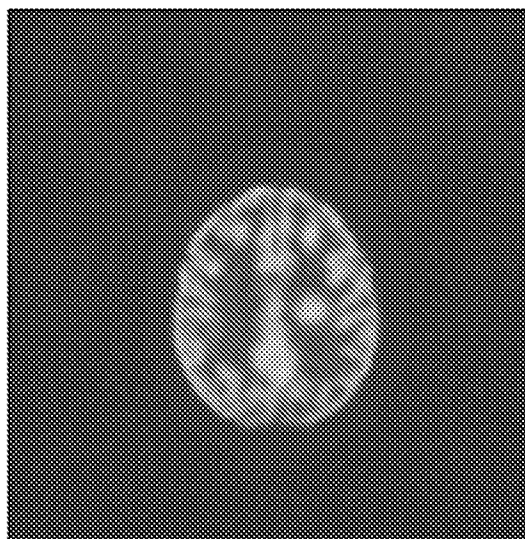


[図8]

(a)

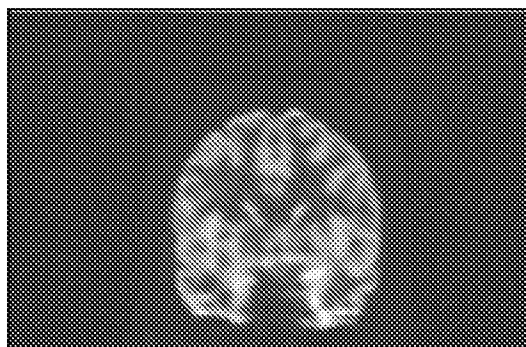


(b)

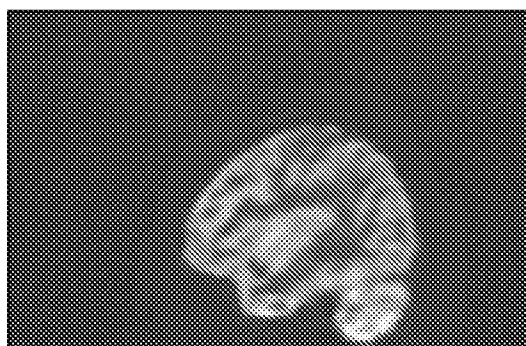


[図9]

(a)

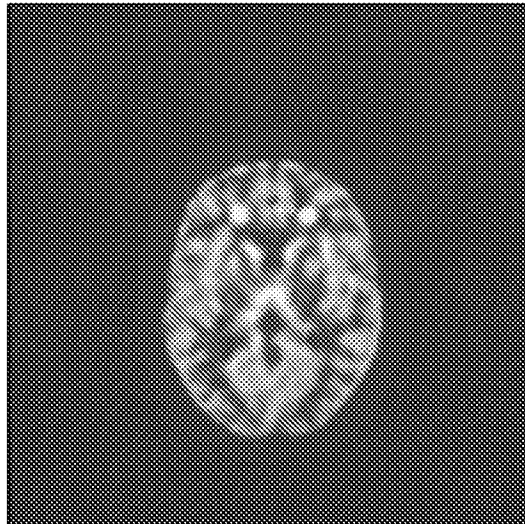


(b)

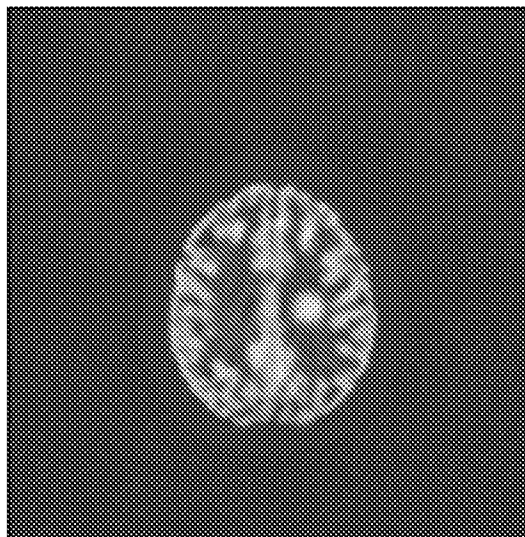


[図10]

(a)

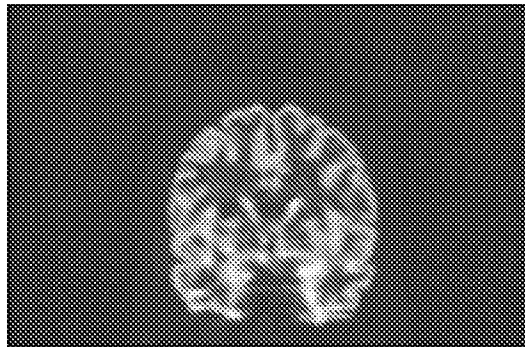


(b)

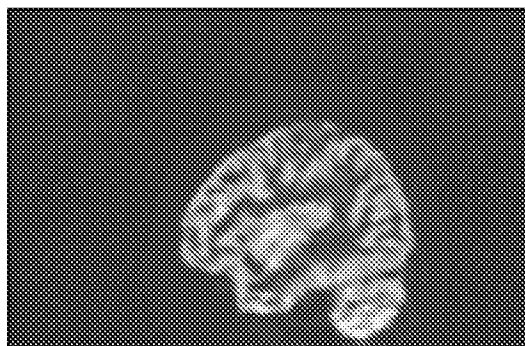


[図11]

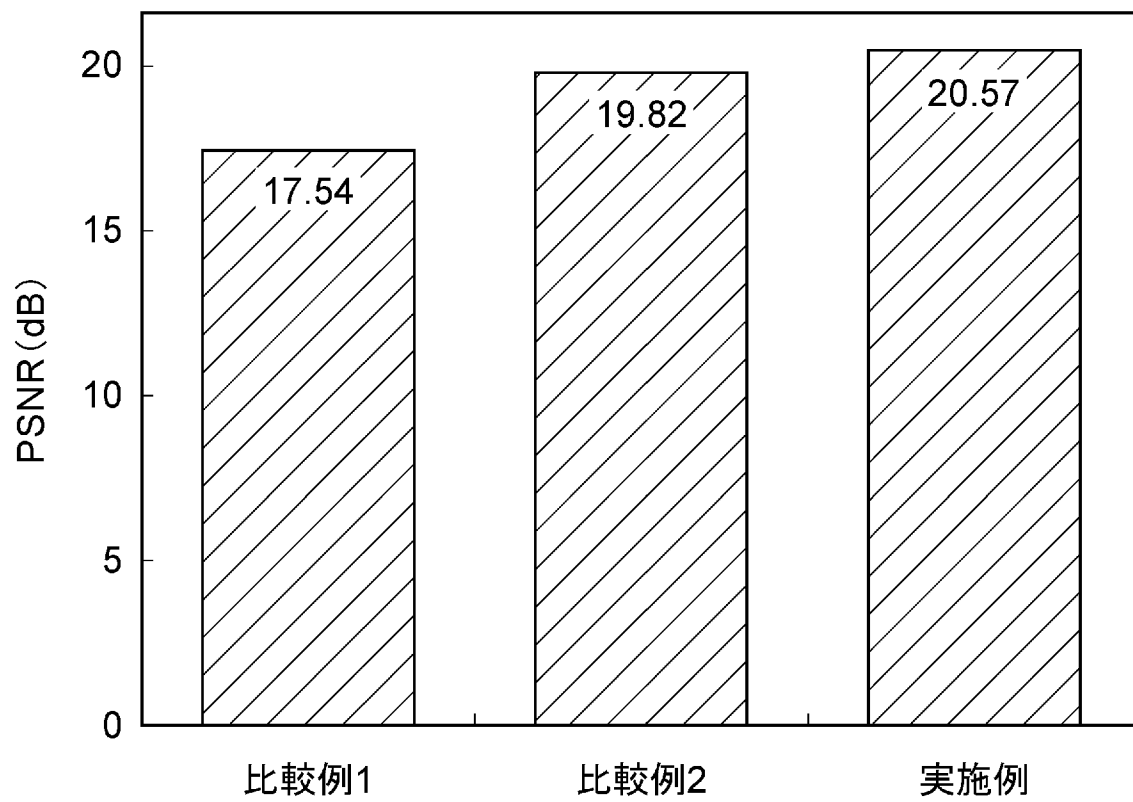
(a)



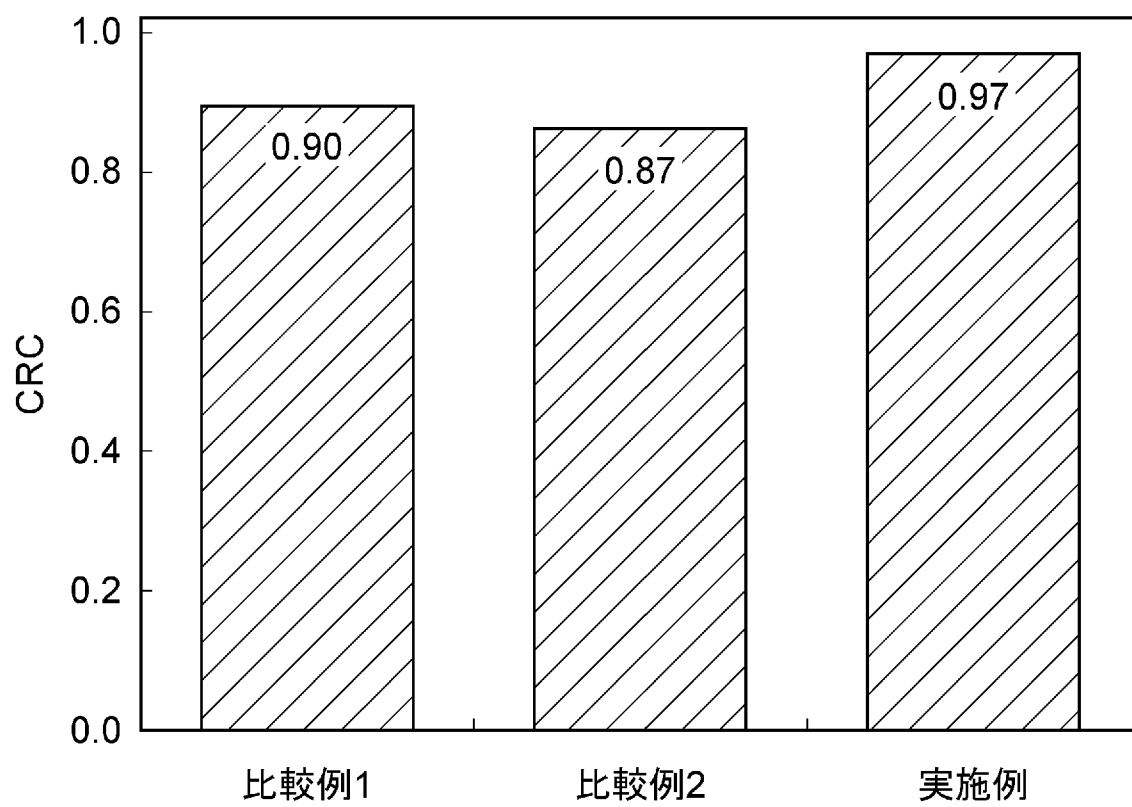
(b)



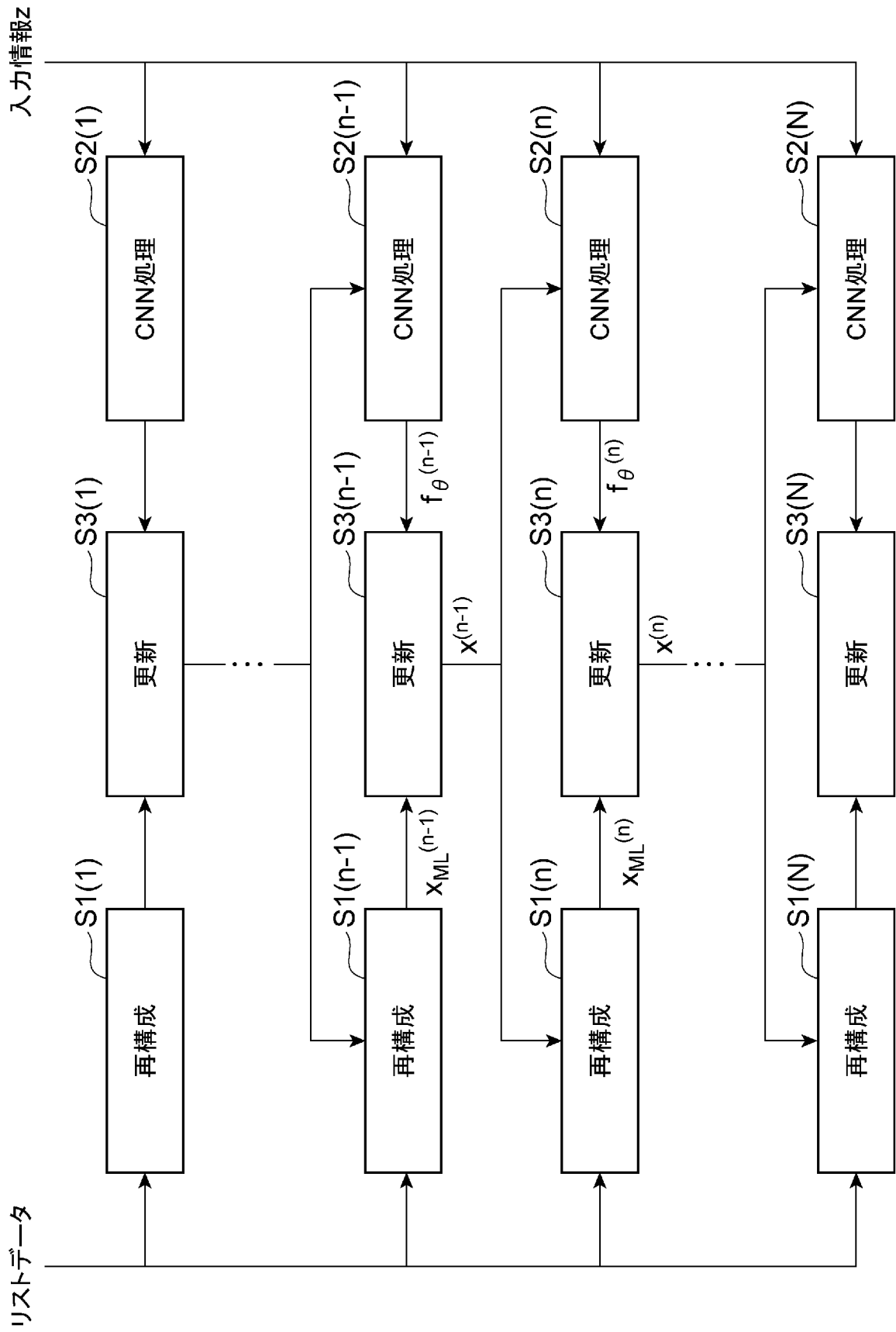
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/002910

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**G01T 1/161**(2006.01)i; **A61B 6/03**(2006.01)i

FI: G01T1/161 C; A61B6/03 350X; A61B6/03 377

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)

G01T1/161; A61B6/03; A61B5/055; G06T1/00-7/90

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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

IEEE Xplore; 医中誌Web

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	GONG, Kuang et al. Iterative PET Image Reconstruction Using Convolutional Neural Network Representation. IEEE Transactions on Medical Imaging. 12 September 2018, vol. 38, no. 3, pp. 675-685, https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8463596 abstract, p. 2, left column, line 30 to p. 4, left column, line 32, fig. 1	1, 3-8, 10-13
A	JP 2021-117866 A (HAMAMATSU PHOTONICS KABUSHIKI KAISHA) 10 August 2021 (2021-08-10) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2020-128882 A (HAMAMATSU PHOTONICS KABUSHIKI KAISHA) 27 August 2020 (2020-08-27) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2021-018109 A (CANON MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) 15 February 2021 (2021-02-15) entire text, all drawings	1-13
A	JP 2020-036877 A (GENERAL ELECTRIC COMPANY) 12 March 2020 (2020-03-12) entire text, all drawings	1-13

☒ 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

16 February 2023

Date of mailing of the international search report

28 February 2023

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)
 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915
 Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/002910**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2020/201755 A1 (KING'S COLLEGE LONDON) 08 October 2020 (2020-10-08) entire text, all drawings	1-13
A	US 2021/0074036 A1 (MEMORIAL SLOAN KETTERING CANCER CENTER) 11 March 2021 (2021-03-11) entire text, all drawings	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/002910

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2021-117866	A	10 August 2021	WO 2021/153604 A1 entire text, all drawings CN 114981684 A	
JP	2020-128882	A	27 August 2020	US 2022/0114772 A1 entire text, all drawings WO 2020/162296 A1 EP 3923033 A1 CN 113454489 A	
JP	2021-018109	A	15 February 2021	US 2021/0019924 A1 entire text, all drawings	
JP	2020-036877	A	12 March 2020	US 2020/0043204 A1 entire text, all drawings EP 3608877 A1 CN 110807737 A	
WO	2020/201755	A1	08 October 2020	JP 2022-528902 A entire text, all drawings US 2022/0172328 A1 CN 113811917 A	
US	2021/0074036	A1	11 March 2021	WO 2019/183584 A1 entire text, all drawings	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） G01T 1/161(2006.01)i; A61B 6/03(2006.01)i FI: G01T1/161 C; A61B6/03 350X; A61B6/03 377		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） G01T1/161; A61B6/03; A61B5/055; G06T1/00-7/90		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） IEEE Xplore; 医中誌Web		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	GONG Kuang, et al., Iterative PET Image Reconstruction Using Convolutional Neural Network Representation, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2018.09.12, Volume 38, No 3, p675-685, https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8463596 要約文, 第2頁左欄第30行目-第4頁左欄第32行目, 図1	1, 3-8, 10-13
A	JP 2021-117866 A (浜松ホトニクス株式会社) 10.08.2021 (2021-08-10) 全文, 全図	1-13
A	JP 2020-128882 A (浜松ホトニクス株式会社) 27.08.2020 (2020-08-27) 全文, 全図	1-13
A	JP 2021-018109 A (キャノンメディカルシステムズ株式会社) 15.02.2021 (2021-02-15) 全文, 全図	1-13
A	JP 2020-036877 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 12.03.2020 (2020-03-12) 全文, 全図	1-13
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 “T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “&” 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 16.02.2023		国際調査報告の発送日 28.02.2023
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		権限のある職員（特許庁審査官） 最首 祐樹 2U 5063 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2020/201755 A1 (KING'S COLLEGE LONDON) 08.10.2020 (2020 - 10 - 08) 全文, 全図	1-13
A	US 2021/0074036 A1 (MEMORIAL SLOAN KETTERING CANCER CENTER) 11.03.2021 (2021 - 03 - 11) 全文, 全図	1-13

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2023/002910

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2021-117866	A	10.08.2021	WO	2021/153604	A1	
				全文, 全図			
				CN	114981684	A	
JP	2020-128882	A	27.08.2020	US	2022/0114772	A1	
				全文, 全図			
				WO	2020/162296	A1	
				EP	3923033	A1	
				CN	113454489	A	
JP	2021-018109	A	15.02.2021	US	2021/0019924	A1	
				全文, 全図			
JP	2020-036877	A	12.03.2020	US	2020/0043204	A1	
				全文, 全図			
				EP	3608877	A1	
				CN	110807737	A	
WO	2020/201755	A1	08.10.2020	JP	2022-528902	A	
				全文, 全図			
				US	2022/0172328	A1	
				CN	113811917	A	
US	2021/0074036	A1	11.03.2021	WO	2019/183584	A1	
				全文, 全図			