

(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
2015年2月5日(05.02.2015)



(10) 国際公開番号

WO 2015/016328 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/070273

(22) 国際出願日: 2014年7月31日(31.07.2014)

(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:
13/956,001 2013年7月31日(31.07.2013) US

(71) 出願人: 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).

(72) 発明者: ザミヤチン アレキサンダー (ZAMYATIN, Alexander); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ノース・ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US). パン ヨンシャン (PAN, Yongsheng); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ノース・ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US). ヤン ジー (YANG, Zhi); 60061 イリノイ州バーノン・ヒルズ、ノース・ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内 Illinois (US).

(74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).

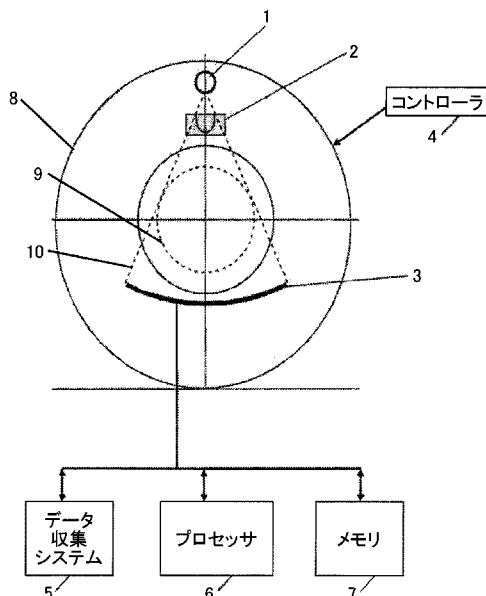
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, 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, UG, US, UZ, VC, VN, 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, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY (CT) DEVICE, IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND STORAGE MEDIUM

(54) 発明の名称: X線CT (Computed Tomography) 装置、画像処理装置、画像処理方法及び記憶媒体



4 Controller
5 Data collection system
6 Processor
7 Memory

(57) Abstract: In the present invention, an x-ray CT device is provided with a data collection unit (5) and a reconstruction unit (6). The data collection unit (5) collects first projection data in first pixels arrayed in a prescribed direction in an x-ray detector, on the basis of the output signals of the x-ray detector which detects x-rays that were emitted from an x-ray tube and passed through a subject. The reconstruction unit (6) generates intermediate image data by reconstructing the first projection data, and generates medical image data by reconstructing second projection data acquired on the basis of the projection results of sequential projection of intermediate image data with respect to second pixels the number of which is increased in at least a portion of pixel gaps of the first pixels.

(57) 要約: X線CT装置は、データ収集部(5)と、再構成部(6)と、を備える。データ収集部(5)は、X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方に配列された第1の画素における第1の投影データを収集する。再構成部(6)は、前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。



(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), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

X線CT (Computed Tomography) 装置、画像処理装置、画像処理方法及び記憶媒体

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、X線CT装置、画像処理装置、画像処理方法及び記憶媒体に関する。

背景技術

[0002] X線断層撮影イメージングとは、最も単純な表現では、X線ビームが被検体を透過し、検出器によって光線毎に総減衰量を関連づけることである。減衰は、被検体有りの場合と被検体無しの場合とで同じ光線を比較することから導出される。この概念上の定義から、画像を適切に構成又は再構成するためにはいくつかのステップが必要とされる。例えば、X線発生装置の有限サイズ、発生装置からの非常に低エネルギーのX線を遮断するフィルタの性質や形状、検出器の幾何学的配置や特性の詳細、及び収集システムの能力のそれぞれは、どのように画像の再構成が行われるかに影響を与える要因である。

[0003] 考えられる多くの幾何学的配置の一つにおいて、図1に示すグラフ頂部のX線源は、被検体を透過する、ファン又はコーンを形成するX線ビームを出射している。広範囲の値が存在しうるが、通常は、距離「C」は約100cmであり、「B」は約60cmであり、「A」は約40cmである。断層撮影において、少なくとも180°に及ぶ光線の集まりが被検体の各点を横切ることができる。したがって、X線発生装置及び検出器を備えたガントリは、患者を中心にして回転することができる。数学的な考察により、断層撮影条件は180°にファン角度を足したスキャンが行われたときに満たされることがわかっている。

[0004] 再構成画像の空間解像度は、焦点サイズ、検出器画素サイズ、画像ボクセ

ルサイズなど、様々なシステム要素により制限される。解像度の劣化は、副鼻洞、冠状動脈、又は人工内耳のイメージングにおいて使用されるものなど、拡大再構成の場合に明らかである。拡大再構成画像の場合、ボクセルサイズは小さくなり、空間解像度には影響を与えない。検出器画素サイズの制限は、空間解像度に2つの影響を与える、即ち、(1) データは、1画素サイズの領域にわたって平均化され、(2) ナイキスト周波数を決定し、かつ、再構成された関数の空間解像度を基本的に制限する検出器サンプリングピッチも影響を受ける。検出器画素サイズは、焦点サイズと同様に、従来のデコンボリューション形式の手法により低減することができる。

先行技術文献

非特許文献

[0005] 非特許文献1: Kai Zeng, Bruno De Man, Jean-Baptiste Thibault, Zhou Yu, Charles Bouman and Ken Sauer, Spatial Resolution Enhancement in CT Iterative Reconstruction, Proceedings of IEEE Nuclear Science Symposium, M13-201, 2010.

非特許文献2: Chien-Min Kao, Xiaochuan Pan, Patrick La Riviere, Mark A. Anastasio, Fourier-based optimal recovery method for antialiasing interpolation. Optical Engineering. 01/1999; 38:2041-2044. DOI: 10.1117/1.602308

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 本発明が解決しようとする課題は、再構成画像の空間解像度を向上させることができる、X線CT装置、画像処理装置、画像処理方法及び記憶媒体を提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] X線CT装置は、データ収集部と、再構成部と、を備える。データ収集部は、X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の

出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方に配列された第1の画素における第1の投影データを収集する。再構成部は、前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。

図面の簡単な説明

[0008] [図1] 図1は、被検体を横切る、ファン又はコーンを形成するX線ビームを射出するX線源を示す図である。

[図2] 図2は、機械的に簡素化されたCT装置の概略図である。

[図3] 図3は、長手軸方向に延在する検出器を有する、機械的に簡素化されたCT装置の概略図である。

[図4A] 図4Aは、例示的なアルゴリズムプロセスのフローチャートである。

[図4B] 図4Bは、本開示に係る線形補間を説明するための図である。

[図4C] 図4Cは、本開示に係るHDFPJを説明するための図である。

[図5] 図5は、別の例示的なアルゴリズムプロセスのフローチャートである。

[図6] 図6は、例示的なファントムを示す図である。

[図7] 図7は、データ線プロファイルを示すグラフである。

[図8] 図8は、MTFプロファイルを示す図である。

[図9A] 図9Aは、シミュレートされたデータを使用した画像結果を示す図である。

[図9B] 図9Bは、シミュレートされたデータを使用した画像結果を示す図である。

[図10A] 図10Aは、実際のCTデータを使用した画像結果を示す図である。

[図10B] 図10Bは、実際のCTデータを使用した画像結果を示す図である。

[図11] 図11は、例示的な処理システムの概略図である。

発明を実施するための形態

[0009] 例示的な実装形態によると、X線CT装置は、データ収集部と、再構成部

と、を備える。データ収集部は、X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方に配列された第1の画素における第1の投影データを収集する。再構成部は、前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。

[0010] また、例示的な実装形態によると、画像処理装置は、取得部と、再構成部とを備える。取得部は、X線CT装置のX線検出器において所定の方に配列された第1の画素において収集された第1の投影データを取得する。再構成部は、前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。

[0011] また、例示的な実装形態によると、画像処理方法は、データ収集工程と、再構成工程とを含む。データ収集工程は、X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方に配列された第1の画素における第1の投影データを収集する。再構成工程は、前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。

[0012] また、例示的な実装形態によると、記憶媒体は、データ収集手順と、再構成手順とをコンピュータに実行させるためのプログラムを格納する。データ収集手順は、X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方に配列された第1の画素における第1の投影データを収集する。再構成手順は、前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の

少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。

[0013] 例示的な実装形態によると、医用イメージングシステムは、高解像度モードで初期再構成を行って、スキャン対象の被検体に関連する第1の投影データ（オリジナルデータとも言う）の中間画像を取得することができる。中間画像の高密度順投影を実行して、投影結果（生成データとも言う）を取得することができる。オリジナルデータと生成データの両方を使用してサイノグラム更新を実行して、第2の投影データ（高解像度サイノグラムとも言う）を取得することができる。その後、最終再構成を実行して、スキャンされた被検体の高解像度画像を取得することができる。

[0014] 例示的な実装形態によると、入力インターフェースは、ターゲット被検体の医用画像スキャンの第1の投影データ（スキャンデータとも言う）を入力することができ、プロセッサは、手順を実行することができ、出力インターフェースは、出力画像を出力することができる。手順は、ターゲット被検体の中間画像を取得するための、スキャンデータの第1の再構成と、生成データを取得するための、中間被検体の高密度順投影と、高解像度サイノグラムを取得するための、生成データ及びスキャンデータの両方を使用したサイノグラム更新と、出力画像を取得するための、高解像度サイノグラムに基づいた第2の再構成と、を含むことができる。

[0015] 第1の再構成は、フーリエ変換によりスキャンデータをフィルタリングするためにスキャンデータに実行されるコンボリューションを含むことができる。第1の再構成は、コンボリューション後に、中間画像を取得するために逆投影を実行することを含むことができる。

[0016] サイノグラム更新は、以下の関係に従うことができ、ここで、 x は第1の投影データ（オリジナルのサイノグラムとも言う）を示し、 y は投影結果（生成されたサイノグラムとも言う）を示し、 z は第2の投影データ（アップサンプリングされたサイノグラムとも言う）を示し、 k はデータのサイズを

示す。 $z(2k) = x(k)$ 、及び、 $z(2k+1) = y(2k+1) + (\Delta(k) + \Delta(k+1)) / 2$ 、ここで、 $\Delta(k) = x(k) - y(2k)$ である。

[0017] 第2の再構成は、フーリエ変換により高解像度サイノグラムをフィルタリングするために実行されるコンボリューションを含むことができる。第2の再構成は、コンボリューションの後に、出力画像を取得するために逆投影を実行することを含むことができる。

[0018] 第1の再構成は、第1のサイズを有する高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform: FFT) によりスキャンデータをフィルタリングするためにスキャンデータに実行される第1のコンボリューションと、その後、第1の行列を利用して実行される第1の逆投影を含むことができる。第2の再構成は、第1のサイズの2倍である第2のサイズを有する高速フーリエ変換 (Fast Fourier Transform: FFT) によりスキャンデータをフィルタリングするためにスキャンデータに実行される第2のコンボリューションと、その後、第2の行列を利用して実行される第2の逆投影を含むことができる。

[0019] 第1のサイズは512個のビンであり、第2のサイズは1024個のビンである。

[0020] 第1の行列及び第2の行列は、各々、 1024×1024 のサイズを有することができる。

[0021] ターゲット被検体の医用画像スキャンのスキャンデータは、コンピュータ断層撮影 (Computed Tomography: CT) スキャンデータとすることができる。医用画像スキャンは、CTスキャンとすることができる。

[0022] CTスキャンを行うCT装置は、例示的な実装において提供される。

[0023] プロセッサは、高解像度サイノグラムを取得して第2の再構成の中間画像に対して第2の再構成からの出力画像の空間解像度を向上させるために、生成データ及びスキャンデータの両方を使用してサイノグラム更新を実行することができる。

[0024] 出力画像を表示するディスプレイを設置することができる。

- [0025] 本開示に従って、様々な方法、システム、デバイス、及びコンピュータ可読媒体を実装することができる。
- [0026] 図面中、同様の参照番号は、図を通して同一であるか対応する部品を示す。更に、本明細書で使用する時、特記のない限り、単語「1つの(a)」、「1つの(an)」などは、一般に「1以上の」の意味をもつ。本明細書で論じる参考文献、特許などの文書は、引用によりその全体が組み入れられる。
- [0027] 図2は、光子を検出する検出器アレイを含むことができるCT装置の簡略構造を示す。本開示の態様は、医用イメージングシステムとしてのX線CT(Computed Tomography)装置(以下、適宜CT装置と記載する)に限定されるものではない。特に、本明細書で説明する構造及び手順を他の医用イメージングシステムに適用することができ、本明細書で提示する説明、具体的にはCT装置及び光子の検出に関する説明は、例示的であるとみなすべきである。
- [0028] 検出器アレイや光子検出器、光子検出器アレイは、本明細書において単に検出器という場合がある。図2に示すCT装置は、X線管1、フィルタとコリメータ2、及び検出器3を含む。CT装置は、ガントリモータや、ガントリの回転を制御し、X線源を制御し、患者ベッドを制御するコントローラ4などの、他の機械的構成部品及び電氣的構成部品も含む。CT装置は、データ収集システム5、及び、データ収集システム5により収集された投影データに基づいてCT画像を生成するプロセッサ6も含む。プロセッサ6及びデータ収集システム5は、例えば、検出器3から取得されたデータ及び再構成画像を記憶するように構成されたメモリ7を利用することができる。
- [0029] ここで、データ収集システム5は、X線管1から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器3の出力信号に基づいて、X線検出器3において所定の方法に配列された第1の画素群における第1の投影データを収集する。なお、データ収集システム5は、データ収集部とも言う。
- [0030] プロセッサ6は、第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し

、第1の画素群の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。そして、プロセッサ6は、投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。なお、プロセッサ6は、再構成部とも言う。

[0031] X線管1、フィルタとコリメータ2、検出器3、及びコントローラ4は、内径部を含むフレーム8内に設置することができる。フレーム8は、一般的な円筒形又はドーナツ形状を有する。図2に示す図では、フレーム8のボアの長手軸は内径部の中心にあり、ページ内外に延在する。区域9と識別される内径部の内部は、イメージングの標的領域である。患者などのスキャンされる被検体は、例えば、患者テーブルと共に標的領域内に置かれる。その後、一般に、実質的に、又は効果的に長手軸に対して被検体を横断するファン又はコーン放射線10で、X線管1により被検体を照射することができる。プロセッサ6は、捕捉された入射X線光子の光子数を決定するようにプログラムされている。データ収集システム5、プロセッサ6、及びメモリ7は、単一の機械又はコンピュータとして、あるいは、ネットワーク又は他のデータ通信システムを介して共に結合された別々の機械又はコンピュータとして、実装することができる。コントローラ4は、ネットワーク又は他のデータ通信システムを介して結合することもでき、また、別個の機械又はコンピュータにより実装することもでき、あるいは、システムの別の機械又はコンピュータの一部として実装することができる。

[0032] 図2では、検出器3は、長手軸に対してX線管1と共に回転する回転検出器アレイである。図2には図示されていないが後述するように、固定検出器アレイも設けることができ、その結果、回転検出器アレイ及び固定検出器アレイが、共にフレーム8内に設置される。なお、CT装置は、他の検出器を実装するようにしてもよい。

[0033] 図3は、長手軸方向に延在する検出器を有する機械的に簡略化されたCT装置の概略図である。図3は図2に示すCT装置の側面図であり、フレーム

8内の回転検出器アレイ及び固定検出器アレイを共に示す。特に、図2は、長手軸Lの斜視からのCT装置の図であり、この軸は、ページ内外に延在する。図3では、長手軸Lは、ページ全体にわたって左右に延在する。

[0034] 図3は、ページ全体にわたって左右に延在するような検出器軸Dを有する回転検出器3を示す。Dは、一般に、実質的に又は実際上Lと平行である。即ち、これらの2本の軸の関係は、 2° 、 1° 、又はそれ未満の差の範囲内で平行である。本明細書で説明する様々な態様によると、完全に幾何学的に「平行な」関係又は「垂直な」関係は一般に必要ではなく、「一般の、実質的な、又は実際上の」関係が、 2° 、 1° 、又はそれ未満の差の範囲内で適切である。

[0035] 回転検出器3（検出器アレイ3とも言う）は、長手軸L周りにX線管1と共に回転することができる。一連の固定検出器アレイ3'（検出器アレイ3'とも言う）は、周期的又は不規則にフレーム8の周りに設置することができ、長手軸Lに沿って見たときに円形の形状を形成することができる。

[0036] 一連の固定検出器アレイ3'は、ページ全体にわたって左右に延在するそれぞれの検出器軸線D'に沿って設置することができる。D'は、一般に、実質的に、又は実際上、Lと平行である。即ち、これらの2本の軸の関係は、 2° 、 1° 、又はそれ未満の差の範囲内で平行である。本明細書で説明する様々な態様によると、完全に幾何学的に「平行な」関係又は「垂直な」関係は一般に必要ではなく、「一般の、実質的な、又は実際上の」関係が、 2° 、 1° 、又はそれ未満の差の範囲内で適切である。

[0037] 図3は、フレーム8の内径部に延入する患者テーブル、及びファン又はコーン10を示す。ファン又はコーン10は、図2の見方における左右の寸法において長辺を有し、図3の見方における左右の寸法において短辺を有する。例示的な実装形態において、検出器アレイ3と、検出器アレイ3'のうちの1つとの両方に、ファン又はコーン10が当たることができる。更に、図3では、検出器アレイ3及び検出器アレイ3'がz方向に共通の寸法長さを有することが示されるが、他の実装形態は、検出器アレイ3と検出器アレイ

3' の間の z 方向の長さ、又は検出器アレイ 3' の間の z 方向の長さが異なる場合も含む。

[0038] 本開示の態様は、反復 C T 再構成において空間解像度を向上させることに関する。例示的な目標は、測定された投影データとの差を最小限に抑える高解像度投影データを推定することである。本明細書で論じる例示的な方法では、エイリアシングアーチファクトの副作用なしに、数値シミュレーションと実際の C T データの両方を用いて空間解像度を向上させることができる。本開示は、C T 再構成、反復再構成アルゴリズム、順投影、及びシステム光学モデルに関する。本開示の態様は、検出器のサンプリング制限の克服にも関する。

[0039] 図 4 A は、本開示に係るアルゴリズム 400 の一例を示す図である。図 4 A に示すアルゴリズム 400 は、医用イメージングシステム又はコンピュータによって実行される。なお、以下では、医用イメージングシステムが X 線 C T 装置であり、X 線 C T 装置のプロセッサ 6（以下、適宜再構成部と記載する）により、アルゴリズム 400 が実行される場合について説明する。また、以下では説明の便宜上、X 線検出器における所定の方向がチャンネル方向である場合に、アキシャル画像を再構成する例について説明する。図 4 A に示すように、再構成部は、ステップ S 401 にて、第 1 の投影データを線形補間する。ここで、再構成部は、第 1 の画素群の少なくとも一部の画素間に第 1 の投影データを線形補間する。例えば、再構成部は、X 線検出器における所定の方向がチャンネル方向である場合、第 1 のチャンネルの少なくとも一部のチャンネル間に第 1 の投影データを線形補間する。図 4 B は、本開示に係る線形補間を説明するための図である。

[0040] 図 4 B では、チャンネル数が 896 チャンネルである第 1 のチャンネルにおける第 1 の投影データを線形補間する場合について説明する。ここで、各チャンネルは各画素に対応する。また、図 4 B において、第 1 のチャンネルにおける第 1 の投影データ $d_1 \sim d_6$ を白抜きの丸印で示し、第 1 のチャンネル間のチャンネル $c_{21} \sim c_{25}$ を破線の丸印で示す。図 4 B に示すよう

に、再構成部は、チャンネルc 2 1に、第1の投影データd 1と第1の投影データd 2とを線形補間した第1の投影データd 2 1を生成する。また、再構成部は、チャンネルc 2 2に、第1の投影データd 2と第1の投影データd 3とを線形補間した第1の投影データd 2 2を生成する。同様にして、再構成部は、チャンネルc 2 3～c 2 5に、線形補間された第1の投影データd 2 3～第1の投影データd 2 5を生成する。

[0041] 図4 Aに戻る。再構成部は、S 4 0 2にて、高解像度モードで初期再構成を行って、医用イメージング工程により収集された第1の投影データ（オリジナルデータとも言う）の中間画像を取得する。オリジナルデータは、スキャン対象の被検体のものであるか、スキャン対象の被検体用のものである。再構成部は、S 4 0 4にて、中間画像の高密度順投影（High-Density Forward Projection: HD-FPJ）を実行して、投影結果（生成データとも言う）を取得する。言い換えると、再構成部は、第1の画素群の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して中間画像データを順投影して、投影結果を取得する。図4 Cを用いてHD-FPJについて説明する。図4 Cは、本開示に係るHD-FPJを説明するための図である。

[0042] 図4 Cでは、チャンネル数が896チャンネルである第1のチャンネルにおける第1の投影データを、チャンネル数が1792チャンネルである第2のチャンネルに線形補間してから再構成して生成した中間画像4 aを示す。再構成部は、第1のチャンネルの少なくとも一部のチャンネル間についてチャンネル数を増加した第2のチャンネルに対して中間画像4 aを順投影して、投影結果（生成データとも言う）を取得する。図4 C中では、第2のチャンネルのデータのうち、線形補間していないデータを再構成してから順投影されたデータを白抜き丸印で示し、線形補間して生成されたデータを再構成してから順投影されたデータをハッチング表示した丸印で示す。ここで、ハッチング表示した丸印のデータは、線形補間されたデータよりも精度が向上する。

- [0043] 図4Aに戻る。再構成部は、S406にて、オリジナルデータと生成データの両方を使用してサイノグラム更新を実行して、第2の投影データ（高解像度サイノグラムとも言う）を取得する。その後、再構成部は、S408にて最終再構成を実行して、スキャン対象の被検体の高解像度画像を取得する。すなわち、再構成部は、第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。ここで、再構成部は、線形補間して生成されたデータを再構成してから順投影された精度の良いデータを用いて再構成することで、再構成した画像の空間解像度を向上させることができる。
- [0044] 続いて、再構成部は、繰り返し演算を実行するか否かを判定する（ステップS410）。例えば、再構成部は、ステップS404からステップS408までの処理を事前に設定された回数実行したか否かを判定する。ここで、再構成部は、ステップS404からステップS408までの処理を事前に設定された回数実行した場合、繰り返し演算を実行しないと判定し（ステップS410、No）、処理を終了する。一方、再構成部は、ステップS404からステップS408までの処理を事前に設定された回数実行していない場合、繰り返し演算を実行すると判定し（ステップS410、Yes）、ステップS404に移行する。
- [0045] このように、再構成部は、第1の画素群における第1の投影データを再構成して生成した中間画像を、第2の画素群に対して順投影する。これにより、空間分解能を向上させることができる。また、再構成部は、ステップS404からステップS408までの処理を事前に設定された回数繰り返し実行する。これにより、第1の画素間の画素におけるデータの精度が、ステップS404からステップS408までの処理を繰り返す毎に徐々に向上する。
- [0046] なお、再構成部は、線形補間せずに第1の投影データを再構成して中間画像を生成するようにしてもよい。また、再構成部は、ステップS404からステップS408までの処理を1回だけ実行するようにしてもよい。
- [0047] 図5に示す例示的なアルゴリズム500を参照して、例示的なアルゴリズムを以下で更に詳細に論じる。

[0048] 図5に示すように、再構成部は、S502にて、データをシステム（例えば、コンピュータ、プロセッサ、あるいはデジタルデータ処理デバイス又は回路）に入力する。データは、画像又は行列の形式とすることができる。行列は、例示的な実装形態において、896（即ち、検出器チャンネルの数）×900（即ち、CTスキンのビューの数）のサイズを有することができる。他のサイズのデータの入力も可能である。このデータは、デジタルデータを格納する電子メモリなどの記憶装置に格納される。

[0049] 再構成部は、S504にて、例えば高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform: FFT）などフーリエ変換により、例えば512（即ち、512個のビン）のFFTサイズにて、データはフィルタリングカーネルを用いてフィルタリングのためのコンボリューションを受ける。再構成部は、S506にて、例示的な実装形態において1024×1024のサイズを有する行列を使用して、逆投影（Back-Projection: BPJ）を行う。

[0050] 再構成部は、S506でのBPJの後、S508にて、高密度プロジェクタ（High Density Forward Projector: HD-FPJ）を適用する。HD-FPJは、イメージングシステムの検出器により決定されたものよりも緻密なサンプリングで、ビーム和を計算する。したがって、HD-FPJでは、検出器によって測定されたものではないビーム和、及び測定位置でのビーム和が得られる。このステップにて、以下の2つの検討事項のバランスが保たれる。

[0051] （1）再構成された関数はオリジナルのスキャン対象の被検体ほど鮮明ではないことから、測定角度での生成ビーム和は実測定データよりぼんやりしており、（2）測定光線の間での生成ビーム和により、各投影に対して新しい情報が得られる。

[0052] 全ビューの蓄積である画像を介して光線が順投影されることから、これらの光線は、例えば線形補間又は非線形補間により、各ビューから単独に推定することはできない。

[0053] 再構成部は、S510にて、オリジナルの単独サンプルデータ（S502

から)と生成されたより高いサンプルデータ (S 5 0 8 から) を利用するサイノグラムアップサンプリング (更新) を実行する。このステップの目標は、高解像度サイノグラムを推定することである。アップサンプリングされたサイノグラムを取得する 1 つの手法は、アンチエイリアシング補間のためのフーリエベースの最適回復法に類似する、従来の最小二乗法による最小化によるものであり、二重サンプリングされた生成データが演繹的な情報として使用される。本開示による例示的な実装形態では、再構成部は、より簡単な手法を用いて、アップサンプリングされたサイノグラムを推定する。

[0054] 以下において、 x は第 1 の投影データ (オリジナルのサイノグラムとも言う) を示し、 y は投影結果 (生成されたサイノグラムとも言う) を示し、 z は第 2 の投影データ (アップサンプリングされたサイノグラムとも言う) を示し、 k はデータのサイズを示す。 $z(2k) = x(k)$ 、及び、 $z(2k+1) = y(2k+1) + (\Delta(k) + \Delta(k+1)) / 2$ 、ここで、 $\Delta(k) = d = x(k) - y(2k)$ である。

[0055] この実装形態は、生データ領域内の従来のパンシャープン手法の変形とみなすことができる。ここでは、再投影データは高解像度のパンクロ画像に対応し、測定された投影はスペクトル画像に対応する。ここでの目標は、測定された投影との差を最小限に抑える高解像度投影データを推定することである。

[0056] 図 5 に戻る。再構成部は、S 5 1 2 ~ S 5 1 6 では、S 5 1 0 のサイノグラム更新の結果として生じる高解像度投影データの再構成プロセスを定義する。再構成部は、S 5 1 2 にて、投影データ (即ち、更新された / アップサンプリングされたサイノグラム - 高解像度サイノグラム) を、オリジナルの FFT サイズの 2 倍の FFT によって、フィルタリングカーネルでコンボリューションする。即ち、S 5 1 2 の FFT サイズは、1 0 2 4 (即ち、1 0 2 4 個のビン) とすることができる。再構成部は、S 5 1 4 にて、例えば 1 0 2 4 × 1 0 2 4 のサイズの大きい行列を使用して、逆投影を行う。再構成部は、S 5 1 6 にて、結果として生じる再構成画像を、例えばディスプレイ

等の処理デバイスに出力することができる。

[0057] この手法を、シミュレートした実際のCTデータで試験した。表1にはデータシミュレーションパラメータ及びジオメトリが示されており、図6には、本明細書で論じる実装形態において使用されたシミュレートされた小さいドーナツファントムが示されている。

[0058] [表1]

(表1)

中心、mm	(7, 5)
半径、mm	2/1
ファン角度	9.2°
光線ピッチ	0.055°
ビュー数	300
FCD、mm	600

[0059] 図7は、2回抜取データ、HD-FPJ更新（HD-FPJステップS506に対応）、及びオリジナルデータのデータ線プロファイルを示す。図7では、HD-FPJ更新により、オリジナルデータがより2回抜取データに類似するように効果的に変換される。小さいファントムサイズのために、オリジナルのサンプルでは、ファントム（オリジナルのデータ線）の縁部がない。これらの縁部は、HD-FPJ（HD-FPJ更新ライン）により、少なくとも部分的に回復することができる。参考までに、真の2回抜取も示されている（2回抜取データ線）。HD-FPJ更新ラインでは、オリジナルの1回抜取データのみを利用する。

[0060] 2回抜取データ、HD-FPJ更新、及びオリジナルデータについて、変調伝達関数（Modulation Transfer Function：MTF）結果を図8に示す。図8は、オリジナルデータの単独使用と比較して、HD-FPJを用いて

向上したナイキスト周波数及び向上した空間解像度を示す。

[0061] 図9A～図9Bに、シミュレートされたデータを使用した結果を示す。図9Aは、オリジナルのシミュレートされたデータを示し、図9Bは、HDFPJ更新によりシミュレートされたデータを示す。

[0062] 図10A～図10Bに、オリジナルデータ（図10A）の再構成画像、及び提案する手法（図10B、HDFPJを利用）による再構成画像を示す。

[0063] 比較のために、シミュレートされたデータは、半分のサンプリングピッチ（2回抜取）と共に使用された。2回抜取は、空間解像度が大幅に向上することから、ターゲットとして使用される。頭部ファントムの実際のCTデータでの結果を、提案する手法の解像度向上を明示するために副鼻洞骨を拡大した画像である図10A及び図10Bに示す。

[0064] 提案する手法では、サイノグラムサンプリングが向上し、結果として空間解像度が増大する。デコンボリューション法では、オーバシュートアーチファクトと同様に強いエイリアシングアーチファクトが発生し、これは、解像度向上の望ましくない副作用である。提案する手法ではオリジナルデータのサンプリング速度の向上を対象としていることから、実際のデータが示すように、エイリアシングアーチファクトは抑えられる。

[0065] 再構成を拡大するとノイズ粒子が大きいことが多く、これは、ノイズ電力スペクトル（Noise Power Spectra：NPS）が低い周波数の方へずれることにより特徴づけることができる。ノイズ粒子は、検出器画素サイズが画像ボクセルサイズより大きくなったときに、大きくなる。したがって、提案する手法は、図9A及び図9Bに示すように、ノイズテクスチャを向上させる。比較のために矩形領域を参照されたい。

[0066] 提案する方法は順投影の精度を向上させることから、反復再構成と共に使用することができ、更に空間解像度を向上させるためにデコンボリューション技術と組み合わせることができる。HDFPJでは、ボクセル投影面積のサンプリングが向上することから、システム光学モデルの精度が向上する。

[0067] なお、上述した実施形態においては、X線検出器における所定方向がチャンネル方向である場合に、アキシャル画像を再構成する例について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、X線CT装置は、チャンネル方向へのHDFPJと同様にして、体軸方向についてHDFPJを実行してもよい。かかる場合、X線CT装置は、体軸方向に配列された検出素子（画素）の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して、連続した複数枚のアキシャル画像を中間画像データとして順投影した投影結果を取得する。そして、X線CT装置は、取得した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する。

[0068] また、例えば、X線CT装置は、連続した複数枚のアキシャル画像を、体軸方向に配列された検出素子エレメント（画素）の少なくとも一部の画素間に線形補間することで、アキシャル画像を更に生成してもよい。かかる場合、X線CT装置は、更に生成したアキシャル画像を含む連続した複数枚のアキシャル画像を中間画像データとし、この中間画像を順投影した投影結果を取得する。

[0069] また、X線CT装置は、チャンネル方向に配列された検出素子（画素）の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して、連続した複数枚のサジタル画像を中間画像データとして順投影した投影結果を取得するようにしてもよい。また、X線CT装置は、体軸方向に配列された検出素子（画素）の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して、サジタル画像を中間画像データとして順投影した投影結果を取得するようにしてもよい。

[0070] また同様に、例えば、X線CT装置は、連続した複数のサジタル画像を、チャンネル方向に配列された検出素子エレメント（画素）の少なくとも一部の画素間に線形補間することで、サジタル画像を更に生成してもよい。かかる場合、X線CT装置は、更に生成したサジタル画像を含む連続した複数枚のサジタル画像を中間画像データとし、この中間画像を順投影した投影結果

を取得する。

[0071] また、X線CT装置は、チャンネル方向に配列された検出素子（画素）の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して、コロナル画像を中間画像データとして順投影した投影結果を取得するようにしてもよく、体軸方向に配列された検出素子（画素）の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素群に対して、コロナル画像を中間画像データとして順投影した投影結果を取得するようにしてもよい。

[0072] 図2に示す構造を参照して、図11に例示的な処理システムを示す。この例示的な処理システムは、中央演算装置（Central Processing Unit：CPU）や少なくとも1つの特定用途向けプロセッサ（Application Specific Processor：ASP）（図示せず）など、1以上のマイクロプロセッサ又は均等物を使用して実装することができる。マイクロプロセッサは、本開示のプロセス及びシステムの実行や制御を行うようにマイクロプロセッサを制御するように構成された、メモリ回路（例えば、ROM、EPROM、EEPROM、フラッシュメモリ、静的メモリ、DRAM、SDRAM、及びそれらの均等物）などのコンピュータ可読記憶媒体を利用する回路である。他の記憶媒体を、ハードディスクドライブ又は光ディスクドライブを制御することができる、ディスクコントローラなどコントローラを介して制御することができる。

[0073] マイクロプロセッサ又はその態様は、代替実装形態において、本開示を増補するか完全に実装する論理回路を含むことができ、又は排他的に含むことができる。このような論理回路としては、特定用途向け集積回路（Application-Specific Integrated Circuit：ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：FPGA）、Generic Array of Logic（GAL）、及びそれらの均等物が含まれるが、これらに限定されない。マイクロプロセッサは、別々のデバイス又は単一の処理機構とすることができる。更に、本開示は、計算効率の向上を達成するために、マルチコアCPU及びグラフィック処理装置（Graph

ics Processing Unit: GPU) の並列処理能力を利用することができる。マルチプロセッシング構成における 1 以上のプロセッサを採用して、メモリ内に含まれる命令のシーケンスを実行してもよい。あるいは、ハードワイヤード回路を、ソフトウェア命令の代わりに、又は、ソフトウェア命令と組み合わせて使用してもよい。このように、本明細書で論じる例示的な実装形態は、ハードウェア回路及びソフトウェアのいかなる特定の組合せにも限定されない。

[0074] 別の態様において、本開示による処理の結果を、ディスプレイコントローラを介してディスプレイ（モニタ）に表示することができる。計算効率を向上させるために、ディスプレイコントローラは、複数のグラフィック処理コアにより提供することができる少なくとも 1 つのグラフィック処理装置を含むことが好ましい。更に、周辺機器として入出力（Input-Output: I/O）インターフェースに接続することができるマイク、スピーカ、カメラ、マウス、キーボード、タッチディスプレイ、パッドインターフェースなどから信号やデータを入力するために、I/O（入力/出力）インターフェースが設置される。例えば、本開示の様々なプロセスのパラメータ又はアルゴリズムを制御するキーボード又はポインティングデバイスを I/O インターフェースに接続して、更なる機能性及び構成オプションを供給したり、ディスプレイ特性を制御したりすることができる。更に、モニタに、コマンド/命令インターフェースを実現するタッチセンサ方式インターフェースを設けることができる。

[0075] 上述したコンポーネントは、制御可能なパラメータなどのデータの送信又は受信のためのネットワークインターフェースを介して、インターネットやローカルイントラネットなどネットワークに接続することができる。中央BUSは、上記のハードウェアコンポーネントを共に接続するために設けられ、また、その間のデジタル通信の少なくとも 1 つのパスを実現する。

[0076] 図 2 のデータ収集システム 5、プロセッサ 6、及びメモリ 7 は、図 1 1 に示す例示的な実装形態による 1 以上の処理システムを利用して実装すること

ができる。具体的には、図 11 に示すデバイスの 1 以上と対応する 1 以上の回路又はコンピュータハードウェアユニットは、データ収集システム 5、プロセッサ 6、及びメモリ 7 の機能を提供することができる。本明細書で説明する機能的処理は、説明する処理を行う回路などの 1 以上の専用回路内で実装することもできる。このような回路は、他のシステムに相互接続されたコンピュータ処理システム又は個別デバイスの一部とすることができる。本開示によるプロセッサは、コンピュータコード要素により本明細書で説明する機能処理を実行するようにプログラムすることができ、又は構成することができる。

[0077] 更に、処理システムは、1 実装形態において、ネットワーク又は他のデータ通信接続により互いに接続することができる。処理システムの 1 以上は、ガントリや X 線源、患者ベッドの動きの起動及び制御を行うために、対応するアクチュエータに接続することができる。

[0078] 適切なソフトウェアを、メモリやストレージデバイスなどの処理システムのコンピュータ可読媒体上に記憶することができることは明白である。コンピュータ可読媒体の他の例として、コンパクトディスク、ハードディスク、フロッピー（登録商標）ディスク、テープ、光磁気ディスク、PROM（EPROM、EEPROM、フラッシュ EPROM）、DRAM、SRAM、SDRAM、又は任意の他の磁気媒体、コンパクトディスク（例えば、CD-ROM）、又はコンピュータが読み取ることができる任意の他の媒体がある。ソフトウェアとしては、デバイスドライバやオペレーティングシステム、開発ツール、アプリケーションソフト、グラフィカルユーザインターフェースを挙げることができるが、これらに限定されない。

[0079] 上述した媒体上のコンピュータコード要素は、スクリプト、解釈可能なプログラム、ダイナミックリンクライブラリ（Dynamic Link Libraries：DLL）、Java（登録商標）クラス、及び完全な実行可能なプログラム（これらに限定されない）などの、任意の解釈可能な又は実行可能なコードメカニズムとすることができる。更に、本開示の態様の処理の部分は、性能

、信頼性の向上や費用の低減を目的として分散させることができる。

[0080] 処理システムのデータ入力部分は、例えばそれぞれの有線接続により、検出器又は検出器アレイから入力信号を受信する。複数のASIC又は他のデータ処理コンポーネントを、データ入力部を形成するものとして、又は、データ入力部に入力を供給するものとして設置することができる。ASICは、それぞれ、個別検出器アレイ又はそのセグメント（個別部分）から信号を受信することができる。検出器からの出力信号がアナログ信号であるとき、データの記録及び処理に使用するために、アナログ／デジタル変換器と共にフィルタ回路を設置することができる。フィルタリングは、アナログ信号のための個別フィルタ回路を用いずに、デジタルフィルタリングにより行うこともできる。あるいは、検出器がデジタル信号を出力するとき、デジタルフィルタリングやデータ処理は、検出器の出力から直に行うことができる。

[0081] 以上、説明したとおり本実施形態によれば、再構成画像の空間解像度を向上させることができる。

[0082] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

請求の範囲

- [請求項1] X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方に配列された第1の画素における第1の投影データを収集するデータ収集部と、
- 前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する再構成部と、
- を備えたことを特徴とするX線CT装置。
- [請求項2] 前記再構成部は、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間に前記第1の投影データを線形補間した前記第1の投影データを再構成して、前記中間画像データを生成することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [請求項3] 前記再構成部は、前記第2の投影データを再構成して生成した医用画像データを前記第2の画素に対して順投影し、順投影した投影結果に基づく第2の投影データを取得する処理を繰り返し実行することを特徴とする請求項1又は2に記載のX線CT装置。
- [請求項4] 前記再構成部は、フーリエ変換を用いて前記第1の投影データにコンボリューションを実行して、前記第1の投影データをフィルタリングすることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [請求項5] 前記再構成部は、前記コンボリューションを実行後の前記第1の投影データを再構成して前記中間画像データを生成することを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置。
- [請求項6] 前記再構成部は、フーリエ変換を用いて前記第2の投影データにコンボリューションを実行して、前記第2の投影データをフィルタリングすることを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

- [請求項7] 前記再構成部は、前記コンボリューションを実行後の前記第2の投影データを再構成して前記医用画像データを生成することを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置。
- [請求項8] 前記再構成部は、第1のサイズを有する高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform：FFT）を用いて前記第1の投影データにコンボリューションを実行して、前記第1の投影データをフィルタリングし、フィルタリングした前記第1の投影データを再構成する第1の再構成処理を実行し、前記第1のサイズの2倍である第2のサイズを有するFFTを用いて前記第2の投影データにコンボリューションを実行して、前記第2の投影データをフィルタリングし、フィルタリングした前記第2の投影データを再構成する第2の再構成処理を実行することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [請求項9] 前記第1のサイズは、512個のビンを有し、前記第2のサイズは、1024個のビンを有することを特徴とする請求項8に記載のX線CT装置。
- [請求項10] 前記再構成部は、1024×1024のサイズを有する第1の行列を利用して、前記第1の再構成処理を実行し、1024×1024のサイズを有する第2の行列を利用して、前記第2の再構成処理を実行することを特徴とする請求項9に記載のX線CT装置。
- [請求項11] 前記再構成部は、前記中間画像データを順投影した投影結果と、前記第1の投影データとを用いて、前記第2の投影データを取得することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。
- [請求項12] 前記再構成部は、以下の関係、即ち、
$$z(2k) = x(k) \text{、及び、}$$
$$z(2k+1) = y(2k+1) + (\Delta(k) + \Delta(k+1)) / 2 \text{、}$$

に従って前記第2の投影データを取得し、
ここで、 $\Delta(k) = x(k) - y(2k)$ であり、 x が前記第1の

投影データを示し、 y が前記中間画像データを順投影した投影結果を示し、 z が前記第2の投影データを示すことを特徴とする請求項11に記載のX線CT装置。

[請求項13] X線CT装置のX線検出器において所定の方向に配列された第1の画素において収集された第1の投影データを取得する取得部と、

前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する再構成部と

を備えたことを特徴とする画像処理装置。

[請求項14] X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方向に配列された第1の画素における第1の投影データを収集し、

前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成することを含んだことを特徴とする画像処理方法。

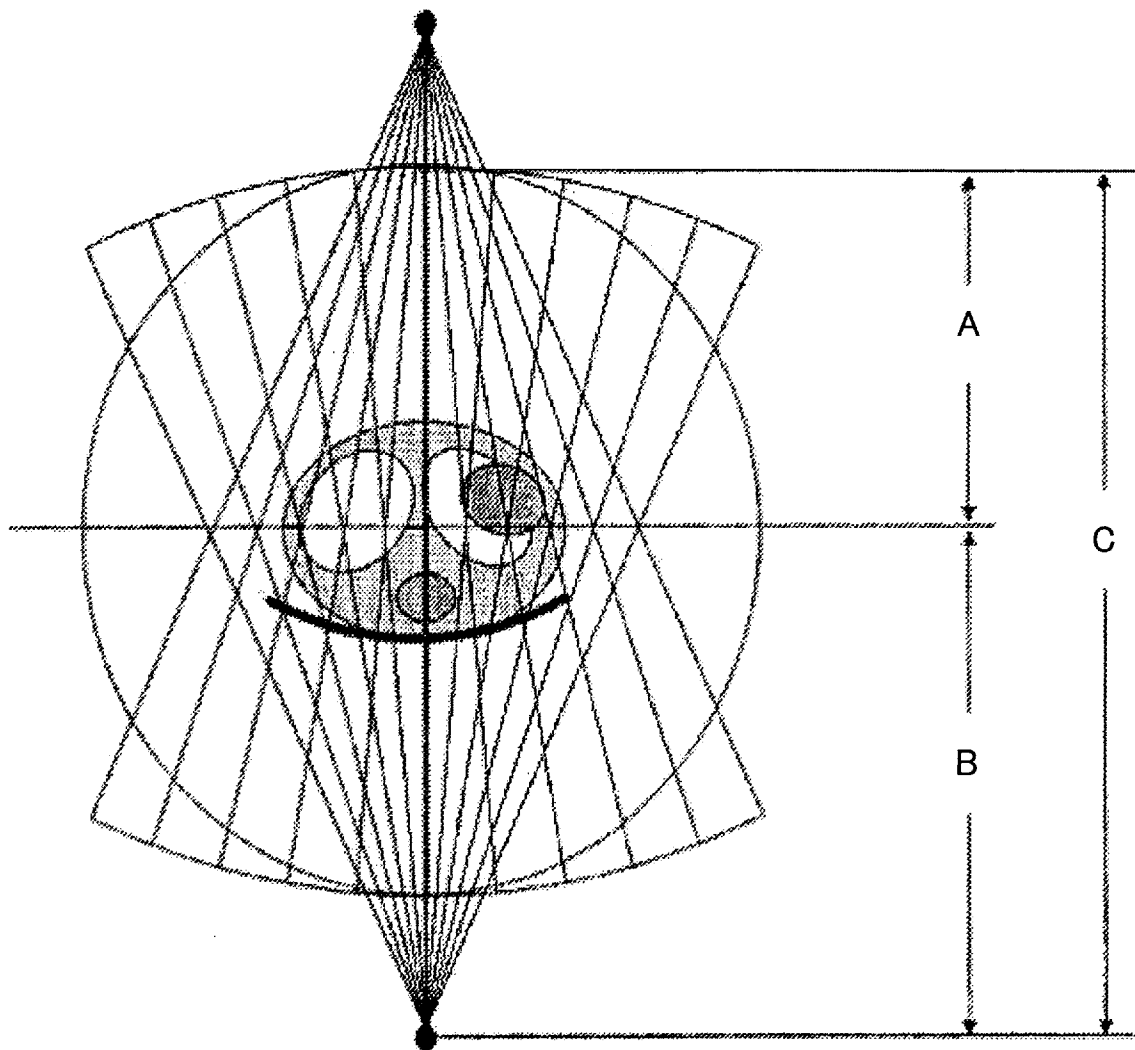
[請求項15] X線管球から曝射されて被検体を透過したX線を検出するX線検出器の出力信号に基づいて、前記X線検出器において所定の方向に配列された第1の画素における第1の投影データを収集するデータ収集手順と、

前記第1の投影データを再構成して中間画像データを生成し、前記第1の画素の少なくとも一部の画素間について画素数を増加した第2の画素に対して前記中間画像データを順投影した投影結果に基づいて取得された第2の投影データを再構成して医用画像データを生成する再構成手順と

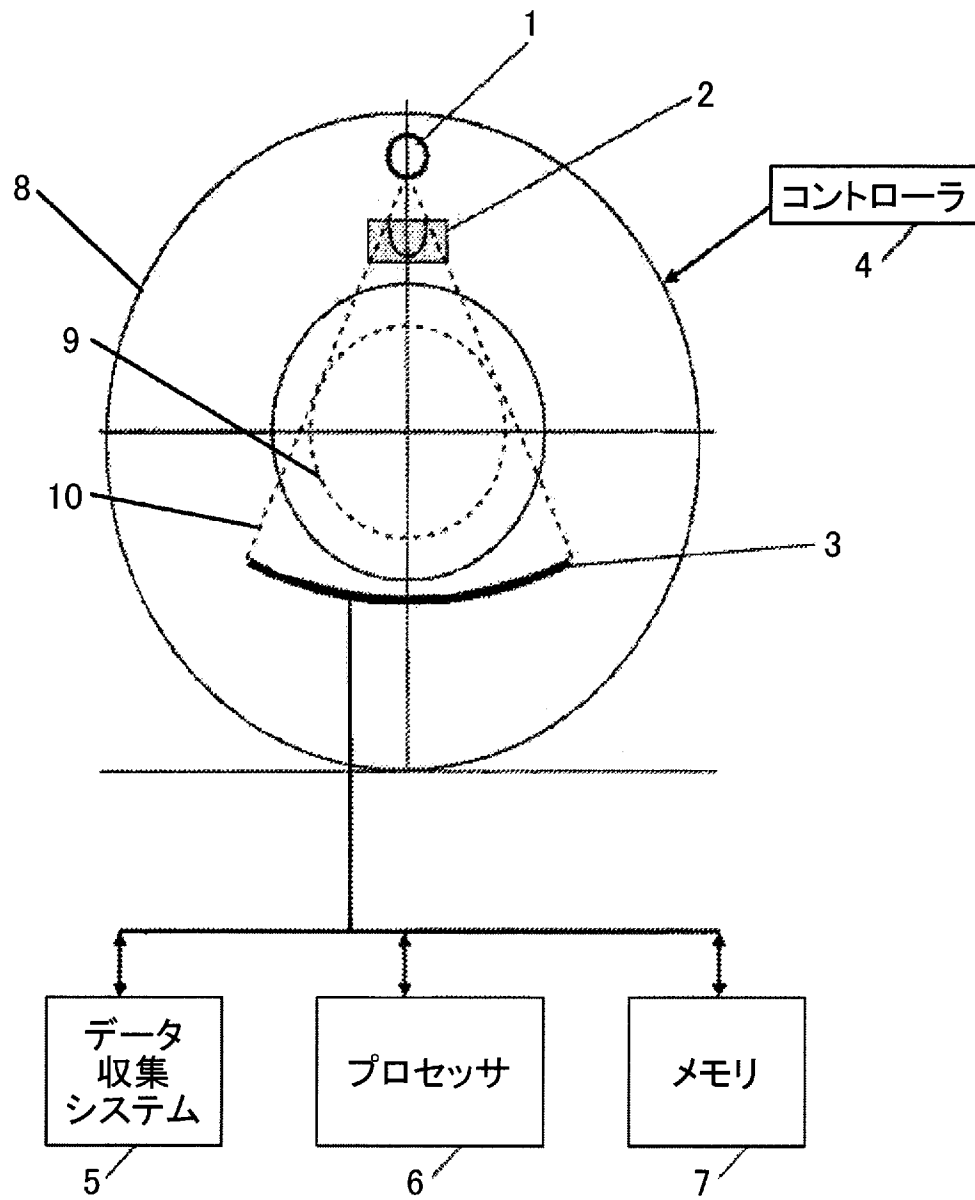
をコンピュータに実行させるためのプログラムを格納した記憶媒体

。

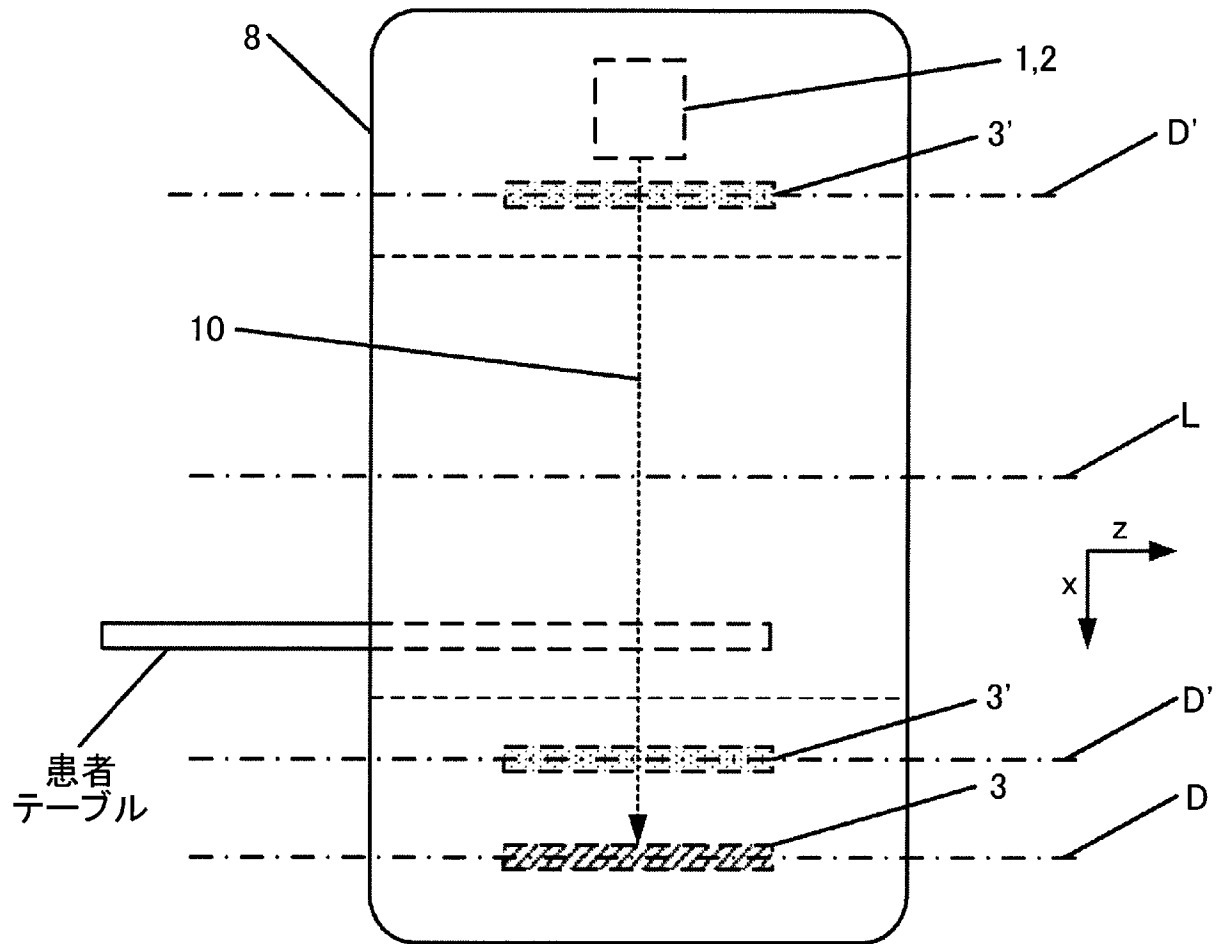
[図1]



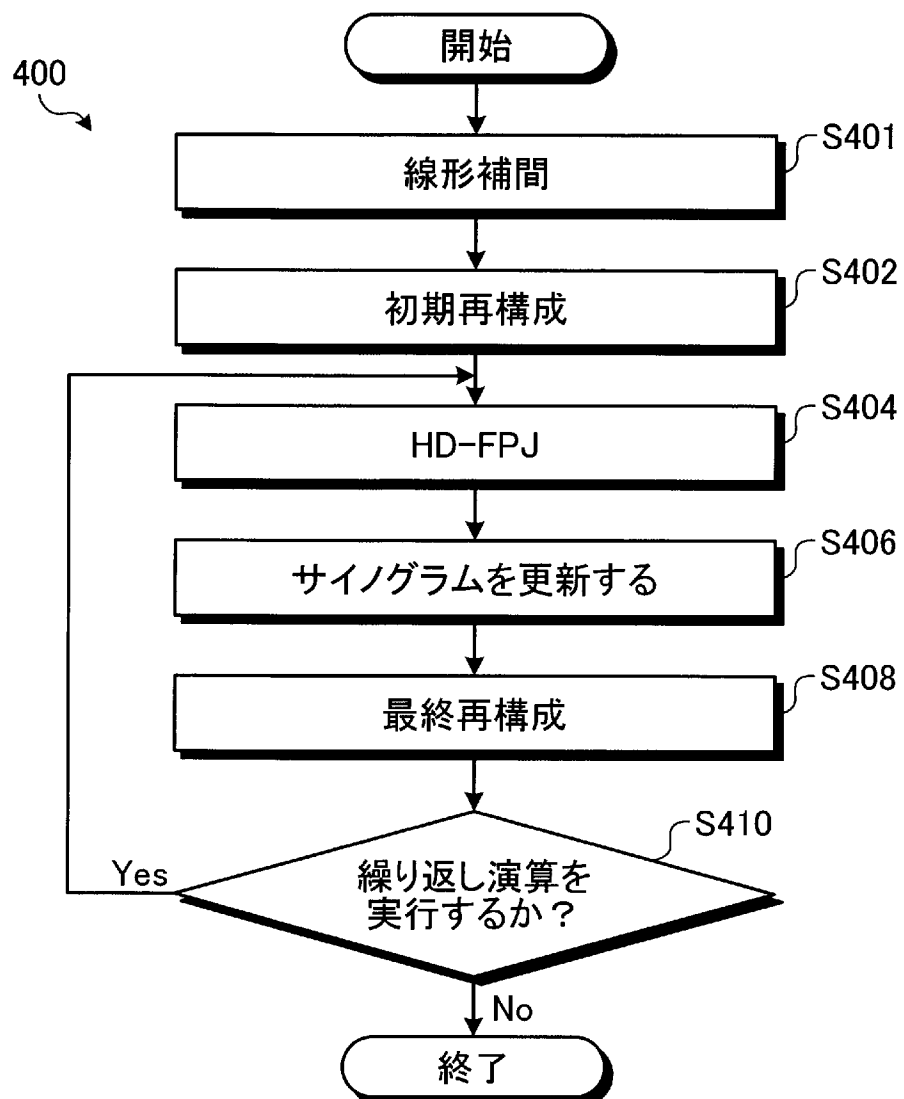
[図2]



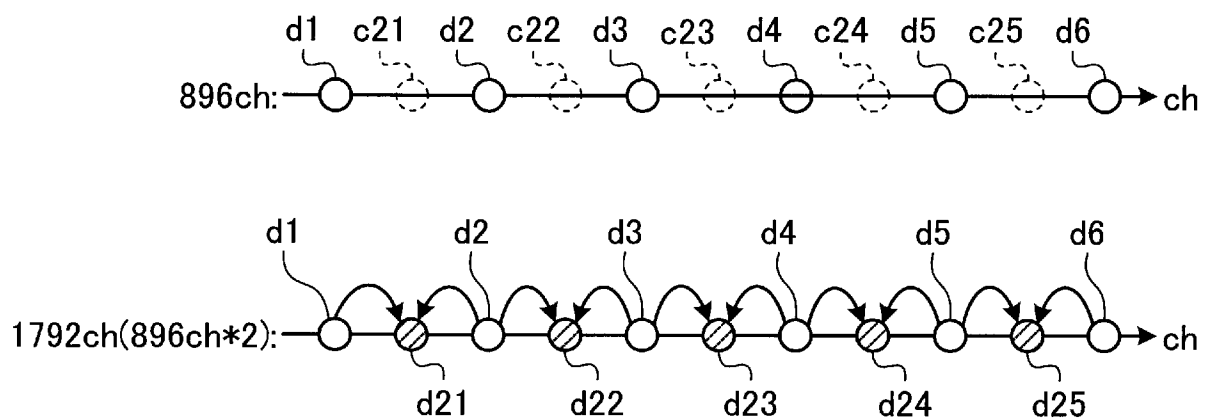
[図3]



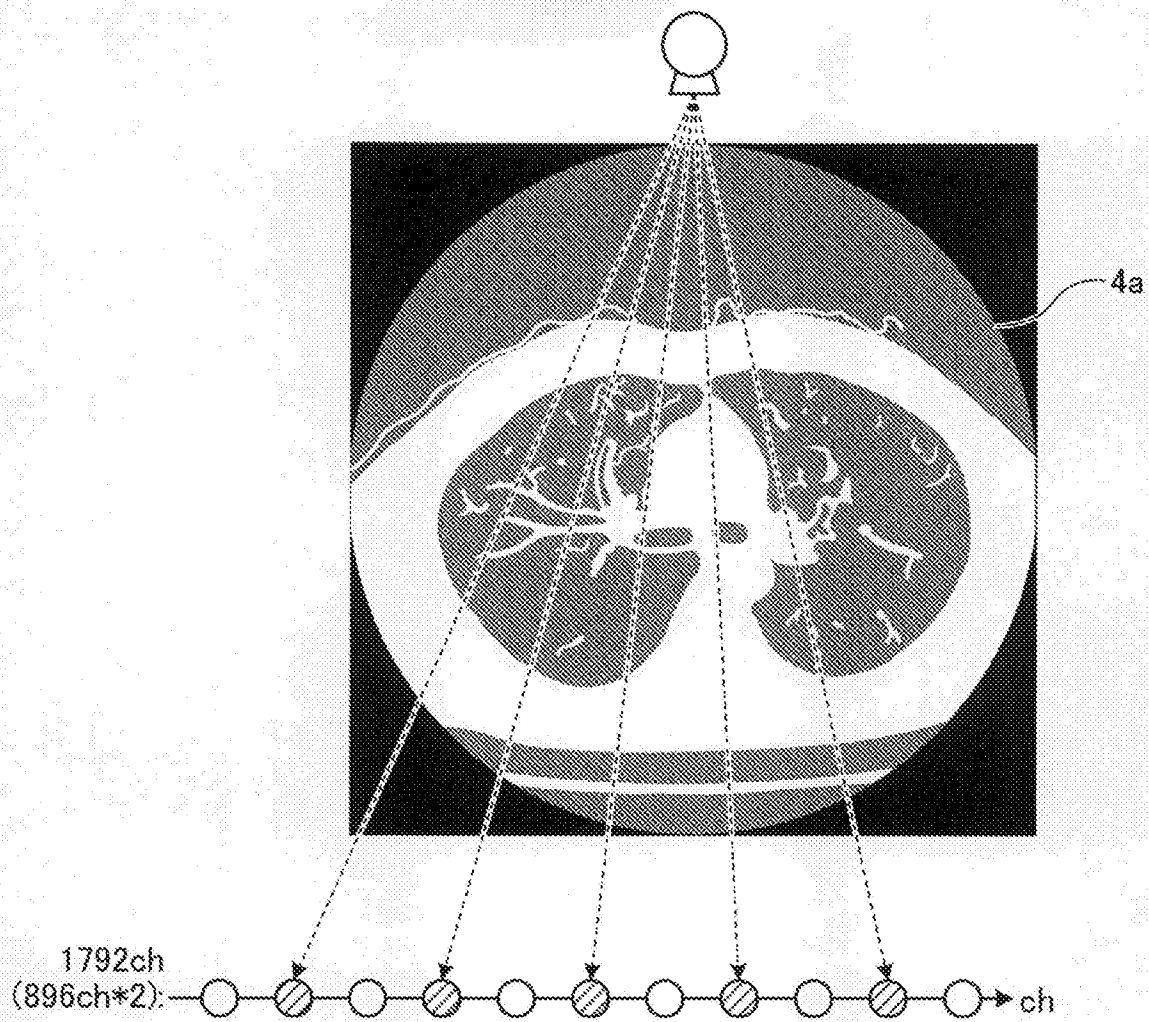
[図4A]



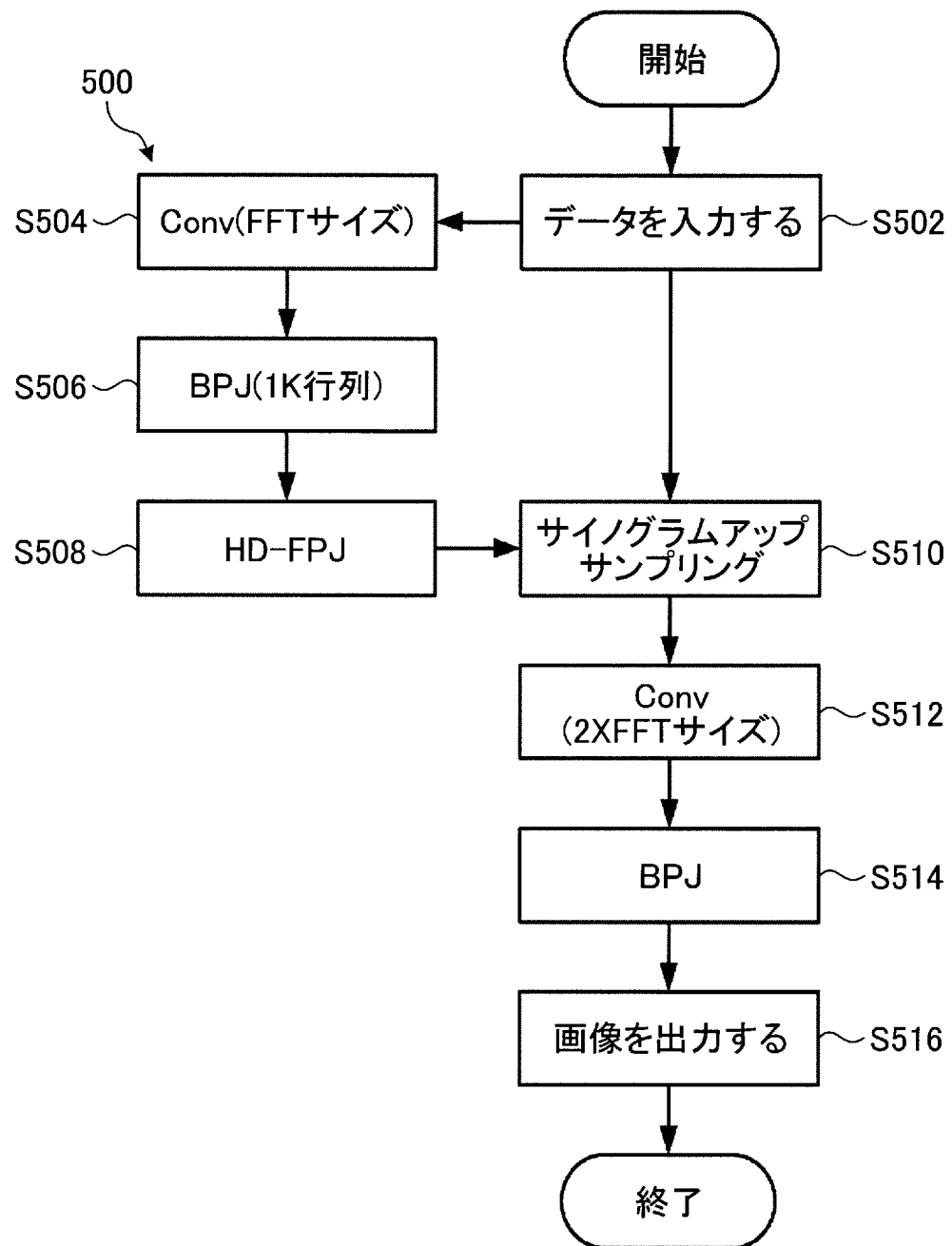
[図4B]



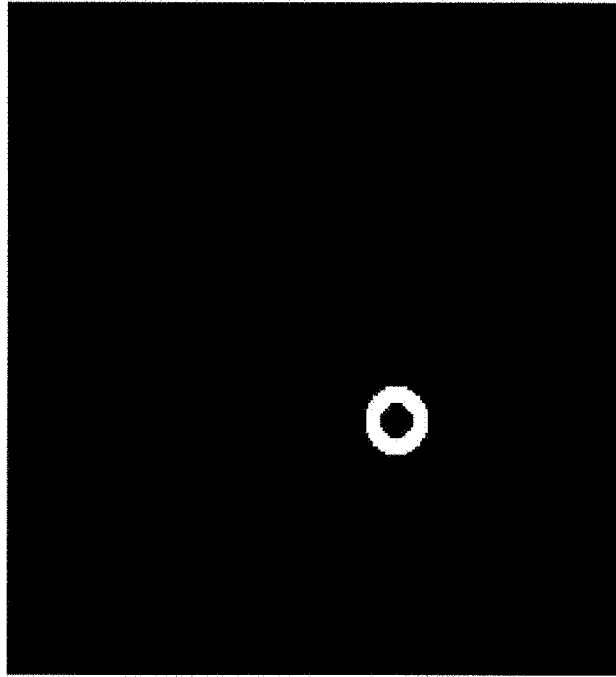
[図4C]



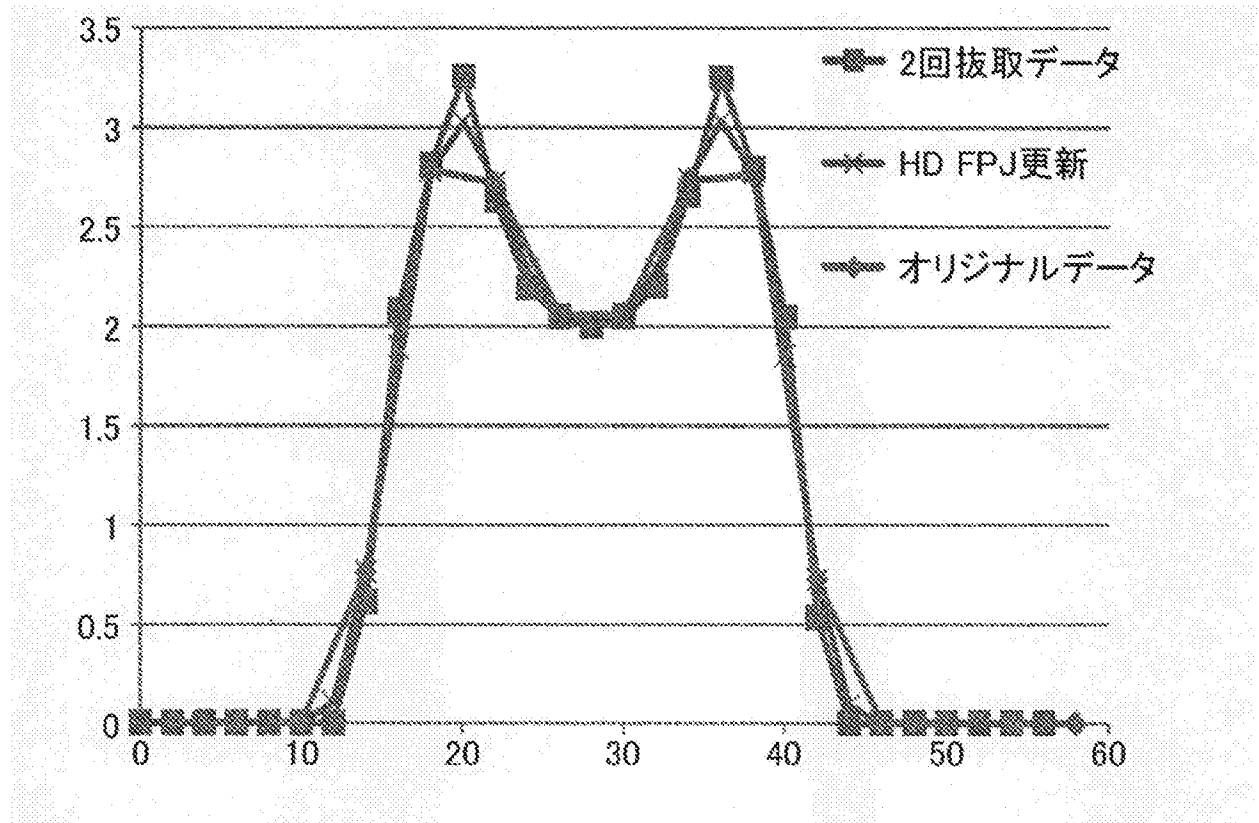
[図5]



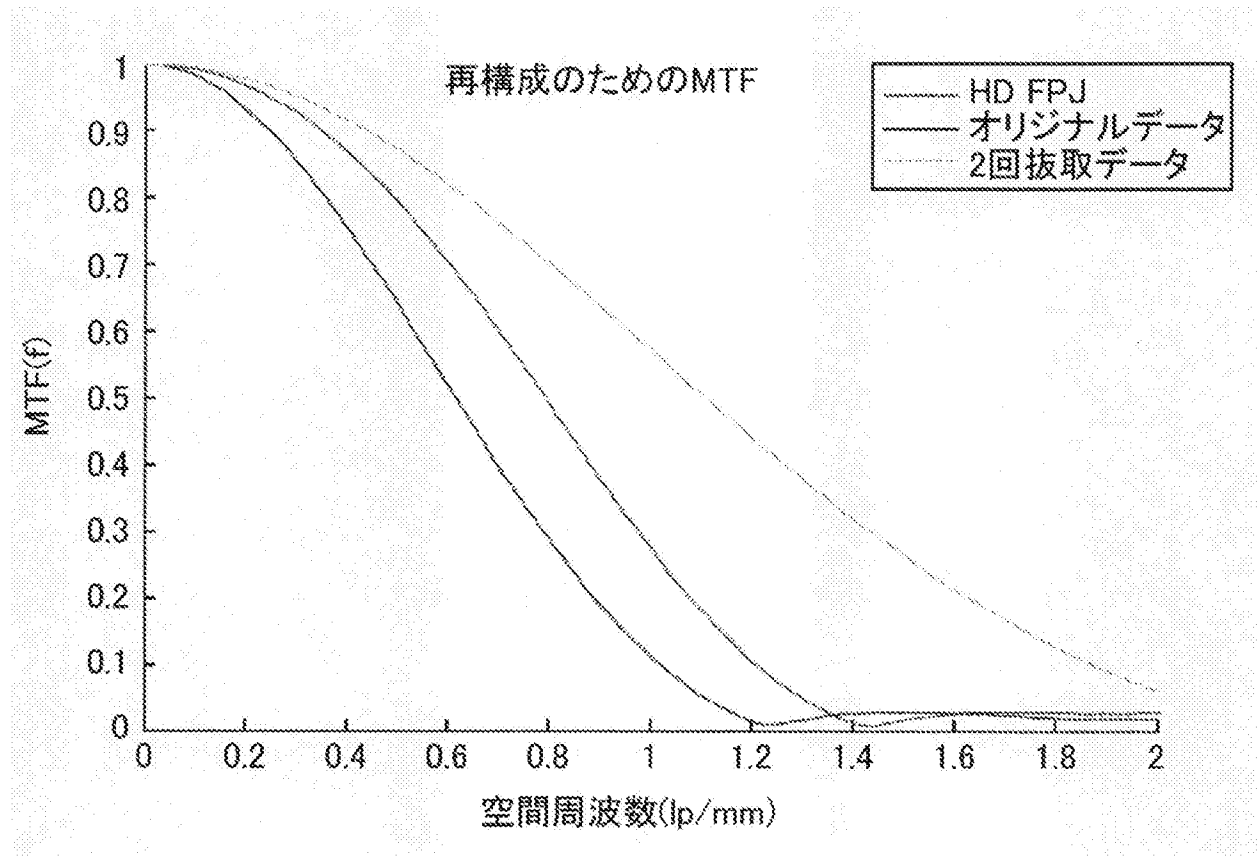
[図6]



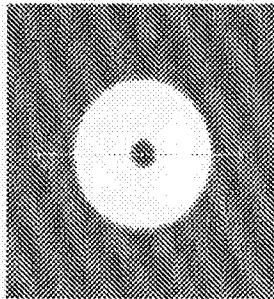
[図7]



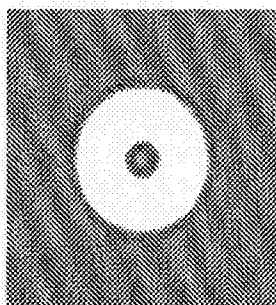
[図8]



[図9A]



[図9B]



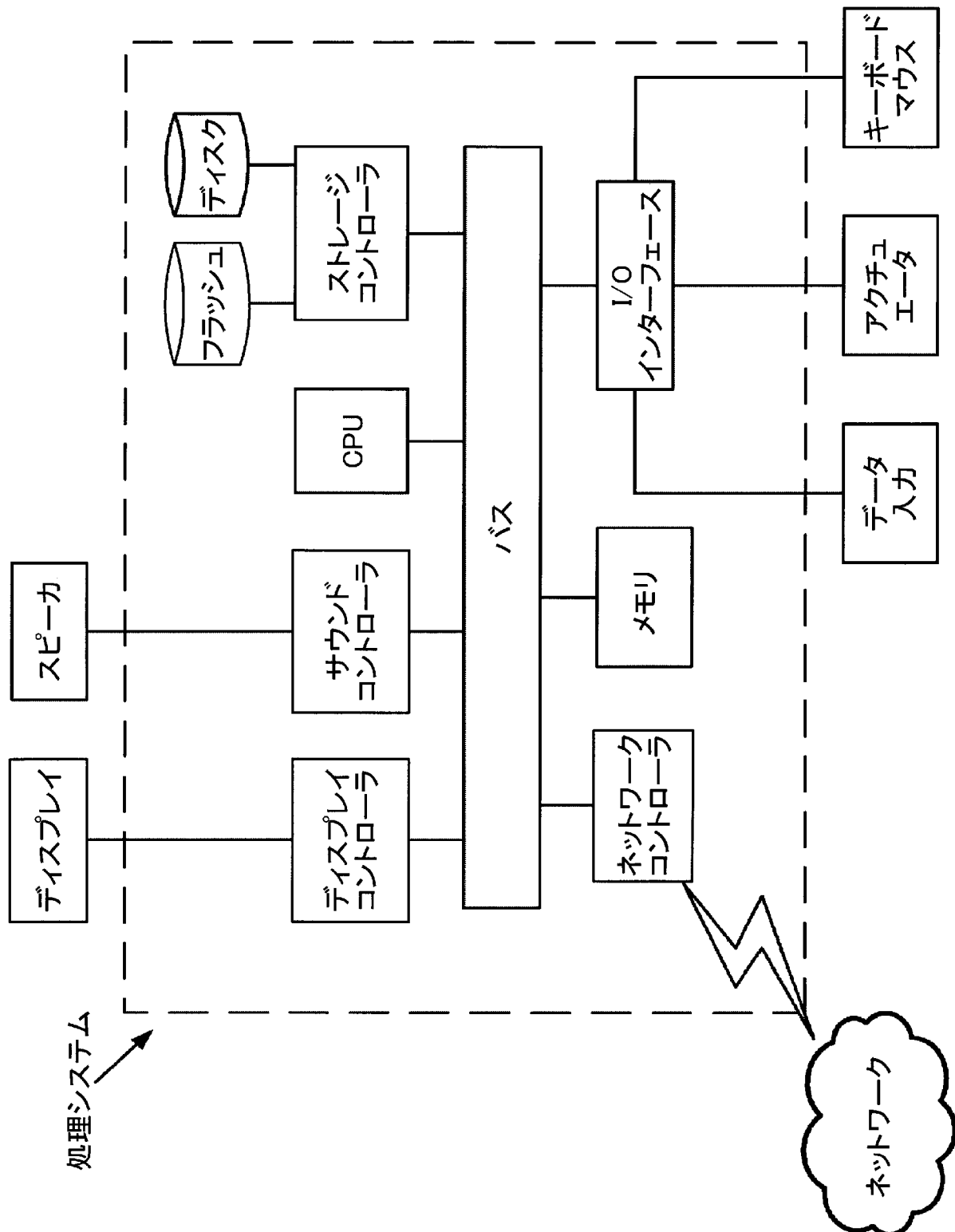
[図10A]



[図10B]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070273

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01) i

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)

A61B6/03, G06T11/00-11/80

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2007/0098133 A1 (Guang-Hong CHEN), 03 May 2007 (03.05.2007), entire text; all drawings & WO 2007/053587 A1	1, 3-11, 13-15 2
Y	JP 9-19425 A (Toshiba Corp.), 21 January 1997 (21.01.1997), paragraphs [0021] to [0023]; fig. 6, 7 & US 5825842 A	2
A	JP 2004-195050 A (GE Medical Systems Global Technology Company, L.L.C.), 15 July 2004 (15.07.2004), abstract; fig. 12 (Family: none)	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
25 August, 2014 (25.08.14)

Date of mailing of the international search report
02 September, 2014 (02.09.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/070273

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-504912 A (The Board of Trustees of the University of Illinois), 08 March 2007 (08.03.2007), abstract; paragraph [0086]; fig. 1, 32 & US 2006/0257010 A1 & US 2010/0002955 A1 & EP 2085932 A1 & WO 2005/024722 A2 & DE 602004022565 D & CN 1867926 A & AT 439653 T	1-15
A	US 7215731 B1 (Samit Kumar BASU), 08 May 2007 (08.05.2007), abstract; fig. 5 (Family: none)	1-15
A	JP 2005-518892 A (The Board of Trustees of the University of Illinois), 30 June 2005 (30.06.2005), abstract; fig. 1, 18 to 20 & US 2003/0161443 A1 & EP 1478274 A2 & WO 2003/075036 A2 & DE 60313742 D & DE 60313742 T & AT 362152 T & CN 1658795 A & AU 2003230578 A	1-15
A	JP 2013-85955 A (Toshiba Corp.), 13 May 2013 (13.05.2013), abstract; paragraph [0024]; fig. 2, 6 & US 2013/0101191 A1 & CN 103054600 A	1-15
A	WO 2012/077694 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 June 2012 (14.06.2012), abstract & US 2013/0243299 A1 & CN 103260520 A	1-15

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i

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（I P C））

Int.Cl. A61B6/03, G06T11/00-11/80

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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）

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 Y	US 2007/0098133 A1 (Guang-Hong CHEN) 2007.05.03, 全文、全図 & WO 2007/053587 A1	1, 3-11, 13-15 2
Y	JP 9-19425 A (株式会社東芝) 1997.01.21, 【0021】～【0023】、図6、7 & US 5825842 A	2
A	JP 2004-195050 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2004.07.15, 要約、図12 (ファミリーなし)	1-15

☒ 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矛盾するものではなく、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

2 5 . 0 8 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 2 . 0 9 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

杉田 翠

2 Q

3 8 1 1

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 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	JP 2007-504912 A (ザ ボード オブ トラスティ オブ ザ ユニバーシティ オブ イリノイ) 2007.03.08, 要約、【0086】、図1、32 & US 2006/0257010 A1 & US 2010/0002955 A1 & EP 2085932 A1 & WO 2005/024722 A2 & DE 602004022565 D & CN 1867926 A & AT 439653 T	1-15
A	US 7215731 B1 (Samit Kumar BASU) 2007.05.08, ABSTRACT、FIG.5 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2005-518892 A (ザ、ボード、オブ、トラスティーズ、オブ、ザ、ユニバシティ、オブ、イリノイ) 2005.06.30, 要約、図1、18 ~ 20 & US 2003/0161443 A1 & EP 1478274 A2 & WO 2003/075036 A2 & DE 60313742 D & DE 60313742 T & AT 362152 T & CN 1658795 A & AU 2003230578 A	1-15
A	JP 2013-85955 A (株式会社東芝) 2013.05.13, 要約、【0024】、図2、6 & US 2013/0101191 A1 & CN 103054600 A	1-15
A	WO 2012/077694 A1 (株式会社日立メディコ) 2012.06.14, 要約 & US 2013/0243299 A1 & CN 103260520 A	1-15