

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-134199

(P2018-134199A)

(43) 公開日 平成30年8月30日(2018.8.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 7 6	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 0 U	4 C 0 9 6
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-30236 (P2017-30236)
 (22) 出願日 平成29年2月21日 (2017. 2. 21)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 野口 喜実
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 Fターム(参考) 4C093 AA22 CA28 EA12 EB17 EB18
 EC42 FE01
 4C096 AB01 AB26 BA37 BB14 BB18
 BB28 CA02 CA03 CA05 CD09
 DB01 DD09 DD10
 4C601 BB03 EE07 GB11 JB51 JC02

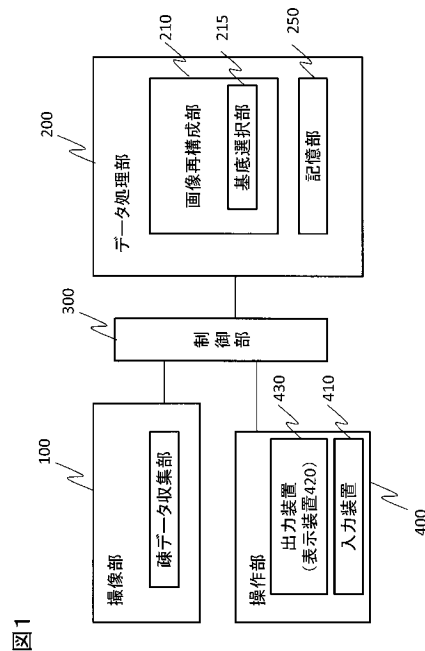
(54) 【発明の名称】 医用撮像装置、画像処理方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 圧縮センシングを行う医用撮像装置において、画質を維持しながら、再構成処理時間を短縮する。

【解決手段】 医用撮像装置は、圧縮センシングの繰り返し最適化演算を行って画像を再構成する画像再構成部と、繰り返し毎に、最適化に用いる基底変換を選択する基底選択部とを備える。基底選択部は、予め定めた基底の順番に従って基底を選択してもよいし、予め基底に設定した重み係数を用いて基底を選択してもよい。本発明はMRI装置、超音波撮像装置、CT装置などの医用撮像装置に適用される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象から画像再構成に必要なデータを収集する撮像部と、
前記撮像部が収集したデータを処理するデータ処理部と、を備え、
前記データ処理部は、前記撮像部が収集した疎なデータに対し、複数の基底変換を用いた繰り返し演算を行って画像を再構成する画像再構成部と、前記繰り返し演算に用いる複数の基底変換より少ない数の基底変換を選択する基底選択部とを有し、前記基底選択部が選択する基底変換は、少なくとも2回の繰り返しにおいて異なるものであり、前記画像再構成部は、前記基底選択部が選択した基底変換を用いて繰り返し演算を行うことを特徴とする医用撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の医用撮像装置であって、
前記基底選択部は、前記複数の基底変換について予め定めた順番に従って基底変換を選択することを特徴とする医用撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の医用撮像装置であって、
前記基底選択部は、基底変換を用いた処理時間及び基底変換後に得られる画像の画質の少なくとも一方をもとに基底変換を選択することを特徴とする医用撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の医用撮像装置であって、
前記複数の基底変換について重みを算出する重み算出部をさらに備え、
前記基底選択部は、前記重み算出部が算出した重みを用いて、基底変換を選択することを特徴とする医用撮像装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の医用撮像装置であって、
基底変換を選択する指標をユーザが入力するための入力部をさらに備え、前記重み算出部は、前記入力部から入力された指標をもとに重みを算出することを特徴とする医用撮像装置。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の医用撮像装置であって、
前記重み算出部は、前記撮像部がデータを取得する際に用いた撮像条件をもとに重みを算出することを特徴とする医用撮像装置。

30

【請求項 7】

請求項 6 に記載の医用撮像装置であって、
前記基底選択部は、前記重み算出部が算出した重みを用いて、基底変換を選択する順序を定めた選択順序テーブルを作成し、前記選択順序テーブルに従って基底変換を選択することを特徴とする医用撮像装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の医用撮像装置であって、
医用撮像装置が、磁気共鳴イメージング装置、超音波撮像装置、及びCT装置のいずれかである医用撮像装置。

40

【請求項 9】

医用撮像装置の撮像部が取得した疎な観測データを用いて、複数の基底変換を用いた繰り返し最適化演算を行って画像を再構成する画像処理方法であって、
前記複数の基底変換から1ないし前記複数より少ない数の基底変換を選択し、少なくとも2回の繰り返しにおいて異なる基底変換を用いて、繰り返し演算を行うことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の画像処理方法であって、
繰り返し毎に、選択する基底変換を変更することを特徴とする画像処理方法。

50

【請求項 1 1】

請求項 9 に記載の画像処理方法であって、
 複数の基底変換の重みを算出するステップをさらに含み、
 前記重みに従って繰り返し毎の基底変換を選択することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 2】

請求項 9 に記載の画像処理方法であって、
 繰り返し毎に選択する基底変換は 1 つの基底変換であり、繰り返し演算全体で複数の基底変換を用いることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 3】

コンピュータに、以下のステップ A ~ E を実行させるプログラム。

医用撮像装置が収集した疎な観測データを初期値として、誤差を最小化する推定データを算出するステップ A、

複数の基底変換候補から、当該候補の数より少ない数の基底変換を選択するステップ B

、
 誤差最小化ステップ A で算出した推定データに対し、選択された基底変換を用いて L 1 ノルム最小化を行うステップ C、

L 1 ノルム最小化によって得られた係数を用いて、誤差最小化ステップの初期値を更新するステップ D、

終了条件に達するまで、ステップ A からステップ D を繰り返すステップ E

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医用撮像装置における画像処理に関し、特にその高速化技術に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging : MRI) 装置、CT (Computed Tomography) 装置、超音波撮像装置などの撮像装置は広く医用撮像装置として用いられている。このうち、MRI 装置は、核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance : NMR) 現象を利用して生体内の断層画像を取得することが可能な医用診断装置であり、同様に断層画像を取得可能な CT では取得できない物理的情報の取得が可能である点や、放射線被ばくがないなどのメリットがある。一方、MRI 装置は、一般的に 1 検体あたり数十分を要し、検査のスループットが低く、患者負担、病院経営の観点からも高速化が望まれている。

【0003】

この問題に関し、従来利用されてきたパラレルイメージングに加えて、圧縮センシング (Compressed Sensing : CS) を利用した高速撮影手法が研究されている (非特許文献 1)、(特許文献 1)。圧縮センシングは信号の持つ疎性 (スパース性) を利用し、少数の観測結果から本来の信号 (画像) を高精度に再構成可能な技術である。観測点数を削減することにより撮影の高速化が実現可能であるが、繰り返し最適化を用いるため、再構成に要する計算コストが高く、ユーザに画像を提供するまでに時間を要することが課題となっている。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】Lustig et al., "Sparse MRI : The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging" Magnetic Resonance in Medicine, 58 1182 - 1195, 2007

【特許文献】

【0005】

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2015-205037号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

圧縮センシングの繰り返し最適化演算においては、観測された疎なデータに対し、基底変換（スパース変換とも呼ばれる）やコスト最小化処理などを含むデータ復元処理を行い、復元後データを初期値として、上述した最適化演算を繰り返す。この繰り返し演算に用いる基底変換としては、ウェーブレット変換、カーブレット変換など種々のものが知られており、複数の基底変換を用いることで画質が向上することが期待される。従来は、予め所定の基底変換或いはその組み合わせを決め、繰り返し毎に決められた基底変換の組み合わせで繰り返し最適化演算を行っている。

10

【0007】

計算コストの高い繰り返し最適化演算を高速化するためには、繰り返し数を低減することや繰り返しを規定するパラメータ（閾値）を変更することが考えられるが、繰り返し数の低減や高速化のような閾値の変更は画質の低下につながる。

【0008】

本発明は、画質を維持しつつ再構成時間を短縮すること、これによりMRI等を医用撮像装置のスループットを向上することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、本発明は圧縮センシングを用いて画像を再構成する再構成部と、前記再構成部において繰り返し最適化に用いる基底変換を選択する基底選択部を備える構成とする。

20

【0010】

具体的には、本発明の医用撮像装置は、検査対象から画像再構成に必要なデータを収集する撮像部と、前記撮像部が収集したデータを処理するデータ処理部と、を備え、前記データ処理部は、前記撮像部が収集した疎なデータに対し、複数の基底変換を用いた繰り返し演算を行って画像を再構成する画像再構成部と、前記繰り返し演算に用いる複数の基底変換より少ない数の基底変換を選択する基底選択部とを有し、前記基底選択部が選択する基底変換は、少なくとも2回の繰り返しにおいて異なるものであり、前記画像再構成部は、前記基底選択部が選択した基底変換を用いて繰り返し演算を行う。

30

【0011】

また本発明の画像処理方法は、医用撮像装置の撮像部が取得した疎な観測データを用いて、複数の基底変換を用いた繰り返し最適化演算を行って画像を再構成する画像処理方法であって、前記複数の基底変換から1ないし前記複数の基底変換より少ない数の基底変換を選択し、少なくとも2回の繰り返しにおいて異なる基底変換を用いて、繰り返し演算を行うことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、医用撮像装置における撮影時間および再構成時間を短縮しつつ、高画質な画像を取得することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】医用撮像装置の概要を示す図。

【図2】医用撮像装置の動作の概略を示す図。

【図3】実施形態の医用撮像装置における繰り返し演算の処理例を示す図。

【図4】実施形態1の医用撮像装置であるMRI装置の全体構成の一例を示す図。

【図5】実施形態1の画像再構成部の機能ブロック図。

【図6】実施形態1の画像再構成部の処理フローを示す図。

【図7】実施形態1の処理の効果を説明する図。

50

【図 8】実施形態 2 の画像再構成部の機能ブロック図。

【図 9】(A) ~ (C) は、それぞれ、実施形態 2 の入力部の画面例を示す図。

【図 10】実施形態 2 における基底選択部の選択順序の算出過程を示す図。

【図 11】実施形態 2 における基底選択部の選択順序の算出過程を示す図。

【図 12】実施形態 3 における超音波診断装置の全体構成の一例を示す図。

【図 13】実施形態 4 における CT 装置の全体構成の一例を示す図。

【図 14】実施形態 4 の画像再構成部の機能ブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の医用撮像装置の実施形態を説明する。

10

実施形態の医用撮像装置の概要を図 1 に示す。図示するように、この医用撮像装置 10 は、大きく分けて、撮像部 100、データ処理部 200、制御部 300 及び操作部 400 から構成される。

【0015】

撮像部 100 は、被検体から得られる情報（観測データ）を収集するユニットであり、MRI 装置であれば、静磁場発生磁石、傾斜磁場コイル、送信用及び受信用の高周波コイル及びそれらの駆動装置などからなる。また CT 装置であれば、X 線源、X 線検出器、回転板及びそれらの駆動装置などからなる。各装置の具体的な構成は後述するが、いずれも被検体の形態等を表す画像に変換しうる観測データを収集する。

【0016】

データ処理部 200 は、撮像部 100 が収集した疎な観測データを用いて、圧縮センシング技術を利用したデータの復元と被検体の画像を再構成する演算を行う画像再構成部 210、及び、処理途中のデータや処理に必要なデータ等を記憶する記憶部 250 を有している。データ処理部 200 は、図示しない外部記憶装置が接続されていてもよく、画像再構成部 210 が行う繰り返し演算において用いられる演算アルゴリズム及びその選択基準や選択ルールを、外部記憶装置或いは記憶部 250 に格納しておくことができる。

20

【0017】

操作部 400 は、データ処理部 200 や制御部 300 に対し、ユーザが条件や指令を入力するためマウス、キーボードなどの入力装置 410 と、データ処理部 200 の処理結果や画像を出力する出力装置 430 とを備える。出力装置 430 は、プリンタや表示装置 420 を含む。表示装置はユーザ入力のための GUI を表示する入力装置としても機能する。

30

【0018】

制御部 300 は、撮像部 100 及びデータ処理部 200 の動作を制御する。データ処理部 200 と制御部 300 は、同一の或いは別個の CPU（中央制御装置）を備え、データ処理部 200 で行う演算及び制御部 300 の制御は、CPU に組み込まれたプログラムを実行することにより、実現される。但し、データ処理部 200 や制御部 300 の機能の一部を ASIC や FPGA 等のハードウェアで実現する場合もある。

【0019】

このような医用撮像装置 10 は、図 2 に示すように、撮像部 100 が収集した疎な観測データをデータ処理部 200 が受け取ると（S21）、まず画像再構成部 210 は、圧縮センシングに基づく繰り返し演算を行い、画像を再構成する（S22）。この演算は、観測データそのものに対して行われる場合と、観測データを画像データに変換した後行われる場合が有りえる。さらに必要に応じて補正等の処理を行い（S23）、再構成画像を生成する。画像再構成部 210 が生成した再構成画像は、必要に応じて、表示画像として出力装置（例えば表示装置）430 に表示される（S24）。

40

【0020】

画像再構成部 210 が行う繰り返し演算 S22 は、例えば図 3 に示すように、誤差最小化処理 S31、L1 ノルム最小化処理（スパース変換処理）S33、更新処理 S34 などを含み、これらの処理を繰り返しながら、誤差が最小となる観測データを得る。L1 ノル

50

μ最小化処理は、所定の基底変換を用いた処理である。基底変換には、Wavelet変換、Curvelet変換、Total Variation (TV)、離散コサイン変換 (DCT: discrete cosine transform)、フーリエ変換、カルーネン・レーベ変換 (KLT: Karhunen-Loeve transform) 等が含まれ、複数の基底変換を組み合わせて用いることで繰り返し演算の精度が向上する。本実施形態の画像再構成部210は基底変換選択部215を有しており、繰り返し毎に、基底変換を選択する処理S32を行う。基底変換選択部215は、所定の選択基準に従って、繰り返し毎にL1ノルム最小化処理S33で用いる基底変換の種類或いはその組み合わせを選択する。選択基準については以下の実施形態で詳述するが、このように繰り返し毎に、処理S33で用いる基底変換を変更しながら繰り返し演算を実行することにより、複数の基底変換を用いることによる演算時間の延長を防止し且つ複数の基底変換を組み込んだ繰り返し演算を可能にする。

10

【0021】

従来法では、繰り返し演算に用いる基底変換は所定のものを固定しており、複数の種類を用いる場合には繰り返し毎の計算負荷が大きい。これに対し、本実施形態では、複数の種類からそれより少ない数の基底変換を選択して、処理を行い、繰り返し毎に、基底変換の選択と選択した基底変換を用いた処理を行う。これにより、複数の基底変換を用いた演算精度の向上を図ることができるとともに、各繰り返しでは、基底変換の数を減らすことができるので、演算負荷(処理コスト)を低減できる。また、演算は繰り返し毎に再現される観測データの精度が高くなり、最適な基底変換も変化しうる。本実施形態では、繰り返し毎の基底変換を選択するので、効率よく繰り返し演算を行うことができる。

20

【0022】

以下、本発明を具体的な医用撮像装置に適用した実施形態を説明する。

【0023】

<実施形態1>

本実施形態では、MRI装置を例に、データ処理部の処理を説明する。MRI装置の撮像部100の構成は、公知のMRI装置と同様であり、図4に示すように、主要要素として、静磁場発生部102、傾斜磁場発生部103、送信部104、受信部105、シーケンサ107、中央処理装置(CPU)108を含む。静磁場発生部102は、被検体101の周囲の空間に、均一な磁場を発生させる、永久磁石または常電導方式もしくは超電導方式の磁場発生手段が配置される。傾斜磁場発生部103は、傾斜磁場コイル109、および傾斜磁場コイル109を駆動する傾斜磁場電源110から構成され、傾斜磁場を被検体101に印加する。

30

【0024】

シーケンサ107は、高周波磁場パルス(RFパルス)と傾斜磁場パルスをおる所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段であり、CPU108の制御で動作し、被検体101の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信部104、傾斜磁場発生部103、受信部105へ送信する。送信部104は、高周波発生器111、変調器112、増幅器113、高周波コイル114aを含み、被検体101を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるRFパルスを照射する。受信部105は、高周波コイル114b、増幅器115、直交位相検波器116、及びA/D変換器117を含み、原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号を受信し、データ処理部200に送信する。

40

【0025】

データ処理部200は、主として画像再構成のための演算を行う画像再構成部210と、付随する装置として、キーボード、マウス、タッチパネル、ボタン等を含む入力装置410と、ディスプレイ、プリンタ等を含む出力装置430と、磁気ディスク、光ディスク等を含み、データや所望のプログラムを記憶する記憶装置450とを備えている。ここでは出力装置430として表示装置42を備える場合を例に説明する。

【0026】

50

画像再構成部 210 は受信部 105 からデータが入力されると、画像を再構成し、表示装置 420 により表示させるとともに、記憶装置 450 に記録する。画像再構成部 210 は、図 5 に示すように、撮像部 100 によって撮像（観測）された疎な観測データに対し、圧縮センシング処理を実施し、画像を再構成する CS 部 211 と、再構成画像に対し、必要に応じて、ノイズ除去やエッジ強調等の補正処理を行う補正処理部 213 と、圧縮センシングの繰り返し演算に用いる基底変換を繰り返し毎に選択する基底選択部 215 を備えている。

【0027】

この画像再構成部 210 の機能は、図 4 に示すように、CPU 108 によるプログラム処理で実現することが可能であるが、データ処理部 200 に、撮像部 100 の CPU 108 とは別の中央処理装置 (CPU) 或いは GPU (Graphics Processing Unit) を配置し、或いは、画像再構成部 210 の一部或いは全部の機能を画像処理用の専用ハードウェアで構成することも可能である。

10

【0028】

上記構成を踏まえ、以下、画像再構成部 210 の処理を説明する。

まず CS 部 211 が行う圧縮センシングについて説明する。

【0029】

圧縮センシングは、観測 Y が観測過程 A により、以下のような式で観測されたものと仮定し、真信号 X を推定する技術である。

【数 1】

$$Y = AX \quad (1)$$

20

【0030】

一般には、次式のようなコスト最小化問題を解くことで、推定値 X を得る。

【数 2】

$$\min \left(\frac{1}{2} (Y - AX)^2 + \tau \|X\|_1 \right) \quad (2)$$

ここで $\|\cdot\|_1$ は L_1 ノルムと呼ばれる。 τ は 2 乗誤差 (式 (2) の大括弧内の第 1 項) と L_1 ノルムのバランスを調整するための正のパラメータである。コスト最小化手法としてはさまざまな手法があり、どのような手法を用いても構わないが、本実施形態においては変数分離法の一つである Split Bregman 法を用いた場合について、図 6 に示すフローを参照して説明する。

30

【0031】

[初期化 S61]

撮像部 100 が収集した疎な観測データを読み込み、係数 (u_s 、 b_s) 及びパラメータの初期値をセットする。MRI 装置の撮像部 100 が収集する観測データは、 k 空間データであり、疎な観測データは、 k 空間の位相エンコード方向のデータを間引いたデータ、ラジアルスキャンの場合の放射線状のデータを間引いたデータ、 k 空間を点状に収集したデータなどである。

40

【0032】

[誤差最小化 S62]

画像再構成部 210 (CS 部 211) は、観測信号との 2 乗誤差を最小化する。具体的には、以下の式により推定画像 u を算出する。ここでは繰り返し回数 $i = k + 1$ の場合の例について述べる。

【数 3】

$$u^{k+1} = \frac{1}{2\mu+1} \Phi^T f^k + \frac{1}{2} \left(I_N - \frac{1}{2\mu+1} \Phi^T \Phi \right) (u_s^k - b_s^k) \quad (3)$$

50

ここで、 f^k は直前 (k 回目) の繰り返しにより算出された画像の周波数成分、 I_N は画像変換処理 (フーリエ変換) を含む観測過程、 T は I_N の逆変換過程を示す。 I_N はすべての要素が 1 であり、 f^k と同サイズの配列である。また u_s^k 、 b_s^k は直前 (k 回目) の繰り返しにおいて算出された変更成分である。また μ はパラメータとしての正の定数である。

【0033】

[基底選択 S 6 3]

基底選択部 215 が、当該繰り返し処理において用いる基底変換をひとつ選択する。基底変換の候補としては、TV、Wavelet 変換、Curvelet 変換、Ridgelet 変換、Contourlet 変換、フーリエ変換、離散コサイン変換、KLT 変換等の既知の直交変換があげられる。

10

【0034】

本実施形態では、候補内の基底変換を順番に利用することとし、選択基準として、現在の繰り返し回数を用いる。例えば、繰り返し回数 i (i 回目の繰り返しである) において、 N 個の基底候補 ($0 \cdots N-1$) のうち選択される基底変換は、繰り返し回数 i を N で除算したときの剰余 d を用いて、 d となる。なお基底変換の順番は、特に限定されないが、観測データの性質 (予測される性質) 等を考慮して予め決めておいてもよい。

【0035】

[L1 ノルム最小化 S 6 4]

基底変換選択部 215 により選択された基底変換を用いて、L1 ノルムを最小化する。L1 ノルムを最小化する手法として、shrinkage 処理が一般的に知られている。shrinkage 処理のひとつである soft-shrinkage 処理は次式で定義される。

20

【数 4】

$$S(u^{k+1} + b_s^k) = \begin{cases} \Psi(u^{k+1} + b_s^k) - \frac{|\lambda|}{\mu} & \text{if } \Psi(u^{k+1} + b_s^k) \geq \frac{|\lambda|}{\mu} \\ \Psi(u^{k+1} + b_s^k) + \frac{|\lambda|}{\mu} & \text{if } \Psi(u^{k+1} + b_s^k) \leq -\frac{|\lambda|}{\mu} \\ 0 & \text{if } |\Psi(u^{k+1} + b_s^k)| < \frac{|\lambda|}{\mu} \end{cases} \quad (4)$$

30

ここで、 S は shrinkage 処理を意味し、 λ はパラメータである。

【0036】

さらに式 (4) の右辺に対し、次式 (5) により逆変換を施し、 $k+1$ 回目即ち i 回目の変更成分 u_s^{k+1} を算出する。

【数 5】

$$u_s^{k+1} = \Psi^T S(u^{k+1} + b_s^k) \quad (5)$$

また式 (6) より、 b_s^k を算出する。

40

【数 6】

$$b_s^{k+1} = b_s^k + u^{k+1} - u_s^{k+1} \quad (6)$$

【0037】

[更新 S 6 5]

L1 ノルム最小化 S 6 4 によって算出された各係数から更新ベクトルを算出する。また必要に応じてパラメータの更新を行う。

繰り返し回数 i が所定の回数 m に達するまで、上述した処理 S 6 1 ~ S 6 4 を繰り返す。即ち $k+1$ 回目の処理では、S 6 4 で算出した更新ベクトルを初期値として誤差最小化ステップ S 6 2 以降の処理を行う。

50

【 0 0 3 8 】

[終了判定 S 6 6]

図示する例では、繰り返し回数が所定の回数 m に達した時点で繰り返し演算を終了しているが、繰り返しの終了判定は、繰り返し回数他に、更新ベクトルの大きさ、前回の推定結果との差分を終了条件としても良い。即ち更新ベクトルや差分が所定の大きさ（閾値）以下になったときを終了条件とする。

【 0 0 3 9 】

以上説明した処理により、推定画像が得られる。この推定画像は、 k 空間データをフーリエ変換した実空間データである。推定画像は、補正処理部 2 1 3 がノイズ除去やエッジ強調等の補正処理を行った後、表示画像に加工されて表示装置 4 2 0 に表示されるとともに、記憶装置 4 5 0 に格納される。

10

【 0 0 4 0 】

以上、説明したように、本実施形態によれば、複数の基底変換を組み合わせることによる再構成画像の画質を維持したまま、再構成時間の短縮が可能となる。図 7 に、単純化した例として、2つの基底変換を用いて4回の繰り返し演算を行った場合の、従来法と本実施形態との再構成時間の比較を示す。図中の符号 S 7 1、S 7 4 は、それぞれ上述した図 6 の処理 S 6 1、S 6 5 に対応し、S 7 2 及び S 7 3 は異なる種類の基底変換 A、B を用いた L 1 ノルム最小化 S 6 4 に対応する。

【 0 0 4 1 】

従来法では、繰り返し毎に複数の基底変換を用いて処理 S 6 4 (S 7 2 + S 7 3) を行っているのに対し、本実施形態では繰り返し毎に基底変換を変更し且つ処理全体として複数の基底変換を用いるようにしている。これにより本実施形態の再構成時間は従来法より大幅に短縮され、しかも L 1 ノルム最小化に複数の基底変換が使われているので、最終的に得られる復元画像の画質は従来法と同様の画質を維持することができる。

20

【 0 0 4 2 】

< 実施形態 2 >

実施形態 1 では、予め定めた基底変換の順番に従って基底選択部 2 1 5 が基底変換を選択したが、本実施形態では、基底を選択する際に選択基準を動的に変更させることで、より高速もしくは高画質な再構成画像を取得可能にする。

本実施形態においても、装置の全体構成は実施形態 1 と同様であり、重複する説明は省略する。以下、実施形態 1 と異なる点を中心に、本実施形態の画像再構成部の処理、特に基底選択部 2 1 5 の処理を説明する。

30

【 0 0 4 3 】

本実施形態の画像再構成部の構成の一例を図 8 に示す。図 8 において、図 5 に示した構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。本実施形態においては、画像再構成部 2 1 0 に重み算出部 2 1 7 を追加する。重み算出部 2 1 7 は、基底選択部 2 1 6 における基底選択を制御するための重みを算出する。これにより基底選択部 2 1 6 の処理内容は、実施形態 1 の基底選択部 2 1 5 とは異なる。画像再構成部における処理の流れは、図 6 における基底選択処理 S 6 3 の内容が異なる以外は、実施形態 1 と同様であり、必要に応じて図 6 を参照する。

40

【 0 0 4 4 】

以下、重み算出部 2 1 7 および基底選択部 2 1 6 の処理について説明する。

重み算出部 2 1 7 は、各基底変換における重み w を算出し、基底選択部 2 1 5 に送信する。重み w は基底変換の候補数と同じ次元のベクトルであり、一般には 0 ~ 1 の値を持つ。

重みの算出には、各基底変換後の L 1 ノルム、更新ベクトルの大きさ、入力部から送信されたユーザの嗜好、撮像部 1 0 0 から送信された撮影パラメータ等のうちからひとつ、もしくはそれらの組み合わせを利用する。

【 0 0 4 5 】

基底変換後の L1 ノルムを利用する場合、重み算出部 2 1 7 は、まず候補となる各基底変

50

換を用いて観測データを変換し、L1ノルムの大きさを求める。そしてL1ノルムの大きさに反比例するように重み係数を算出する。これにより、よりスパースな変換が可能な基底が選択されやすくなる。更新ベクトルの大きさについても、同様に候補となる各基底変換を用いて変換した後の更新ベクトルの大きさを求めておき、それに反比例するように重み係数を算出する。

【0046】

ユーザの嗜好を取り入れる場合は、表示装置420にユーザ入力用の画面(GUI)を表示する。図9(A)~(C)にユーザに提示される入力画面の例を示す。図示する例では、例えば画質と処理速度のどちらを重視するか(提示例:図9(A))、もしくはそれらのバランス(提示例:図9(B)、(C))を入力させる。入力装置410は、ユーザにより入力されたデータを重み算出部217に送信する。重み算出部217は、事前に各基底変換に必要な処理時間を計測したデータを保持しておく。ユーザがより処理速度を重視する場合、より高速に処理可能な基底変換の重みを大きく設定することで、処理速度を向上させることが可能である。また画質についても、例えば、基底変換毎の、演算の繰り返し回数(処理時間)とSN比との関係を予めデータとして保持しておいてもよく、この関係をもとに基底変換の重みを設定するようにしてもよい。

10

【0047】

撮影パラメータを利用する場合は、まず撮像部100が観測時に用いられた撮影パラメータ、例えば、撮影部位、シーケンス、スライス厚、FOV(Field of View)、マトリクスサイズ等を重み算出部217に送信する。MRIでは撮影条件により、観測画像が大きく異なるので、重み算出部217は各部位およびシーケンスについて重みテーブルを事前に定義しておく。例えば、TOF(Time of Flight)画像では、血管が非常に強い信号値を持ちコントラストが高い。このような場合はTVやWavelet変換が高速かつ高効率であるため、これらの基底変換の重みを大きく設定する。これにより高速かつ高画質な再構成画像が取得できる。

20

【0048】

重み算出部217は、算出した基底変換の重み係数を基底選択部216に送信する。なお重み係数は、記憶部250或いは記憶装置450に格納しておいてもよい。

【0049】

基底選択部216は、重み算出部217から送信された重みwを用いて基底の選択順序を決定する。ここで、重みが0もしくは事前に決定した閾値以下となった基底変換候補については選択候補から除外するようでもよい。重みを用いた選択順序の決定方法としては様々な手法が考えられ、どのような手法を用いても構わない。例えば、もっとも単純な手法として、重みを各基底変換の選択確率として用いる方法がある。この方法は、例えば、3種類の基底変換候補A、B、Cがあり、重みwが $w = (0.5, 0.3, 0.2)$ に算出された場合、Aが5個、Bが3個、Cが2個からなる基底変換候補からランダムに一つを選択するというものである。この方法は、繰り返し回数が少ない場合、特定の基底変換が偏る可能性がある。

30

【0050】

他の手法として、重みに応じた頻度を持つような順序を生成する手法がある。この方法を前掲の3種類の基底変換候補A、B、Cで、重み $w = (0.5, 0.3, 0.2)$ の場合について説明する。図10に順序テーブルの算出過程を示す。

40

【0051】

まず重みを比の形に整理し選択回数とする。この例では5:3:2となる。このとき適切な閾値をもちいて整数化してもよい。次に選択回数の総和分の選択順序テーブル700を生成する。この例では10回である。選択回数の大きい順に選択間隔が均等になるよう選択順序テーブルを埋めていく。例えば基底Aの選択回数は5であるため、図10上段に示すように埋められる。基底BおよびCについても、順次、図10中段、下段に示すように埋めることで、偏りのない選択順序が生成できる。各繰り返しにおいて、基底選択部216は算出した順序テーブル700に従って、基底を選択する。繰り返し回数が順序テ

50

ブル700の大きさを超えるときは、順序テーブル700の最初に戻る。

【0052】

なお選択順序決定方法として、2つの手法を例示したが、これらを組み合わせることも可能である。例えば繰り返し回数が小さい段階では、2番目に説明した手法を採用し、その後、重みを各基底変換の選択確率として用いる方法に切り替えてもよい。

【0053】

基底選択部216によって、基底変換の順序が決まった後は、実施形態1の画像再構成部の処理フローと同様であり、選択された基底変換を用いてL1ノルム最小化S64と更新S65を所定の繰り返し回数になるまで繰り返す。

【0054】

本実施形態によれば、選択可能な基底変換について、画質や処理時間を考慮した基底変換を選択することができ、高速かつ高画質な再構成画像を取得可能である。また本実施形態によれば、ユーザの嗜好が反映可能な画像再構成を実施することができる。

【0055】

<変形例>

上述した実施形態1及び実施形態2では、CS演算の繰り返し毎に、複数の基底変換候補から一つの基底変換を選択する場合を示したが、基底選択部は、複数の基底変換候補から、複数の基底変換を選択するようにしてもよい。また各繰り返しにおいて、選択する基底変換の数を異ならせてもよい。

複数の基底を選択する場合、選択方法としては様々な手法が考えられ、どのような手法を用いてもよく、例えば、実施形態1のように予め定めた基底変換の順番に従ってもよいし、実施形態2のように重みを利用してもよい。

【0056】

一例として、3種類の基底候補から、2種類の基底を選択する場合について、重みを利用する手法を説明する。例えば、1つの基底を選択した場合と同様に、重みを確率として2種類の基底を選択してもよい。もしくは、図11に示すように、実施形態2において1つの基底を選択する際に使用した順序テーブル700と同様の順序テーブル800を作成し、2回の繰り返しに相当する2個の枠(太線で示す)801をひとまとめにして1回の繰り返し分とする順序テーブル800を作成する。図11に示す例では、一つの枠内に同一の基底が含まれないが、重みによって或いは3種類以上を選択する場合、一つの枠に同一基底が含まれる可能性がある。これを避けるために、同一の基底が選択されないことを制約条件としてもよい。

【0057】

本変形例によれば、ユーザ入力により、より画質を重視するよう入力装置410から信号が送信された場合や、観測データの観測点数が少ない場合においては、複数の基底を選択することにより画質の向上が期待できる。

【0058】

以上、本発明をMRI装置に適用した実施形態を説明したが、本発明はスパース性のある観測データ(疎な観測データ)を取得可能な撮像部と、疎な観測データをもとに医用画像を再構成する機能を備えた医用撮像装置であれば、MRI装置に限らず、適用することができる。以下の実施形態では、MRI装置以外の医用撮像装置の例を説明する。

【0059】

<実施形態3>

実施形態3は、医用撮像装置が、超音波診断装置の場合の実施形態である。

図12に、実施形態3に係る医用撮像装置としての超音波診断装置の一構成例を示す。図12において、図4に示した構成要素と同様の機能を有する要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。図示するように、超音波診断装置90は、超音波撮像部900として、超音波探触子901と、送信部902と、受信部903と、超音波送受信制御部904と、整相加算部905を備えている。

【0060】

10

20

30

40

50

送信部 902 は超音波探触子 901 を介して被検体 101 に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する。受信部 903 は被検体 101 から発生する時系列の反射エコー信号を受信する。超音波送受信制御部 904 は送信部 902 と受信部 903 を制御する。整相加算部 905 は受信された反射エコー信号を整相加算して、RF 信号フレームデータを時系列に生成する。整相加算部 905 はアナログデジタル (A/D) 変換器を内蔵し、RF 信号フレームデータを観測データとして、データ処理部 200 の画像再構成部 210 に出力する。画像再構成部 210 は RF フレームデータを用いて超音波エコー画像を生成する。

【0061】

この際、画像再構成部 210 は超音波エコー画像をスパース性のある観測データとして用いて、実施形態 1 或いは実施形態 2 或いはそれらの変形例と同様に、CS 演算を行う。この際、CS 演算に用いる基底変換を演算の繰り返し毎に選択しながら、複数の基底変換を用いた処理を行い、高速かつ高画質な超音波画像を算出する。

10

【0062】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置によれば、高画質な超音波画像を高速に取得することが可能となる。

【0063】

<実施形態 4 >

実施形態 4 は、画像撮像装置が、高画質な CT (Computed Tomography) 画像を取得することが可能な CT 装置の実施例である。

図 13 に、本実施例形態に係る医用撮像装置としての CT 装置の一構成例を示す。同図においても、図 4 に示した構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。

20

【0064】

図 13 において、CT 撮像部 1000 は、X 線管装置 1001 と、回転円盤 1002 と、コリメータ 1003 と、X 線検出器 1006 と、データ収集装置 1007 と、寝台 1005 と、システム制御部 1008 とを備える。X 線管装置 1001 は、寝台 1005 上に載置された被検体に X 線を照射する装置である。コリメータ 1003 は X 線管装置 1001 から照射される X 線の放射範囲を制限する装置である。回転円盤 1002 は、寝台 1005 上に載置された被検体 101 が入る開口部 1004 を備えるとともに、X 線管装置 1001 と X 線検出器 1006 を搭載し、被検体の周囲を回転するものである。

30

【0065】

X 線検出器 1006 は、X 線管装置 1001 と対向配置され、被検体を透過した X 線を検出することにより透過 X 線の空間的な分布を計測する装置であり、多数の X 線検出素子を回転円盤 1002 の回転方向に配列したもの、若しくは回転円盤 1002 の回転方向と回転軸方向との 2 次元に配列したものである。データ収集装置 1007 は、X 線検出器 1006 で検出された X 線量をデジタルデータとして収集する。また、システム制御部 1008 は、回転円盤 1002 の回転、寝台 1005 の上下前後左右動、X 線管装置 1001 に入力される電力等を制御する。

【0066】

CT 撮像部 1000 は、観測データ (各回転角度の投影データ) をデータ処理部 200 の画像再構成部 210 に送信する。画像再構成部 210 は、図 14 に示すように、投影データを用いて CT 画像を生成する逆投影処理部 219 と、逆投影処理部 219 が作成した CT 画像に対し CS 演算を行う CS 演算部 211、基底選択部 215 を備える。図 14 では省略しているが、図 8 と同様に重み算出部や補正処理部を備えていてもよく、重み算出部を備える場合基底選択部 215 は図 8 の基底選択部 216 に置き換わる。逆投影処理部 219 が生成する CT 画像は X 線吸収係数を画素値とする画像であり、X 線吸収係数が同一組織内部では一定であり組織の境界でのみ変化すると仮定すると、スパース性のある観測データである。従って、実施形態 1 で説明した式 (3) 及び (4) を用いた CS 演算の対象となる。CS 演算部 211 は、このようなスパース性のある観測データを用いて、実施形態 1 或いは実施形態 2 或いはそれらの変形例と同様に、CS 演算における基底

40

50

変換を演算の繰り返し毎に選択しながら、複数の基底変換を用いた処理を行い、高速かつ高画質なCT画像を算出する。

【0067】

以上のように、本実施形態によれば、高画質なCT画像を高速に取得することが可能となる。

【0068】

以上、本発明の各実施形態を説明したが、本発明は上記した実施形態に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施形態は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施形態の構成の一部を他の実施形態の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施形態の構成に他の実施形態の構成を加えることが可能である。また、各実施形態の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

10

【0069】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するCPUのプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

【符号の説明】

【0070】

100：撮像部、101：被検体、102：静磁場発生部、103：傾斜磁場発生部、104：送信部、105：受信部、108：中央処理装置(CPU)、109：傾斜磁場コイル、110：傾斜磁場電源、111：高周波発生器、112：変調器、113：増幅器、114a、114b：高周波コイル、200：データ処理部、210：画像再構成部、211：CS演算部、213：補正処理部、215、216：基底選択部、217：重み算出部、250：記憶部、300：制御部、400：操作部、410：入力装置、420：表示装置、430：出力装置、450：記憶装置、900：超音波撮像部、1000：CT撮像部。

20

【 図 1 】

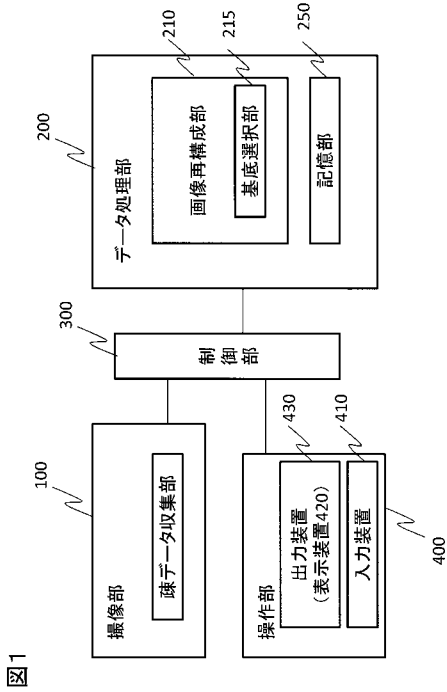


図1

【 図 2 】

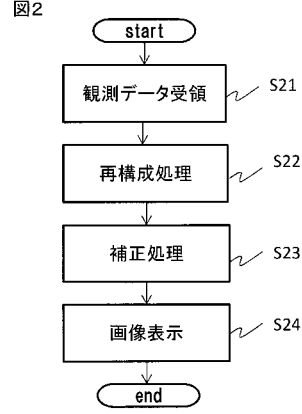


図2

【 図 3 】

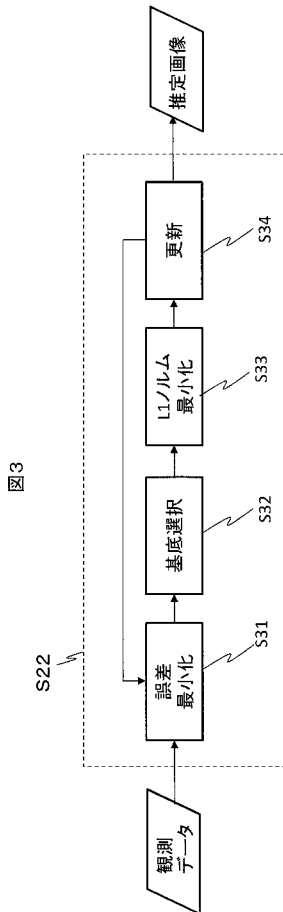


図3

【 図 4 】

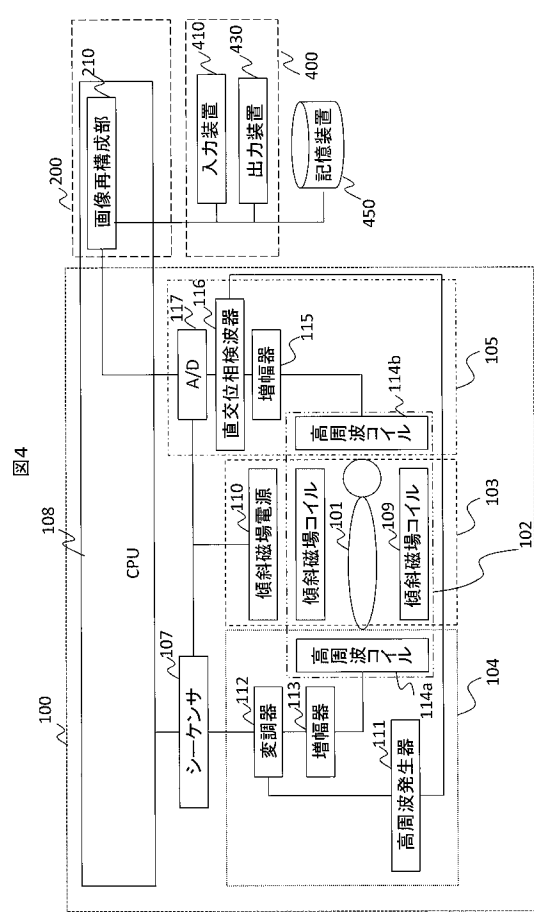
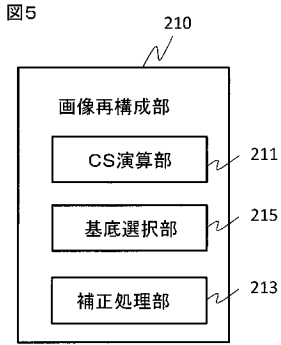
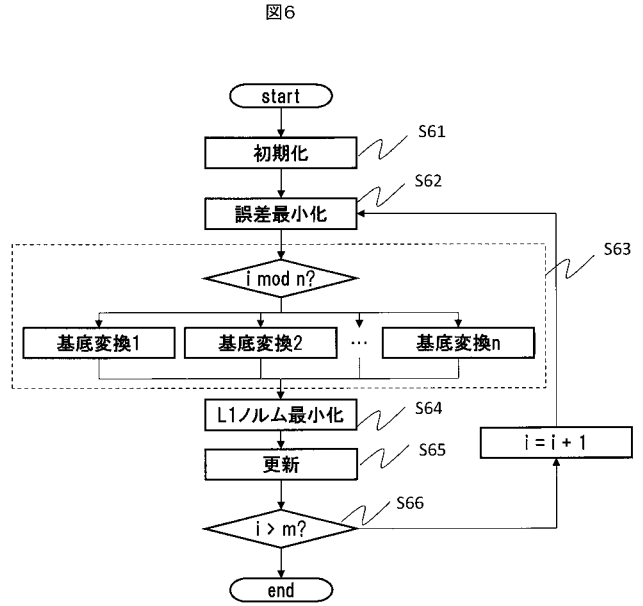


図4

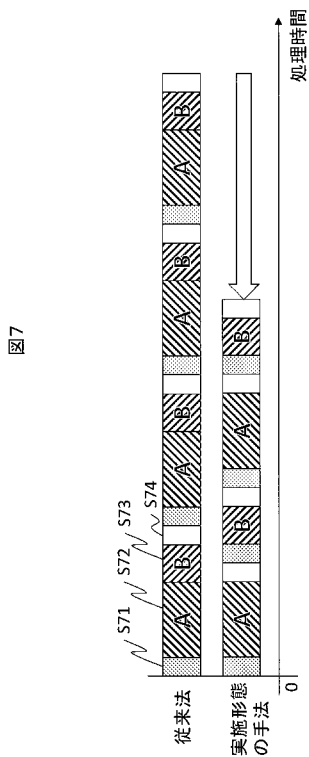
【 図 5 】



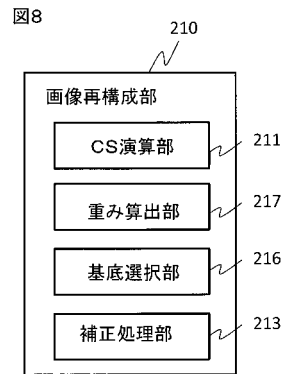
【 図 6 】



【 図 7 】

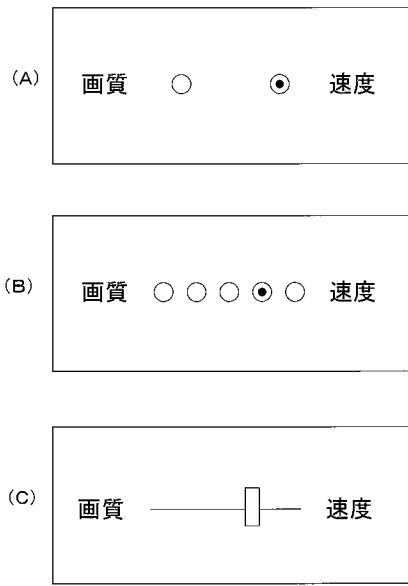


【 図 8 】



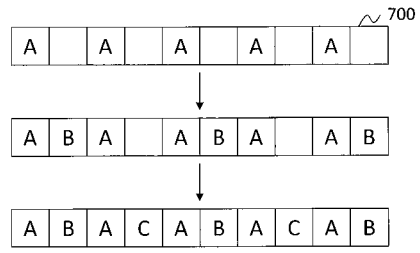
【 図 9 】

図9



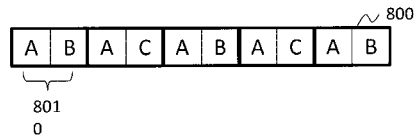
【 図 1 0 】

図10



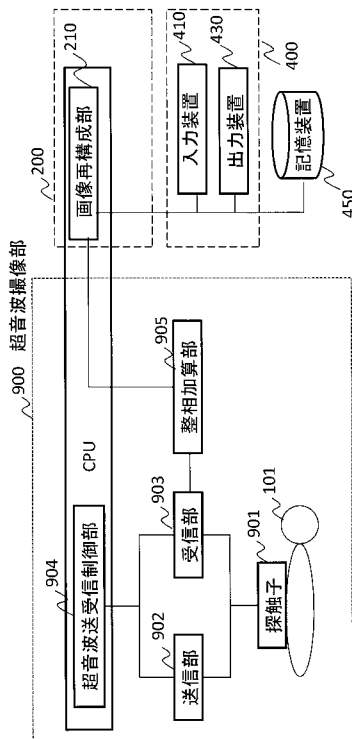
【 図 1 1 】

図11



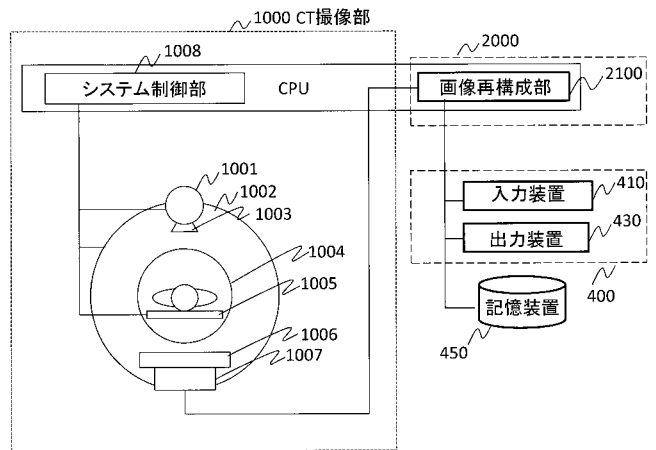
【 図 1 2 】

図12

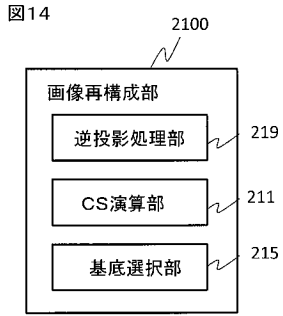


【 図 1 3 】

図13



【 図 1 4 】



专利名称(译)	医学成像装置，图像处理方法和程序		
公开(公告)号	JP2018134199A	公开(公告)日	2018-08-30
申请号	JP2017030236	申请日	2017-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	野口喜実		
发明人	野口 喜実		
IPC分类号	A61B5/055 A61B6/03 A61B8/14		
CPC分类号	A61B5/055 A61B6/032 A61B6/5205 A61B8/5207 G06T11/006 G06T2211/424 G06T2211/432 A61B5/726 A61B8/14 G06T11/008		
FI分类号	A61B5/05.376 A61B6/03.350.U A61B8/14 A61B5/055.376		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA28 4C093/EA12 4C093/EB17 4C093/EB18 4C093/EC42 4C093/FE01 4C096/AB01 4C096/AB26 4C096/BA37 4C096/BB14 4C096/BB18 4C096/BB28 4C096/CA02 4C096/CA03 4C096/CA05 4C096/CD09 4C096/DB01 4C096/DD09 4C096/DD10 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/GB11 4C601/JB51 4C601/JC02		
其他公开文献	JP2018134199A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在执行压缩感测的医学成像设备中保持图像质量的同时缩短重建处理时间。一种医学成像设备，包括：图像重建单元，用于执行压缩感测的迭代优化操作以重建图像；以及基础选择单元，用于选择在每次重复时用于优化的基础变换。基础选择单元可以根据预定的基本顺序选择基础，或者可以通过使用预先设置的加权系数作为基础来选择基础。本发明应用于诸如MRI设备，超声成像设备，CT设备等的医学成像设备。点域1

