

(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
2022年9月9日(09.09.2022)



(10) 国際公開番号

WO 2022/186263 A1

- (51) 国際特許分類:
G01R 33/48 (2006.01) *A61B 5/055* (2006.01)
G01N 24/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/008813
- (22) 国際出願日: 2022年3月2日(02.03.2022)
- (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 2021-032652 2021年3月2日(02.03.2021) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人東京工業大学 (TOKYO INSTITUTE OF TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒1528550 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 鈴木 賢治 (SUZUKI Kenji); 〒1528550 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号
- 国立大学法人東京工業大学内 Tokyo (JP).
ジン ゼ (JIN Ze); 〒1528550 東京都目黒区大岡山 2 丁目 1 2 番 1 号 国立大学法人東京工業大学内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 家入 健 (IEIRI Takeshi); 〒2210835 神奈川県横浜市神奈川区鶴屋町三丁目 3 番 8 アサヒビルディング 5 階 響国際特許事務所 Kanagawa (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JM, 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,

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND NON-TRANSITORY COMPUTER READABLE MEDIUM HAVING PROGRAM STORED THEREON

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理方法及びプログラムが格納された非一時的なコンピュータ可読媒体

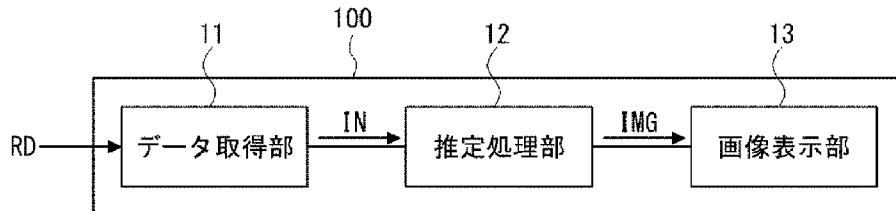


Fig. 2

- 11 Data acquisition unit
12 Inference processing unit
13 Image display unit

(57) Abstract: The present disclosure makes it possible to acquire an image of high quality while shorten an imaging time by an MRI device. A data acquisition unit (11) acquires low-density sampling k-space raw data obtained by imaging a subject while reducing the number of measurement points by the MRI device, and outputs input data (IN) based on the low-density sampling k-space raw data. An inference processing unit (12) performs inference processing by inputting the input data (IN) to a trained model, and outputs restored image data (IMG) in which the image quality reduced by reducing the number of measurement points has been restored. An image display unit (13) displays the restored image data (IMG).

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, 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, 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))

(57) 要約: 本開示は、MRI装置の撮像時間を短縮しつつ高画質の画像を取得することができる。データ取得部(11)は、MRI装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリングk空間生データを取得し、低密度サンプリングk空間生データに基づく入力データ(IN)を出力する。推定処理部(12)は、入力データ(IN)を学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データ(IMG)を出力する。画像表示部(13)は、回復済み画像データ(IMG)を表示する。

明 細 書

発明の名称：

画像処理装置、画像処理方法及びプログラムが格納された非一時的なコンピュータ可読媒体

技術分野

[0001] 本開示は、画像処理装置、画像処理方法及びプログラムが格納された非一時的なコンピュータ可読媒体に関する。

背景技術

[0002] 核磁気共鳴イメージング（MRI：Magnetic Resonance Imaging）装置は、被検体である生体、例えば人体の組織に磁場を印加し、そのときに生じる核磁気共鳴（NMR：Nuclear Magnetic Resonance）現象を利用して、2次元又は3次元の画像情報を取得する装置である。MRI装置は、CT（Computed Tomography）装置では撮影できない組織を撮影でき、かつ、放射線被曝が無いなど優れた特長を有している。

[0003] MRIでは、撮像時のNMR信号の読み取りにおいて、被検体に傾斜磁場を印加し位置のエンコードを行い、計測空間であるk空間における生データの集合として撮像データが取得される。k空間と実空間とは互いにフーリエ変換の関係にあるので、k空間での撮像データをフーリエ変換することで、実空間での画像が再構成される（特許文献1～3）。

[0004] MRI装置での被検体の撮像は比較的長時間を要し、一般的には数十分の撮像時間を要する。そのため、撮像に長時間を要することによる被検体の負担の軽減やMRI装置での撮像のスループット向上を図るため、k空間の計測点を間引いてサンプリングし、計測点間の未計測データを補間して画像の解像度を補償する高速撮像手法が用いられる。高速撮像手法としては、例えば、圧縮センシング法（Compressed Sensing）がある。その他の高速撮像手法としては、例えば、FSE（Fast Spin Ech

o) 法、EPI (Echo Planner Imaging) 法及びGE (Gradient Echo) 法などが知られている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2017-000573号公報

特許文献2：特開平10-277000号公報

特許文献3：特開2001-218752号公報

特許文献4：米国特許第7545965号明細書

特許文献5：米国特許第6819790号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかし、上述した一般的な高速撮像手法では、間引くことが可能な計測点の割合には限界が有るため、通常の撮像時と比べて、短縮できる撮像時間は50%程度に過ぎない。よって、スループットを大幅に向上させることは原理的に困難である。

[0007] また、計測点を間引いたことにより、再構成した画像の分解能の低下、アーティファクトの増加、ノイズの増加などが生じるという問題が有り、その結果、画像の画質低下の原因ともなる。

[0008] 図28に、MRI装置によって通常の高精細撮像及び高速撮像を行ったときのk空間生データと再構成した画像の例を示す。k空間の生データの表示においては、縦軸に位相エンコード、横軸に周波数エンコードをとっている。

[0009] 上段の高精細撮像では、この例では、計測すべき位相エンコードの全範囲の計測を行っているため、そこから再構成した画像は精細な画像となっている。しかし、上述したように、計測点が多いために、撮像には比較的長時間を要する。

[0010] これに対し、下段の高速撮像では、sで表示した位置の撮像はスキップさ

れており、 k 空間の生データにおいて黒塗りとなっている部分が、間引かれた計測点に対応する。この例では、高精細撮像と比べて、計測点がおよそ $1/2$ 程度に削減されている。そこから再構成された画像は、間引き撮像による情報の欠落のため、高精細撮像の例と比べて、画質が劣化しアーティファクトが生じており、特に組織の境界が不鮮明になっていることが認められる。よって、画質が要求水準に満たない場合には、計測点を増加させるなどの措置が必要になり、高速撮像による撮像時間の削減はより制限されることとなる。

課題を解決するための手段

[0011] 本開示の一態様である画像処理装置は、MRI装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリング k 空間生データを取得し、前記低密度サンプリング k 空間生データに基づく入力データを出力するデータ取得部と、前記入力データを学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データを出力する推定処理部と、前記回復済み画像データを表示する画像表示部と、を有するものである。これにより、間引かれた計測点により低下した入力データの画質を回復し、画質が回復された回復済み画像データに基づく高画質の画像を表示することができる。

[0012] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データの間引かれた計測点を補間した補間済み k 空間生データに変換し、前記補間済み k 空間生データを前記入力データとして前記推定処理部へ出力し、前記推定処理部は、前記補間済み k 空間生データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、前記間引かれた計測点により低下した画質が回復された推定 k 空間生データを出力し、前記推定 k 空間生データをフーリエ変換することで再構成した前記回復済み画像データを出力する k 空間推定処理部として構成されることが望ましい。これにより、推定処理部に、 k 区間生データである入力データを適切に入力することができる。

[0013] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換することで再構成した画像データを逆フーリエ変換して逆再構成することで、前記補間済み k 空間生データを取得することが望ましい。これにより、低密度サンプリング k 空間生データを好適に補間することができる。

[0014] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換した画像データを前記入力データとして前記推定処理部へ出力し、前記推定処理部は、変換された前記画像データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、前記間引かれた計測点により低下した画質が回復された前記回復済み画像データ出力する画像空間推定処理部として構成されることが望ましい。これにより、推定処理部に、画像データである入力データを適切に入力することができる。

[0015] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記推定処理部は、1つ以上の k 空間推定処理部と1つ以上の画像空間推定処理部と、が直列的に配列され、前記 k 空間推定処理部は、入力データである k 空間生データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、画質が回復された k 空間生データを出力し、前記 k 空間生データをフーリエ変換することで再構成した第2の画像データを出力し、前記画像空間推定処理部は、入力データである画像データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、画質が回復された画像データを出力し、前記画像空間推定処理部の後段に前記 k 空間推定処理部が配置される場合には、前記画像空間推定処理部と前記 k 空間推定処理部との間に、前段の前記画像空間推定処理部が出力する画像データを逆フーリエ変換して逆再構成した k 空間生データを、後段の前記 k 空間推定処理部へ出力する画像逆再構成部が設けられ、前記 k 空間推定処理部及び前記画像空間推定処理部の直列的な配列の最後尾から出力される画像データが前記回復済み画像データとして出力されることが望ましい。これにより、多段階の推定処理を行うことができ、回復済み画像

データの画質をより向上させることが可能となる。

[0016] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記 k 空間推定処理部及び前記画像空間推定処理部の直列的な配列の先頭が前記 k 空間推定処理部である場合には、前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データの間引かれた計測点を補間した補間済み k 空間生データに変換し、前記補間済み k 空間生データを前記入力データとして、先頭の前記 k 空間推定処理部へ出力し、前記 k 空間推定処理部及び前記画像空間推定処理部の直列的な配列の先頭が前記画像空間推定処理部である場合には、前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換した画像データを前記入力データとして先頭の前記画像空間推定処理部へ出力することが望ましい。これにより、多段階の推定処理をおこなうときに、先頭の推定処理部に適切な形式の入力データを入力することができる。

[0017] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記データ取得部は、前記 MR I 装置にて計測点を間引いて前記被検体を撮像することで予め得られた低密度サンプリング k 空間生データである学習データと、前記 MR I 装置にて計測点を間引くことなく前記被検体を撮像することで予め得られた高密度サンプリング k 空間生データである教師データとを読み込み、読み込んだ前記学習データ及び前記教師データに基づく学習用入力データを前記推定処理部へ出力し、前記推定処理部は、前記学習用入力データに基づいた教師有り学習を行うことで、前記学習済みモデルを構築することが望ましい。これにより、推定処理に用いる学習済みモデルを好適に構築することができる。

[0018] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記データ取得部は、前記 MR I 装置にて計測点を間引いて前記被検体を撮像することで予め得られた低密度サンプリング k 空間生データを再構成して得られた学習データと、前記 MR I 装置にて計測点を間引くことなく前記被検体を撮像することで予め得られた高密度サンプリング k 空間生データを再構成して得られた教師データと、を読み込み、読み込んだ前記学習データ及び

前記教師データに基づく学習用入力データを前記推定処理部へ出力し、前記推定処理部は、前記学習用入力データに基づいた教師有り学習を行うことで、前記学習済みモデルを構築することが望ましい。これにより、推定処理に用いる学習済みモデルを好適に構築することができる。

[0019] 本開示の一態様である画像処理装置は、上記の画像処理装置であって、前記学習済みモデルは、MTANN (Massive-Training Artificial Neural Network) として構成されたネットワークに学習用データと教師データとを入力して学習を行うことで取得されたネットワークであることが望ましい。これにより、推定処理に用いる学習済みモデルを好適に構築することができる。

[0020] 本開示の一態様である画像処理方法は、MRI装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリングk空間生データを取得し、前記低密度サンプリングk空間生データに基づく入力データを出力し、前記入力データを学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データを出力し、前記回復済み画像データを表示するものである。これにより、間引かれた計測点により低下した入力データの画質を回復し、画質が回復された回復済み画像データに基づく高画質の画像を表示することができる。

[0021] 本開示の一態様であるプログラムは、MRI装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリングk空間生データを取得し、前記低密度サンプリングk空間生データに基づく入力データを出力する処理と、前記入力データを学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データを出力する処理と、前記回復済み画像データを表示する処理と、をコンピュータに実行させるものである。これにより、間引かれた計測点により低下した入力データの画質を回復し、画質が回復された回復済み画像データに基づく高画質の画像を表示することができる。

発明の効果

[0022] 本開示によれば、MRI装置の撮像時間を短縮しつつ高画質の画像を取得

することができる情報処理装置、情報処理方法及びプログラムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]実施の形態1にかかる画像処理装置を実現するためのハードウェア構成の一例を示す図である。

[図2]実施の形態1にかかる画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図3]実施の形態1にかかる画像処理装置の構成をより詳細に示す図である。

[図4]実施の形態1にかかる画像処理装置の処理のフローチャートである。

[図5]データ取得部のk空間生データの読み込みの概要を示す図である。

[図6]データ取得部が低密度k空間生データの補間機能を有する場合の画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図7]ステップS E 1 1の処理手順のフローチャートである。

[図8]実施の形態1にかかる画像処理装置におけるデータの流れを示す図である。

[図9]実施の形態1にかかる画像処理装置が学習済みモデル構築機能を有する場合の構成を模式的に示す図である。

[図10]実施の形態1にかかる画像処理装置の学習処理のフローチャートである。

[図11]MTANNの構造とMTANNへのデータ入力の概要を示す図である。

[図12]推定部と機械学習部とを統合した場合の画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図13]撮像方法を変えて撮像した被検体の画像の例を示す図である。

[図14]実施の形態2にかかる画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図15]実施の形態2にかかる画像処理装置の推定フェーズにおける処理のフローチャートである。

[図16]実施の形態2にかかる画像処理装置におけるデータの流れを示す図である。

[図17]実施の形態2にかかる画像処理装置が学習済みモデル構築機能を有する場合の構成を模式的に示す図である。

[図18]実施の形態2にかかる画像処理装置の学習処理のフローチャートである。

[図19]実施の形態3にかかる第1の構成例である画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図20]実施の形態3にかかる第1の構成例である画像処理装置の推定フェーズにおける処理のフローチャートである。

[図21]実施の形態3にかかる第2の構成例である画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図22]実施の形態3にかかる第2の構成例である画像処理装置の推定フェーズにおける処理のフローチャートである。

[図23]実施の形態4にかかる第1の構成例である画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図24]実施の形態4にかかる第1の構成例である画像処理装置の推定フェーズにおける処理のフローチャートである。

[図25]実施の形態4にかかる第2の構成例である画像処理装置の構成を模式的に示す図である。

[図26]実施の形態4にかかる第2の構成例である画像処理装置の推定フェーズにおける処理のフローチャートである。

[図27]フィルターバンク画像出力型の推定処理部の構成を模式的に示す図である。

[図28]MR I装置によって通常の高精細撮像及び高速撮像を行ったときのk空間生データと再構成した画像の例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0024] 以下、具体的な実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。ただし、以下の実施の形態に限定される訳ではない。また、説明を明確にするため、以下の記載及び図面は、適宜簡略化されている。また、同一の要

素には、同一の符号を付し、重複する説明は省略する。

[0025] 実施の形態 1

まず、実施の形態 1 にかかる画像処理装置の理解の前提として、画像処理装置を実現するためのハードウェア構成の一例を示す。図 1 に、実施の形態 1 にかかる画像処理装置を実現するためのハードウェア構成の一例を示す図である。画像処理装置 100 は、専用コンピュータ、パーソナルコンピュータ（PC）などのコンピュータ 1000 により実現可能である。但し、コンピュータは、物理的に単一である必要はなく、分散処理を実行する場合には、複数であってもよい。図 1 に示すように、コンピュータ 1000 は、CPU（Central Processing Unit）1001、ROM（Read Only Memory）1002 及び RAM（Random Access Memory）1003 を有し、これらがバス 1004 を介して相互に接続されている。尚、コンピュータを動作させるための OS ソフトなどは、説明を省略するが、この画像処理装置を構築するコンピュータも当然有しているものとする。

[0026] バス 1004 には、入出力インターフェイス 1005 も接続されている。入出力インターフェイス 1005 には、例えば、キーボード、マウス、センサなどよりなる入力部 1006、CRT、LCD などよりなるディスプレイ、並びにヘッドフォンやスピーカなどよりなる出力部 1007、ハードディスクなどより構成される記憶部 1008、モデム、ターミナルアダプタなどより構成される通信部 1009 などが接続されている。

[0027] CPU 1001 は、ROM 1002 に記憶されている各種プログラム、又は記憶部 1008 から RAM 1003 にロードされた各種プログラムに従って各種の処理、本実施の形態においては、例えば後述する画像処理装置 100 の各部の処理を実行する。なお、GPU（Graphics Processing Unit）を設けて、CPU 1001 と同様に、ROM 1002 に記憶されている各種プログラム、又は記憶部 1008 から RAM 1003 にロードされた各種プログラムに従って各種の処理、本実施の形態においては、例えば後述する画像処理装置 100 の各部の処理を行ってもよい。なお、GPU は、定型的な処

理を並列的に行う用途に適しており、後述するニューラルネットワークにおける処理などに適用することで、CPU 1001に比べて処理速度を向上させることも可能である。RAM 1003には又、CPU 1001及びGPUが各種の処理を実行する上において必要なデータなども適宜記憶される。

[0028] 通信部1009は、例えば図示しないインターネットを介しての通信処理を行ったり、CPU 1001から提供されたデータを送信したり、通信相手から受信したデータをCPU 1001、RAM 1003、記憶部1008に出力したりする。記憶部1008はCPU 1001との間でやり取りし、情報の保存・消去を行う。通信部1009は又、他の装置との間で、アナログ信号又はデジタル信号の通信処理を行う。

[0029] 入出力インターフェイス1005はまた、必要に応じてドライブ1010が接続され、例えば、磁気ディスク1011、光ディスク1012、フレキシブルディスク1013、又は半導体メモリ1014などが適宜装着され、それらから読み出されたコンピュータプログラムが必要に応じて記憶部1008にインストールされる。

[0030] 以下、実施の形態1にかかる画像処理装置100の構成及び動作について説明する。図2に、実施の形態1にかかる画像処理装置100の構成を模式的に示す。画像処理装置は、データ取得部11、推定処理部12及び画像表示部13を有する。

[0031] 図3に、実施の形態1にかかる画像処理装置100の構成をより詳細に示す。図4に、実施の形態1にかかる画像処理装置100の処理のフローチャートを示す。データ取得部11は、MRI装置にて計測点を間引いて高速撮像されたk空間の生データである、k空間生データRDを読み込む。なお、以下では、MRI装置にて計測点を間引いて高速撮像された、すなわち低密度のサンプリングにより撮像されたk空間生データを低密度サンプリングk空間生データとも称する。データ取得部11は、読み込んだ低密度サンプリングk空間生データRDを、推定処理部12へ出力する。データ取得部11は、記憶装置やMRI装置から適宜低密度サンプリングk空間生データRD

を読み込むことが可能である（図4のステップSE11）。

[0032] 図5に、データ取得部11のk空間生データ取得の概要を示す。記憶装置としては、例えば、上述の記憶部1008やRAM1003を用いることができる。低密度サンプリングk空間生データRDは、記憶部1008及びRAM1003などの記憶装置に格納され、適宜データ取得部11が読み込むことができる。また、低密度サンプリングk空間生データRDは、MRI装置1200からデータ取得部11に与えられてもよい。

[0033] なお、データ取得部11から推定処理部12へ入力データINとしてk空間生データを与える場合、推定処理部12で行う推定処理又は後述する学習処理を円滑かつ高精度に行うには、計測点を間引いて高速撮像した低密度サンプリングk空間生データRDのままではなく、間引いた計測点を補間したk空間生データを与えることが望ましい。よって、データ取得部11は、低密度サンプリングk空間生データRDにおいて間引かれた計測点を補間する機能を有することが望ましい。

[0034] 図6に、データ取得部が低密度サンプリングk空間生データRDの補間機能を有する場合の画像処理装置100の構成を模式的に示す。図7に、ステップSE11の処理手順のフローチャートを示す。図6に示すように、データ取得部11は、データ読み込み部111、画像再構成部112及び画像逆再構成部113を有する。画像再構成部112及び画像逆再構成部113は、低密度サンプリングk空間生データRDにおいて間引かれた計測点を補間するデータ補間部を構成する。

[0035] データ読み込み部111は、低密度サンプリングk空間生データRDなどのデータを読み込むものとして構成される（図7のステップSE111）。画像再構成部112は、低密度サンプリングk空間生データRDをフーリエ変換して、補間済み画像データIMG__PREを再構成する（図7のステップSE112）。画像逆再構成部113は、補間済み画像データIMG__PREを逆フーリエ変換して、補間済みk空間生データRD__PREを取得し、補間済みk空間生データRD__PREを入力データINとして推定処理部

12へ出力する（図7のステップSE113）。

[0036] 次いで、画像再構成部112及び画像逆再構成部113による低密度サンプリングk空間生データRDの補間について説明する。図8に、実施の形態1にかかる画像処理装置100におけるデータの流れを示す。図8で表示したk空間生データは、縦軸に位相エンコード、横軸に周波数エンコードをとっている。まず、低密度サンプリングk空間生データRDは、計測点を間引いて計測した結果であるため、所定の位相エンコードにおける計測が欠落しており、この欠落部分が黒塗り部として表されている。

[0037] この低密度サンプリングk空間生データRDをそのまま画像再構成部112で画像に再構成すると、計測点の欠落により、画質劣化を伴う低分解能の画像である補間済み画像データIMG_PREが取得される。そして、画像逆再構成部113がこの補間済み画像データIMG_PREを逆フーリエ変換すると、補間済み画像データIMG_PREの位相エンコード及び周波数エンコードの情報がk空間に展開された補間済みk空間生データRD_PREが取得される。この場合、補間済みk空間生データRD_PREには低分解能の補間済み画像データIMG_PREの位相エンコード及び周波数エンコードの情報が反映されるが、計測点の欠落がない状態のデータが得られる。このように、計測点が間引かれたk空間生データに対して画像再構成処理及び画像逆変換処理を順に行うことで、欠落した計測点を補間することができる。

[0038] サンプリング法は、一定間隔でサンプリングを飛ばすこともできるが、より効率的かつ効果的な低密度データ収集を行うため、画像情報や画像エネルギーが高い部分ほど高密度にサンプリングされ、その他の部分は低密度にサンプリングされることも行われる。低周波領域、すなわちk空間座標の中央付近は、画像エネルギーや情報が多いため高密度なサンプリングが行われ、中央から離れた高周波領域では低密度なサンプリングが行われる。

[0039] なお、ここで説明した計測点が間引かれたk空間生データの補間は例示に過ぎず、他の各種の補間方法を用いてもよいことは、言うまでもない。

- [0040] 推定処理部12は、推定部121及び画像再構成部122を有し、ステップSE121及びSE122を含むステップSE12の手順で処理を行う。推定部121は、予め構築された学習済みモデルを保持しており、保持している学習済みモデルに分析対象の入力データINとして低密度サンプリングk空間生データRDまたは補間済みk空間生データRD__PREを入力することで、学習結果に基づいて推定された推定k空間生データRD__ESを出力する（図4のステップSE121）。なお、ここでいう推定とは、低画質の画像に対応する入力データを学習済みモデルに入力することで、画質が回復されたデータを出力することを意味する。
- [0041] 画像再構成部122は、推定k空間生データRD__ESをフーリエ変換して、画質が改善された被検体の回復済み画像データIMGを再構成する。再構成された回復済み画像データIMGは、画像表示部13へ出力される（図4のステップSE122）。
- [0042] なお、推定処理部12は、入力データとしてk空間生データが入力されて推定処理を行うことから、k空間推定処理部とも称する。
- [0043] 推定部121は、図5に示すように、外部の記憶装置などから学習済みモデルを示す情報INFを受け取り、受け取った学習済みモデルを示す情報INFに基づいて学習済みモデルを保持してもよい。情報INFは、例えば、学習済みモデルを構成するニューラルネットワークのニューロン間の重み付け係数を規定するパラメータなどの形式で与えられてもよい。
- [0044] 画像表示部13は、推定処理部12から受け取った回復済み画像データIMGに基づいて、診察に用いる画像をディスプレイなどの表示装置に表示する（図4のステップSE13）。画像表示部13としては、例えば、上述の出力部1007を用いてもよい。
- [0045] 上述では、推定処理部12において学習済みモデルを用いた推定及び画像再構成にかかる構成及び動作（すなわち、推定フェーズ）について説明したが、推定処理部12は、学習済みモデルを構築する機械学習部を更に有していてもよい。

- [0046] 図9に、実施の形態1にかかる画像処理装置100が学習済みモデル構築機能を有する場合の構成を模式的に示す。図10に、実施の形態1にかかる画像処理装置100の学習処理のフローチャートを示す。図9では、推定処理部12は、機械学習部123をさらに有する。
- [0047] 機械学習部123は、学習フェーズにおいて、記憶装置から読み込んだデータを教師有り学習によって学習するものとして構成される。学習フェーズでは、データ取得部11は、RAM1003や記憶部1008などの記憶装置に格納された、MRI装置で予め撮像された学習用データLDと教師データTDとを読み込み、機械学習部123へ出力する（図10のステップSL11）。
- [0048] 機械学習部123は、受け取った学習用データLD及び教師データTDをニューラルネットワークに入力して深層学習（ディープラーニング：Deep Learning）による機械学習を行う（図10のステップSL12）。学習用データLDは、予め、計測点を間引いて被検体を高速撮像することで得られた低密度サンプリングk空間生データである。教師データTDは、予め、計測点を間引くことなく、被検体を高精細撮像することで得られた高密度サンプリングk空間生データである。
- [0049] 本実施の形態では、画像生データの機械学習手法として、画像出力型深層学習等の画像を直接学習する手法等を使用することが望ましい。画像出力型深層学習の例としては、MTANN（Massive-Training Artificial Neural Network）が挙げられる。MTANNは、画像を出力することができる非線形深層学習モデルである。本実施の形態においては、機械学習部123は、MTANNにより取得される学習済みモデル（推定器）を学習する。
- [0050] MTANNについては、特許文献4及び5にて説明されているが、以下、簡潔に説明する。MTANNは、様々なイメージ処理やパターン認識処理に適用可能なニューラルネットワークである。図11に、MTANNの構造とMTANNへのデータ入力の概要を示す。
- [0051] MTANN1は、入力の画素のレベル及び出力の画素のレベルを直接的に

操作可能な多層ニューラルネット（ANN：Artificial Neural Network）で構成される。MTANN1の多層ANNは、入力層2、隠れ層3及び出力層4で構成される。入力層2、隠れ層3は、複数のユニット（ニューロン）を有しているが、出力層4はユニット（ニューロン）を1つだけ有する。

[0052] 入力層2、隠れ層3及び出力層4は、それぞれ、活性化関数として線形関数、シグモイド関数及び線形関数を有する。イメージ処理におけるANNの特性は出力層の活性化関数を線形関数にすることにより大幅に改善されるので、MTANNでは、出力層のユニットの活性化関数として、シグモイド関数の代わりに線形関数が適用される。

[0053] MTANN1は、ハイパスフィルタ処理、ローパスフィルタ、バンドパスフィルタ処理、ノイズ削減、エッジ強調、エッジ検出、補間、パターンマッチング、対象物強調、対象物認識、ウェーブレット変換、フーリエ変換によるテクスチャ解析及びセグメンテーションなどの各種のフィルタ処理の機能を学習により獲得し、イメージ処理及びパターン認識を行うことができる。これにより、MTANN1は、あらゆるマッピング処理を近似的に実現することが可能である。

[0054] 学習フェーズ及び実行フェーズにおいてMTANNにイメージを入力するにあたり、入力イメージの画素値は、正規化される。例えば入力イメージの画素値の量子化レベルが10ビット（1024階調）で有る場合、画素値が0（ダイナミックレンジの下限值）の場合には0、ピクセル値が1023（ダイナミックレンジの上限値）の場合には1となるように、画素値が正規化される。本正規化は一例であり、他の正規化方法を行っても良い。

[0055] MTANN1へのイメージの入力は、所定の大きさを有するローカルウィンドウ R_s で元の入力イメージをスキャンすることで取得される、サブ領域を逐次入力することで行われる。このとき、例えば、ローカルウィンドウ R_s を画素の行の一端から1画素ずつシフトさせ、他端に到達したならば隣の行へシフトする処理を繰り返すことで、入力イメージをスキャンする。すなわち、ローカルウィンドウは重なりを持ちながら1画素ずつシフトする。これに

より、1枚の入力データからサブ領域を切り出して、かつ、含まれる画素値を正規化した後に、MTANN1に入力することができる。

[0056] MTANN1から出力される画素値 $f(x, y)$ は、ローカルウィンドウ R_S の中央の画素値に対応する連続値であり、以下の式で表される。

$$f(x, y) = NN\{I(x, y)\} = NN\{g(x-i, y-j) \mid i, j \in R_S\} \quad [1]$$

式[1]において、 x 及び y は画像の座標値、 $NN\{*\}$ は変形ANNの出力、 $I(x, y)$ は、変形ANNへの入力ベクトル、 $g(x, y)$ はローカルウィンドウ R_S 内の正規化された画素値である。

[0057] 出力画像の画素値 $f(x, y)$ 、つまりMTANNの出力値は、適用分野に応じた所望の値の推定値として出力される。本実施の形態におけるように、低画質の画像を高画質の画像に変換する場合には、画素値 $f(x, y)$ は、高画質画像の画素値の推定値が出力される。

イメージに病変が含まれるか否かを識別する場合には、画素値 $f(x, y)$ として、「病変らしさを示す尤度」が出力される。

[0058] MTANN1は、特許文献4及び5で開示されるように、教師データを用いた教師有り学習を行うことでトレーニングされる。そして、トレーニングされたMTANNに、診断の対象となる入力イメージを入力することで、ローカルウィンドウ R_S ごとに上述した推定画素値が得られる。そして、入力イメージから得られるローカルウィンドウの情報に基づいて、所望の出力画像を得ることが可能となる。

イメージに病変が含まれるか否かを識別する場合には、1枚の診断対象入力イメージから得られる画素値に基づいて、診断対象入力イメージに病変が含まれるか否かを判定することが可能となる。

[0059] MTANNを用いる場合の学習フェーズ（すなわち学習方法）及び実行フェーズでの動作は、一般的な機械学習における手法を適用可能であり、例えば、特許文献4及び5における手法を用いることができる。つまり、MTANNで構成されたネットワークに、学習用の入力データと教師データとを入力して教師有り機械学習を行うことで、学習済みモデルを構築することがで

きる。

[0060] なお、適用可能な深層学習手法はM T A N Nに限定されるものではなく、例えば、convolutional neural networks (C N N)、shift-invariant neural networks、deep belief networks (D B N)、deep neural networks (D N N)、fully convolutional neural networks (F C N)、U-Net、V-Net、multi-resolution massive-training artificial neural networks、multiple expert massive-training artificial neural networks、SegNet、VGG-16、LeNet、AlexNet、Residual network (ResNet)、Auto encoders and decoders、Generative adversarial networks (G A N)、Recurrent Neural Networks (R N N)、Recursive Neural Networks、Long Short-Term Memory (L S T M)などの各種の深層学習手法を用いることも可能である。

[0061] 機械学習部123は、学習用データLDと学習用データLDに紐付けされた教師データTDとのペアを順次入力して教師有り学習によって学習することで、ニューラルネットワークのニューロン間の重み付け係数（あるいは、機械学習モデルのパラメータ）を最適化して、学習済みモデルを構築する。

[0062] 機械学習部123は、推定部121へ、学習済みモデルを構築するための情報INFを推定部121に出力してもよい（図10のステップSL13）。これにより、推定部121は、受け取った情報INFに基づいて、学習済みモデルを保持することができる（図10のステップSL14）。

[0063] ここでは、推定部121と機械学習部123とを分けて説明したが、推定部の機能と機械学習部の機能とを分けることなく統合してもよい。図12に、推定部と機械学習部とを統合した場合の画像処理装置100の構成を模式的に示す。図12では、推定部121と機械学習部123とを統合した学習推定部124を設けている。この構成では、機械学習によって構築した学習済みモデルを、そのまま推定フェーズで用いることができる。

[0064] 次いで、画像処理装置100が出力する画像の品質について検討する。図13に、撮像方法を変えて撮像した被検体の画像の例を示す。この図では、左側の画像は、MRI装置で通常の撮像方法で被検体を撮像して取得した高

密度サンプリング k 空間生データを再構成して得られた高精細画像である。中央の画像は、比較例として、通常の高精細撮像の8倍の速さで高速撮像して得られた低密度サンプリング k 空間生データを再構成することで得られた高速撮像画像である。右側の画像は、中央の比較例の高速撮像により得られた低密度サンプリング k 空間生データ画像を画像処理装置100にて推定処理を行うことで得られた、画質が回復された回復済み画像データIMGを表示した回復済み画像である。

[0065] 中央の比較例である高速撮像画像は、過度に高速な撮像を行ったため、再構成した画像の分解能の低下、アーティファクトの増加、ノイズの増加などが生じて、左側の高精細画像と比べて組織の境界が大幅にぼやけてしまっており、特に関節の状態を読影することは困難である。よって、被検体の診断に用いる画像としては、不適切であると考え得る。

[0066] これに対し、本実施の形態にかかる画像処理装置100によって得られた、右側の回復済み画像は、中央の高速撮像画像と比べて、組織の強化がより鮮明になっている。左側の高精細画像に比べて画質は低下するものの、関節の状態を読影できる程度には鮮明な画像が得られており、高速な撮像を行いつつ診断に用いる画質の画像が得られることが理解できる。

[0067] 以上、本構成によれば、計測点を間引いた高速撮像によって得られた画像情報、特に k 空間生データを推定処理部に入力して推定処理を行うことで、高速撮像時よりも高精細な画像を得ることが可能である。

[0068] このように画像処理装置100によって得られた画像は、高解像度で空間分解能が高く、組織の詳細がよく描出され、ノイズ及びアーティファクトが抑制され、SN比が高く、有益な診断情報を豊富に含んでいる、高密度サンプル再構成画像であることがわかる。

[0069] また、上述したように、一般的な高速撮像手法によって診断に耐えうる画質の画像を撮像しようとする、短縮できる撮像時間は1/2程度である。しかし、本構成によれば、例えば8倍の高速撮像によって得られた k 空間生データから、診断に耐えうる画質の画像を得ることができる。よって、一般

的には数十分程度であったMR I装置の撮像時間を、数分の一、例えば1／8に短縮できるため、数分程度の撮像時間で診断に耐えうる画像の取得が可能である。

[0070] したがって、一般的な高速撮像手法よりも大幅にMR I装置のスループットを向上させることができる。これにより、また、MR I装置による撮像時間を数分程度にできるので、他の検査装置、例えばCT (Computed Tomography) 装置のような他の検査装置と同様のスループットを実現できる。また、撮像時間の短縮により、被検者の負担を大幅に低減することも可能である。

[0071] 実施の形態2

実施の形態1では、推定処理部12に低密度サンプリングk空間生データRDを入力して得られた推定k空間生データRD_{ES}を再構成して画像を得る画像処理装置100について説明した。しかし、対象となるデータは、k空間生データに限られたものではなく、k空間生データから再構成して得られた画像データであってもよい。そこで、本実施の形態では、推定処理部に画像データを入力して推定処理を行う画像処理装置について説明する。

[0072] 図14に、実施の形態2にかかる画像処理装置200の構成を模式的に示す。図15に、実施の形態2にかかる画像処理装置200の推定フェーズにおける処理のフローチャートを示す。図16に、実施の形態2にかかる画像処理装置200におけるデータの流れを示す。画像処理装置200は、実施の形態1にかかる画像処理装置100のデータ取得部11及び推定処理部12を、それぞれデータ取得部21及び推定処理部22に置換した構成を有する。

[0073] データ取得部21は、図6の画像処理装置100のデータ取得部11から、画像逆再構成部113を除去した構成を有し、図15のステップSE21 (ステップSE211及びSE212) の処理を行う。データ読み込み部111は、実施の形態1と同様に、低密度サンプリングk空間生データRDを読み込む (図15のステップSE211)。画像再構成部112は、低密度サンプリングk空間生データRDをフーリエ変換して、補間済み画像データ

IMG__PREを再構成し、補間済み画像データIMG__PREを入力データINとして推定処理部22へ出力する（図15のステップSE212）。データ読み込み部111及び画像再構成部112のその他の動作は、画像処理装置100と同様であるので、説明を省略する。

[0074] 推定処理部22は、推定部221を少なくとも有する。推定部221は、予め構築された学習済みモデルを保持しており、保持している学習済みモデルに分析対象の入力データINとして再構成された補間済み画像データIMG__PREが入力され、推定処理を行うことで画質が回復された回復済み画像データIMGを出力する（図15のステップSE22）。

[0075] なお、推定処理部22は、入力データとして画像データが入力されて推定処理を行うことから、画像空間推定処理部とも称する。

[0076] 画像表示部13は、画像処理装置100と同様に、受け取った回復済み画像データIMGに基づいて、診察に用いる画像をディスプレイなどの表示装置に表示する（図15のステップSE23）。

[0077] 上述では、推定処理部22において学習済みモデルを用いた推定及び画像再構成にかかる構成及び動作（すなわち、推定フェーズ）について説明したが、推定処理部22は、学習済みモデルを構築する機械学習部を更に有していてもよい。

[0078] 図17に、実施の形態2にかかる画像処理装置200が学習済みモデル構築機能を有する場合の構成を模式的に示す。図18に、実施の形態2にかかる画像処理装置200の学習処理のフローチャートを示す。図17では、推定処理部22は、機械学習部223をさらに有する。

[0079] 機械学習部223は、学習フェーズにおいて、記憶装置から読み込んだデータを教師有り学習によって学習するものとして構成される。学習フェーズでは、データ取得部21は、RAM1003や記憶部1008などの記憶装置に格納された、MRI装置で予め撮像された学習用データLDと教師データTDとを読み込む。データ取得部21は、k空間画像データである学習用データLDと教師データTDを画像再構成部212によって画像データであ

る学習用データ画像 IMG_LD と教師画像データ IMG_TD に再構成して、推定処理部 22 へ出力する（図 18 のステップ SL21）。

[0080] 機械学習部 223 は、学習用画像データ IMG_LD 及び教師画像データ IMG_TD をニューラルネットワークに入力して深層学習（ディープラーニング：Deep Learning）による機械学習を行う（図 18 のステップ SL22）。なお、本実施の形態においても、MTANN を含む各種の深層学習手法を用いて学習を行うことが可能である。

[0081] 機械学習部 223 は、推定部 221 へ、学習済みモデルを構築するための情報 INF を推定部 221 に出力してもよい（図 19 のステップ SL23）。これにより、推定部 221 は、受け取った情報 INF に基づいて、学習済みモデルを保持することができる（図 19 のステップ SL24）。

[0082] また、図示しないが、実施の形態 1 と同様に、推定部 221 は外部の記憶装置などから予め用意された情報 INF を受け取ってもよいし、推定部と機械学習部とを統合した学習推定部を設けて学習と推定を行ってもよい。

[0083] したがって、本構成によれば、実施の形態 1 と同様に、一般的な高速撮像手法よりも大幅に MRI 装置のスループットを向上させることができる。これにより、また、MRI 装置による撮像時間を数分程度にできるので、他の検査装置、例えば CT（Computed Tomography）装置のような他の検査装置と同様のスループットを実現できる。また、撮像時間の短縮により、被検者の負担を大幅に低減することも可能である。

[0084] 実施の形態 3

実施の形態 1 及び 2 では、入力データに対して推定処理を 1 回だけ行う例について説明した。しかし、推定処理を多段階で行うことで、最終的な出力結果である回復済み画像データ IMG の画質の向上を図ることが考え得る。本実施の形態では、多段階の推定処理が可能な画像処理装置について説明する。

[0085] 図 19 に、実施の形態 3 にかかる第 1 の構成例である画像処理装置 300 の構成を模式的に示す。図 20 に、実施の形態 3 にかかる第 1 の構成例であ

る画像処理装置300の推定フェーズにおける処理のフローチャートを示す。画像処理装置300は、データ取得部11、k空間推定処理部32A、画像空間推定処理部32B及び画像表示部13を有する。

[0086] k空間推定処理部32Aは、画像処理装置100の推定処理部12と同様の構成を有し、図20のステップSA32（ステップSE121及びSE122）の処理を行う。k空間推定処理部32Aでは、データ取得部11からの入力データINである低密度サンプリングk空間生データRDまたは補間済みk空間生データRD__PREが推定部121に入力され、推定部121は推定k空間生データRD__ESを出力する。画像再構成部122は、推定k空間生データRD__ESを推定画像データIMG__ESに再構成して、画像空間推定処理部32Bへ出力する（図20のステップSA32）。

[0087] 画像空間推定処理部32Bは、画像処理装置200の推定処理部22と同様の構成を有する。画像空間推定処理部32Bは、推定画像データIMG__ESが入力データとして入力され、推定結果である回復済み画像データIMGを画像表示部13へ出力する（図20のステップSB32）。

[0088] 画像処理装置300のその後の構成及び動作は、画像処理装置100と同様であるので、説明を省略する。

[0089] 以上、画像処理装置300によれば、k空間における1段階目の推定処理を行った後に、画像空間における2段階目の推定処理を行うことができる。これにより、最終的な推定結果として得られる回復済み画像データIMGの画質をより向上させることが可能となる。

[0090] なお、推定処理の順番はこの例に限られず、1段階目の推定処理として画像空間における推定処理を行った後に、2段階目の推定処理としてk空間における推定処理を行ってもよい。図21に、実施の形態3にかかる第2の構成例である画像処理装置310の構成を模式的に示す。図22に、実施の形態3にかかる第2の構成例である画像処理装置310の推定フェーズにおける処理のフローチャートを示す。画像処理装置310は、データ取得部21、画像空間推定処理部32C、k空間推定処理部32D、画像逆再構成部3

4 及び画像表示部 13 を有する。

[0091] 画像空間推定処理部 32C は、画像処理装置 200 の推定処理部 22 と同様の構成を有する。画像空間推定処理部 32C では、補間済み画像データ IMG__PRE が入力データとして入力され、推定結果である推定中間画像データ IMG__ESO を画像逆再構成部 34 へ出力する（図 22 のステップ SC32）。

[0092] 画像逆再構成部 34 は、推定中間画像データ IMG__ESO をフーリエ変換して中間 k 空間生データ RD__ESO を取得し、中間 k 空間生データ RD__ESO を k 空間推定処理部 32D へ出力する（図 22 のステップ S34）。

[0093] k 空間推定処理部 32D は、画像処理装置 100 の推定処理部 12 と同様の構成を有し、図 22 のステップ SD32（ステップ IMG__ESO プ SE121 及び SE122）の処理を行う。k 空間推定処理部 32D では、中間 k 空間生データ RD__ESO が推定部 121 に入力され、推定部 121 は推定結果である推定 k 空間生データ RD__ES を出力する。画像再構成部 122 は、推定 k 空間生データ RD__ES を回復済み画像データ IMG に再構成して、画像表示部 13 へ出力する（図 22 のステップ SD32）。

[0094] 画像処理装置 310 のその後の構成及び動作は、画像処理装置 200 と同様であるので、説明を省略する。

[0095] 以上、画像処理装置 310 によれば、画像空間における 1 段階目の推定処理を行った後に、k 空間における 2 段階目の推定処理を行うことができる。これにより、最終的な推定結果として得られる回復済み画像データ IMG の画質をより向上させることが可能となる。

[0096] なお、2 段階の推定処理は、繰り返し行うことがある。例えば、k 空間推定処理部 32A 及び画像空間推定処理部 32B からなる繰り返し推定処理部 301 を、データ取得部 11 と画像表示部 13 との間に、2 個以上直列的に配列してもよい。これにより、画像処理装置 300 が行う 2 段階の推定処理を複数回繰り返して行うことも可能である。この場合、繰り返し推定処理部

301のそれぞれにk空間生データを入力するために、隣接する2つの繰り返し推定処理部301の間に、画像逆再構成部34と同様の画像逆再構成部を挿入すればよい。

[0097] 画像空間推定処理部32C、k空間推定処理部32D及び画像逆再構成部34からなる繰り返し推定処理部311を、データ取得部21と画像表示部13との間に、2個以上直列的に配列してもよい。

[0098] また、繰り返し推定処理部301と繰り返し推定処理部311とを、交互に又はランダムに直列的に配列してもよい。繰り返し推定処理部301又は311の後に繰り返し推定処理部301を配置する場合、後段の繰り返し推定処理部301にk空間生データを入力するために、前段の繰り返し推定処理部301又は311と後段の繰り返し推定処理部301との間に、画像逆再構成部34と同様の画像逆再構成部を挿入すればよい。なお、先頭の繰り返し推定処理部が繰り返し推定処理部301である場合にはデータ取得部11によって入力データを入力し、先頭の繰り返し推定処理部が繰り返し推定処理部311である場合にはデータ取得部21によって入力データを入力すればよい。

[0099] 以上、本実施の形態にかかる画像処理装置によれば、推定処理を複数回行うことで、最終的に得られる画像データの画質をより向上させることができる。

[0100] 実施の形態4

実施の形態3では、入力データに対して偶数回数の推定処理を行う例について説明した。しかし、推定処理については3回以上の奇数回だけ行ってもよい。本実施の形態では、3回以上の奇数回の推定処理が可能な画像処理装置について説明する。

[0101] 図23に、実施の形態4にかかる第1の構成例である画像処理装置400の構成を模式的に示す。図24に、実施の形態4にかかる第1の構成例である画像処理装置400の推定フェーズにおける処理のフローチャートを示す。画像処理装置400は、実施の形態3にかかる画像処理装置300に、画

像逆再構成部 4 4 及び k 空間推定処理部 4 2 A を追加した構成を有する。

[0102] 本構成では、k 空間推定処理部 3 2 A は、推定結果として推定画像データ IMG__ES 1 を出力する。画像空間推定処理部 3 2 B は、入力データである推定画像データ IMG__ES 1 に応じた推定結果として、推定画像データ IMG__ES 2 を画像逆再構成部 4 4 へ出力する。

[0103] 画像逆再構成部 4 4 は、推定画像データ IMG__ES 2 を逆フーリエ変換して k 空間生データ RD__ES 2 を取得し、推定 k 空間生データ RD__ES 2 を k 空間推定処理部 4 2 A へ出力する（図 2 4 のステップ S 4 4）。

[0104] k 空間推定処理部 4 2 A は、画像処理装置 1 0 0 の推定処理部 1 2 と同様の構成を有し、図 2 4 のステップ S A 4 2（ステップ S E 1 2 1 及び S E 1 2 2）の処理を行う。k 空間推定処理部 4 2 A の推定部 1 2 1 は推定 k 空間生データ RD__ES 2 に応じた推定結果である k 空間生データ RD__ES 3 を出力する。画像再構成部 1 2 2 は、推定 k 空間生データ RD__ES 3 を再構成して、最終推定結果である回復済み画像データ IMG を画像表示部 1 3 へ出力する（図 2 2 のステップ S A 4 2）。

[0105] 画像処理装置 4 0 0 のその後の構成及び動作は、画像処理装置 3 0 0 と同様であるので、説明を省略する。

[0106] 以上、画像処理装置 4 0 0 によれば、k 空間における 1 段階目の推定処理、画像空間における 2 段階目の推定処理、k 空間における 3 段階目の推定処理を行って最終的な推定結果である回復済み画像データ IMG を得ることができる。よって、多段階の推定処理によって回復済み画像データ IMG の画質をより向上させることが可能となる。

[0107] なお、k 空間における推定処理及び画像空間における推定処理の順番は、入れ替えてもよい。図 2 5 に、実施の形態 4 にかかる第 2 の構成例である画像処理装置 4 1 0 の構成を模式的に示す。図 2 6 に、実施の形態 4 にかかる第 2 の構成例である画像処理装置 4 1 0 の推定フェーズにおける処理のフローチャートを示す。画像処理装置 4 1 0 は、実施の形態 3 にかかる画像処理装置 3 1 0 に、画像空間推定処理部 4 2 B を追加した構成を有する。

- [0108] 本構成では、k 空間推定処理部 3 2 D は、推定画像データ IMG__ES 3 を画像空間推定処理部 4 2 B へ出力する。
- [0109] 画像空間推定処理部 4 2 B は、画像処理装置 2 0 0 の推定処理部 2 2 と同様の構成を有する。画像空間推定処理部 4 2 B は、推定画像データ IMG__ES 3 に応じた推定結果である回復済み画像データ IMG を画像表示部 1 3 へ出力する（図 2 6 のステップ S B 4 2）。
- [0110] 画像処理装置 4 1 0 のその後の構成及び動作は、画像処理装置 3 1 0 と同様であるので、説明を省略する。
- [0111] なお、実施の形態 3 と同様に、2 段階の推定処理は、繰り返し行うことがある。例えば、k 空間推定処理部 3 2 A、画像空間推定処理部 3 2 B 及び k 空間推定処理部 4 2 A からなる繰り返し推定処理部 4 0 1 を、データ取得部 1 1 と画像表示部 1 3 との間に、2 個以上直列的に配列してもよい。これにより、画像処理装置 4 0 0 が行う 3 段階の推定処理を複数回繰り返して行うことも可能である。この場合、繰り返し推定処理部 4 0 1 のそれぞれに k 空間生データを入力するために、隣接する 2 つの繰り返し推定処理部 4 0 1 の間に、画像逆再構成部 4 4 と同様の画像逆再構成部を挿入すればよい。
- [0112] 画像空間推定処理部 3 2 C、k 空間推定処理部 3 2 D 及び画像空間推定処理部 4 2 B からなる繰り返し推定処理部 4 1 1 を、データ取得部 2 1 と画像表示部 1 3 との間に、2 個以上直列的に配列してもよい。
- [0113] また、繰り返し推定処理部 4 0 1 と繰り返し推定処理部 4 1 1 とを、交互に又はランダムに直列的に配列してもよい。繰り返し推定処理部 4 0 1 又は 4 1 1 の後に繰り返し推定処理部 4 0 1 を配置する場合、後段の繰り返し推定処理部 4 0 1 に k 空間生データを入力するために、前段の繰り返し推定処理部 4 0 1 又は 4 1 1 と後段の繰り返し推定処理部 4 0 1 との間に、画像逆再構成部 4 4 と同様の画像逆再構成部を挿入すればよい。なお、先頭の繰り返し推定処理部が繰り返し推定処理部 4 0 1 である場合にはデータ取得部 1 1 によって入力データを入力し、先頭の繰り返し推定処理部が繰り返し推定処理部 4 1 1 である場合にはデータ取得部 2 1 によって入力データを入力す

ればよい。

[0114] 以上、本実施の形態にかかる画像処理装置によれば、推定処理を複数回行うことで、実施の形態3と同様に、最終的に得られる画像データの画質をより向上させることができる。

[0115] その他の実施の形態

なお、本発明は上記実施の形態に限られたものではなく、趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更することが可能である。例えば、実施の形態3にかかる繰り返し推定処理部301及び311と、実施の形態4にかかる繰り返し推定処理部401及び411とを、交互に又はランダムに配列してもよい。この場合、繰り返し推定処理部301、311、311又は411の後に繰り返し推定処理部301又は401を配置する場合、前段に配置される繰り返し推定処理部（繰り返し推定処理部301、311、301又は401）と後段に配置される繰り返し推定処理部（繰り返し推定処理部311又は411）との間に、画像逆再構成部34又は44と同様の画像逆再構成部を挿入すればよい。なお、先頭の繰り返し推定処理部が繰り返し推定処理部301又は401である場合にはデータ取得部11によって入力データを入力し、先頭の繰り返し推定処理部が繰り返し推定処理部311又は411である場合にはデータ取得部21によって入力データを入力すればよい。

[0116] 実施の形態3及び4で説明した繰り返し処理は、以下のように解釈することが可能である。すなわち、推定処理部として、1つ以上の k 空間推定処理部と1つ以上の画像空間推定処理部とが直列的に配列されたものを用いてもよい。この場合、 k 空間推定処理部又は画像空間推定処理部の後段に k 空間推定処理部が配置される場合には、前段の k 空間推定処理部又は画像空間推定処理部と後段の k 空間推定処理部との間に画像逆再構成部を設け、前段の k 空間推定処理部又は画像空間推定処理部が出力する画像データを逆フーリエ変換して逆再構成した k 空間生データを後段の k 空間推定処理部へ出力すればよい。また、 k 空間推定処理部及び画像空間推定処理部の直列的な配列の先頭が k 空間推定処理部である場合には、データ取得部は、低密度サンプ

リング k 空間生データの間引かれた計測点を補間した補間済み k 空間生データに変換し、補間済み k 空間生データを前記入力データとして、先頭の k 空間推定処理部へ出力すればよい。 k 空間推定処理部及び画像空間推定処理部の直列的な配列の先頭が画像空間推定処理部である場合には、データ取得部は、低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換した補間済み画像データを入力データとして先頭の画像空間推定処理部へ出力すればよい。

[0117] 上述の推定処理部は、 k 空間生データを入力データとする複数の処理ラインを並列配置したフィルターバンク画像出力型の推定処理部として構成されてもよい。図 27 に、フィルターバンク画像出力型の推定処理部 50 の構成を模式的に示す。推定処理部 50 は、ローパスフィルタ (LPF) 51、バンドパスフィルタ (BPF) 52、ハイパスフィルタ (HPF) 53、学習推定部 54 ~ 56、結合層 57 を有する。

[0118] 入力データ I_N は、補間済みの k 空間生データであり、LPF 51、BPF 52 及び HPF 53 に入力される。LPF 51 は入力データ I_N の低周波数帯域 I_N_L を学習推定部 54 へ通過させ、BPF 52 は入力データ I_N の中周波数帯域 I_N_M を学習推定部 55 へ通過させ、HPF 53 は入力データ I_N の高周波数帯域 I_N_H を学習推定部 56 へ通過させる。 k 空間は既に周波数空間であるため、これらの周波数帯域限定処理は k 空間画像と限定する帯域を 1、その他を 0 とする 2 次元又は 3 次元関数との乗算により実現可能である。

[0119] 学習推定部 54 ~ 56 は、それぞれ入力された入力データ I_N の周波数成分を用いて推定処理及び学習処理の一方又は両方を行うことができる。学習推定部 54 ~ 56 が出力する処理後の k 空間生データ $OUT_1 \sim OUT_3$ は、を結合層 57 へ出力される。結合層 57 は、 k 空間生データ $OUT_1 \sim OUT_3$ を結合することで、全周波数領域に対応する k 空間生データ RD_OUT を出力することができる。これにより、分割された周波数帯域に特化した処理を行う学習推定部（推定部又は学習部であってもよいことは、言うまでもない。）で処理を行うことで、より高精度な k 空間生データを出力する

ことが可能となる。

[0120] 上述の実施の形態では、本発明を主にハードウェアの構成として説明したが、これに限定されるものではなく、任意の処理を、CPU (Central Processing Unit) にコンピュータプログラムを実行させることにより実現することも可能である。この場合、コンピュータプログラムは、様々なタイプの非一時的なコンピュータ可読媒体 (non-transitory computer readable medium) を用いて格納され、コンピュータに供給することができる。非一時的なコンピュータ可読媒体は、様々なタイプの実体のある記録媒体 (tangible storage medium) を含む。非一時的なコンピュータ可読媒体の例は、磁気記録媒体 (例えばフレキシブルディスク、磁気テープ、ハードディスクドライブ)、光磁気記録媒体 (例えば光磁気ディスク)、CD-ROM (Read Only Memory)、CD-R、CD-R/W、半導体メモリ (例えば、マスクROM、PROM (Programmable ROM)、EPROM (Erasable PROM)、フラッシュROM、RAM (random access memory)) を含む。また、プログラムは、様々なタイプの一時的なコンピュータ可読媒体 (transitory computer readable medium) によってコンピュータに供給されてもよい。一時的なコンピュータ可読媒体の例は、電気信号、光信号、及び電磁波を含む。一時的なコンピュータ可読媒体は、電線及び光ファイバ等の有線通信路、又は無線通信路を介して、プログラムをコンピュータに供給できる。

[0121] 以上、実施の形態を参照して本願発明を説明したが、本願発明は上記によって限定されるものではない。本願発明の構成や詳細には、発明のScope内で当業者が理解し得る様々な変更をすることができる。

[0122] この出願は、2021年3月2日に出願された日本出願特願2021-32652を基礎とする優先権を主張し、その開示の全てをここに取り込む。

符号の説明

- [0123] 1 MTANN
- 2 入力層
- 3 隠れ層
- 4 出力層
- 11、21 データ取得部
- 12、22、50 推定処理部
- 13 画像表示部
- 32A、32D、42A k空間推定処理部
- 32B、32C、42B 画像空間推定処理部
- 34、44、113 画像逆再構成部
- 51 LPF
- 52 BPF
- 53 HPF
- 54～56、124 学習推定部
- 57 結合層
- 100、200、300、310、400、410 画像処理装置
- 111 データ読み込み部
- 112、122 画像再構成部
- 121、221 推定部
- 123、223 機械学習部
- 301、311、401、411 繰り返し推定処理部
- 1000 コンピュータ
- 1001 CPU
- 1002 ROM
- 1003 RAM
- 1004 バス
- 1005 入出力インターフェイス
- 1006 入力部

1 0 0 7 出力部

1 0 0 8 記憶部

1 0 0 9 通信部

1 0 1 0 ドライブ

1 0 1 1 磁気ディスク

1 0 1 2 光ディスク

1 0 1 3 フレキシブルディスク

1 0 1 4 半導体メモリ

IMG__ES、IMG__ES1～IMG__ES3 推定画像データ

IMG__ES0 推定中間画像データ

IMG__PRE 補間済み画像データ

IMG__LD、LD 学習用画像データ

IMG__TD、TD 教師画像データ

IN 入力データ

INF 情報

LD 学習用データ

RD 低密度サンプリングk空間生データ

RD__ES、RD__ES2、RD__ES3、 推定k空間生データ

RD__ES0 中間k空間生データ

RD__PRE 補間済みk空間生データ

請求の範囲

- [請求項1] MR I 装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリング k 空間生データを取得し、前記低密度サンプリング k 空間生データに基づく入力データを出力するデータ取得部と、
- 前記入力データを学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データを出力する推定処理部と、
- 前記回復済み画像データを表示する画像表示部と、を備える、
- 画像処理装置。
- [請求項2] 前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データの間引かれた計測点を補間した補間済み k 空間生データに変換し、前記補間済み k 空間生データを前記入力データとして前記推定処理部へ出力し、
- 前記推定処理部は、前記補間済み k 空間生データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、前記間引かれた計測点により低下した画質が回復された推定 k 空間生データを出力し、前記推定 k 空間生データをフーリエ変換することで再構成した前記回復済み画像データを出力する k 空間推定処理部として構成される、
- 請求項 1 に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換することで再構成した画像データを逆フーリエ変換して逆再構成することで、前記補間済み k 空間生データを取得する、
- 請求項 2 に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換した画像データを前記入力データとして前記推定処理部へ出力し、
- 前記推定処理部は、変換された前記画像データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、前記間引かれた計測点により低

下した画質が回復された前記回復済み画像データ出力する画像空間推定処理部として構成される、

請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項5] 前記推定処理部は、1 つ以上の k 空間推定処理部と 1 つ以上の画像空間推定処理部と、が直列的に配列され、

前記 k 空間推定処理部は、入力データである k 空間生データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、画質が回復された k 空間生データを出力し、前記 k 空間生データをフーリエ変換することで再構成した第 2 の画像データを出力し、

前記画像空間推定処理部は、入力データである画像データを前記学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、画質が回復された画像データを出力し、

前記画像空間推定処理部の後段に前記 k 空間推定処理部が配置される場合には、前記画像空間推定処理部と前記 k 空間推定処理部との間に、前段の前記画像空間推定処理部が出力する画像データを逆フーリエ変換して逆再構成した k 空間生データを、後段の前記 k 空間推定処理部へ出力する画像逆再構成部が設けられ、

前記 k 空間推定処理部及び前記画像空間推定処理部の直列的な配列の最後尾から出力される画像データが前記回復済み画像データとして出力される、

請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項6] 前記 k 空間推定処理部及び前記画像空間推定処理部の直列的な配列の先頭が前記 k 空間推定処理部である場合には、前記データ取得部は、前記低密度サンプリング k 空間生データの間引かれた計測点を補間した補間済み k 空間生データに変換し、前記補間済み k 空間生データを前記入力データとして、先頭の前記 k 空間推定処理部へ出力し、

前記 k 空間推定処理部及び前記画像空間推定処理部の直列的な配列の先頭が前記画像空間推定処理部である場合には、前記データ取得部

は、前記低密度サンプリング k 空間生データをフーリエ変換した画像データを前記入力データとして先頭の前記画像空間推定処理部へ出力する、

請求項5に記載の画像処理装置。

[請求項7]

前記データ取得部は、前記MRI装置にて計測点を間引いて前記被検体を撮像することで予め得られた低密度サンプリング k 空間生データである学習データと、前記MRI装置にて計測点を間引くことなく前記被検体を撮像することで予め得られた高密度サンプリング k 空間生データである教師データとを読み込み、読み込んだ前記学習データ及び前記教師データに基づく学習用入力データを前記推定処理部へ出力し、

前記推定処理部は、前記学習用入力データに基づいた教師有り学習を行うことで、前記学習済みモデルを構築する、

請求項1乃至6のいずれか一項に記載の画像処理装置。

[請求項8]

前記データ取得部は、前記MRI装置にて計測点を間引いて前記被検体を撮像することで予め得られた低密度サンプリング k 空間生データを再構成して得られた学習データと、前記MRI装置にて計測点を間引くことなく前記被検体を撮像することで予め得られた高密度サンプリング k 空間生データを再構成して得られた教師データと、を読み込み、読み込んだ前記学習データ及び前記教師データに基づく学習用入力データを前記推定処理部へ出力し、

前記推定処理部は、前記学習用入力データに基づいた教師有り学習を行うことで、前記学習済みモデルを構築する、

請求項1乃至6のいずれか一項に記載の画像処理装置。

[請求項9]

前記学習済みモデルは、MTANN (Massive-Training Artificial Neural Network) として構成されたネットワークに学習用データと教師データとを入力して学習を行うことで構築されたネットワークである、

請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の画像処理装置。

[請求項10]

MRI 装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリング k 空間生データを取得し、前記低密度サンプリング k 空間生データに基づく入力データを出力し、

前記入力データを学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データを出力し、

前記回復済み画像データを表示する、

画像処理方法。

[請求項11]

MRI 装置にて計測点を間引いて被検体を撮像することで得られた低密度サンプリング k 空間生データを取得し、前記低密度サンプリング k 空間生データに基づく入力データを出力する処理と、

前記入力データを学習済みモデルに入力することで推定処理を行い、間引かれた計測点により低下した画質が回復された回復済み画像データを出力する処理と、

前記回復済み画像データを表示する処理と、をコンピュータに実行させる、

プログラムが格納された非一時的なコンピュータ可読媒体。

[図1]

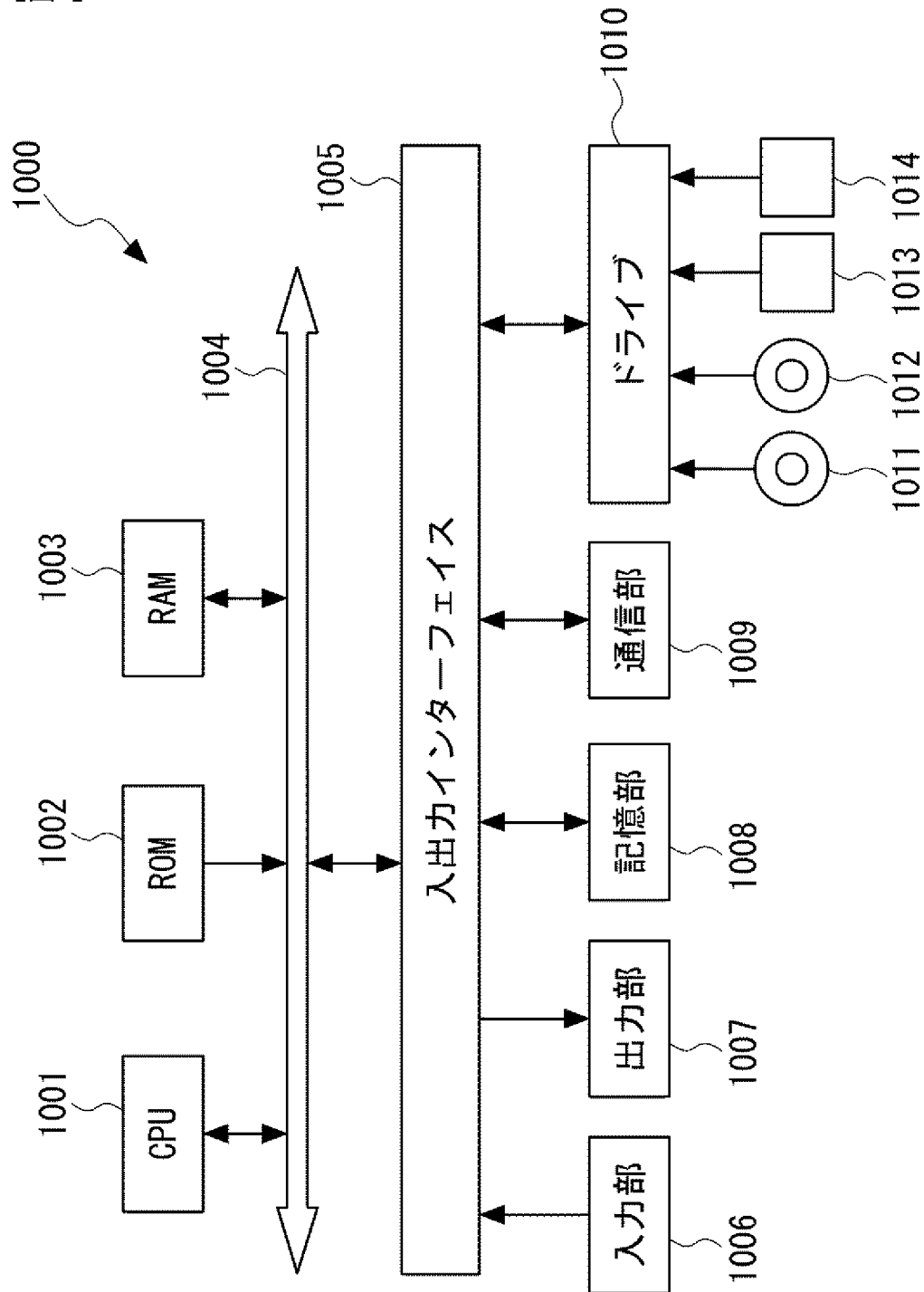


Fig. 1

[図2]

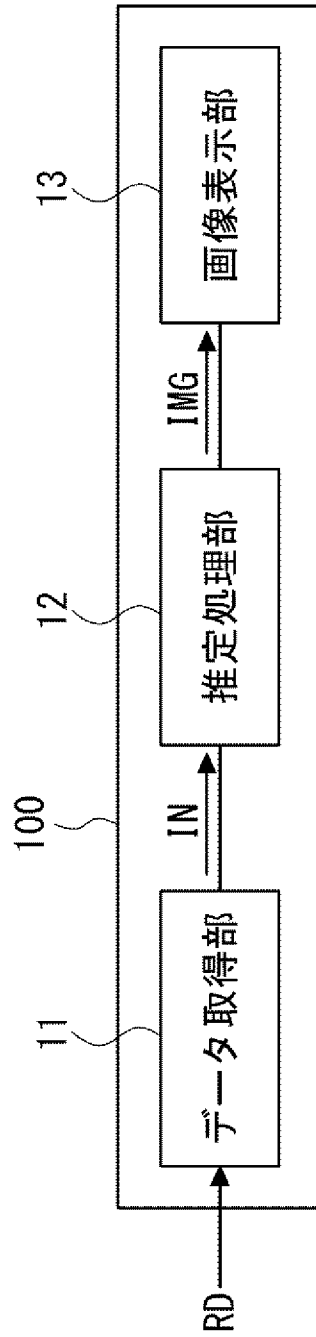


Fig. 2

[図3]

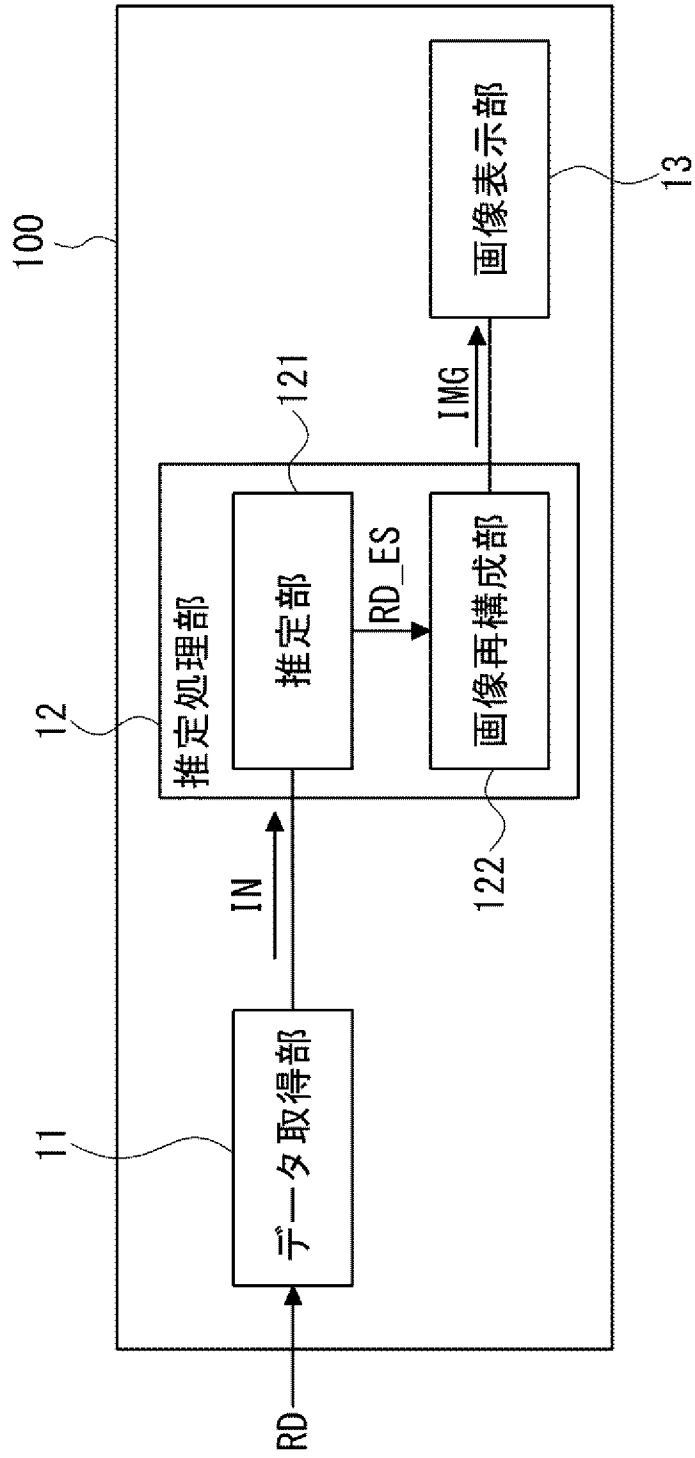


Fig. 3

[図4]

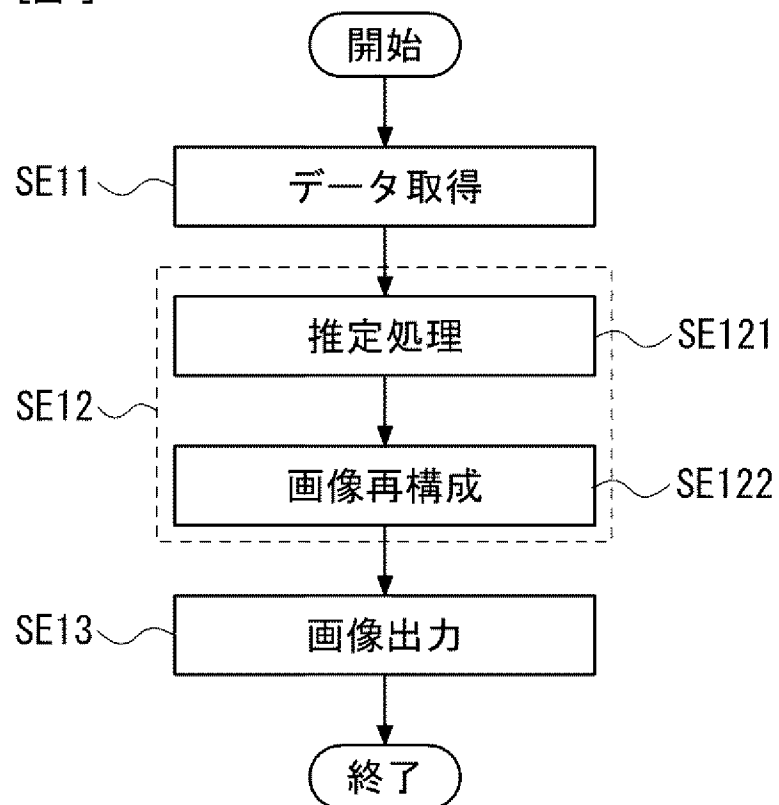


Fig. 4

[図5]

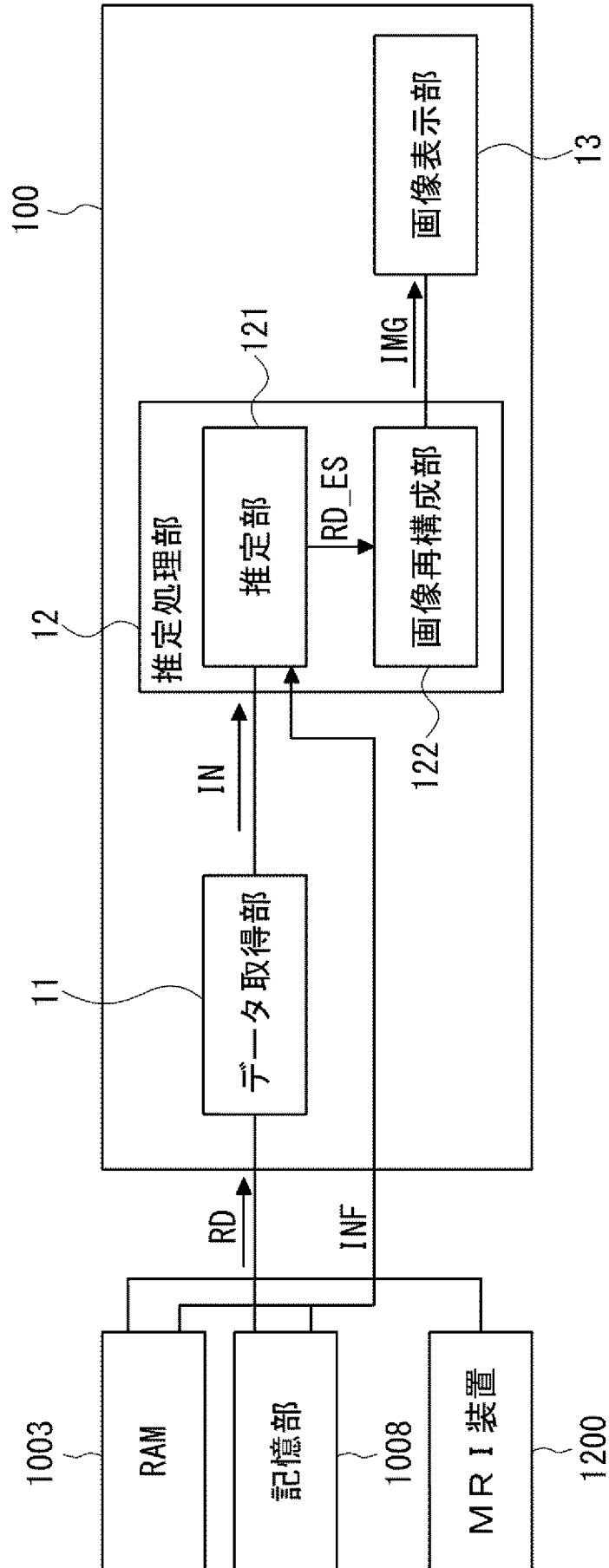


Fig. 5

[図6]

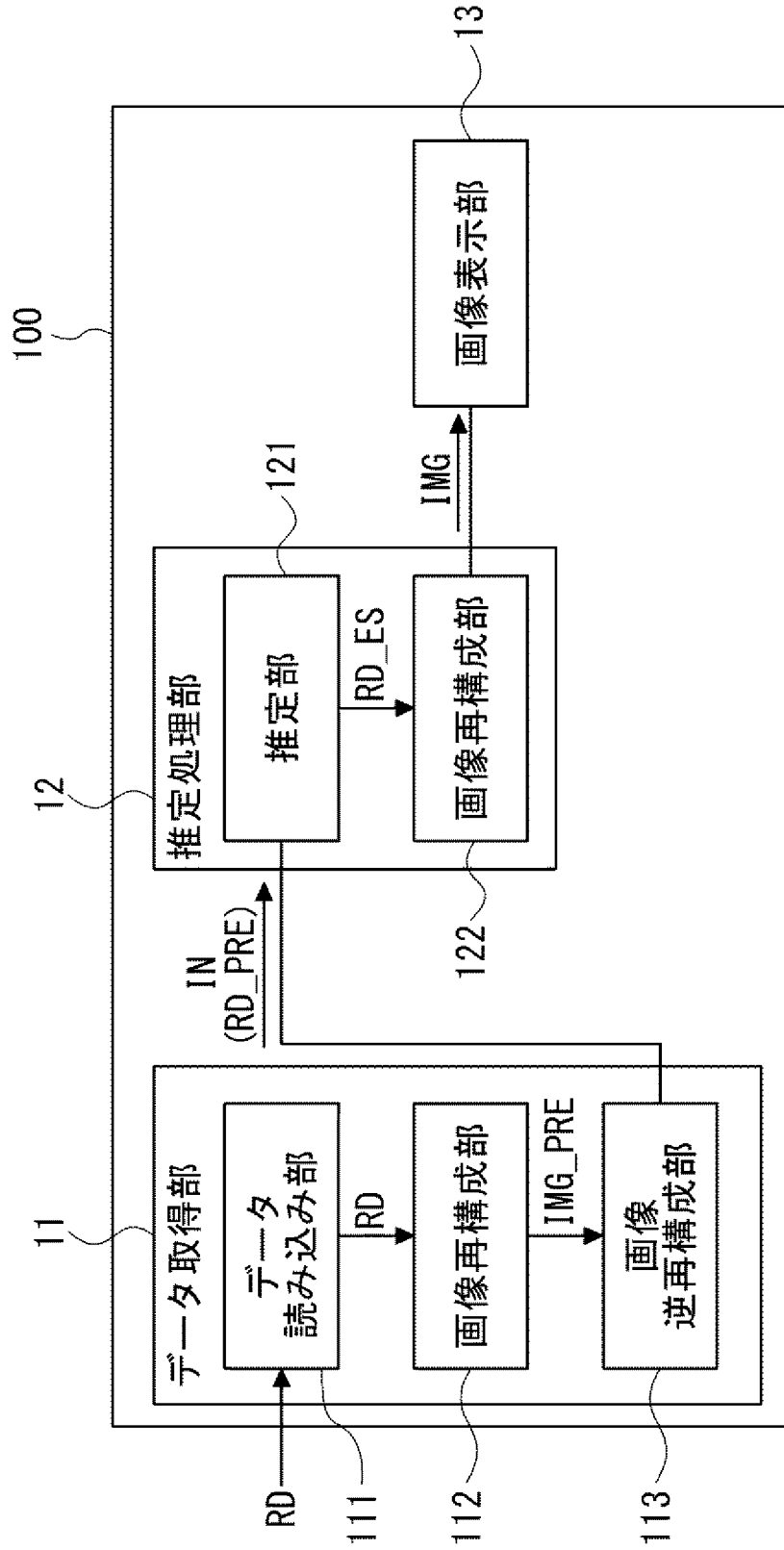


Fig. 6

[図7]

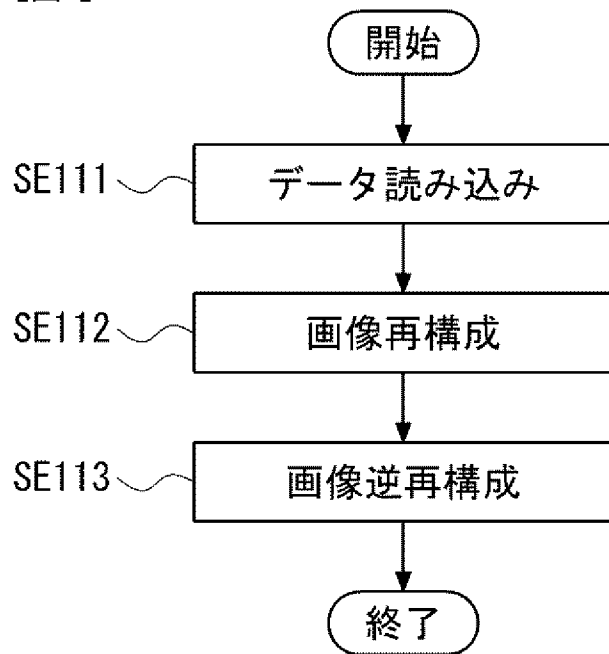


Fig. 7

[図8]

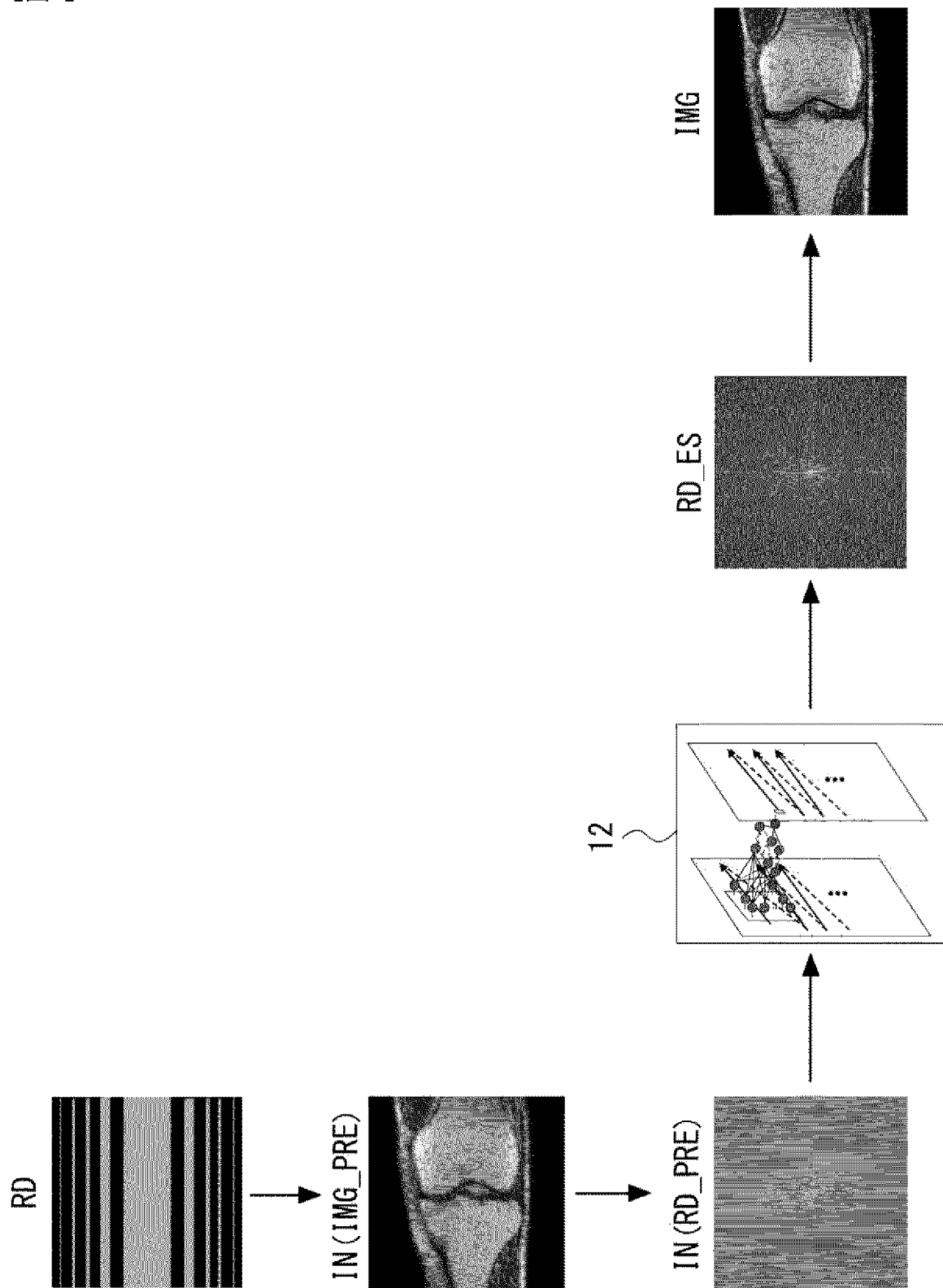


Fig. 8

[図9]

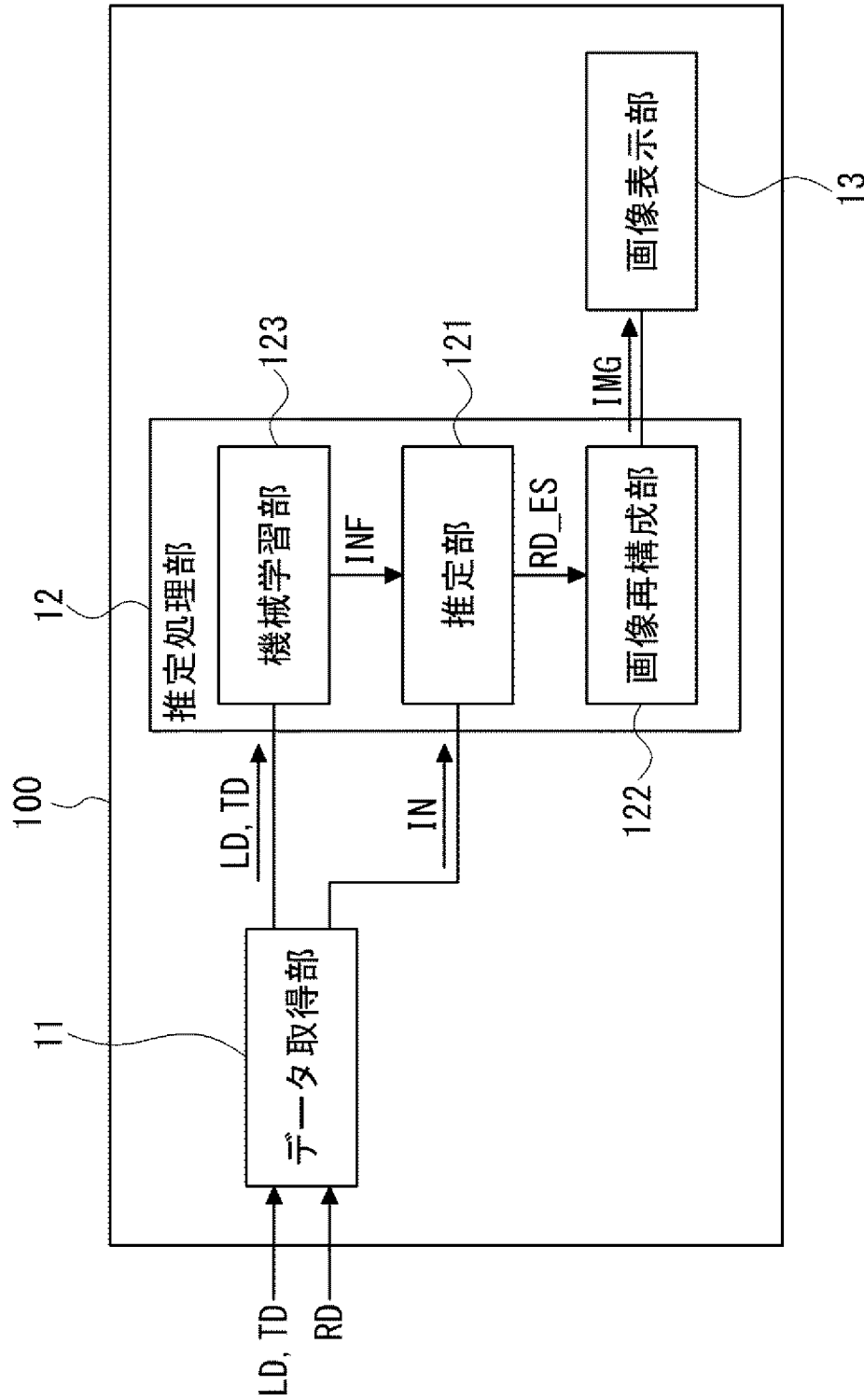


Fig. 9

[図10]

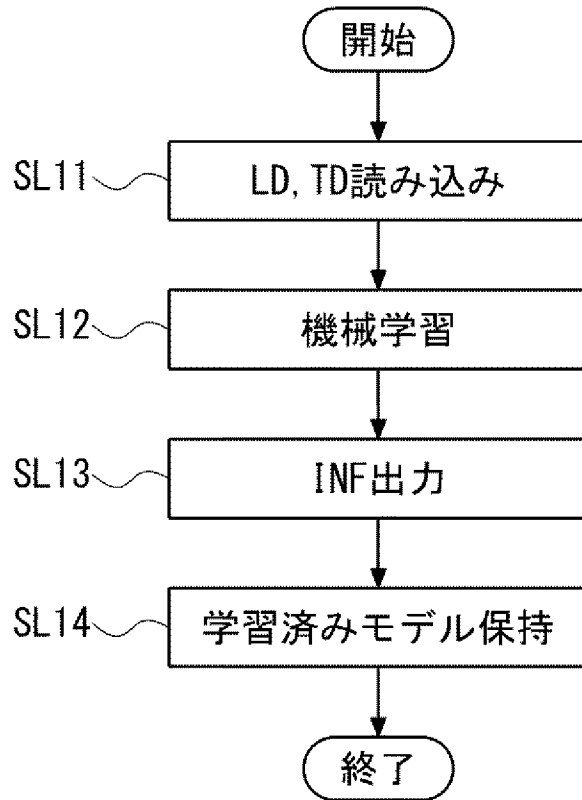


Fig. 10

[図11]

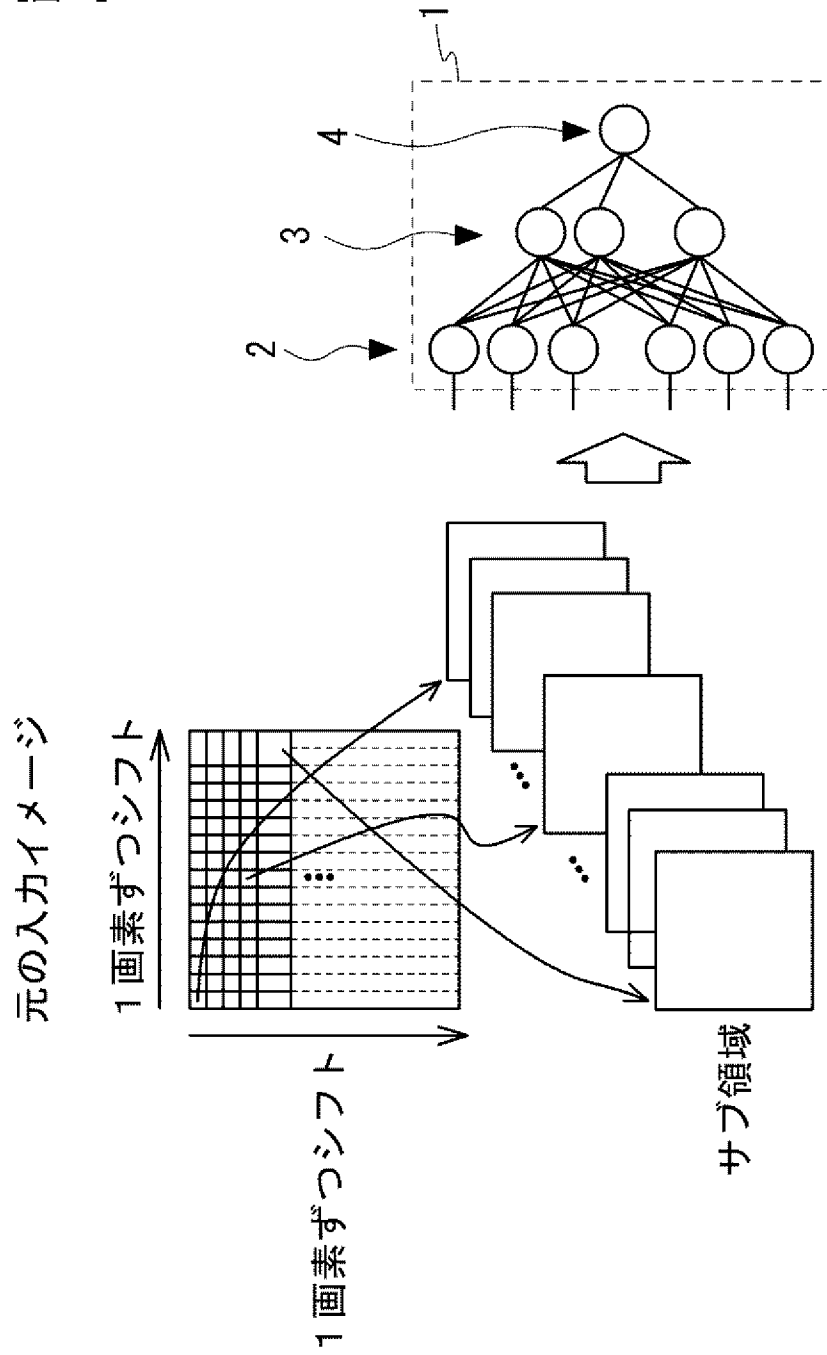


Fig. 11

[図12]

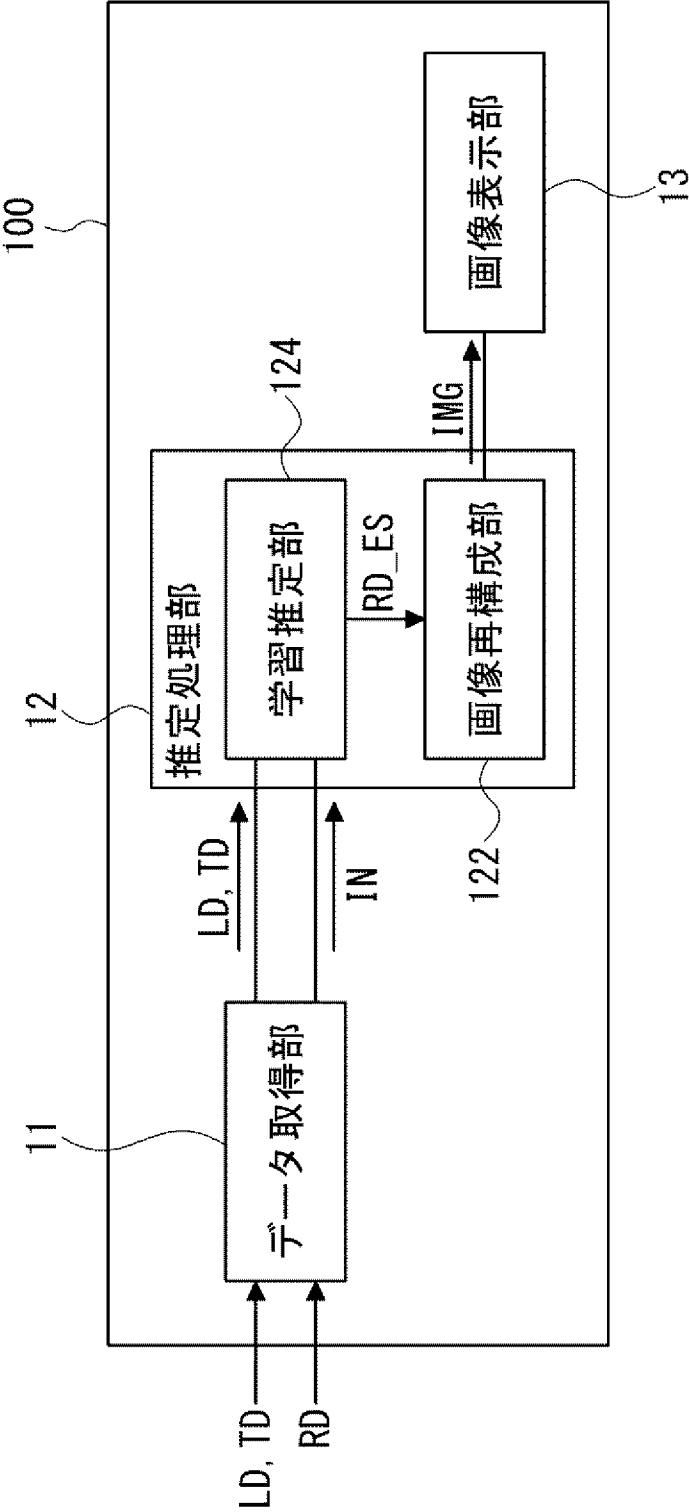


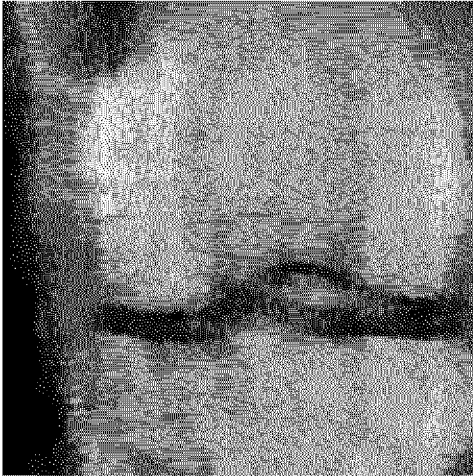
Fig. 12

[図13]

画像処理装置での
推定処理後の画像



高速撮像による画像
(8倍速)



高精細画像



Fig. 13

[図14]

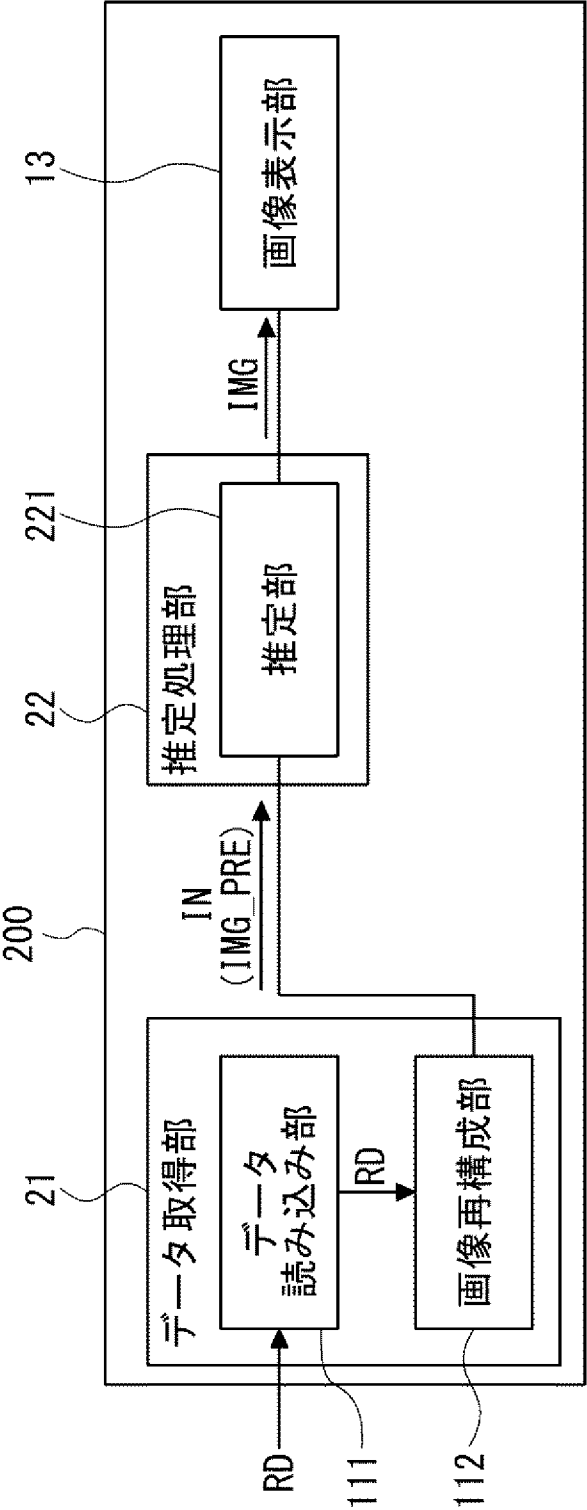


Fig. 14

[図15]

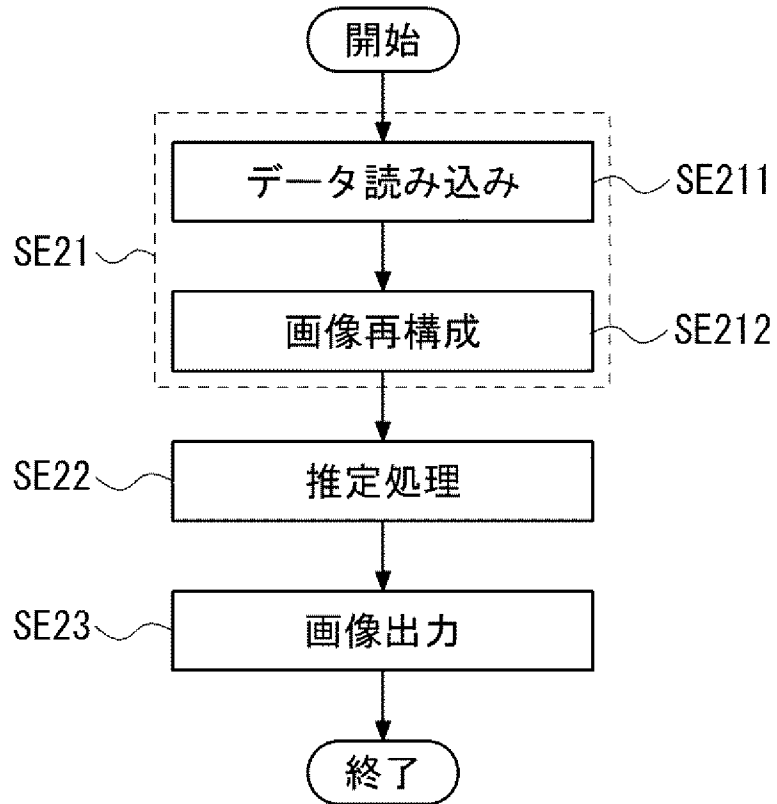


Fig. 15

[図16]

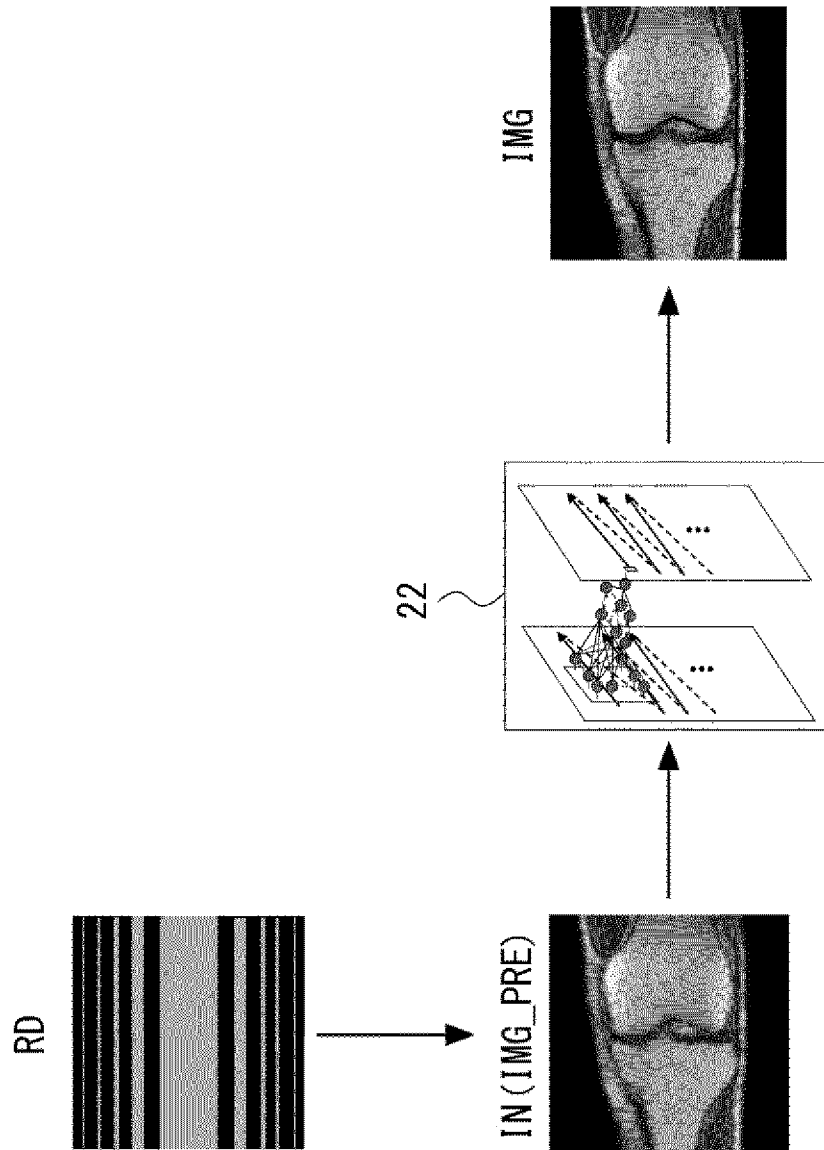


Fig. 16

[図17]

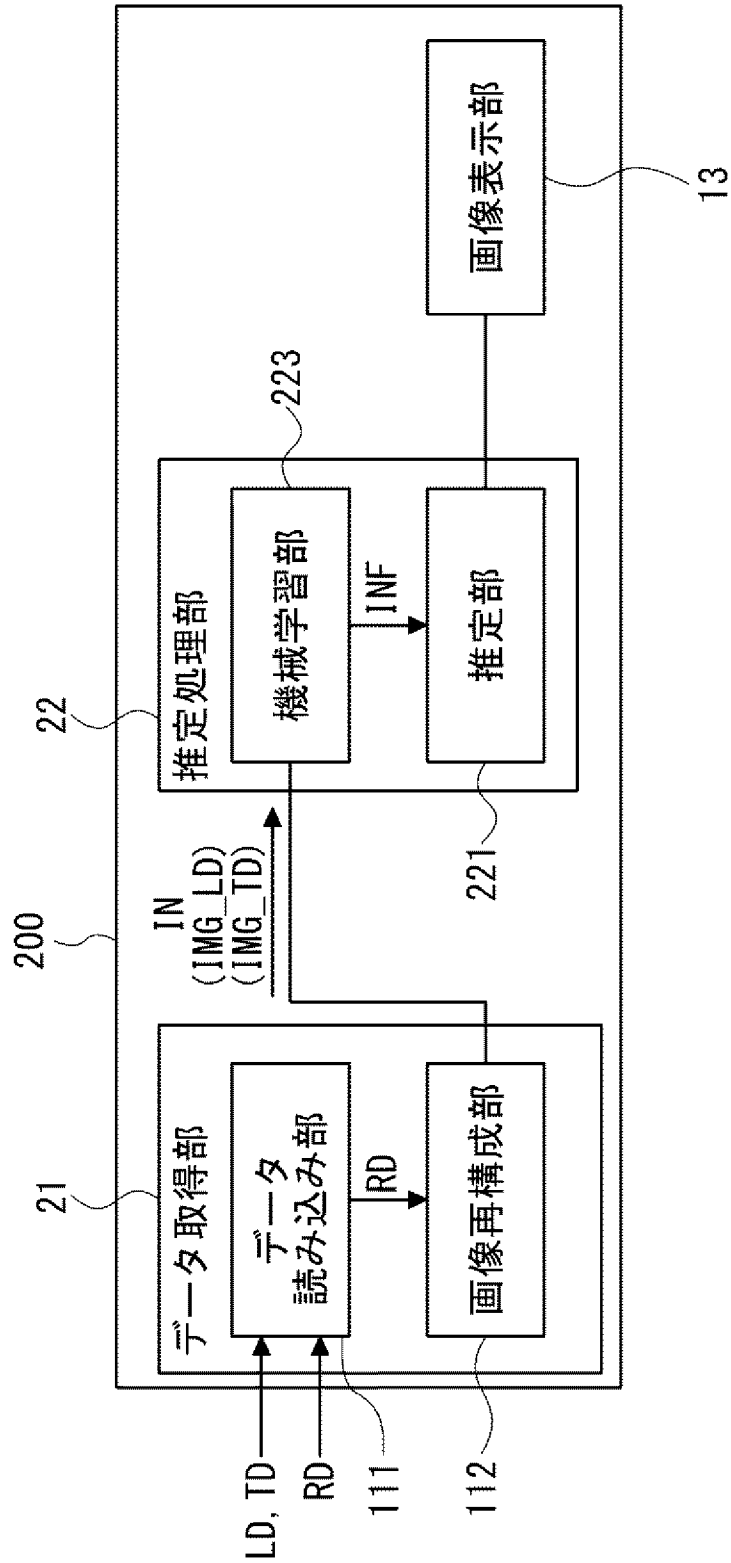


Fig. 17

[図18]

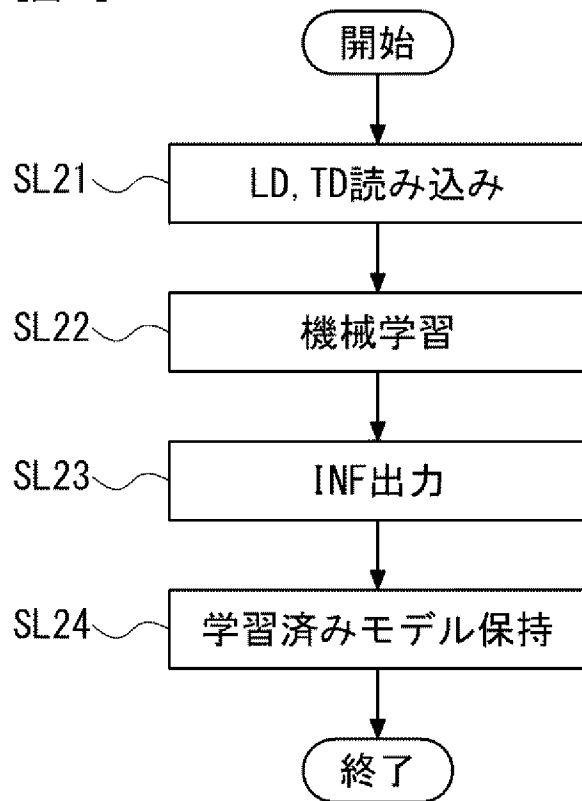


Fig. 18

[図19]

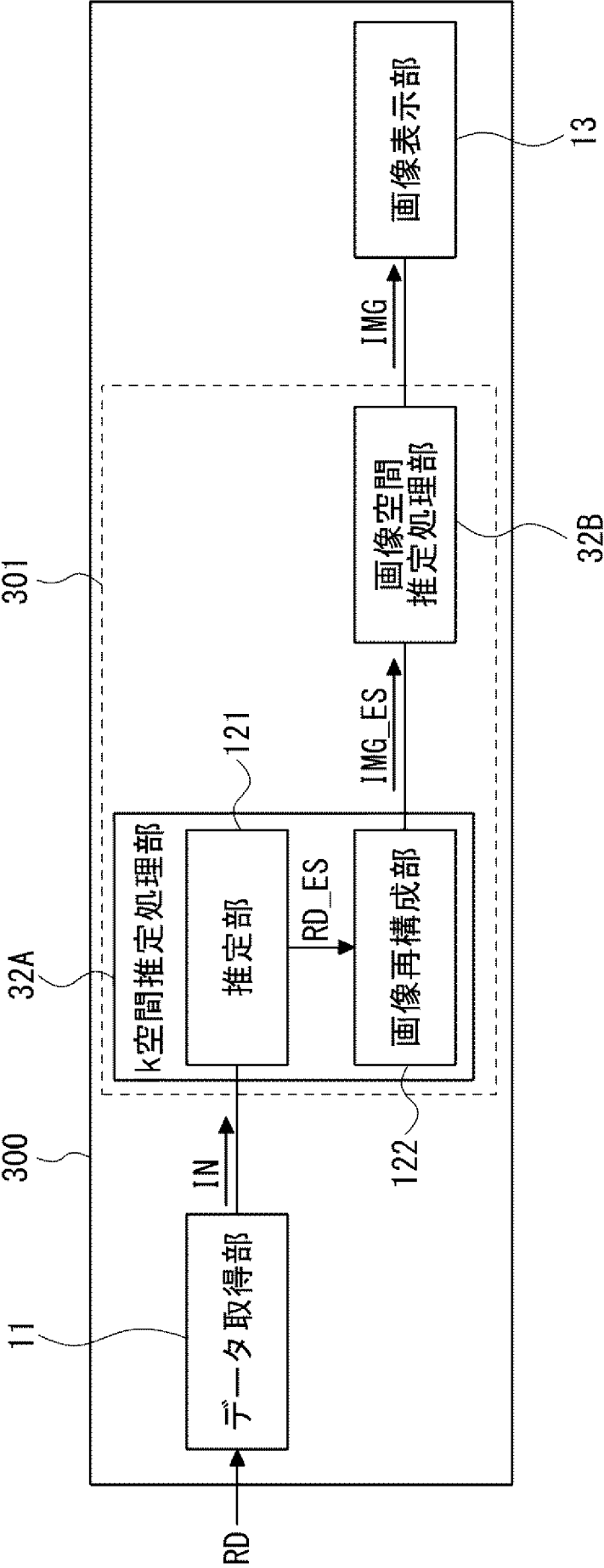


Fig. 19

[図20]

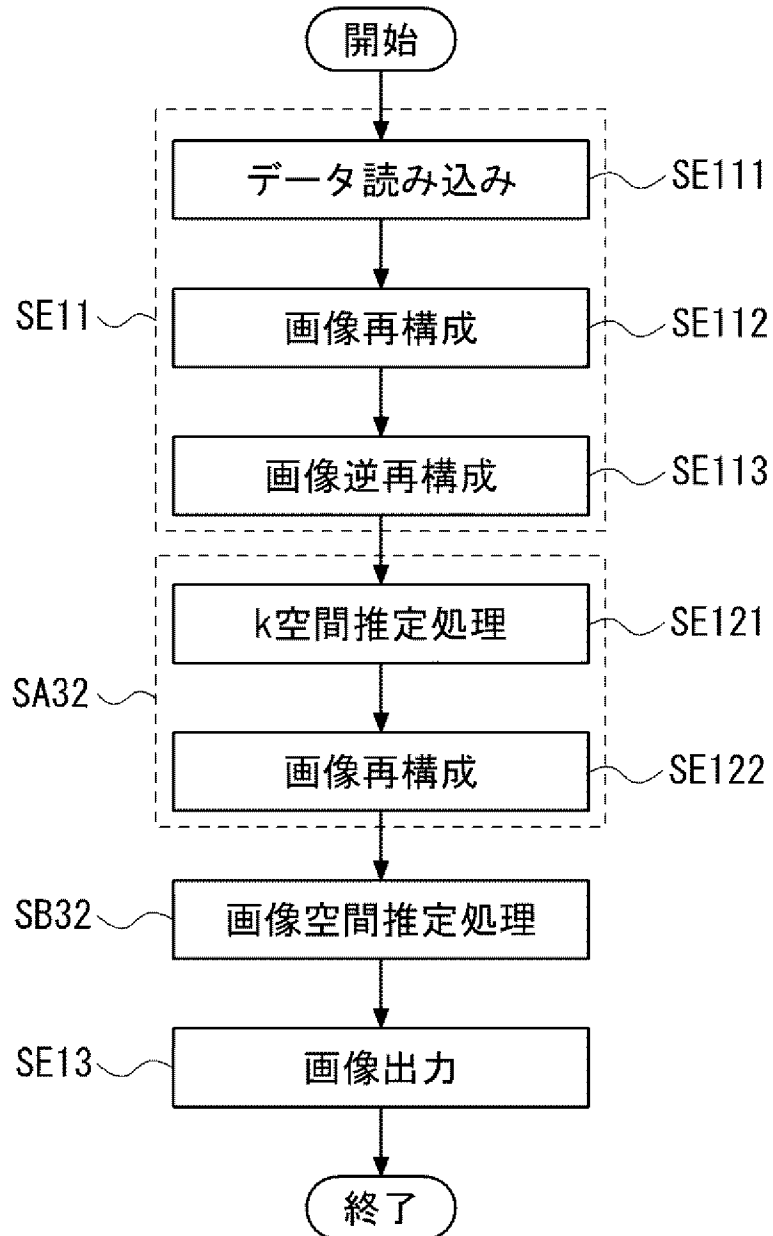


Fig. 20

[図21]

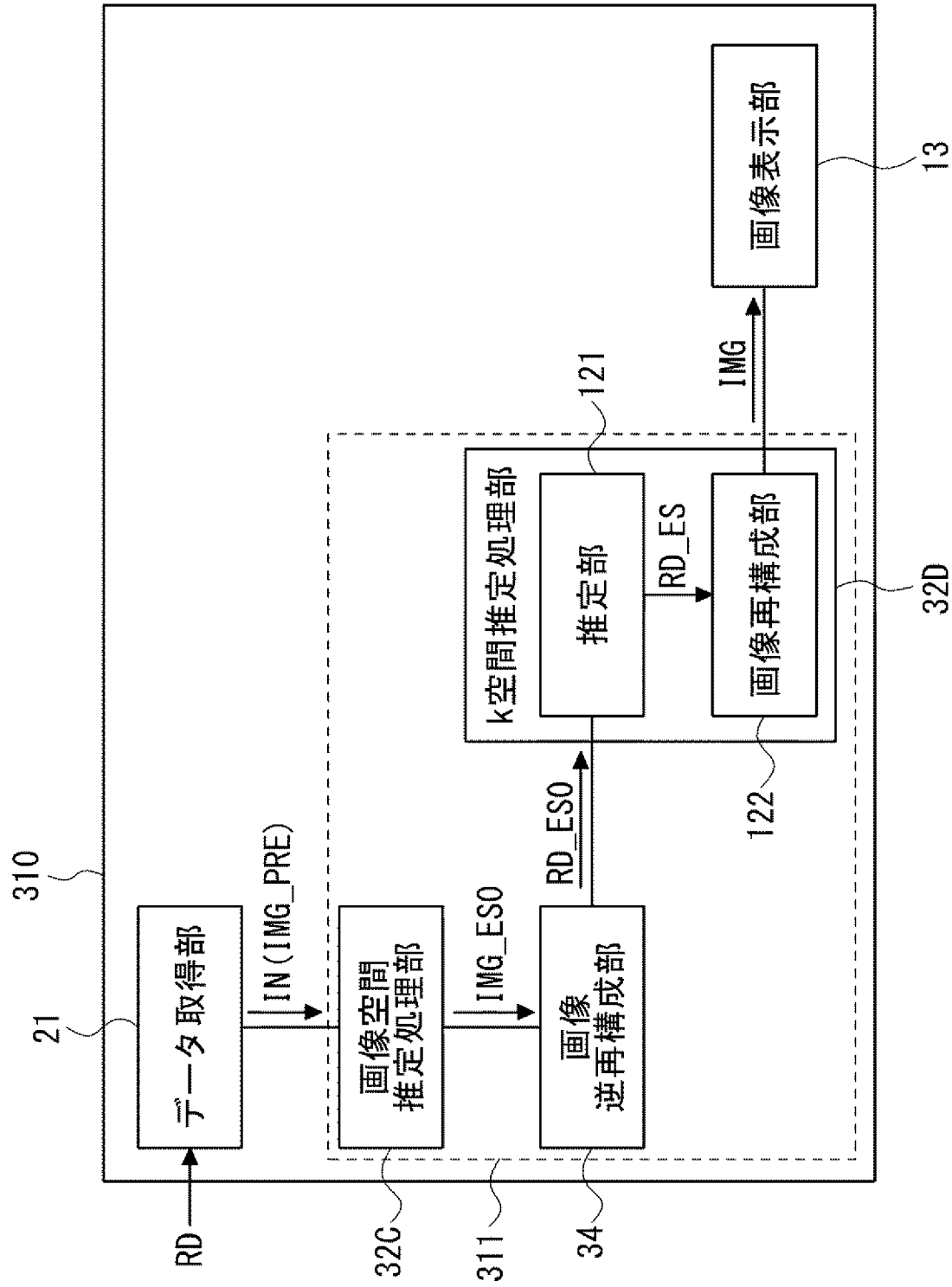


Fig. 21

[図22]

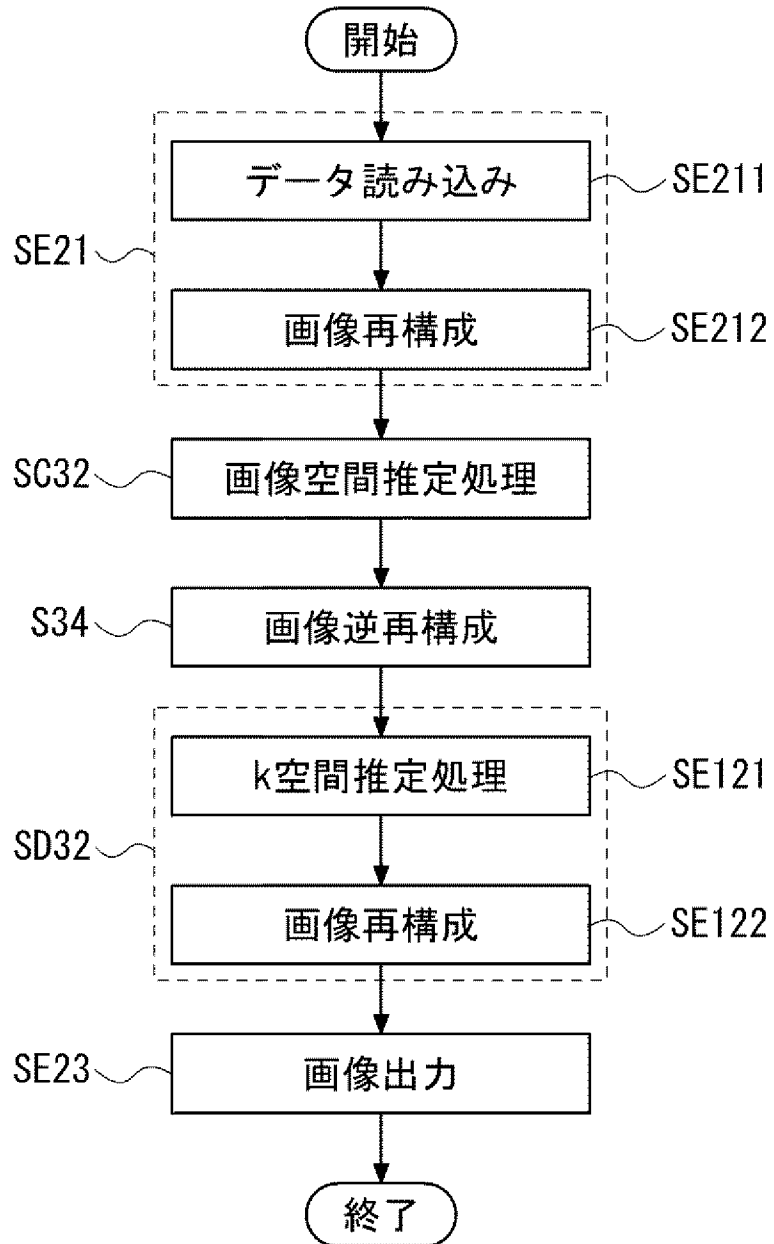


Fig. 22

[図23]

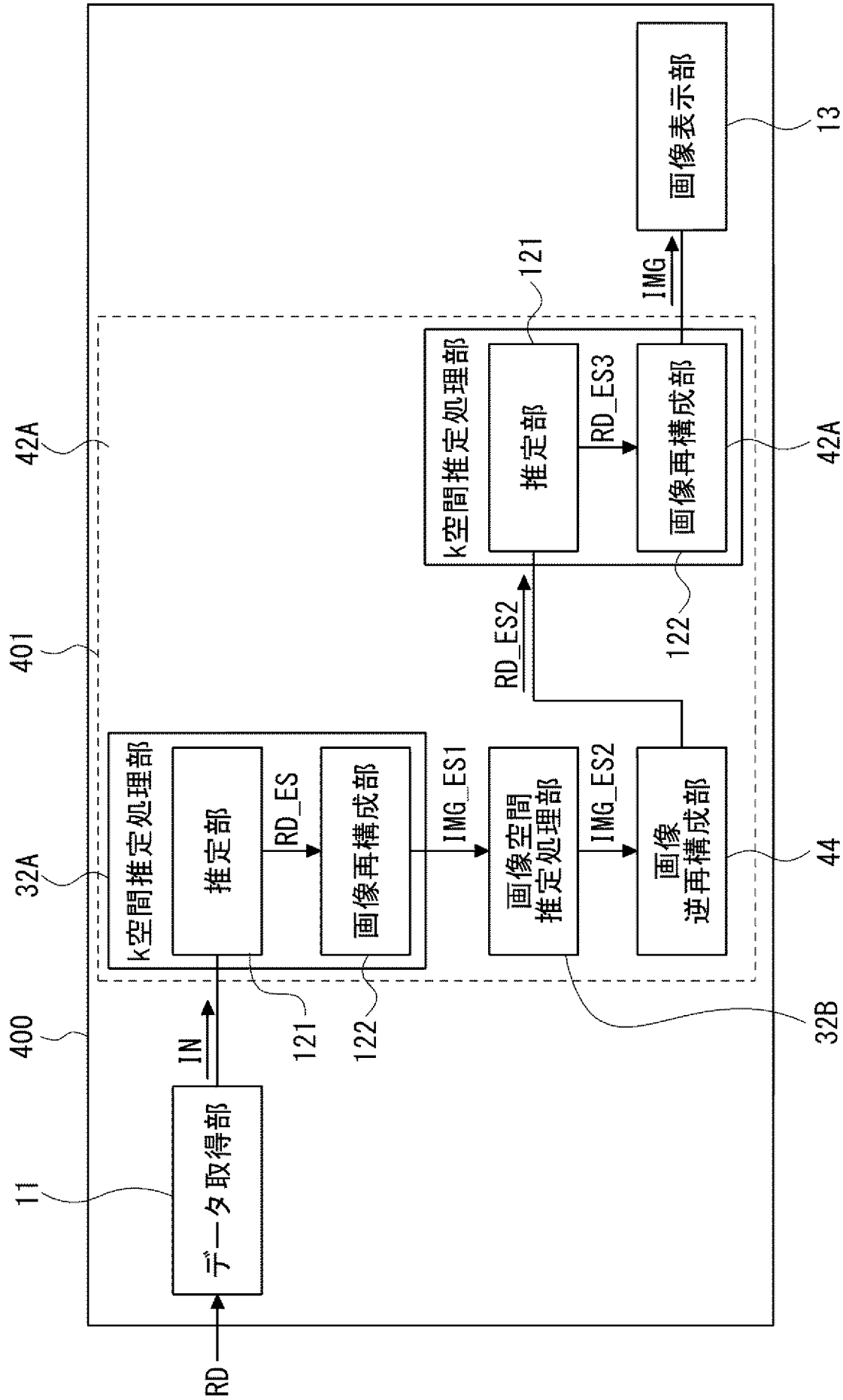


Fig. 23

[図24]

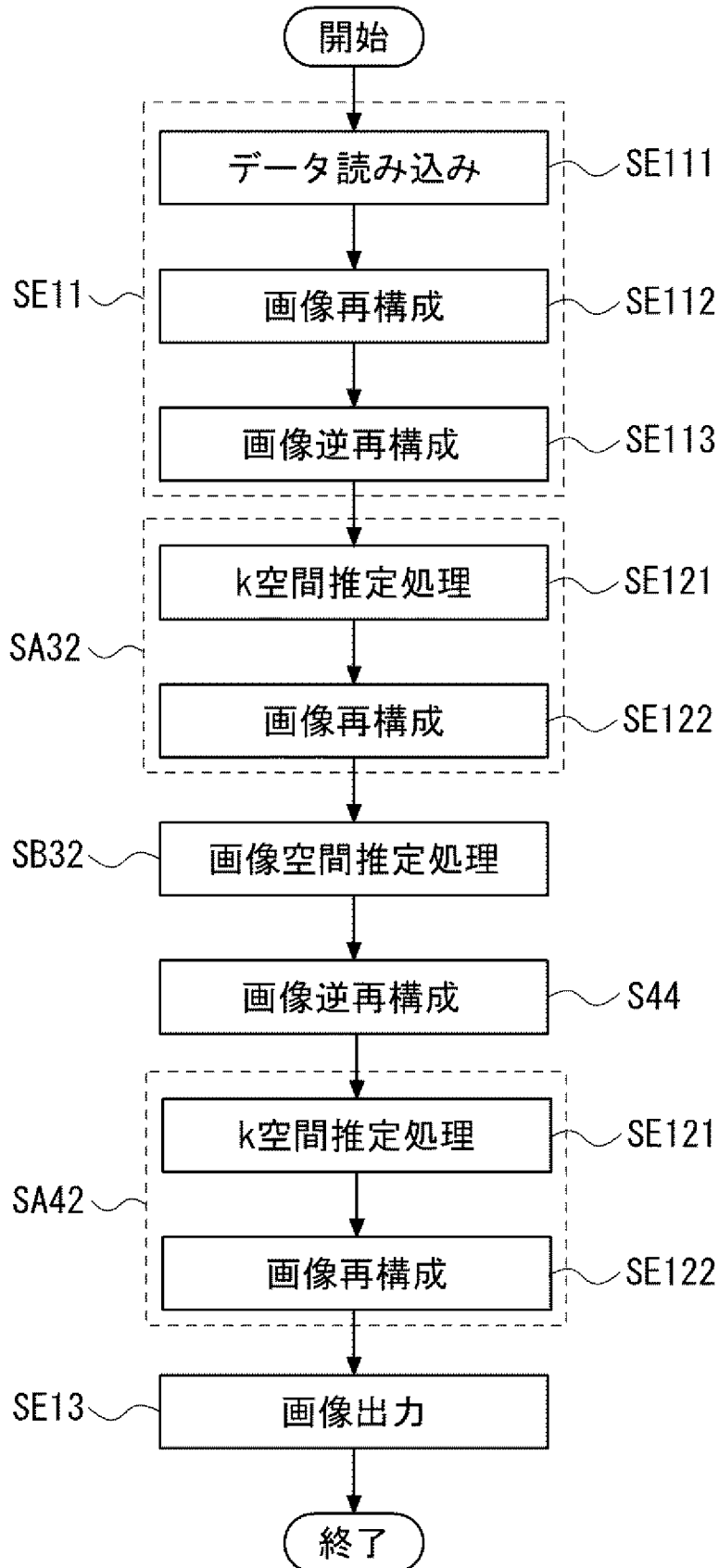


Fig. 24

Block diagram of a video processing system 13. The system includes a data acquisition unit 21, an image space prediction unit 32C, an image inverse construction unit 34, a k-space prediction unit 121, an image reconstruction unit 122, an image space prediction unit 42B, and an image display unit 13. The flow is: RD -> 21 (データ取得部) -> IN(IMG_PRE) -> 32C (画像空間推定処理部) -> IMG_INT -> 34 (画像逆再構成部) -> RD_INT -> 121 (k空間推定処理部) -> RD_ES -> 122 (画像再構成部) -> IMG_ES3 -> 42B (画像空間推定処理部) -> IMG -> 13 (画像表示部).

Fig. 25

[図26]

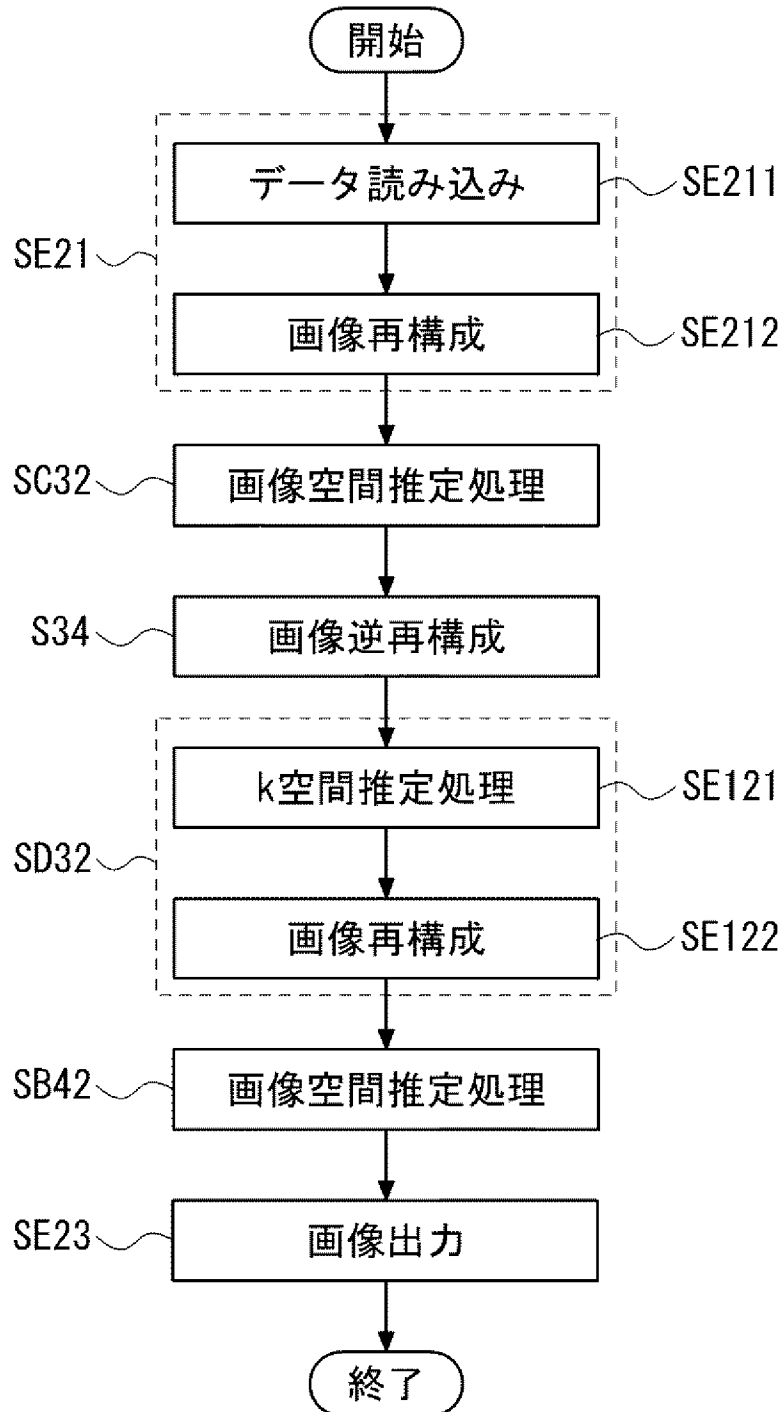


Fig. 26

[図27]

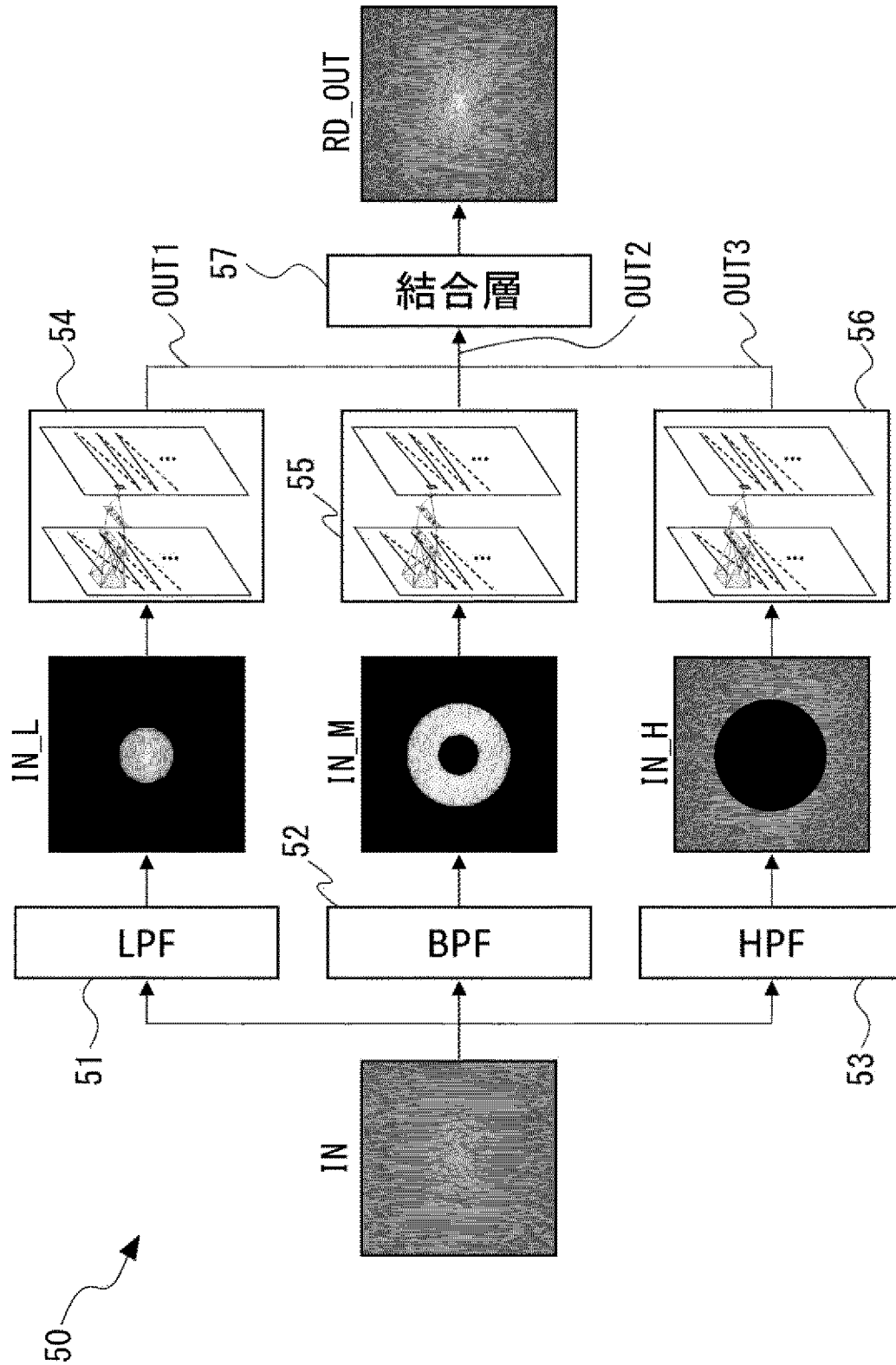


Fig. 27

[図28]

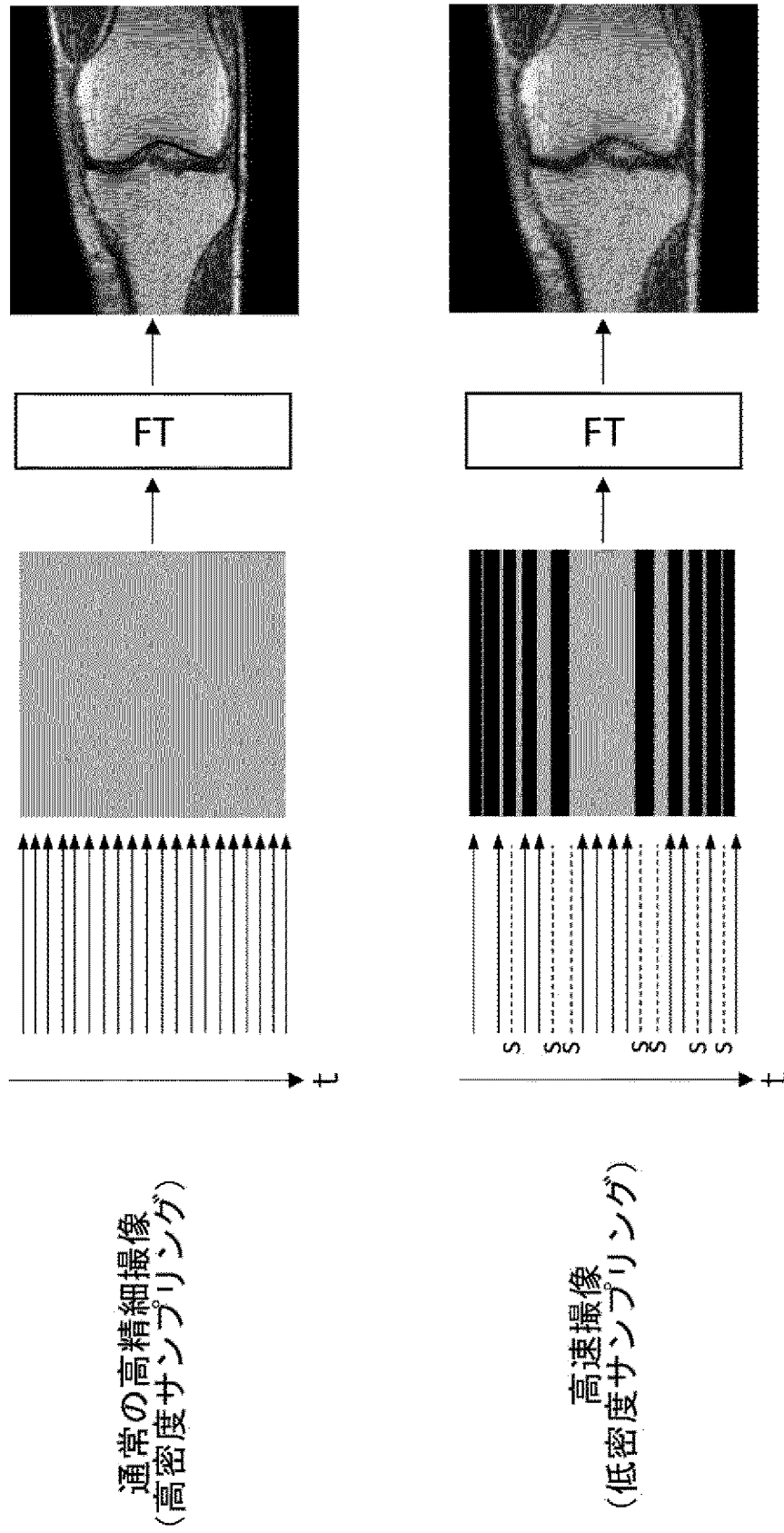


Fig. 28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/008813

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01R 33/48(2006.01)i; **G01N 24/00**(2006.01)i; **A61B 5/055**(2006.01)i
 FI: A61B5/055 376; G01N24/00 530H; G01N24/00 530Y; G01R33/48

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)

G01R33/00; G01N24/00; A61B5/055

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 1971-2022
 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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	RAVISHANKAR, Saiprasad et al. Image Reconstruction: From Sparsity to Data-Adaptive Methods and Machine Learning. Proceedings of the IEEE. 2020, vol. 108, no. 1, pages 86-109 pages 86-109	1-11



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

24 March 2022

Date of mailing of the international search report

24 May 2022

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.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） G01R 33/48(2006.01)i; G01N 24/00(2006.01)i; A61B 5/055(2006.01)i FI: A61B5/055 376; G01N24/00 530H; G01N24/00 530Y; G01R33/48										
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）） G01R33/00; G01N24/00; A61B5/055 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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2022年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2022年</td> </tr> </table> 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）			日本国実用新案公報	1922 - 1996年	日本国公開実用新案公報	1971 - 2022年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2022年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2022年
日本国実用新案公報	1922 - 1996年									
日本国公開実用新案公報	1971 - 2022年									
日本国実用新案登録公報	1996 - 2022年									
日本国登録実用新案公報	1994 - 2022年									
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	RAVISHANKAR, Saiprasad, et al., Image Reconstruction: From Sparsity to Data-Adaptive Methods and Machine Learning, PROCEEDINGS OF THE IEEE, 2020, Vol.108, No.1, pp.86-109 pp.86-109	1-11								
☐ 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。										
<table border="0"> <tr> <td style="vertical-align: top;"> * 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な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 </td> <td style="vertical-align: top;"> “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 </td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な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						
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な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 24.03.2022		国際調査報告の発送日 24.05.2022								
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） 永田 浩司 2U 6004 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								