

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号
特表2025-507263
(P2025-507263A)

(43)公表日 令和7年3月18日(2025.3.18)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055(2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 0	4 C 0 9 6
G 0 6 T 7/00 (2017.01)	G 0 6 T 7/00 3 0 0 D	5 L 0 9 6
G 0 6 V 10/82 (2022.01)	G 0 6 T 7/00 3 5 0 C	
	G 0 6 V 10/82	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全27頁)

(21)出願番号	特願2024-544627(P2024-544627)	(71)出願人	590000248
(86)(22)出願日	令和5年2月6日(2023.2.6)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(85)翻訳文提出日	令和6年7月26日(2024.7.26)		Koninklijke Philips N. V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2023/052804		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開番号	WO2023/156233		High Tech Campus 52, 5 6 5 6 AG Eindhoven, N etherlands
(87)国際公開日	令和5年8月24日(2023.8.24)		
(31)優先権主張番号	22157815.6	(74)代理人	100122769
(32)優先日	令和4年2月21日(2022.2.21)		弁理士 笛田 秀仙
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)	(74)代理人	100163809
(81)指定国・地域	AP(BW,CV,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW), EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES, FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV 最終頁に続く	(74)代理人	弁理士 五十嵐 貴裕
		(74)代理人	100145654
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ニューラルネットワークによる磁気共鳴画像における人工構造の検出

(57)【要約】

本明細書では機械実行可能命令を記憶するメモリと、画像処理モジュールとを備える医用システムが開示され、画像処理モジュールは画像処理ニューラルネットワーク部分と、人工構造予測部分とを備え、画像処理モジュールは磁気共鳴データを受信するように構成される入力部を備える。画像処理ニューラルネットワーク部分は、入力部において磁気共鳴データを受信することに対応して、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成される第1の出力部を備える。人工構造予測部分は、補正された磁気共鳴画像内の人工構造の尤度を記述する人工構造データを出力するように構成される第2の出力部を備える。

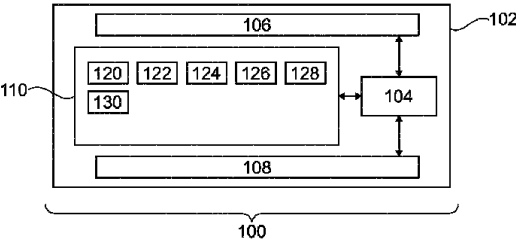


Fig. 1

【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用システムであって、前記医用システムは、

機械実行可能命令を記憶するメモリと、画像処理モジュールとを有し、前記画像処理モジュールは、画像処理ニューラルネットワーク部分と、人工構造予測部分とを有し、前記画像処理モジュールは、磁気共鳴データを受信するように構成される入力部を有し、前記画像処理ニューラルネットワーク部分は、前記入力部において前記磁気共鳴データを受信することに応答して、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成される第1の出力部を有し、前記人工構造予測部分は、前記補正された磁気共鳴画像内の人工構造の尤度を記述する人工構造データを出力するように構成される第2の出力部を有し、

10

画像構造予測ニューラルネットワーク部分は、磁気共鳴画像のグランドトゥールース画像収集からトレーニングされ、

前記人工構造予測部分は、グローバル画像態様を表すグランドトゥールースデータセットの集合からトレーニングされ、

前記医用システムは更に、

計算システムであって、前記機械実行可能命令の実行が前記計算システムに、

前記磁気共鳴データを受信するステップと、

前記画像処理モジュールの入力部に前記磁気共鳴データを入力することに応答して、前記第1の出力部における前記補正された磁気共鳴画像と、前記第2の出力部における前記人工構造データとを受信するステップと、

20

所定の基準を満たす前記人工構造データに依存して警告信号を提供するステップとを実行させる、計算システムとを有する、医用システム。

【請求項2】

前記人工構造データは、前記補正された磁気共鳴画像を基準磁気共鳴画像に一致させるためのテンプレートマッチングパラメータを有し、前記機械実行可能命令の実行はさらに前記計算システムに、

前記テンプレートマッチングパラメータを用いて、前記基準磁気共鳴画像テンプレートと前記補正された磁気共鳴画像との間の画像差分マップを計算するステップと、

前記画像差分マップが所定の統計的尺度を超えるかを決定することによって、前記画像差分マップは所定の基準をアルゴリズム的に満たすかを決定するステップであって、前記画像差分マップは前記所定の基準を満たす場合、前記警告信号が提供される、ステップとを実行させる、請求項1に記載の医用システム。

30

【請求項3】

前記人工構造予測部分は、テンプレートマッチングアルゴリズムとして実装される、請求項2に記載の医用システム。

【請求項4】

前記人工構造データは、複数の予め定義された解剖学的構造を画定する3次元セグメンテーションマスクを有し、前記機械実行可能命令はさらに前記計算システムに、

前記複数の予め定義された解剖学的構造の間の一つ又はそれより多くの比率を記述する所定の体積比率データを受信するステップと、

40

前記人工構造データから、前記複数の予め定義された解剖学的構造の間の一つ又はそれより多くの比率を記述する測定された体積比率データを計算するステップと、

前記所定の体積比率データと前記測定された体積比率データとを比較することによって、前記所定の基準が満たされているかを決定するステップと

を実行させる、請求項1に記載の医用システム。

【請求項5】

前記人工構造予測部分は、画像セグメンテーションアルゴリズムとして実装される、請求項4に記載の医用システム。

【請求項6】

50

前記人工構造予測部分はニューラルネットワークとして実装され、前記人工構造予測部分は前記補正された磁気共鳴画像を入力として受信するように構成される、請求項1、2、又は4に記載の医用システム。

【請求項7】

前記人工構造予測部分はニューラルネットワークとして実装され、前記出力された人工構造データは前記補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する空間依存確率マップである、請求項1に記載の医用システム。

【請求項8】

前記画像処理モジュールはY-netニューラルネットワークであり、前記Y-netニューラルネットワークは、前記入力部で前記磁気共鳴データを受信することに対応して、前記第1の出力部で前記補正された磁気共鳴画像を出力するように構成されるU-netニューラルネットワーク構造から形成され、前記Y-netは前記磁気共鳴データを受信することに対応して、前記第2の出力部で前記補正された磁気共鳴画像における人工構造を記述する人工構造データを出力するように構成される復号化分岐をさらに有し、前記復号化分岐は前記U-netニューラルネットワーク構造に接続され、前記U-netニューラルネットワークは前記画像処理ニューラルネットワーク部分を有し、前記復号化分岐は前記人工構造予測部分を有する、請求項1、2、3、4、5、又は7に記載の医用システム。

【請求項9】

前記磁気共鳴データは画像データである、請求項1乃至8の何れか一項に記載の医用システム。

【請求項10】

前記画像処理モジュールは、k空間データを受信することに対応して臨床磁気共鳴画像を再構成するように構成される磁気共鳴撮像再構成アルゴリズムに組み込まれ、前記磁気共鳴データは、前記臨床磁気共鳴画像の前記再構成中に前記k空間データから計算された中間磁気共鳴画像である、請求項9に記載の医用システム。

【請求項11】

前記磁気共鳴データはk空間データである、請求項1乃至7の何れか一項に記載の医用システム。

【請求項12】

前記医用撮像システムは磁気共鳴撮像システムをさらに有し、前記メモリは、前記磁気共鳴撮像システムを制御して、磁気共鳴撮像プロトコルに従って撮像ゾーンから前記磁気共鳴データを取得するように構成されるパルスシーケンスコマンドをさらに有し、前記機械実行可能命令の実行は前記計算システムに、前記磁気共鳴撮像システムを制御して前記磁気共鳴データを取得させる、請求項1乃至11の何れか一項に記載の医用システム。

【請求項13】

前記画像処理ニューラルネットワーク部分は、ノイズ除去、アーチファクト補正、動き補正、ぼかし除去、及びそれらの組合せのうちの何れか1つのために構成される、請求項1乃至12の何れか一項に記載の医用システム。

【請求項14】

コンピュータシステムによる実行のための機械実行可能命令及び画像処理モジュールを有するコンピュータプログラム製品であって、前記画像処理モジュールは画像処理ニューラルネットワーク部分及び人工構造予測部分を有し、前記画像処理モジュールは磁気共鳴データを受信するように構成される入力部を有し、前記画像処理ニューラルネットワーク部分は、前記入力部において前記磁気共鳴データを受信することに対応して、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成される第1の出力部を有し、前記人工構造予測部分は、前記補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する人工構造データを出力するように構成される第2の出力部を有し、前記機械実行可能命令の実行は前記コンピュータシステムに、

前記磁気共鳴データを受信するステップと、

前記磁気共鳴データを前記画像処理モジュールの入力部に入力することに対応して、前

10

20

30

40

50

記第1の出力部における前記補正された磁気共鳴画像と、前記第2の出力部における前記人工構造データとを受信するステップと、

所定の基準を満たす前記人工構造データに依存して警告信号を提供するステップとを実行させる、コンピュータプログラム製品。

【請求項15】

医用撮像の方法であって、前記方法は、

磁気共鳴データ受信するステップと、

前記磁気共鳴データを画像処理モジュールの入力部に入力することに対応して、前記画像処理モジュールの第1の出力部における補正された磁気共鳴画像と、前記画像処理モジュールの第2の出力部における人工構造データとを受信するステップであって、前記人工構造データは前記補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述し、前記画像処理モジュールは、画像処理ニューラルネットワーク部分と、人工構造予測部分とを有し、前記画像処理モジュールは、前記磁気共鳴データを受信するように構成される前記入力部を有し、前記画像処理ニューラルネットワーク部分は、前記入力部において前記磁気共鳴データを受信することに対応して、前記補正された磁気共鳴画像を出力するように構成される前記第1の出力部を有し、前記人工構造予測部分は、前記人工構造データを出力するように構成される前記第2の出力部を有する、ステップと、

所定の基準を満たす前記人工構造データに依存して警告信号を提供するステップとを有する、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は磁気共鳴撮像に関し、特に、ニューラルネットワークを用いて磁気共鳴画像を処理することに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、ニューラルネットワークは、磁気共鳴画像を再構成、フィルタリング、又は補正するために使用されている。このアプローチの利点はニューラルネットワークが非常に高速であり、複雑な画像及び再構成タスクを実行するように訓練することができることである。ニューラルネットワークを使用することの欠点は、ニューラルネットワークが現実ではない構造を画像に加えることができることである。これは、文献では幻覚と呼ばれている。本明細書では、人工構造及び幻覚を同義語として使用する。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

磁気共鳴画像における人工構造又は幻覚の存在は、磁気共鳴画像を検査する医師が実際の被検体とは異なる解剖学的特徴を見ている可能性があるため、負の効果を有する可能性がある。

【0004】

米国特許出願公開第2020/0249300号は、加速磁気共鳴撮像(MM)データから磁気共鳴画像を再構成することを開示している。一実施形態では、磁気共鳴(MR)画像を再構成するための方法がアンダーサンプリングされたk空間データからコイル感度マップの複数のセットを推定することと、マルチコイル高周波(RF)受信器アレイによって取得されたアンダーサンプリングされたk空間データを推定することと、アンダーサンプリングされたk空間データ及び推定されたコイル感度マップの複数のセットを使用して複数の初期画像を再構成することと、初期画像及びコイル感度マップの複数のセットを使用して複数の画像を反復的に再構成して複数の最終画像を生成することであって、複数の画像の各々は感度マップの複数のセットの異なるセットに対応することと、MR画像を生成するために、訓練されたディープニューラルネットワークから出力された複数の最終画像を組み合わせることを含む。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、独立請求項における医用システム、コンピュータプログラム製品、及び方法を提供する。実施形態は、従属請求項において与えられる。

【0006】

実施形態は磁気共鳴データを受信し、それに応じて補正された磁気共鳴画像を出力する画像処理ニューラルネットワーク部を備える画像処理モジュールを使用することによって、磁気共鳴画像内の人工構造を検出する手段を提供することができる。画像処理ニューラルネットワーク部分は選択された(例えば、磁気共鳴)画像のグランドトゥールース画像集合からトレーニングされる。また、画像処理モジュールは、磁気共鳴データが画像処理ニューラルネットワークに入力されたことに応じて人工構造データを出力する人工構造検出部を備える。これらの人工構造データは、グランドトゥールース情報を集約するための受信器磁気共鳴データの関係の一つ又はそれより多くの態様を表す。受信器磁気共鳴データは、補正されるべき破損画像を表す。補正は、選択された画像の特定のグランドトゥールースデータセットに基づいてトレーニングされる画像処理ニューラルネットワーク部分によって実行される。人工構造予測部分は、幻覚などの人工構造の尤度を表す情報を返す。この目的のために、人工構造部分は、(画像処理ニューラルネットワーク部分のためのグランドトゥールースを形成する既知の画像のセットと比較して)より大域的なセットの画像の特定の態様を表すグローバルグランドトゥールースに基づいてトレーニングされる。したがって、画像処理ネットワークは一方では補正された磁気共鳴画像を、その第1の出力一致で、画像処理ニューラルネットワーク部分が訓練されたグランドトゥールースデータに戻すことができ、他方では、その第2の出力部も、集約グランドトゥールースデータに対する受信された磁気共鳴データの関係の態様を表すデータを返す。したがって、画像処理モジュールは、画像処理ニューラルネットワーク部分及び人工構造部分によって返される補正された画像を、既知の画像の訓練データセットによって形成されたグランドトゥールースとの密接な対応と、集約グランドトゥールースを伴ういくつかの態様での適切な補正との間で、共同でバランスをとることができる。さらに、画像処理ニューラルネットワーク及び人工構造予測ネットワークは、既知の画像ならびに集約グランドトゥールースに基づいて共同で訓練され得ることに留意されたい。画像処理モジュールを実装する様々な方法が、以下に説明される。特に、集約グランドトゥールースは、既知の画像のトレーニングデータセットよりも著しく広範な画像収集に由来するテンプレート又はアトラス画像であり得る基準磁気共鳴画像によって形成され得る。受信器磁気共鳴(入力)データの態様と集約グランドトゥールースの態様との間の関係は、差分マップの統計的尺度に関係し得るか、又はセグメント化された解剖学的構造間の体積比率データの比較に関係し得る。画像処理ニューラルネットワーク部分のグランドトゥールースは、医用システムが操作される医療機関において、又は磁気共鳴撮像検査のために検査される患者を参照する特定の放射線科医もしくは放射線科医チームによって選択され得る。

【0007】

一態様では、本発明が機械実行可能命令を記憶するメモリと、画像処理モジュールとを備える医用システムを提供する。画像処理モジュールは、機械実行可能なコード又は命令であってもよい。画像処理モジュールは、画像処理ニューラルネットワーク部分と、人工構造予測部分とを備える。画像処理モジュールは、磁気共鳴データを受信するように構成された入力部を備える。

【0008】

本明細書で使用される場合、磁気共鳴データは、磁気共鳴画像又は磁気共鳴画像を再構成するために使用され得るk空間データの何れかを包含する。したがって、画像処理モジュールは、入力としてk空間データ又は磁気共鳴画像を受信するように構成される。画像処理モジュールがk空間データを受信する場合、画像処理モジュールは、k空間データから磁気共鳴画像を再構成する。磁気共鳴データが磁気共鳴画像である場合、画像処理モジュールは、この磁気共鳴画像に対して何らかの画像処理タスクを実行するために使用され

10

20

30

40

50

る。これは、例えば、ノイズ除去、アーチファクト除去、動き低減、又は他のそのような同様のタスクなどであり得る。

【0009】

画像処理ニューラルネットワークは、入力部において磁気共鳴データを受信することに応答して、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成された第1の出力部を備える。人工構造予測部分は、補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する人工構造データを出力するように構成された第2の出力部を備える。本明細書で使用される人工構造は、画像処理ニューラルネットワーク部分によって人工的に追加された、補正された磁気共鳴画像内の解剖学的構造又は特徴を包含する。磁気共鳴画像における人工構造は、文献において幻覚としても一般に知られている。k空間データから磁気共鳴画像を構築するため、又はアーチファクトもしくはノイズ除去などの様々な画像処理タスクを実行するためのニューラルネットワークの使用は、十分に確立されている。しかしながら、一般的な技術的問題はニューラルネットワークを調べることができず、ニューラルネットワークがどのような限界を有し、どのような限界があるか、及びどのような限界が現実的であるか、又はどのような限界が変更され、いわゆる幻覚を有するかを理解することができないことである。

10

【0010】

人工構造予測部分の組み込みは、補正された磁気共鳴画像内の考えられる人工構造又は幻覚を識別する手段を提供する。これは、例えば、医師又は他の医療専門家が補正された磁気共鳴画像を検査しており、補正された磁気共鳴画像のどの部分が誤差を有し得るか、又は誤差であり得るかを知りたい場合に有用であり得る。これは、制御機能としても使用することができる。例えば、画像処理モジュールが生生のk空間データから画像を再構成するために使用される場合、異なるニューラルネットワーク又はアルゴリズム的方法さえも、代わりに、補正された磁気共鳴画像を再構成するために使用され得、それによって、磁気共鳴画像における人工構造又は幻覚の可能性を回避する。

20

【0011】

医用システムは、計算システムをさらに備える。機械実行可能命令の実行は、計算システムに磁気共鳴データを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、画像処理モジュールの入力部への磁気共鳴データの入力に応答して、第1の出力部において補正された磁気共鳴画像を、第2の出力部において人工構造データを、計算システムに受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、所定の基準を満たす人工構造データに応じて警告信号を提供させる。

30

【0012】

例えば、人工データ構造が所定の基準を満たす場合、警告信号を提供することができる。警告信号は、異なる例において異なる形態をとることができる。一例では、警告信号が可聴警告又は触覚警告とすることができる。他の例では、警告信号が医用システムに接続されたディスプレイによってレンダリングされる警告とすることができる。さらに他の例では、警告信号が補正された磁気共鳴画像内のどの位置が人工構造又は幻覚構造を有する可能性が高いかを示すヒートマップ又は確率マップとすることができる。

【0013】

医用システムは、異なるタイプのシステムに組み込まれてもよい。一例では、医用システムがk空間データを磁気共鳴画像に処理するか、又は磁気共鳴画像を処理するスタンドアロンシステムであってもよい。それは、例えば、サーバ上に配置されてもよく、又はウェブサービスとして遠隔に配置されてもよい。別の例では、機械実行可能命令及び画像処理モジュールが磁気共鳴画像を再構成するために使用されるアルゴリズム又は画像処理モジュールに組み込まれる。さらに他の例では、医用システムが磁気共鳴撮像システムなどの医用撮像システムを組み込むか、又はその中に組み込むことができる。

40

【0014】

別の実施形態では、人工構造データが補正された磁気共鳴画像を基準磁気共鳴画像にマッチングするためのテンプレートマッチングパラメータを含む。機械実行可能命令の実行

50

はさらに、テンプレートマッチングパラメータを使用して、基準磁気共鳴画像と補正された磁気共鳴画像との間の画像差分マップを計算システムに計算させる。例えば、補正された磁気共鳴画像は基準磁気共鳴画像と一致するように、又はその逆に、変形又は変換されてもよい。次いで、画像差分マップは、2つの画像の個々のピクセル又はボクセルを見て、それらのうちの2つの間の差分を計算することができる。いくつかの例では、画像差分マップはさらに処理され得る。

【0015】

例えば、画像差分マップは、特定の値を超えた又は特定の近傍内の差のみがレジストレーションされるように閾値化されてもよい。画像差分マップを計算することはまた、補正された磁気共鳴画像の何らかの前処理を伴い得る。例えば、基準磁気共鳴画像のコントラストが決定され、補正された磁気共鳴画像も決定され、次いで、画像差分マップが計算される前に、両方が同じコントラストを有するように、一方又は他方の画像が調整される。

【0016】

機械実行可能命令の実行はさらに、画像差分マップが所定の統計的尺度を超えるかどうかを決定することによって、画像差分マップが所定の基準をアルゴリズム的に満たすかどうかを計算システムに決定させる。警告信号は、画像差分マップが所定の基準を満たす場合に提供される。前述のように、所定の統計的尺度は、ある差を超えるボクセルがあるかどうかを見るための閾値処理であってもよい。追加の統計的基準を適用することもできる。例えば、異なるボクセルの数はまた、警告信号が提供されるかどうかを決定するために使用される一つ又は複数の基準であってもよい。所定の基準はまた、所定の閾値を超えるボクセルのクラスがどのように一緒にグループ化されるかを見ることを含んでもよい。例えば、1つ又は2つの分離されたボクセルが存在する場合、これは警告信号をトリガしないことがあるが、閾値を上回る特定のサイズを上回る領域が存在する場合、これはいくつかの例では警告信号をトリガするために使用され得る。

【0017】

テンプレートマッチングパラメータは、異なる例では異なってもよい。例えば、1つのケースでは、それは2つの画像間のピクセル毎又はボクセルシフトを定義する3次元変形フィールドであってもよい。テンプレートマッチングパラメータはまた、両方の画像内のランドマークを識別することに基づいて、より低い次元シフトを表すことができ、次いで、これを使用して、変換処理を実行することができる。

【0018】

この実施形態は、多くの場合、磁気共鳴画像内に幻覚があるかどうかを決定することが困難であるため、有益であり得る。したがって、補正された磁気共鳴画像を基準磁気共鳴画像と比較することは、人工的な構造又は幻覚があるかどうかを見るために画像を評価する非常に効果的で客観的な手段を提供することができる。

【0019】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、被検体を記述する被検体メタデータを受信させ、被検体メタデータを使用してテンプレートデータベースから基準磁気共鳴画像を選択させる。たとえば、年齢、性別、及び他の詳細を使用して、特定の基準磁気共鳴画像を選択することができる。これは、基準磁気共鳴画像が被検体の解剖学的構造により近いという利点を有し得る。

【0020】

別の実施形態では、メモリが磁気共鳴データの受信に応答して基準磁気共鳴画像を生成するように構成された画像生成ニューラルネットワークをさらに備える。例えば、人工構造予測部分及び画像処理ニューラルネットワーク部分は、いずれもニューラルネットワークとして実現される。例えば、オートエンコーダ、又は(生成的敵対的ネットワーク概念におけるよう)敵対的損失項を使用して訓練された画像ジェネレータが、基準磁気共鳴画像を生成するために使用され得る。

【0021】

一例では被検体メタデータのみが、画像生成ニューラルネットワークの入力として使用

10

20

30

40

50

される。この場合、画像生成ニューラルネットワークは、正常な解剖学的構造を有する被検体を使用して訓練することができる。

【0022】

別の実施形態では、人工構造予測部分がテンプレートマッチングアルゴリズムとして実装される。画像処理ニューラルネットワーク部分及び人工構造予測部分は、コード又はプログラムの2つの別個の実行可能なグループであり得るので、この実施形態は有益であり得る。人工構造予測部分は例えば、補正された磁気共鳴画像をその入力として取得し、次いでアルゴリズムを使用してテンプレートマッチングパラメータを決定することができる。

【0023】

別の実施形態では、人工構造データが複数の所定の解剖学的構造を定義する3次元セグメント化マスクを含む。例えば、人工構造予測部分は3次元セグメンテーションマスクを決定するために、補正された磁気共鳴画像をセグメント化することができる。これは、従来のニューラルネットワーク又は変形可能な形状アルゴリズムなどのセグメンテーションアルゴリズムを使用して行うことができる。機械実行可能命令はさらに、計算システムに、複数の所定の解剖学的構造間の一つ又はそれより多くの比を記述する所定の体積比率データを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、人工構造データから、複数の予め定義された解剖学的構造間の一つ又はそれより多くの比を記述する測定体積比率データを計算させる。機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、所定の体積比率データと測定された体積比率データとを比較することによって、所定の基準が満たされているかどうかを決定させる。

【0024】

この実施形態では、補正された磁気共鳴画像をセグメント化して、これらの異なる3次元セグメント化マスクを決定することができる。次いで、これらの様々なボリューム間の様々な比を計算することができ、これらの比を所定のボリューム比データと比較することができる。補正された磁気共鳴画像又は幻覚に人工的な構造がある場合、これは、所定の体積比率データと測定された体積比率データとの間の差の不均衡によって検出される可能性が非常に高い。

【0025】

セグメント化は、様々な方法で実行することができる。これは、例えば、補正された磁気共鳴画像と人工構造データの両方を生成することができるY-Netを有する単一のニューラルネットワークとしてもよい。画像処理モジュールは別個のニューラルネットワークであってもよく、人工構造予測部分は別個のプログラム又は実行可能コードであってもよい。例えば、人工構造予測部分は、セグメンテーションアルゴリズムであってもよく、又は別個のニューラルネットワークとして実装されてもよい。この実施形態はまた、補正された磁気共鳴画像が、解剖学的構造のための実際の又は生の基準データと比較されているという利点を有する。これは、人工構造又は幻覚を検出するのに非常に効果的であり得る。

【0026】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行が計算システムに、被検体メタデータを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、被検体メタデータを使用して、体積比率データベースから所定の体積比率データを選択させる。これは、様々な体積比率が例えば、年齢及び性別などの被検体を記述する様々なパラメータに微調整されるので、特に有効であり得る。

【0027】

別の実施形態では、人工構造予測部分が画像セグメンテーションアルゴリズムとして実装される。例えば、それは画像セグメンテーションを実行するために訓練された従来のニューラルネットワークであってもよく、又はそれは例えば、変形可能モデルなどのアルゴリズムセグメンテーションアルゴリズムであってもよい。

【0028】

10

20

30

40

50

別の実施形態では、人工構造予測部分がニューラルネットワークとして実装される。人工構造予測部分は、補正された磁気共鳴画像を入力とする。これは、テンプレートマッチング実施形態と、3次元セグメント化マスクを使用する実施形態との両方に適用可能である。ニューラルネットワークは例えば、いくつかの例として、ResNetニューラルネットワーク又はU-netニューラルネットワークとして実装され得る。人工構造予測部分は例えば、磁気共鳴画像の集合を取得し、次いで、テンプレートマッチングパラメータ及びセグメンテーションを手動でラベル付けすることによって訓練され得る。このトレーニングデータは次いで、例えば、人工構造予測部分が畳み込みニューラルネットワークである場合、人工構造予測部分を訓練するために、ディープラーニング技法を使用して使用され得る。

10

【0029】

別の実施形態において、人工構造予測部分は、ニューラルネットワークとして実装される。出力された人工構造データは、補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する空間依存確率マップである。この実施形態では、この空間依存確率マップは直接出力される。これを実装するにはいくつかの異なる方法がある。1つのケースでは、人工構造予測部分及び画像処理ニューラルネットワーク部分が単一のニューラルネットワークとして、たとえば、以下で説明するY-netニューラルネットワークとして一緒に実装され得る。別の例では、人工構造予測部分及び画像処理ニューラルネットワーク部分が2つの別個のニューラルネットワークとして実装される。例えば、これらの2つのニューラルネットワークは、2つの別個のU-netニューラルネットワークであってもよい。

20

【0030】

別の実施形態では、画像処理ニューラルネットワークがY-netニューラルネットワークである。Y-netニューラルネットワークは、磁気共鳴データの受信に応答して、第1の出力部において補正された磁気共鳴画像を出力するように構成されたU-netニューラルネットワーク構造から形成される。Y-netは、磁気共鳴データの受信に応答して、第2の出力部において、補正された磁気共鳴画像内の人工構造を記述する人工構造データを出力するように構成された復号化分岐をさらに備える。復号化分岐は、U-netニューラルネットワーク構造に接続される。U-netニューラルネットワーク構造は、画像処理ニューラルネットワーク部分を含む。復号化分岐は、人工構造予測部分を備える。

【0031】

本明細書で使用される場合、Y-netニューラルネットワークは、追加の復号化分岐を有するU-netニューラルネットワークを包含する。この実施形態は、U-netへの追加の復号化分岐の追加がU-netニューラルネットワーク構造によって生成される幻覚を検出する有効な方法であり得るので、有益であり得る。Y-netニューラルネットワークの使用は、上述の実施形態の多くに使用することができる。例えば、復号化分岐を使用して、テンプレートマッチングパラメータを出力することができる。この場合、U-netは画像又はk空間データの何れかの磁気共鳴データの既知の入力を有するデータを使用することによってトレーニングされ得、次いで、グランドトゥールースデータは補正された磁気共鳴画像及び適切なテンプレートマッチングパラメータであり得る。

30

【0032】

Y-netは、3次元セグメント化マスクを有する実施形態にも有用であり得る。この場合、復号化分岐は、セグメンテーションを実行するか、又は補正された磁気共鳴画像のセグメンテーションを予測する。この場合、トレーニングデータは補正された磁気共鳴画像及び基準セグメント化マスクを有するグランドトゥールースデータと対にされた、画像又はk空間の何れかにおける既知の磁気共鳴データであってもよく、深層学習はY-netニューラルネットワークを訓練するために使用されてもよい。同様に、Y-netは、復号化分岐を使用して空間依存確率マップを非常に効果的に直接生成するために使用され得る。例えば、これは、再度k空間又は画像空間において磁気共鳴データを取得し、補正された磁気共鳴画像を生成するためにU-net部分を使用することによって実行することができる。次いで、テンプレートデータ又は人間は幻覚を含む画像の領域を通過し、識別することができ、

40

50

これは、グラントゥールースデータとして使用することができる。次いで、Y-netは、ディープラーニングを使用して再度トレーニングされ得る。

【0033】

別の実施形態では、磁気共鳴データが被検体の脳を記述する。この実施形態は、神経解剖学的構造の構造又は正常な構造が個人間でかなり一貫しているので、特に良好に機能し得る。例えば、基準磁気共鳴画像又はボリュームデータの使用は、したがって、補正された磁気共鳴画像における幻覚構造を予測する際に非常に正確であり得る。

【0034】

別の実施形態では、U-netニューラルネットワーク構造が最低解像度畳み込み層を含む。復号化分岐は、最低解像度畳み込み層に接続される。この実施形態は最低解像度畳み込み層が通常、補正された磁気共鳴画像よりも低い解像度を有するが、それにもかかわらず、幻覚構造がどこであり得るかを正確に記述することができるデータを含むので、特に有益であり得る。この場合、テンプレートマッチングパラメータ、体積比率を予測すること、又は空間依存確率マップを直接出力することさえも有用であり得る。

【0035】

別の実施形態では、磁気共鳴データは画像データである。この場合、磁気共鳴データは、既に再構成された磁気共鳴画像である。補正された磁気共鳴画像は、磁気共鳴データの補正である。

【0036】

別の実施形態では、画像処理モジュールがk空間データの受信に応答して臨床磁気共鳴画像を再構成するように構成された磁気共鳴撮像再構成アルゴリズムに組み込まれる。磁気共鳴データは、臨床磁気共鳴画像の再構成中にk空間データから計算される中間磁気共鳴画像である。この実施形態は、従来の磁気共鳴画像再構成アルゴリズムにニューラルネットワークが組み込まれたときにより高い信頼性を提供する手段を可能にし得るので、特に有益であり得る。

【0037】

この例は、圧縮センシングアルゴリズムで 사용되는ノイズ除去フィルタとして画像処理モジュールを使用することである。圧縮センシングアルゴリズムでは、データ一貫性ステップの前に使用されるノイズ除去フィルタがある。警告信号はその後、データ取得を再トリガするために使用され得るか、又は磁気共鳴撮像再構成アルゴリズムの動作を変更するために使用され得る。例えば、多数の幻覚が存在する可能性がある場合、アルゴリズムはニューラルネットワークベースのノイズフィルタリングの代わりに、従来のアルゴリズムノイズフィルタを使用することに切り替えることができる。これは、臨床磁気共鳴画像がより正確であり、それが非現実的又は幻覚的アーチファクトを含む可能性が低いという信頼度を高めるのに役立ち得る。

【0038】

別の実施形態では、磁気共鳴データはk空間データである。この場合、画像処理モジュールは、このk空間データを入力として、補正された磁気共鳴画像を出力する。この構造は、様々な異なる形態をとることができる。1つのケースでは画像処理ニューラルネットワーク部分が全体の再構成を実行することができ、人工構造予測部分は完全に分離することができる。例えば、出力された画像は、テンプレートマッチングに使用されるか、又はそれにセグメント化が適用される。他の場合には、Y-net構造がk空間データを受信し、次いで、補正された磁気共鳴画像及び人工構造予測部分の両方を出力するように訓練され得る。

【0039】

別の実施形態では、医用撮像システムが磁気共鳴撮像システムをさらに備える。メモリは磁気共鳴撮像プロトコルに従って撮像ゾーンを記述するように、磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御するように構成されたパルスシーケンスコマンドをさらに備える。この例では、磁気共鳴データを取得することは2つの意味を有し得る。1つの場合において、それは単にk空間データを取得することを意味し得る。これは、画

10

20

30

40

50

像処理モジュールが補正された磁気共鳴画像をk空間データから直接再構成する場合である。磁気共鳴コマンドが取り得るもう1つの解釈は磁気共鳴コマンドが磁気共鳴画像であるということであり、パルスシーケンスはk空間コマンドを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御し、その後、k空間コマンドは、計算システムによって磁気共鳴コマンドに再構成される。機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、磁気共鳴データを取得するように磁気共鳴撮像システムを制御させる。前述したように、これは画像再構成を含むこともできる。

【0040】

別の実施形態では、画像処理ニューラルネットワーク部分がノイズ除去を実行するように構成される。

【0041】

別の実施形態では、ニューラルネットワーク部分がアーチファクト補正を実行するように構成される。

【0042】

別の実施形態では、ニューラルネットワーク部分が動き補正を実行するように構成される。

【0043】

別の実施形態では、ニューラルネットワーク部分が超解像を実行するように構成される。

【0044】

別の実施形態では、画像処理ニューラルネットワーク部分がぼかし除去を実行するように構成される。

【0045】

別の実施形態では、画像処理ニューラルネットワーク部分が上述の画像処理技法の組合せを実行するように構成される。

【0046】

別の態様では、本発明が機械実行可能命令と、計算システムによる実行のための機械実行可能命令であってもよい画像処理モジュールとを備えるコンピュータプログラム製品を提供する。画像処理モジュールは、画像処理ニューラルネットワーク部分と、人工構造予測部分とを備える。画像処理モジュールは、磁気共鳴データを受信するように構成された入力部を備える。画像処理ニューラルネットワーク部分は、入力において磁気共鳴データを受信することに応答して、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成された第1の出力部を備える。人工構造予測部分は、補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する人工構造データを出力するように構成された第2の出力部を備える。

【0047】

機械実行可能命令の実行は、計算システムに磁気共鳴データを受信させる。機械実行可能命令の実行はさらに、画像処理モジュールの入力部への磁気共鳴データの入力に応答して、第1の出力部において補正された磁気共鳴画像を、第2の出力部において人工構造データを、両方とも受信することを計算システムに行わせる。機械実行可能命令の実行はさらに、計算システムに、所定の基準を満たす人工構造データに応じて警告信号を提供させる。

【0048】

別の態様では、本発明が医用画像の方法を提供する。この方法は、磁気共鳴データを受信することを含む。この場合も、磁気共鳴データは特定の例に応じて、k空間データであってもよいし、磁気共鳴画像であってもよい。方法は、画像処理モジュールの第1の出力部において補正された磁気共鳴画像を受信することと、画像処理モジュールの入力部に磁気共鳴データを入力することに応答して、画像処理モジュールの第2の出力部において人工構造データを受信することとをさらに含む。人工構造データは、補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する。画像処理モジュールは、画像処理ニューラルネットワーク部分と、人工構造予測部分とを備える。画像処理モジュールは、磁気共鳴データ

10

20

30

40

50

を受信するように構成された入力部を備える。画像処理ニューラルネットワークは、入力部において磁気共鳴データを受信することに対応して、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成された第1の出力部を備える。人工構造予測部分は、人工構造データを出力する第2の出力部を備える。本方法は、所定の基準を満たす人工構造データに応じて警告信号を提供することをさらに含む。

【0049】

本発明の前述の実施形態のうちの1つ又は複数は組み合わせられた実施形態が相互に排他的でない限り、組み合わせられ得ることが理解される。

【0050】

当業者によって理解されるように、本発明の態様は、装置、方法、又はコンピュータプログラム製品として具現化され得る。したがって、本発明の態様は完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態(ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコードなどを含む)、又は本明細書ではすべて一般に「回路」、「モジュール」、又は「システム」と呼ぶことができるソフトウェア態様とハードウェア態様とを組み合わせた実施形態の形態をとることができ、さらに、本発明の態様は、その上に具現化されたコンピュータ実行可能コードを有する一つ又はそれより多くのコンピュータ可読媒体内に具現化されたコンピュータプログラム製品の形態をとることができる。

【0051】

一つ又はそれより多くのコンピュータ可読媒体の任意の組合せが利用され得る。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体又はコンピュータ可読記憶媒体であり得る。本明細書で使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピューティングデバイスのプロセッサ又は計算システムによって実行可能な命令を記憶することができる任意の有形記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読非一時的記憶媒体と呼ばれることがある。コンピュータ可読記憶媒体は、有形のコンピュータ可読媒体と呼ばれることもある。いくつかの実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体はまた、コンピューティングデバイスの計算システムによってアクセスされることが可能であるデータを記憶することが可能であり得る。コンピュータ可読記憶媒体の例としてはフロッピーディスク(登録商標)ディスク、磁気ハードディスクドライブ、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリーメモリ(ROM)、光ディスク、光磁気ディスク、及び計算システムのレジスタファイルが挙げられるが、これらに限定されない。光ディスクの例としては、コンパクトディスク(CD)及びデジタル多用途ディスク(DVD)、例えば、CDROM、CDRW、CDR、DVDROM、DVDRW、又はDVDRディスクが挙げられる。コンピュータ可読記憶媒体という用語はまた、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータ装置によってアクセスされることが可能な様々なタイプの記録媒体を指す。たとえば、データは、モデムを介して、インターネットを介して、又はローカルエリアネットワークを介して取り出され得る。コンピュータ可読媒体上に具現化されたコンピュータ実行可能コードはワイヤレス、ワイヤライン、光ファイバケーブル、RFなど、又は前述の任意の適切な組合せを含むが、これらに限定されない、任意の適切な媒体を使用して送信され得る。

【0052】

コンピュータ可読信号媒体は例えば、ベースバンドにおいて、又は搬送波の一部として、その中に具現化されたコンピュータ実行可能コードを有する伝搬データ信号を含み得る。そのような伝搬信号は電磁気、光学、又はそれらの任意の適切な組合せを含むが、これらに限定されない、様々な形態の何れかをとり得る。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではなく、命令実行システム、装置、又はデバイスによって、又はそれに関連して使用するためのプログラムを通信、伝播、又は移送することができる任意のコンピュータ可読媒体であり得る。

【0053】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、計算システムに直接アクセス可能な任意のメモリである。「コン

「コンピュータ記憶装置」又は「ストレージ」は、コンピュータ可読記憶媒体のさらなる例である。コンピュータ記憶装置は、任意の不揮発性メモリコンピュータ可読記憶媒体である。いくつかの実施形態では、コンピュータ記憶装置がコンピュータメモリであってもよく、逆もまた同様である。

【0054】

本明細書で使用される「計算システム」は、プログラム、機械実行可能命令、又はコンピュータ実行可能コードを実行することができる電子コンポーネントを包含する。「計算システム」の例を含む計算システムへの言及は、場合によっては2つ以上の計算システム又は処理コアを含むものとして解釈されるべきである。計算システムは例えば、マルチコアプロセッサであってもよい。計算システムはまた、単一のコンピュータシステム内の、又は複数のコンピュータシステム間で分散された計算システムの集合を指し得る。計算システムという用語はまた、おそらく、各々がプロセッサ又は計算システムを備えるコンピューティングデバイスの集合又はネットワークを指すと解釈されるべきである。機械実行可能コード又は命令は、同じコンピューティングデバイス内であってもよく、又は複数のコンピューティングデバイスにわたって分散されてもよい複数の計算システム又はプロセッサによって実行されてもよい。

10

【0055】

機械実行可能命令又はコンピュータ実行可能コードは、プロセッサ又は他の計算システムに本発明の態様を実行させる命令又はプログラムを備え得る。本発明の態様のための動作を実行するためのコンピュータ実行可能コードは、Java、Smalltalk、C++などのオブジェクト指向プログラミング言語、及び「C」プログラミング言語又は同様のプログラミング言語などの従来の手続き型プログラミング言語を含む、一つ又はそれより多くのプログラミング言語の任意の組合せで書かれ、機械実行可能命令にコンパイルされ得る。いくつかの事例では、コンピュータ実行可能コードが高水準言語の形態又は事前コンパイルされた形態であり得、オンザフライで機械実行可能命令を生成するインタプリタと併せて使用され得る。他の事例では、機械実行可能命令又はコンピュータ実行可能コードがプログラマブル論理ゲートアレイのためのプログラムの形成であり得る。

20

【0056】

コンピュータ実行可能コードは、完全にユーザのコンピュータ上で、部分的にユーザのコンピュータ上で、スタンドアロンソフトウェアパッケージとして、部分的にユーザのコンピュータ上で、部分的にリモートコンピュータ上で、又は完全にリモートコンピュータもしくはサーバ上で実行することができる。後者のシナリオでは、リモートコンピュータがローカルエリアネットワーク(LAN)又はワイドエリアネットワーク(WAN)を含む任意のタイプのネットワークを介してユーザのコンピュータに接続されてもよく、又は接続は外部コンピュータに(たとえば、インターネットサービスプロバイダを使用してインターネットを介して)行われてもよい。

30

【0057】

本発明の態様は、本発明の実施形態による方法、装置(システム)、及びコンピュータプログラム製品のフローチャート図及び／又はブロック図を参照して説明される。フローチャート、図、及び／又はブロック図の各ブロック又はブロックの部分は、適用可能な場合、コンピュータ実行可能コードの形態のコンピュータプログラム命令によって実装され得ることを理解されたい。さらに、相互に排他的ではない場合、異なるフローチャート、図、及び／又はブロック図におけるブロックの組合せが組み合わせられ得ることに留意されたい。これらのコンピュータプログラム命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ、又は他のプログラマブルデータ処理装置の計算システムに提供されて、コンピュータ又は他のプログラマブルデータ処理装置の計算システムを介して実行される命令がフローチャート及び／又はブロックダイアグラムブロック又はブロックで指定された機能／動作を実施するための手段を作成するように、機械を生成することができる。

40

【0058】

これらの機械実行可能命令又はコンピュータプログラム命令はコンピュータ、他のプロ

50

グラマブルデータ処理装置、又は他のデバイスに特定の方法で機能するように指示することができるコンピュータ可読媒体に記憶されてもよく、その結果、コンピュータ可読媒体に記憶された命令はフローチャート及び／又はブロック図のブロック又は複数のブロックにおいて指定された機能／動作を実施する命令を含む製造品を生成する。

【0059】

機械実行可能命令又はコンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラマブルデータ処理装置、又は他のデバイス上にロードされて、コンピュータ、他のプログラマブル装置、又は他のデバイス上で実行される一連の動作ステップをコンピュータ上で実行させて、コンピュータ又は他のプログラマブル装置上で実行される命令がフローチャート及び／又はブロック図ブロック又はブロック内で指定された関数／動作を実装するためのプロセスを提供するように、コンピュータ実装プロセスを生成することができる。

10

【0060】

本明細書で使用する「ユーザインターフェース」は、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムと対話することを可能にするインターフェースである。「ユーザインターフェース」は「ヒューマンインターフェースデバイス」と呼ばれることもあり、ユーザインターフェースはオペレータに情報又はデータを提供し、及び／又はオペレータから情報又はデータを受信することができる。ユーザインターフェースはオペレータからの入力によって受信されることを可能にすることができ、コンピュータからユーザに出力を提供することができる。言い換えれば、ユーザインターフェースはオペレータがコンピュータを制御又は操作することを可能にすることができ、インターフェースは、コンピュータがオペレータの制御又は操作の効果を示すことを可能にすることができる。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインタフェース上のデータ又は情報の表示は、オペレータに情報を提供する一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックスタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカメラ、ヘッドセット、ペダル、ワイヤードグローブ、リモートコントロール、及び加速度計を介したデータの受信は、オペレータからの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェース構成要素のすべての例である。

20

【0061】

本明細書で使用する「ハードウェアインターフェース」はコンピュータシステムの計算システムが外部コンピューティングデバイス及び／又は装置と対話し、及び／又はそれを制御することを可能にするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースは、コンピュータシステムが制御信号又は命令を外部コンピューティングデバイス及び／又は装置に送信することを可能にし得る。ハードウェアインターフェースはまた、計算システムが外部コンピューティングデバイス及び／又は装置とデータを交換することを可能にし得る。ハードウェアインターフェースの例としてはユニバーサルシリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS232ポート、IEEE488ポート、Bluetooth接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース、及びデジタル入力インターフェースが挙げられるが、これらに限定されない。

30

40

【0062】

本明細書で使用する「ディスプレイ」又は「ディスプレイデバイス」は、画像又はデータを表示するように適合された出力デバイス又はユーザインターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚的データ、音声データ、及び／又は触覚データを出力することができる。ディスプレイの例としてはコンピュータモニタ、テレビスクリーン、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、陰極線管(液体)、記憶管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクトルディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ(VF)、発光ダイオード(LED)ディスプレイ、エレクトロルミネセンスディスプレイ(ELD)、プラズマディスプレイパネル(PDP)、液晶ディスプレイ(LCD)、有機発光ダイオードディスプレイ(OLED)、プロジェクタ、及びヘッドマウントディスプレイ

50

が挙げられるが、これらに限定されない。

【0063】

K空間データは、本明細書では磁気共鳴撮像スキャン中に磁気共鳴装置のアンテナを使用して原子スピンによって放出される高周波信号の記録された測定値であると定義される。

【0064】

磁気共鳴撮像(MRI)画像又はMR画像は、本明細書ではk空間データ内に含まれる解剖学的データの再構成された2次元又は3次元視覚化として定義される。この視覚化は、コンピュータを使用して実行することができる。

【0065】

以下において、本発明の好ましい実施形態が、単なる例として、図面を参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】 医用システムの一例を示す。

【図2】 図1の医用システムを使用する方法を例示するフローチャートを示す。

【図3】 例示的な画像処理モジュールを示す。

【図4】 画像処理モジュールのさらなる例を示す。

【図5】 医用システムのさらなる例を示す。

【図6】 テンプレートマッチングニューラルネットワークがどのように訓練され得るかの例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0067】

これらの図における同様の番号を付された要素は、同等の要素であるか、又は同じ機能を実行する。前述の要素は、機能が等価である場合、必ずしも後の図で論じられるとは限らない。

【0068】

図1は、医用システムの一例を示す。この例では、医用システム100が計算システム104を有するコンピュータ102を備えるものとして示されている。計算システム104は、オプションのハードウェアインターフェース106及びオプションのユーザインターフェース108と通信するものとして示されている。オプションのハードウェアインターフェース106は、計算システム104が他の構成要素と通信し、データを交換して、それらの動作及び機能を制御することを可能にする。ユーザインターフェース108は、オペレータ又はユーザが医用システム100の動作及び機能を制御することを可能にし得る。

【0069】

計算システム104は、メモリ110とさらに通信しているものとして示されている。メモリ110は、計算システム104と通信し得る様々なタイプのメモリ及び記憶装置を表すことが意図される。メモリ110は、機械実行可能命令120を含むものとして示されている。機械実行可能命令120は、計算システム104が様々な計算タスク及び制御タスクを実行することを可能にする。例えば、機械実行可能命令120は、計算システム104が画像処理を実行すること、又はk空間データから磁気共鳴画像を再構成することさえも可能にする命令を含み得る。メモリ110は、画像処理モジュール122を含むものとしてさらに示されている。

【0070】

画像処理モジュールは、1つの入力部と2つの出力部とを有する。入力部は、様々な例ではk空間データ又は磁気共鳴画像の何れかであり得る磁気共鳴データを受信するように構成される。画像処理モジュール122の第1の出力部は、磁気共鳴データ124が入力されると、補正された磁気共鳴画像を出力するように構成される。画像処理モジュール122の第2の出力部は、人工構造データを出力するように構成される。人工構造データは、補正された磁気共鳴画像における人工構造の尤度を記述する。これは異なる例では異なる形

10

20

30

40

50

態をとることができ、例えば、いくつかの例では補正された磁気共鳴画像内の位置の関数として確率を示す熱図又はプロットであり得る。他の場合には、補正された磁気共鳴画像全体又は補正された磁気共鳴画像の様々な部分の複合スコアであってもよい。

【0071】

メモリ110は、磁気共鳴データ124を含むものとしてさらに示されている。メモリはさらに、磁気共鳴データ124の入力に応答して画像処理モジュール122から受信された補正された磁気共鳴画像126及び人工構造データ128を含むものとして示されている。メモリ110は、警告信号130を含むものとしてさらに示されている。警告信号130は、異なる例では異なる形態をとることができる。たとえば、いくつかの例では、ユーザインターフェース108との表示又は対話を引き起こすことができる。他の例では、警告信号130がそれ自体が補正された磁気共鳴画像126がその中に人工構造又は幻覚を有する様々な確率の値を表示又は保存することであってもよい。

【0072】

図2は、図1の医用システム100を動作させる方法を示すフローチャートを示す。まず、ステップ200において、磁気共鳴データ124が受信される。次に、ステップ202において、補正された磁気共鳴画像126は出力部の第1の出力部で受信され、人工構造データ128は画像処理モジュール122の入力部への磁気共鳴データ124の入力に応答して、第2の出力部で受信される。最後に、ステップ204において、人工データ構造が所定の基準を満たすか否かに応じて、警告信号130が提供される。

【0073】

図3は、画像処理モジュール122の1つのアーキテクチャを示す。画像処理モジュールは、入力部300と、第2の出力部304を有する第1の出力部302とを有するものとして示される。画像処理モジュール122内では、画像処理ニューラルネットワーク部分306と人工構造予測部分308とは別個である。画像処理ニューラルネットワーク部分306は、独立した画像処理ニューラルネットワークである。それは、その入力部で磁気共鳴データ124を受信し、補正された磁気共鳴画像126を出力する。

【0074】

補正された磁気共鳴画像126は、人工構造予測部分308に直接入力される。そして、人工構造予測部分308は、第2出力部304において、人工構造データ128を出力する。人工構造予測部分308は例えば、アルゴリズム的に、又はニューラルネットワークとして実装され得る。一例では、人工構造予測部分が補正された磁気共鳴画像126と基準磁気共鳴画像との間のテンプレートマッチングを学習する。次いで、基準磁気共鳴画像と補正された磁気共鳴画像126との間で画像差分マップを計算することができる。これは、補正された磁気共鳴画像126内の人工構造又は幻覚構造がニューラルネットワークから独立した手段を使用して検出され得るので、有益である。

【0075】

別の例では、人工構造予測部分308がセグメンテーションアルゴリズムを含む。セグメンテーションアルゴリズムは、画像処理モジュール122をセグメント化する。この場合も、これは、セグメント化を行うニューラルネットワークとして実装することができる。しかし、これは、形状変形可能モデルなどの様々な異なるアルゴリズムを使用して、単純な方法でアルゴリズム的に実装することができる。これらのセグメント化は、補正された磁気共鳴画像126内の複数の所定の解剖学的構造を定義する3次元セグメント化マスクと等価である。これらのボリューム間の様々な比を計算し、次いで、複数の所定の解剖学的構造比と比較することができる。測定されたデータと基準データとの比が所定量を超えて変化する場合、これを使用して、補正された磁気共鳴画像内に人工的又は幻覚的な構造が存在し得るという警告をトリガすることができる。場合によっては、この警告信号が画像全体のためのものであってもよく、又は不一致を検出した様々なボリュームが位置する場所に局在化されてもよい。場合によっては位置に関する情報を提供してもよく、他の場合には補正された磁気共鳴画像全体に対する警告を提供するだけであってもよい。

【0076】

図4は、画像処理モジュール122のさらなる構造を示す。この例では、画像処理ニューラルネットワーク部分306及び人工構造予測部分308を備える単一のニューラルネットワーク400がある。この場合、人工構造予測部分308は画像処理ニューラルネットワーク部分306と同様に、ニューラルネットワークの一部である。ニューラルネットワーク400は例えば、Y-Netであってもよい。この場合、単一のニューラルネットワーク400は、空間依存確率マップを第2の出力部304に直接出力することができる。

【0077】

図5は、医用システム500のさらなる例を示す。図5に示す例500は、計算システム104によって制御される磁気共鳴撮像システムをさらに備えることを除いて、図1の例100と同様である。

【0078】

磁気共鳴撮像システム502は、磁石504を備える。磁石504は、それを通じるボア506を有する超伝導円筒形磁石である。異なるタイプの磁石の使用も可能であり、例えば、分割円筒形磁石といわれる開放磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒形磁石はクライオスタットが磁石の等平面へのアクセスを可能にするために2つのセクションに分割されていることを除いて、規格円筒形磁石に類似しており、そのような磁石は例えば、荷電粒子ビーム治療と併せて使用され得る。開放磁石は2つの磁石セクションを有し、一方が他方の上に、被検体を受け入れるのに十分な大きさの間の空間、すなわちヘルムホルツコイルの領域と同様の2つのセクション領域の配置を有する。開放磁石は、被検体の閉じ込めがより少ないため、人気がある。円筒形磁石のクライオスタットの内部には、超伝導コイルの集合体がある。

【0079】

円筒形磁石504のボア506内には、磁場が強く、磁気共鳴撮像を実行するのに十分に均一である撮像ゾーン508がある。撮像ゾーン508内に視野509が示されている。取得される磁気共鳴データは、典型的には視野509について取得される。関心領域は、視野509と同一であってもよく、又は視野509のサブボリュームであってもよい。被検体518は被検体518の少なくとも一部が撮像ゾーン508及び視野509内にあるように、被検体支持部520によって支持されているように示されている。

【0080】

磁石のボア506内には、磁石504の撮像ゾーン508内の磁気スピンを空間的に符号化するための予備的な磁気共鳴データの取得のために使用される一組の磁場傾斜コイル510もある。傾斜磁場コイル510は、傾斜磁場コイル電源512に接続される。磁場傾斜コイル510は、代表的であることが意図される。典型的には、磁場傾斜コイル510が3つの直交する空間方向に空間的に符号化するための3つの別個のコイルセットを含む。傾斜磁場電源は、傾斜磁場コイルに電流を供給する。磁場傾斜コイル510に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ又はパルス化され得る。

【0081】

撮像ゾーン508に隣接して、撮像ゾーン508内の磁気スピンの向きを操作し、また撮像ゾーン508内のスピンからの無線送信を受信するための無線周波数コイル514がある。無線周波数アンテナは、複数のコイル要素を含むことができる。無線周波数アンテナは、チャンネル又はアンテナと呼ばれることもある。高周波コイル514は、無線周波数トランシーバ516に接続される。無線周波数コイル514及び無線周波数トランシーバ516は、別個の送信コイル及び受信コイル、ならびに別個の送信器及び受信器によって置き換えられ得る。無線周波数コイル514及び無線周波数トランシーバ516が代表的であることが理解される。無線周波数コイル514はまた、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナを表すことを意図している。同様に、トランシーバ516は、別個の送信器及び受信器を表すこともできる。無線周波数コイル514はまた、複数の受信／送信素子を有することができる。無線周波数トランシーバ516は、複数の受信／送信チャンネルを有することができる。トランシーバ516及び傾斜コントローラ512は、コンピュータシステム102のハードウェアインターフェース106に接続されているものとして示されている。

10

20

30

40

50

【0082】

メモリ110は、計算システム104が磁気共鳴撮像システム502を制御してk空間データを取得することを可能にし得るパルスシーケンスコマンド530を含むものとしてさらに示される。いくつかの例では、磁気共鳴データ124はk空間データである。他の例では、磁気共鳴データ124が取得されたk空間データから再構成される。メモリ110は、任意の基準磁気共鳴画像532を含むものとしてさらに示されている。基準磁気共鳴画像532は例えば、解剖学的アトラスからのものであってもよく、又は被検体の正常な解剖学的構造を表すと考えられるテンプレート画像であってもよい。

【0083】

人工構造予測部分308がテンプレートマッチングパラメータを決定する場合、人工構造データ128は例えば、基準磁気共鳴画像532と、テンプレートマッチングパラメータを用いて計算された補正された磁気共鳴画像126との差分画像であり、2つの画像にマッチングする。メモリ110は、任意選択の被検体メタデータ534を含むものとしてさらに示されている。任意の被検体メタデータ534は、年齢、体重、及び／又は性別などの被検体を記述するデータを含むことができる。これは、任意のテンプレートデータベース536から基準磁気共鳴画像532を選択するために使用され得る。

【0084】

代替として、メモリ110は、オプションの画像生成ニューラルネットワーク538を含むものとしても示されている。これは、例えば、被検体メタデータ534を取得することができ、基準磁気共鳴画像532を生成するように訓練されている。例えば、画像生成ニューラルネットワーク538は、訓練されたGANニューラルネットワークの一部であってもよい。

【0085】

メモリ110はさらに、所定の体積比率データ540を含むものとして示されている。これは、人工構造予測部分308、又は人工構造データが複数の所定の解剖学的構造を定義する3次元セグメント化マスクを含む実施形態によって使用され得る。メモリ110はまた、例えば、被検体メタデータ534の提供に応答して所定のボリューム比データ540を提供するために使用され得る、任意のボリューム比データベース542を含むものとして示される。

【0086】

上述のように、アーチファクトのニューラルネットワークベースの補正は、結果として得られる画像における人工構造(幻覚)につながり得る。これらの合成構造は現実的な外観を有する可能性があり、これは、画像の解釈を複雑にし、誤診さえもたらす可能性がある。

【0087】

開示される発明は画像補正設定を、いくつかの例ではネットワーク幻覚の自動検出を可能にするマルチタスク枠組みにし直すことによって、この問題を克服する。専用のマルチタスクネットワークアーキテクチャを使用することができ、主要なタスクはアーチファクト補正である。二次タスクは、アーチファクト補正された画像内で生じ得る人工構造の検出を可能にするように設計される。この枠組みの3つの例を詳細に説明する。

【0088】

画像アーチファクトは、磁気共鳴画像法(MRI)の臨床応用において一般的かつ持続的な問題である。多くのアーチファクトタイプ(例えば、動き、ギブスリング、放射状ストリーク)は通常、特徴的な外観を有するので、ディープラーニングに基づく後処理方法は実質的なアーチファクト低減を可能にすることが示されている。

【0089】

特定の場合において、ネットワークベースの画像補正は、結果として得られる画像における人工的な構造(「幻覚」)をもたらし得る。経験豊富なオペレータによって通常容易に識別され得る「古典的」MRアーチファクトとは対照的に、これらの合成構造は、現実的な外観を有することができる。これは、画像の解釈を複雑にし、幻覚が正確に識別されな

10

20

30

40

50

い場合には誤診をもたらすことさえある。

【0090】

いくつかの例は画像補正設定をマルチタスク枠組みにし直すことによってこれらの問題を克服することができ、これは、ネットワーク幻覚の自動検出を可能にする。

【0091】

この枠組みでは、専用のマルチタスクネットワークアーキテクチャを使用することができ、主なタスクはアーチファクト補正である。二次タスクは、アーチファクト補正された画像内で生じ得る人工構造の検出を可能にするように設計される。

【0092】

以下では、この枠組みの3つの実施例を例示的な実施例として説明する。

10

1) テンプレートマッチング

この実施形態の概略図を図6に示す。図6は、テンプレートマッチングニューラルネットワークがどのように訓練され得るかの例を示す。Y-netである単一のニューラルネットワーク400が存在する。それは、U-net構造602と、追加の復号化分岐604とを有する。この例では、復号化分岐604がいくつかの追加の畳み込み層を有する。他の例では、復号化分岐604が追加のスキップ接続で完了するU-net構造602の復号化分岐と同様の構造を有することができる。復号化分岐604は、最低解像度畳み込み層606に接続される。提供されるトレーニングデータは、グランドトゥールースデータ600及びテンプレート又はアトラス532と対になった磁気共鳴データ124である。トレーニング中、破損画像124は入力部300に入力される。それに応答して、補正された画像126は、第1の出力部302によって出力される。また、第2の出力部304において、テンプレートマッチングパラメータ607が出力される。補正された出力126は、再構成損失関数608を使用してグランドトゥールースデータ600と比較される。この再構成損失関数608は、第1の出力部302から始まるY-Net 400をトレーニングするために使用される損失データを提供するために使用される。補正された出力126、テンプレートマッチングパラメータ607、及び基準磁気共鳴画像532は、第2の出力部304で開始する復号化分岐604をトレーニングするために使用されるマッチングロスを提供するマッチングロス関数610に入力される。例えば、MR脳スキャンにおける動きアーチファクト補正の問題はテララーメイドのY-Netアーキテクチャを使用して、アーチファクトを同時に低減するとともに、アーチファクト補正された出力を、Talairach又はMNIなどの基準脳アトラスにマッチングする。テンプレートマッチングを実行するために、Y-Netの第2の復号化分岐は、特定のマッチングアルゴリズムによって必要とされるテンプレートマッチングパラメータを提供するように訓練される。最も一般的なケースでは、これらのパラメータがボリューム全体のピクセル当たりのシフトを定義する3D変形フィールドである。ある程度の変形場圧縮性を仮定すると、関連する学習問題を単純化するために、より低い次元の表現を選択することもできる。トレーニング中、Y-Netの重みは、アーチファクト補正ブランチの平均二乗誤差などの標準的な再構成損失関数と、テンプレートマッチングブランチのマッチング損失関数とを使用して最適化される。後者は例えば、超解像タスクのために以前に提案されたエッジベースの損失関数を使用することによって、小さい解剖学的差異に関して高い感度を達成するように設計される。

20

30

40

推論中、ネットワーク補正画像における潜在的幻覚は、モーフィングされたアーチファクト補正画像とテンプレート脳との間の大きな偏差によって検出される。

2) ボリューム

別の実施形態では、Y-Netの二次復号化経路が事前定義された頭蓋内区画及び脳構造の体積評価のための3Dセグメント化マスクを提供するように訓練される。この実装では、基準マスクがグランドトゥールースデータの手動又は自動セグメンテーションによって取得され、テンプレートマッチング損失は例えば、画像セグメンテーションタスクに一般的に使用されるクロスエントロピー損失関数によって置き換えられる。

推論中、アーチファクト補正データにおける潜在的な幻覚の検出は、体積測定結果と標準基準値との比較によって実現される。

50

3) 幻覚リスクの直接予測

別の実施形態では、Y-Netの二次復号化経路が全体的なリスク値として、又は局所的なリスクマップとして、幻覚リスクを直接提供するように訓練される。後者は、人工解剖学的構造を含む危険性が高い「信頼できない」画像領域を強調する画像解釈をガイドするために使用することができる。

【0093】

他の例も考慮され得る。

【0094】

患者又は被検体メタデータは、追加の入力データとして使用され、それによって、脳形態の多様性を考慮に入れる。テンプレートマッチング実施形態では、対応するメタデータを有するテンプレート脳のディクショナリが記憶され、推論中に適切なディクショナリエントリが使用される。容積測定の実施形態では、基準値が特定の患者メタデータに対して調整される。

【0095】

入力としてモーフィングされたアーチファクト補正画像及びテンプレート脳が与えられると、幻覚検出のための追加の専用ネットワークが使用される。このネットワークは正常な解剖学的変異を無視するが、非定型的差異(=幻覚)を検出するように訓練される。

【0096】

両方のY-Netブランチは別々にトレーニングされる。一方のブランチの重みをフリーズし、他方のブランチを更新する。

【0097】

本発明は図面及び前述の説明において詳細に図示及び説明されているが、そのような図示及び説明は例示的又は例示的であり、限定的ではないと見なされるべきであり、本発明は開示された実施形態に限定されない。

【0098】

開示された実施形態に対する他の変形は図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の研究から、特許請求された発明を実施する際に当業者によって理解され、達成され得る。請求項において、単語「有する(comprising)」は他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除外しない。単一のプロセッサ又は他のユニットは、特許請求の範囲に列挙されるいくつかのアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用され得ないことを示すものではない。コンピュータプログラムは他のハードウェアとともに、又は他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切な媒体上に記憶／配布され得るが、インターネット又は他の有線もしくはワイヤレス電気通信システムなどの他の形態で配布されてもよい。請求項におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【符号の説明】

【0099】

- 100 医用システム
- 102 コンピュータ
- 104 計算システム
- 106 ハードウェアインターフェース
- 108 ユーザインターフェース
- 110 メモリ
- 120 機械実行可能命令
- 122 画像処理モジュール
- 124 磁気共鳴データ
- 126 補正された磁気共鳴画像
- 128 人工構造データ
- 130 警告信号

10

20

30

40

50

300	入力部	
302	第1の出力部	
304	第2の出力部	
306	画像処理ニューラルネットワーク部分	
308	人工構造予測部分	
400	単一ニューラルネットワーク	
500	医用システム	
502	磁気共鳴撮像診断装置	
504	磁石	
506	磁石のボア	10
508	撮像ゾーン	
509	視野	
510	磁場傾斜コイル	
512	傾斜磁場コイル電源	
514	高周波コイル	
516	トランシーバ	
518	被検体	
520	被検体支持部	
530	パルスシーケンス指令(制御コマンド)	
532	基準磁気共鳴画像	20
534	被検体メタデータ	
536	テンプレートデータベース	
538	画像生成ニューラルネットワーク	
540	所定の体積比率データ	
542	体積比率データベース	
600	グランドトゥルースデータ	
602	U-net構造	
604	デコードブランチ	
606	最低解像度畳み込み層	
607	テンプレートマッチングパラメータ	30
608	再構成損失関数	
610	マッチング損失関数	

【図面】
【図 1】

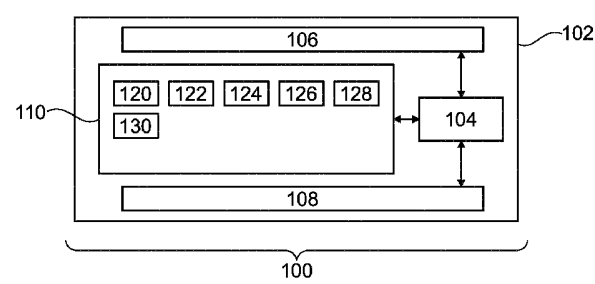
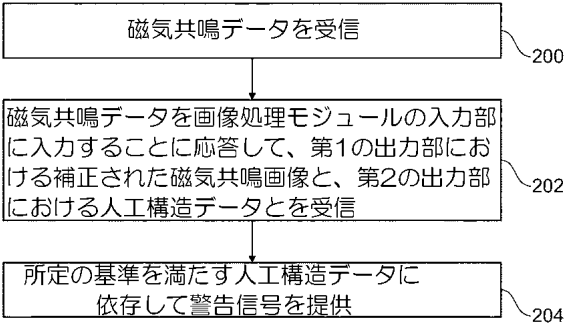


Fig. 1

【図 2】



10

20

【図 3】

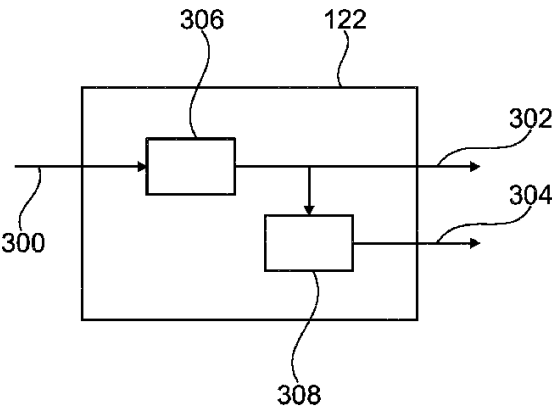


Fig. 3

【図 4】

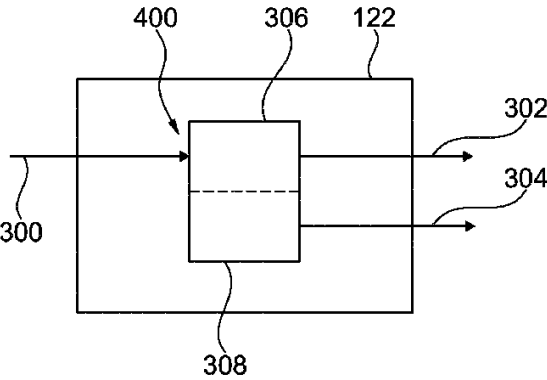


Fig. 4

30

40

50

【図 5】

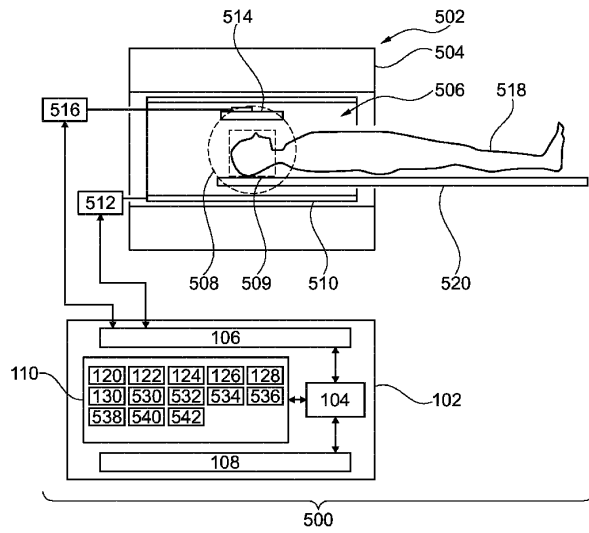
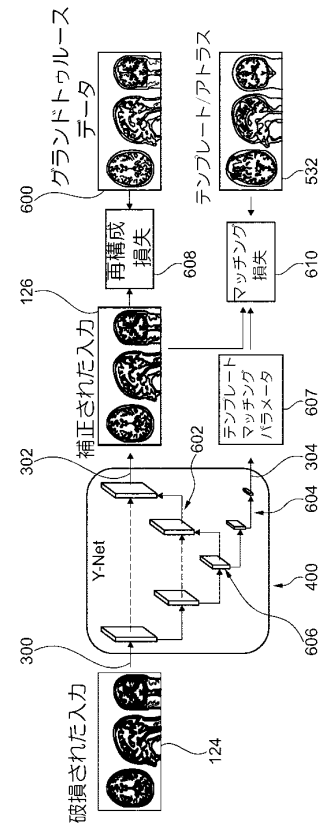


Fig. 5

【図 6】



10

20

30

40

50

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2023/052804

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01R33/56 A61B5/00 G06T7/00
ADD. A61B5/055 G01R33/565

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)
G01R A61B

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

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

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	SAYANTAN BHADRA ET AL: "On hallucinations in tomographic image reconstruction", ARXIV.ORG, CORNELL UNIVERSITY LIBRARY, 201 OLIN LIBRARY CORNELL UNIVERSITY ITHACA, NY 14853, 27 September 2021 (2021-09-27), XP091043477,	1, 6, 7, 9-15
A	the whole document	2-5, 8
A	US 2019/320934 A1 (ODRY BENJAMIN L [US] ET AL) 24 October 2019 (2019-10-24) paragraph [0056] - paragraph [0063] figure 4	4, 5
A	US 2019/369191 A1 (GONG ENHAO [US] ET AL) 5 December 2019 (2019-12-05) the whole document	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

23 April 2023

Date of mailing of the international search report

03/05/2023

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Vanhaecke, Nicolas

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2023/052804

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2019/236817 A1 (CHENG JOSEPH YITAN [US] ET AL) 1 August 2019 (2019-08-01) the whole document -----	1-15
A	MARDANI MORTEZA ET AL: "Deep Generative Adversarial Neural Networks for Compressive Sensing MRI", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE, USA, vol. 38, no. 1, 1 January 2019 (2019-01-01), pages 167-179, XP011694951, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/TMI.2018.2858752 [retrieved on 2018-12-27] the whole document -----	1-15
A	JOHANNES SCHWAB ET AL: "Deep Null Space Learning for Inverse Problems: Convergence Analysis and Rates", ARKIV.ORG, CORNELL UNIVERSITY LIBRARY, 201 OLIN LIBRARY CORNELL UNIVERSITY ITHACA, NY 14853, 15 June 2018 (2018-06-15), XP081505221, the whole document -----	1-13
A,P	ZHANG JINGKE ET AL: "Deep Null Space Learning Improves Dataset Recovery for High Frame Rate Synthetic Transmit Aperture Imaging", IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, vol. 70, no. 3, 28 December 2022 (2022-12-28), pages 219-236, XP093041322, USA ISSN: 0885-3010, DOI: 10.1109/TUFFC.2022.3232139 the whole document -----	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				International application No PCT/EP2023/052804	
Information on patent family members					
Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 2019320934 A1		24-10-2019	CN 110391014 A US 2019320934 A1		29-10-2019 24-10-2019
US 2019369191 A1		05-12-2019	NONE		
US 2019236817 A1		01-08-2019	NONE		

10

20

30

40

50

フロントページの続き

,MC,ME,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CV,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IQ,IR,IS,IT,JM,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. J A V A

2. B L U E T O O T H

弁理士 矢ヶ部 喜行

(72)発明者 ソマー カーステン

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

(72)発明者 ファン デン ブリンク ヨハン サミュエル

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

F ターム (参考) 4C096 AB11 AD14 DC19 DC24 DC33 DC36 DE07 EA07

5L096 BA03 BA06 BA13 CA02 DA02 DA03 EA02 EA05 FA19 HA11
KA04