

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7295140号
(P7295140)

(45)発行日 令和5年6月20日(2023.6.20)

(24)登録日 令和5年6月12日(2023.6.12)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B	5/055(2006.01)	A 6 1 B	5/055	3 8 0
G 0 6 T	7/00 (2017.01)	G 0 6 T	7/00	3 5 0 B
		G 0 6 T	7/00	6 1 2
		A 6 1 B	5/055	Z D M

請求項の数 12 (全22頁)

(21)出願番号	特願2020-559014(P2020-559014)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成31年1月9日(2019.1.9)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-510613(P2021-510613		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年4月30日(2021.4.30)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/050358		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/141543		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年7月25日(2019.7.25)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年1月5日(2022.1.5)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	18151866.3		etherlands
(32)優先日	平成30年1月16日(2018.1.16)	(74)代理人	100107766
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 伊東 忠重
		(74)代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦
		(74)代理人	100135079

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像強度および解剖学的位置を用いた組織分類

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

医用画像データ処理システムであって、当該医用画像データ処理システムは：

- ・機械実行可能命令と、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされた機械学習フレームワークとを記憶しているメモリと、
- ・当該医用画像データ処理システムを制御するプロセッサとを有しており、前記プロセッサによる前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサは、当該医用画像データ処理システムを制御して：
 - ・関心対象の解剖学的構造を含む医用画像データを受領する段階と；
 - ・解剖学的基準系を、モデルベースのセグメンテーションを使用して前記医用画像データに適合させる段階であって、前記モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、前記解剖学的基準系によって定義される基準空間内の解剖学的基準構造を含み、前記解剖学的基準系の適合は、それぞれの系を前記解剖学的基準構造と一緒に変形して、変形された解剖学的基準構造を関心対象の前記解剖学的構造と整列させることを含み、前記解剖学的基準系の適合は、変形された解剖学的基準構造に対する解剖学的位置を提供する、段階と；
 - ・前記機械学習フレームワークを用いて、前記医用画像データのボクセルによって表わされる組織型を分類する段階であって、各ボクセルは画像強度を含み、画像強度と、前記変形された解剖学的基準構造に関する前記ボクセルの前記解剖学的位置とが、前記機械学

習フレームワークへの前記入力として使用される、段階とを実行させる、
医用画像データ処理システム。

【請求項 2】

前記医用画像データが磁気共鳴画像データを含む、請求項 1 に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 3】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサがさらに、前記磁気共鳴画像データおよび前記分類する段階の分類結果を用いて擬似CT画像を生成する、請求項 2 に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 4】

前記モデルベースのセグメンテーションのために使用される前記モデルは、前記セグメンテーションのために使用される表面メッシュの形の前記解剖学的基準構造を含む、請求項 1 ないし 3 のうちいずれか一項に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 5】

前記モデルは、前記表面メッシュの空間基準系の形の前記解剖学的基準系を含み、前記モデルベースのセグメンテーションは、前記表面メッシュと一緒に前記解剖学的基準系を変形することを含む、請求項 4 に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 6】

同一の画像強度をもつ少なくとも2つのボクセルが、前記解剖学的基準系に関する前記ボクセルの異なる解剖学的位置に基づいて、異なる組織型を表わす異なるクラスに割り当てられる、請求項 1 ないし 5 のうちいずれか一項に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 7】

前記異なるクラスのうち第1のクラスは骨を表わし、前記異なるクラスのうち第2のクラスが空気を表わす、請求項 6 に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 8】

前記医用画像データの受領は：前記医用画像データを含むデータベースに、それぞれの医用画像データに対する要求を送信することを含み、該要求に回答して、要求された医用画像データが前記データベースから受領される、請求項 1 ないし 7 のうちいずれか一項に記載の医用画像データ処理システム。

【請求項 9】

当該医用画像データ処理システムは、磁気共鳴撮像システムをさらに有しており、当該磁気共鳴撮像システムは：

- ・撮像ゾーン内に主磁場を生成する主磁石、
- ・前記撮像ゾーン内に空間依存の傾斜磁場を生成するための傾斜磁場システム、
- ・前記撮像ゾーンから磁気共鳴データを取得するように構成された高周波アンテナ・システムを有し、

前記メモリは、パルス・シーケンス・コマンドをさらに記憶しており、前記パルス・シーケンス・コマンドは、前記撮像ゾーンから前記磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御するように構成され、

前記医用画像データの受領は、パルス・シーケンス・コマンドを使用して前記機械実行可能命令を実行し、前記高周波アンテナ・システムによって前記撮像ゾーンから磁気共鳴画像データの形で前記医用画像データを取得することを含む、請求項 2 ないし 8 のうちいずれか一項に記載の医用画像データ処理システム。。

【請求項 10】

医用画像データ処理システムを制御する方法であって、前記医用画像データ処理システムは：

- ・機械実行可能命令と、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされた機械学習フレームワークとを記憶しているメモリと；

- ・前記医用画像データ処理システムを制御するためのプロセッサとをさらに有しており、

10

20

30

40

50

前記プロセッサによる前記機械実行可能命令の実行は、前記プロセッサに、方法を実行するよう前記医用画像データ処理システムを制御させ、前記方法は：

- ・関心のある解剖学的構造を含む医用画像データを受領する段階と；

- ・モデルベースのセグメンテーションを使用して、解剖学的基準系を前記医用画像データに適合させる段階であって、前記モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、前記解剖学的基準系によって定義される基準空間における解剖学的基準構造を含み、前記解剖学的基準系の適合は、それぞれの系を前記解剖学的基準構造と一緒に変形して、変形された解剖学的基準構造を関心対象の前記解剖学的構造と整列させることを含み、前記解剖学的基準系の適合は、変形された解剖学的基準構造に対する解剖学的位置を提供する、段階と；

- ・前記医用画像データのボクセルによって表わされる組織型を、前記機械学習フレームワークを用いて分類する段階であって、各ボクセルは画像強度を含み、前記変形された解剖学的基準構造に関する前記ボクセルの解剖学的位置が前記機械学習フレームワークへの前記入力として使用される、段階とを含む、方法。

【請求項 11】

前記医用画像データ処理システムは、磁気共鳴撮像システムをさらに有しており、前記磁気共鳴撮像システムは：

- ・撮像ゾーン内に主磁場を生成する主磁石、

- ・前記撮像ゾーン内に空間依存の傾斜磁場を生成するための傾斜磁場システム、

- ・前記撮像ゾーンから磁気共鳴データを取得するように構成された高周波アンテナ・システムを有し、

前記メモリは、パルス・シーケンス・コマンドをさらに記憶しており、前記パルス・シーケンス・コマンドは、前記撮像ゾーンから前記磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御するように構成され、

前記医用画像データを受領は、パルス・シーケンス・コマンドを使用して前記機械実行可能命令を実行し、前記高周波アンテナ・システムによって前記撮像ゾーンから磁気共鳴画像データの形で前記医用画像データを取得することを含む、

請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

医用画像処理システムを制御するプロセッサによる実行のための機械実行可能命令を含む医用画像データ処理システムを制御するためのコンピュータ・プログラムであって、前記医用画像データ処理システムは、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされた機械学習フレームワークを記憶しているメモリと、前記医用画像データ処理システムを制御するためのプロセッサとを有し、前記プロセッサによる前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサは前記医用画像データ処理システムを制御して：

- ・関心のある解剖学的構造を含む医用画像データを受領する段階と；

- ・モデルベースのセグメンテーションを使用して、解剖学的基準系を前記医用画像データに適合させる段階であって、前記モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、前記解剖学的基準系によって定義される基準空間における解剖学的基準構造を含み、前記解剖学的基準系の適合は、それぞれの系を前記解剖学的基準構造と一緒に変形して、変形された解剖学的基準構造を関心対象の前記解剖学的構造と整列させることを含み、前記解剖学的基準系の適合は、変形された解剖学的基準構造に対する解剖学的位置を提供する、段階と；

- ・前記医用画像データのボクセルによって表わされる組織型を、機械学習フレームワークを用いて分類する段階であって、各ボクセルは画像強度を含み、画像強度と、前記変形された解剖学的基準構造に関する前記ボクセルの解剖学的位置が前記機械学習フレームワークへの前記入力として使用される、段階とを実行させる、

コンピュータ・プログラム。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像データの処理に関し、特に、医用画像データを用いて組織型を分類する方法および装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像データの使用について、画像データによって構成されるボクセルの画像セグメンテーションおよび分類は、関心のある解剖学的構造を識別および分析するために重要であるが、困難なタスクである。

関心のある解剖学的構造を分析するためには、その境界線だけでなく、その内部構造も重要であることがある。どの組織型がそれぞれの解剖学的構造に含まれるかを決定することは特に重要でありうる。形状モデルを用いたモデルベースのセグメンテーションは、高い精度で医用画像から器官をセグメンテーションすることにおいて、堅牢であり、うまくいくことが証明されている。モデルベースのセグメンテーションを使用して、画像内のある種の領域の輪郭が描かれ、ラベル付けされる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、そのようなモデルベースのセグメンテーションは、境界のみがモデル化されるので、セグメンテーションされた領域の内部構造情報を決定できないことがある。換言すれば、モデルベースのセグメンテーションは器官境界における解剖学的位置だけは提供するが、3D組織分類のために必要とされる完全な画像体積上での解剖学的位置は提供できない。

論文Stephanie Powell et al., "Registration and machine learning-based automated segmentation of subcortical and cerebellar brain structures", NeuroImage, vol.39(2008), pp.238-247は、多次元位置合わせを用いる自動化されたセグメンテーション方法を記載している。テンプレート、確率、人工ニューラルネットワーク(ANN)およびサポートベクターマシン(SVM)ベースの自動化されたセグメンテーション方法の間の比較が呈示されている。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明は、独立請求項における医用画像データ処理システム、医用画像データ処理システムを動作させる方法、およびコンピュータ・プログラム・プロダクトを提供する。実施形態は、従属請求項に記載される。

【0005】

当業者には理解されるように、本発明の諸側面は、装置、方法またはコンピュータ・プログラム・プロダクトとして具現されうる。よって、本発明の諸側面は、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)、または、本明細書でみな一般的に「回路」、「モジュール」または「システム」と称されることがあるソフトウェア側面とハードウェア側面とを組み合わせた実施形態の形をとることができる。さらに、本発明の諸側面は、コンピュータ実行可能コードがその上に具現されている一つまたは複数のコンピュータ可読媒体において具現されたコンピュータ・プログラム・プロダクトの形をとることができる。

【0006】

一つまたは複数のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせが利用されうる。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体またはコンピュータ可読記憶媒体でありうる。本明細書で使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピュータ装置のプロセッサによって実行可能な命令を記憶しうる任意の有形な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記憶媒体と称されることがある。コンピュータ

10

20

30

40

50

可読記憶媒体は、有形なコンピュータ可読媒体と称されることもある。いくつかの実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ装置のプロセッサによってアクセスされることができるデータを記憶することもできてよい。コンピュータ可読記憶媒体の例は、フロッピーディスク、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、およびプロセッサのレジスタファイルを含むがこれらに限定されない。光ディスクの例は、コンパクトディスク（CD）、デジタル多用途ディスク（DVD）、たとえば、CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW、またはDVD-Rディスクを含む。用語「コンピュータ可読記憶媒体」は、ネットワークまた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さまざまな型の記録媒体をも指す。たとえば、データは、モデムを通じて、インターネットを通じて、またはローカルエリアネットワークを通じて取得されてもよい。コンピュータ可読媒体上に具現されたコンピュータ実行可能コードは、無線、有線回線、光ファイバケーブル、RF等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、または前記の任意の好適な組み合わせを使用して伝送される。

10

【0007】

コンピュータ可読信号媒体は、たとえばベースバンドでまたは搬送波の一部として、コンピュータ実行可能コードがその中に具現されている伝搬データ信号を含むことができる。そのような伝搬信号は、電磁氣的、光学的、またはそれらの任意の好適な組み合わせを含むが、これらに限定されない、多様な形のいずれかをとることができる。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、またはデバイスによって、または関連して使用するためのプログラムを通信、伝搬、または転送することができる任意のコンピュータ可読な媒体でありうる。

20

【0008】

「コンピュータ・メモリ」または「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、プロセッサにとって直接アクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータ記憶」または「記憶」は、コンピュータ可読記憶媒体のさらなる例である。コンピュータ記憶は、任意の不揮発性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、コンピュータ記憶はコンピュータ・メモリであってもよく、あるいはその逆でもよい。

30

【0009】

本明細書で使用される「プロセッサ」は、プログラムまたは機械実行可能命令また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。「プロセッサ」を含むコンピューティング装置への言及は、複数のプロセッサまたは処理コアを含んでいる可能性があるとして解釈されるべきである。プロセッサは、たとえば、マルチコアプロセッサであってもよい。プロセッサは、単一のコンピュータ・システム内の、または複数のコンピュータ・システムの間で分散されたプロセッサの集まりを指すこともある。コンピューティング装置という用語は、それぞれプロセッサ（単数または複数）を含むコンピューティング装置の集まりまたはネットワークを指すとも解釈されるべきである。

【0010】

コンピュータ実行可能コードは、同じコンピューティング装置内であってもよく、または複数のコンピューティング装置を横断して分散されてもよい複数のプロセッサによって実行されてもよい。コンピュータ実行可能コードは、プロセッサに本発明のある側面を実行させる機械実行可能命令またはプログラムを含んでいてもよい。本発明の諸側面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と、「C」プログラミング言語または類似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とを含む、一つまたは複数のプログラミング言語の任意の組み合わせで書かれ、機械実行可能命令にコンパイルされる。いくつかの例では、コンピュータ実行可能コードは、高レベル言語の形であってもよく、またはあらかじめコンパイルされた形であってもよく、オンザフライで機械実行可能命令

40

50

を生成するインタープリタとの関連で使用されてもよい。

【0011】

コンピュータ実行可能コードは、完全にユーザーのコンピュータ上で、部分的にユーザーのコンピュータ上で、スタンドアローンのソフトウェア・パッケージとして、部分的にはユーザーのコンピュータ上、部分的にはリモート・コンピュータ上で、あるいは完全にリモート・コンピュータ上で、実行されうる。後者のシナリオでは、リモート・コンピュータは、ローカルエリアネットワーク（LAN）また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通じてユーザーのコンピュータに接続されてもよく、または該接続は、外部コンピュータに対して（たとえば、インターネットサービスプロバイダーを使用してインターネットを通じて）なされてもよい。

10

【0012】

本発明の諸側面は、本発明の実施形態による方法、装置（システム）、およびコンピュータ・プログラム・プロダクトのフローチャートおよび/またはブロック図を参照して記述される。フローチャート、図解、および/またはブロック図のブロックの各ブロックまたは一部は、適宜、コンピュータ実行可能コードの形のコンピュータ・プログラム命令によって実装されるすることができることが理解される。さらに、相互に排他的でない場合には、異なるフローチャート、図解、および/またはブロック図におけるブロックの組み合わせが組み合わされてもよいことが理解される。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、または他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサに提供されて機械を製造し、該コンピュータまたは他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサを介して実行される命令が、フローチャートおよび/またはブロック図のブロック（単数または複数）において指定された機能/工程を実施するための手段を作り出す。

20

【0013】

コンピュータ・プログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置、または他の装置に特定の仕方で機能するよう指令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、それにより、コンピュータ可読媒体に格納された命令は、フローチャートおよび/またはブロック図のブロック（単数または複数）において指定された機能/工程を実施する命令を含む製造物を製造する。

【0014】

コンピュータ・プログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置、または他の装置にロードされて、該コンピュータ、他のプログラム可能な装置、または他の装置上で一連の動作段階を実行させ、それにより、該コンピュータまたは他のプログラム可能な装置上で実行される命令が、フローチャートおよび/またはブロック図のブロック（単数または複数）において指定された機能/工程を実施するためのプロセスを提供する。

30

【0015】

本明細書で使用される「ユーザー・インターフェース」は、ユーザーまたはオペレーターがコンピュータまたはコンピュータ・システムと対話することを許容するインターフェースである。「ユーザー・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」と称されることもある。ユーザー・インターフェースは、オペレーターに情報またはデータを提供し、および/またはオペレーターから情報またはデータを受領することができる。ユーザー・インターフェースは、オペレーターからの入力によってコンピュータによって受領されることができるようにもよく、コンピュータからの出力をユーザーに提供してもよい。換言すれば、ユーザー・インターフェースは、オペレーターがコンピュータを制御または操作することを許容してもよく、インターフェースは、コンピュータがオペレーターの制御または操作の効果を示すことを許容してもよい。ディスプレイまたはグラフィカル・ユーザー・インターフェース上のデータまたは情報の表示は、オペレーターに情報を提供することの例である。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

40

50

、ウェブカム、ヘッドセット、ペダル、ワイヤードグローブ、リモコン、および加速度計を通じたデータの受領は、すべて、オペレーターからの情報またはデータの受領を可能にするユーザー・インターフェース・コンポーネントの例である。本明細書で使用される「ハードウェア・インターフェース」は、コンピュータ・システムのプロセッサが外部のコンピューティング・デバイスおよび/または装置と対話するおよび/またはこ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、プロセッサが制御信号または命令を外部のコンピューティング・デバイスおよび/または装置に送信することを許容してもよい。ハードウェア・インターフェースは、プロセッサが外部のコンピューティング・デバイスおよび/または装置とデータを交換することをも可能にしてもよい。ハードウェア・インターフェースの例は、ユニバーサルシリアルバス、IEEE1394ポート、パラレルポート、IEEE1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE-488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、およびデジタル入力インターフェースを含むが、これらに限定されない。

10

【0016】

本明細書で使用される「ディスプレイ」または「ディスプレイ装置」は、画像またはデータを表示するように適応された出力装置またはユーザー・インターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚、聴覚、または触覚データを出力しうる。ディスプレイの例は、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、プライユスクリーン、陰極線管(CRT)、蓄積管、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)、プロジェクター、およびヘッドマウントディスプレイを含むが、これらに限定されない。

20

【0017】

磁気共鳴撮像(MRI)データは、磁気共鳴(MR)データまたは磁気共鳴画像データとも呼ばれ、本明細書では、磁気共鳴画像スキャンの間に磁気共鳴装置のアンテナを用いた、核スピンによって放出される高周波(radio frequency)信号の記録された測定値として定義される。磁気共鳴画像データは医用画像データの一例である。磁気共鳴撮像(MRI)画像またはMRI画像は、本明細書では、磁気共鳴撮像データに含まれる解剖学的データの、再構成された2次元または3次元の視覚化として定義される。すなわち、MRI画像は、代表的な選択MRIデータを含むMRIデータセットによって提供される。この視覚化は、コンピュータを使用して実行できる。磁気共鳴画像データは、k空間または画像空間におけるそれぞれのデータの表現を用いて提供されてもよい。フーリエ変換を使用して、磁気共鳴撮像データはk空間から画像空間に、またはその逆に変換されてもよい。以下では、磁気共鳴画像データは、2次元または3次元の解剖学的構造、すなわちMRI画像を表わす画像空間内のMRIデータの選択〔セクション〕を含んでいてもよい。

30

【0018】

「解剖学的構造(anatomical structure)」とは、たとえば人や動物のような、対象の解剖構造(anatomy)の任意の構造である。構造は、肝臓または脳のようなある器官を含んでいてもよく、またはその一部を含んでいてもよく、または脊椎領域、膝、肩等のようなある解剖学的領域を含んでいてもよい。

40

【0019】

「セグメンテーション」は、一つまたは複数のセグメントを識別するために、デジタル画像データを複数のセグメント、たとえば、ピクセルまたはボクセルの諸集合に分割することを指し、該セグメントは、関心のある構造を表わし、それがさらに分析されうる。セグメンテーションは、画像データにおける構造、特にその境界を識別し、位置特定するために使用されてもよい。たとえば、線、曲線、平面、表面等が識別されうる。ラベルは、

50

同じラベルをもつピクセル/ボクセルがある特徴を共有するように画像内の各ピクセルまたはボクセルに割り当てられてもよく、関心のある構造を含む輪郭、領域または体積を示すためにハイライトされてもよい。3次元画像データ、たとえば、2次元画像のスタックに適用されるとき、画像セグメンテーション後に結果として得られる輪郭は、たとえば、解剖学的構造のような関心構造の形状の3次元再構成を、たとえば、マーチングキューブ (marching cubes) のような補間アルゴリズムを援用して作成するために使用されうる。3次元輪郭は、たとえば、表面メッシュによって提供されてもよい。メッシュは、たとえば三角形のような複数の平坦な2次元ポリゴンを含んでいてもよい。

【0020】

「モデルベースのセグメンテーション」とは、たとえば表面メッシュの形態の形状モデルを使用するセグメンテーションを指し、これは、関心のある解剖学的構造の境界と整合させ、その輪郭を識別するために変形される。

10

【0021】

「機械学習」(ML)という用語は、機械学習フレームワーク(機械学習モデルとも呼ばれる)と呼ばれる確率的フレームワークを自動化された仕方で構築することにより、トレーニングデータセットから有用な情報を抽出するために使用されるコンピュータ・アルゴリズムを指す。機械学習は、線形回帰、K平均、分類アルゴリズム、強化アルゴリズムなどの一つまたは複数の学習アルゴリズムを使用して実行されてもよい。「機械学習フレームワーク」は、たとえば、測定されていない値(たとえば、どのタグが所与のトークンに対応するか)を他の既知の値から予測すること、および/または将来の報酬を最大化するような行動を予測または選択することを可能にする数式または一連の規則であってもよい。ある実施形態によれば、機械学習フレームワークは、深層学習フレームワークである。

20

【0022】

たとえば、学習アルゴリズムは、分類アルゴリズムおよび/または強化アルゴリズムを含んでいてもよい。強化アルゴリズムは、たとえば、パラメータの現在の集合および/またはパラメータの以前に使用された集合に基づいて、パラメータの次の集合(行動)を決定するための一つまたは複数のポリシーまたは規則を学習するように構成されてもよい。たとえば、パラメータの現在の集合および/または取得パラメータの以前の集合から出発して、機械学習フレームワークは、取得パラメータの所望される集合に到達するまで、ポリシーに従ってもよい。ポリシーは、各ステップにおけるモデルの意思決定プロセスを表わす。たとえば、どのパラメータを変更するか、それをどのように変更するか、どの新しいパラメータをパラメータの集合に追加するかなどを定義する。行動の選択は、入力画像上にマークされた既知のランドマークに基づいて学習することによって最適化されうる。

30

【0023】

「画像強度」とは、医用画像データの個々のボクセルに含まれる信号強度をいう。

【0024】

「解剖学的基準系」は、解剖学的基準構造に関する諸位置を定義する基準系、たとえば座標系を指す。解剖学的基準系は、解剖学的基準構造が位置する基準空間を定義する。解剖学的基準構造の空間形状が変形すると、それに応じて解剖学的基準系が変形する。

【0025】

ある側面では、本発明は、医用画像データ処理システムに関する。医用画像データ処理システムは、機械実行可能命令および機械学習モデルを記憶しているメモリを有する。機械学習モデルは、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して出力としてボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされる。医用画像データ処理システムは、医用画像データ処理システムを制御するためのプロセッサをさらに有する。プロセッサによる機械実行可能命令の実行により、プロセッサは、医用画像データ処理システムを制御して、関心対象の解剖学的構造を含む医用画像データを受領させる。解剖学的基準系は、モデルベースのセグメンテーションを使用して医用画像データに適合(フィッティング)される。ここで、モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、解剖学的基準系によって定義される基準空間内の解剖学的基準構造を含む。

40

50

医用画像データのボクセルによって表わされる組織型は機械学習フレームワークを用いて分類される。各ボクセルは、画像強度を含む。解剖学的基準系に関するボクセルの画像強度およびボクセルの解剖学的位置が、機械学習フレームワークへの入力として使用される。

【0026】

自動化された画像セグメンテーションは、さまざまな医用撮像用途において望まれることがある。たとえば、形状モデルを用いたモデルベースのセグメンテーションは、関心のある解剖学的構造をセグメンテーションするための堅牢かつ正確なアプローチを提供しうる。しかしながら、そのようなアプローチは、境界のみがモデル化されるので、セグメンテーションされた領域に含まれる内部構造を決定できないことがある。よって、高精度のボクセルごとの体積分類が望まれる場合、モデルベースのセグメンテーションは失敗する可能性がある。他方、各画像ボクセルを分類しようとするMLアプローチは、比較的少ないトレーニング努力で体積分類結果を与える能力を有する可能性がある。換言すれば、MLアプローチは、モデルベースのセグメンテーションによって無視される内部構造を考慮に入れることができる。しかしながら、MLアプローチは、一般に、分類されるべきボクセルによる画像特徴に依拠する。そのような内部構造は、たとえば強度のような、類似した、またはさらには同一の画像特徴を示す異なる組織型を含むことがある。入力として解析されるべき構造の画像特徴に基づくMLアプローチは、異なる解剖学的構造が類似の画像特徴を示すときは失敗する可能性がある。その結果、そのような解剖学的構造は、別々の分類クラスに区別することができない。既知のMLアプローチは、むしろ、形状モデルの特性を正則化することに欠けていることがあり、広範な後処理を必要とする可能性がある。

【0027】

実施形態は、類似した、またはさらには同一の画像特徴を示す組織型を識別することができるように、根底にある解剖構造の空間的關係をさらに考慮に入れることを提案する。よって、一般的なモデルベースのセグメンテーション・アプローチは、空間エンコード (spatial encoding、SE) によって拡張される。SEは、各ボクセルについて、解剖学的基準系に関する体積座標系、すなわち空間情報を提供する。

【0028】

実施形態によれば、MLおよびSEの組み合わせが、両方の方法論的欠点を克服するために使用されうる。医用画像についての解剖学的基準系を実現するために形状モデルが適用されてもよい。すなわち、形状モデルによって表わされる解剖学的基準構造に対する空間座標を提供する空間基準系が実現される。解剖学的基準系に関する解剖学的位置は、画像強度のような画像特徴のほかの、MLのための追加的な入力として使用される。実施形態は、類似の画像特徴をもつ異なる型の組織でさえも効率的に区別しつつ、ボクセル単位でターゲット構造を正確に分類することを許容しうる。類似および/または同一の素性の場合には、解剖学的位置が区別のために使用されうる。よって、内部構造さえもが、セグメンテーションされた画像領域に課されうる。

【0029】

実施形態によれば、そのボクセルによって提供される画像特徴が、表現されている組織型に関して曖昧であることがわかっているボクセルのみが、その解剖学的位置を使用して、MLによって分類されてもよい。たとえばMR画像を考慮すると、空気を表わすボクセルは、骨を表わすボクセルと同様の画像特徴を有する。両方とも暗い、すなわち、低い強度を含む。

【0030】

実施形態によれば、所定の閾値を上回る、所定の閾値を下回る、および/または下限および上限閾値によって定義される範囲内の画像強度を含むボクセルのみが、その解剖学的位置を使用して、MLによって分類されてもよい。実施形態によれば、すべてのボクセルは、画像強度のような画像特徴に加えて、それらの解剖学的位置を用いてMLによって分類される。

【0031】

実施形態は、解剖学的基準系が画像に適合される第1のステップを含んでいてもよい。

解剖学的基準系および関連する解剖学的基準構造は、関心のある解剖学的構造のセグメンテーションに先立って提供される。解剖学的基準系は、解剖学的基準構造に対する座標を定義してもよい。たとえば、医用画像は、関心対象の解剖学的構造のターゲット輪郭を表わす表面モデルを使用してセグメンテーションされる。この目的のために、表面モデル、すなわち、解剖学的基準構造が、関心のある解剖学的構造に適合される。適合〔フィッティング〕は、それぞれのモデルの変形を必要とすることがあり、その変形は解剖学的基準系の変形を伴い、解剖学的基準系の形状は解剖学的基準構造に固定されている。第2のステップでは、変形された解剖学的基準系のボクセルごとの座標が、MLのための追加的な入力として使用されてもよい。換言すれば、MLの一般的な分類特徴は、関心のある解剖学的構造の形状に依存する各ボクセルの空間位置によって、すなわち、各ボクセルが根底にある解剖構造に関してどこに位置しているかの情報によって拡張される。

10

【0032】

実施形態は、以下のステップを含む方法を提供してもよい。

【0033】

SEを使用して解剖学的基準系を画像に追加する。解剖学的基準系は、たとえばモデルベースのセグメンテーションを使用することによって、画像に追加されてもよい。たとえば、関心のある解剖学的構造の輪郭をセグメンテーションするために、頭部のMR画像に頭蓋モデルが適用されてもよい。解剖学的基準系は、たとえば頭蓋モデルからセグメンテーションされた輪郭へのメッシュ点対応を使用して、それぞれのMR画像と整列するよう、セグメンテーション・モデルのまわりで変形される。それに、3D補間スキーム（Bスプライン、マルチレベルBスプライン、薄板スプライン、またはその他）が続く。

20

【0034】

MLは、解剖学的位置に基づいた空間エンコードを含むように実行されうる。MR画像のボクセルごとの画像強度に加えて、たとえば、変形した解剖学的基準系のx/y/z座標が、トレーニングおよびセグメンテーションにおける追加的な特徴として使用される。実施形態は、同様に見える画像ボクセルを別々の分類クラスに分離することを許容しうる。たとえば、MR画像のボクセルが暗く、いちご腫（the yaw）の内部にある場合、MLはそれがおそらく皮質骨のボクセルであることを知りうる。他方、MR画像のボクセルが暗く、鼻腔内に位置する場合は、MLはそれがおそらく空気のボクセルであることを知りうる。よって、SEは、MRIでは類似しているように見える組織を分離することを許容しうる。

30

【0035】

実施形態によれば、SEおよびMLの両方は、さまざまな仕方で、たとえば、正規化された三角形座標または形状モデルの最も近い三角形までの距離をそのインデックスとともに使用して、たとえば距離マップを使用して、実装されうる。MLについては、任意の好適な分類方法、たとえばランダムフォレスト、サポートベクターマシン、ニューラルネットワークなどが使用されうる。

【0036】

実施形態によれば、関心のある解剖学的構造の医用画像データ・サンプルの複数のうちのものについてのトレーニング・セットが受領される。トレーニング・セットは、医用画像データ・サンプルのそれぞれについて、各ボクセルについて、画像強度および組織型を同定するデータを含む。機械学習モデル・フレームワークを生成するために、それらのトレーニング・セット上で学習アルゴリズムが実行される。このトレーニングは、医用画像データ・サンプルのボクセルについて、医用画像データ・サンプルに適合させられた解剖学的基準系に関する解剖学的基準位置を決定することを含む。よって、機械学習モデル・フレームワークは、医用画像データ・サンプルによって提供される画像強度およびそれぞれのボクセルについて決定される解剖学的位置に基づいて、ボクセルのそれぞれの組織型を同定することを学習する。

40

【0037】

実施形態によれば、医用画像データは、磁気共鳴画像データを含む。

【0038】

50

実施形態によれば、機械実行可能命令の実行により、プロセッサはさらに、磁気共鳴画像データおよび分類結果を使用して擬似CT画像を生成する。

【0039】

擬似コンピュータ断層撮影 (Pseudo Computer Tomography) (CT) 画像は、合成または仮想CT画像とも呼ばれ、一つまたは複数の他の医用画像モダリティからのデータを用いて計算されるシミュレーションされたCT画像である。擬似CT画像は、たとえば、MRIデータから計算されてもよい。たとえば、実施形態による組織分類が、各ボクセルに適用されてもよい。たとえば、磁気共鳴撮像組織分類器は、特定の領域内のボクセルのアベレージ値または平均値を決定することによって機能する。これらは、正規化またはスケールリングされ、次いで、組織型を同定し、組織分類を割り当てるために標準と比較される。曖昧な場合、解剖学的位置が追加的な入力として考慮されてもよい。

10

【0040】

たとえば、組織分類に従って各ボクセルにハウズフィールド単位値を割り当てることによって、MRI画像についてハウズフィールド単位マップが計算される。ハウズフィールド・マッピングは、組織分類とハウズフィールド単位との間のマッピングを含む。ハウズフィールド単位マッピングを使用して、擬似CT画像が計算されてもよい。

【0041】

実施形態は、たとえば、MRのみの放射線療法用途のために使用されてもよい：MR画像の各ボクセルを、たとえば、空気、軟組織および皮質骨のような異なる組織クラスに分類することによって、所与のMR画像から擬似CT画像が生成されてもよい。結果として得られた擬似CT画像は、線量計画のために使用されることが意図されてもよい。最も困難なのは、皮質骨と空気の分離である。なぜなら、両者ともMRでは暗く、純粋に強度に基づいて区別することはできないからである。たとえばモデルベースのセグメンテーションまたはアトラスベースの位置合わせを用いて、気腔および皮質骨組織を含む頭部を検出するために、SEが適用されてもよい。しかしながら、骨および隣接する空気組織領域の非常に多様で複雑な形状、たとえば空気で満たされた鼻腔は、正確にモデル化することはほぼできない。さらに、一般的なMLアプローチを用いた体積ボクセル別分類は、外観が非常に類似している空気と骨のボクセルを区別できない可能性がある。

20

【0042】

よって、実施形態は、MRのみの放射線療法 (radiotherapy, RT) 用途のために特に興味深いものでありうる。実施形態に基づく空間情報の組み込みは、そのような分離を、よって、適切な擬似CT画像の生成を許容する。よって、実施形態は、堅牢な形状ベースのセグメンテーション・アプローチを、データ駆動のMLアプローチと組み合わせることができ、それらが組み合わさって、必要とされる開発および保守の労力を大幅に削減する。たとえば、異なる患者集団の異なる内部骨構造が、同じ解剖学的モデルを共有してもよく、一方、異なる仕方でトレーニングされた分類器が使用されてもよく、これは、代表的なトレーニング・データを必要とするだけである。

30

【0043】

実施形態によれば、解剖学的基準系の適合は、それぞれの系を解剖学的基準構造と一緒に変形させて、変形させられた解剖学的基準構造を関心のある解剖学的構造と整列させることを含む。

40

【0044】

実施形態によれば、モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、セグメンテーションのために使用される表面メッシュを含む。

【0045】

実施形態によれば、モデルは、表面メッシュの空間基準系の形の解剖学的基準系を含み、モデルベースのセグメンテーションは、表面メッシュと一緒に解剖学的基準系を変形することを含む。

【0046】

実施形態によれば、同一の画像強度を有する少なくとも2つのボクセルが、解剖学的基

50

準系に関するボクセルの異なる解剖学的位置に基づいて異なる組織型を表わす異なるクラスに割り当てられる。

【 0 0 4 7 】

実施形態によれば、異なるクラスのうち第1のクラスは骨を表わし、異なるクラスのうち第2のクラスは空気を表わす。

【 0 0 4 8 】

実施形態によれば、医用画像データの受領は：医用画像データを含むデータベースに、それぞれの医用画像データに対する要求を送信することを含み、要求に応じて、要求された医用画像データがデータベースから受領される。

【 0 0 4 9 】

実施形態によれば、医用画像データ処理システムは、磁気共鳴撮像システムをさらに有しており、磁気共鳴撮像システムは：

- ・撮像ゾーン内に主磁場を生成する主磁石、
- ・撮像ゾーン内に空間依存の傾斜磁場を生成するための傾斜磁場システム、
- ・撮像ゾーンから磁気共鳴データを取得するように構成された高周波数アンテナ・システムを有し、

前記メモリは、パルス・シーケンス・コマンドをさらに記憶しており、前記パルス・シーケンス・コマンドは、前記撮像ゾーンから前記磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御するように構成され、

前記医用画像データの受領は、パルス・シーケンス・コマンドを使用して前記機械実行可能命令を実行し、前記高周波アンテナ・システムによって前記撮像ゾーンから磁気共鳴画像データの形で前記医用画像データを取得することを含む。

【 0 0 5 0 】

別の側面では、本発明は、医用画像データ処理システムを制御するための方法に関する。医用画像データ処理システムは、機械実行可能命令および機械学習フレームワークを記憶しているメモリを有する。機械学習フレームワークは、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされる。医用画像データ処理システムは、医用画像データ処理システムを制御するためのプロセッサをさらに有しており、プロセッサによる機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、前記方法を実行するよう医用画像データ処理システムを制御させる。前記方法は、関心のある解剖学的構造を含む医用画像データを受領することを含む。モデルベースのセグメンテーションを使用して、解剖学的基準系が前記医用画像データに適合される。ここで、モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、解剖学的基準系によって定義される基準空間における解剖学的基準構造を含む。医用画像データのボクセルによって表わされる組織型は、機械学習フレームワークを用いて分類される。各ボクセルは、画像強度を含む。解剖学的基準系に関するボクセルの解剖学的位置は機械学習フレームワークへの前記入力として使用される。

【 0 0 5 1 】

実施形態によれば、医用画像データ処理システムは、磁気共鳴撮像システムをさらに有しており、磁気共鳴撮像システムは：

- ・撮像ゾーン内に主磁場を生成する主磁石、
- ・撮像ゾーン内に空間依存の傾斜磁場を生成するための傾斜磁場システム、
- ・撮像ゾーンから磁気共鳴データを取得するように構成された高周波数アンテナ・システムを有し、

前記メモリは、パルス・シーケンス・コマンドをさらに記憶しており、前記パルス・シーケンス・コマンドは、前記撮像ゾーンから前記磁気共鳴データを取得するように前記磁気共鳴撮像システムを制御するように構成され、

前記医用画像データの受領は、パルス・シーケンス・コマンドを使用して前記機械実行可能命令を実行し、前記高周波アンテナ・システムによって前記撮像ゾーンから磁気共鳴画像データの形で前記医用画像データを取得することを含む。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

別の側面では、本発明は、医用画像処理システムを制御するプロセッサによる実行のための機械実行可能命令を含む医用画像データ処理システムを制御するためのコンピュータ・プログラム・プロダクトに関する。医用画像データ処理システムは、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされた機械学習フレームワークを記憶しているメモリを有する。医用画像データ処理システムは、医用画像データ処理システムを制御するためのプロセッサをさらに有する。プロセッサによる機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、関心のある解剖学的構造を含む医用画像データを受領するよう医用画像データ処理システムを制御させる。モデルベースのセグメンテーションを使用して、解剖学的基準系が前記医用画像データに適合される。ここで、モデルベースのセグメンテーションのために使用されるモデルは、解剖学的基準系によって定義される基準空間における解剖学的基準構造を含み、医用画像データのボクセルによって表わされる組織型は、機械学習フレームワークを用いて分類される。各ボクセルは、画像強度を含む。解剖学的基準系に関するボクセルの画像強度およびボクセルの解剖学的位置は機械学習フレームワークへの前記入力として使用される。

10

【 0 0 5 3 】

本発明の前述の実施形態の一つまたは複数は、組み合わせられる実施形態が相互に排他的でない限り、組み合わせられうることが理解される。

【 図面の簡単な説明 】

20

【 0 0 5 4 】

下記では、本発明の好ましい実施形態が、単なる例として、図面を参照して記述される。

【 図 1 】 医用画像データ処理システムの例を示す。

【 図 2 】 磁気共鳴撮像システムの例を示す。

【 図 3 】 医用画像データ処理システムの動作方法の例を示す。

【 図 4 】 磁気共鳴画像システムの動作方法の例を示す。

【 図 5 】 擬似CT画像を生成することの例を示す。

【 図 6 】 適合の例を示す。

【 図 7 】 適合の例を示す。

【 図 8 】 擬似CT画像を生成することの例を示す。

30

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 5 5 】

これらの図における同様の番号を付けられた要素は、等価な要素であるか、同じ機能を実行する。先に議論された要素は、機能が等価であれば、必ずしも後の図では論じられない。

【 0 0 5 6 】

図1は、コンピュータ126を有する医用画像データ処理システム101の例を示す。コンピュータ126は、機械可読命令を実行するために動作可能なプロセッサ130を含むものとして示されている。コンピュータ126は、ユーザー・インターフェース132、コンピュータ記憶134、およびコンピュータ・メモリ136を有するものとして示されており、これらはすべてアクセス可能であり、プロセッサ130に接続されている。さらに、コンピュータ126は、データベース125と通信上接続されてもよい。コンピュータ126は、通信インターフェース128を介してデータベース125からの医用画像データ140のようなデータを要求するように構成されてもよい。実施形態によれば、データベース125は、外部システムによって提供され、通信接続を使って通信ネットワークを介してコンピュータ126にとってアクセス可能である。通信接続は、無線で、またはワイヤを介して確立されうる。実施形態によれば、データベース125は、コンピュータ126自体に含まれていてもよい。たとえば、データベース125は、コンピュータ記憶134によって含まれていてもよい。さらなる実施形態によれば、データベース125は、コンピュータ可読記憶媒体によって提供されてもよい。データベース125は、撮像データ140を含む。代替的实施形態によれば、コン

40

50

コンピュータ記憶134が、医用画像データ140を提供してもよい。

【0057】

コンピュータ126は、医用画像データ処理システム101として構成されてもよい。コンピュータ・メモリ136は、制御モジュール142を含むものとして示されている。制御モジュール142は、プロセッサ130が医用画像データ処理システム101の動作および機能を制御することを可能にするコンピュータ、すなわち、機械、実行可能コードまたは命令を含む。コンピュータ・システム126は、処理のために医用画像データ140を受信するよう、たとえば、制御モジュール142によって制御される。処理は、セグメンテーションに基づいて解剖学的フレーム系を適合させ、ボクセルの組織型を分類することを含んでいてもよい。

10

【0058】

医用画像データ140の処理のために、コンピュータ・メモリ136は、セグメンテーション・モジュール144をさらに含んでいてもよい。セグメンテーション・モジュール144は、プロセッサ130が医用画像データ140のモデルベースのセグメンテーションを実行することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。セグメンテーションの結果160は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されるセグメンテーションされた医用画像データを含む。

【0059】

コンピュータ・メモリ136は、適合モジュール146をさらに含んでいてもよい。適合モジュール146は、プロセッサ130が解剖学的基準系をセグメンテーションされた医用画像データ160に適合させることを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。結果として得られる特別なエンコードされた医用画像データ162は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されてもよい。

20

【0060】

コンピュータ・メモリ136は、機械学習モジュール148をさらに含んでいてもよい。機械学習モジュール148は、プロセッサ130が機械学習フレームワークを実施および実行することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。機械学習フレームワークは、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して、出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされる。出力164機械学習モジュール148は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されてもよい。

30

【0061】

分類の結果164は、たとえば、変換モジュール150によって使用されてもよい。変換モジュール150は、プロセッサ130がMRI画像データを擬似CT画像データに変換することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。結果として得られる擬似CT画像166は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されてもよい。

【0062】

図2は、磁石104をもつ磁気共鳴撮像システム100を有する医用画像データ処理システム101の例を示す。主磁石104は、それを貫くボア106をもつ、超伝導円筒型磁石104である。異なる型の磁石の使用も可能である。たとえば、分割円筒磁石およびいわゆる開放型磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒型磁石は、標準的な円筒型磁石と同様であるが、クライオスタットが2つのセクションに分割され、磁石のアイソ平面へのアクセスを許容している点が異なり、そのような磁石は、たとえば、荷電粒子ビーム療法との関連で使用されうる。開放型磁石は、上下2つの磁石部を有し、その中間の空間は、被験者を受け入れるのに十分な大きさである。2つの磁石部領域の配置は、ヘルムホルツコイルと同様である。開放型磁石は、被験者がそれほど閉じ込められないので人気がある。円筒型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がある。円筒型磁石104のボア106内には、磁場が磁気共鳴撮像を実行するために十分に強くかつ均一である撮像領域108が存在する。

40

【0063】

磁石のボア106内には、一組の傾斜磁場コイル110もあり、磁石104の撮像領域ゾーン

50

108内の磁気スピンを空間的にエンコードするために磁気共鳴データ取得のために使用される傾斜磁場システムを形成する。傾斜磁場コイル110は傾斜磁場コイル電源112に接続される。傾斜磁場コイル110は、代表的なものであることが意図されている。典型的には、傾斜磁場コイル110は、3つの直交する空間方向において空間的にエンコードするための3つの別々の組のコイルを含む。傾斜磁場電源が、傾斜磁場コイルに電流を供給する。傾斜磁場コイル110に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ状またはパルス状にされてもよい。

【0064】

撮像ゾーン108に隣接して、高周波アンテナ・システムとも称される高周波コイル114がある。これは、撮像ゾーン108内の磁気スピンの配向を操作するためであるとともに、撮像ゾーン108内のスピンから高周波送信を受信するためでもある。高周波コイル114は、複数のコイル要素を含んでいてもよい。高周波コイル114は、高周波トランシーバ115に接続されている。高周波コイル114および高周波トランシーバ115は、別個の送信コイルと受信コイル、および別個の送信器と受信器で置き換えられてもよい。高周波コイル114および高周波トランシーバ115が代表的なものであることが理解される。高周波コイル114は、専用の送信アンテナおよび専用の受信アンテナをも表わすことが意図されている。同様に、トランシーバ115は、別個の送信器および受信器を表わしていてもよい。高周波コイル114は、複数の受信/送信要素を有していてもよく、高周波トランシーバ115は、複数の受信/送信チャンネルを有していてもよい。

【0065】

被験体支持部120は、被験体支持体部および被験体118を撮像ゾーン108を通じて移動させることができる任意的なアクチュエータ122に取り付けられている。このようにして、被験体118の、より大きな部分、または被験体118全体が撮像できる。トランシーバ115、傾斜磁場コイル電源112およびアクチュエータ122は、コンピュータ・システム126のハードウェア・インターフェース128に接続されているものとして示されている。

【0066】

コンピュータ126は、機械可読命令を実行するために動作可能なプロセッサ130を含むものとしてさらに示されている。コンピュータ126は、ユーザー・インターフェース132、コンピュータ記憶装置134、およびコンピュータ・メモリ136を含むものとして示されており、これらはすべてアクセス可能であり、プロセッサ130に接続されている。

【0067】

コンピュータ・メモリ136はまた、制御モジュール143を含んでいてもよい。制御モジュール152は、プロセッサ130が、コンピュータ126および磁気共鳴撮像システム100の動作を制御することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含んでいてもよい。

【0068】

コンピュータ・メモリ136は、一つまたは複数のパルス・シーケンス141を含んでいてもよい。パルス・シーケンス141は、プロセッサ130が磁気共鳴撮像システム100を使って磁気共鳴データ140を取得できるようにする命令または命令に変換できるデータのいずれかである。たとえば、制御モジュール143は、磁気共鳴撮像データ140を取得するために、パルス・シーケンス141と関連して機能してもよい。

【0069】

たとえば、制御モジュール143は、たとえば、医用画像データ処理システム101の動作および機能を制御するように構成されてもよい。コンピュータ・システム126は、たとえば、磁気共鳴画像を再構成することを含みうる、医用画像データ140を処理するよう制御モジュール143によって制御される。これらの磁気共鳴画像は、さらなるデータ処理のために医用画像データ140として使用されうる。処理は、セグメンテーションに基づいて解剖学的系を適合させ、ボクセルの組織型を分類することを含んでいてもよい。

【0070】

医用画像データ140の処理のために、コンピュータ・メモリ136は、セグメンテーショ

10

20

30

40

50

ン・モジュール144をさらに含んでもよい。セグメンテーション・モジュール144は、プロセッサ130が医用画像データ140のモデルベースのセグメンテーションを実行することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。セグメンテーションの結果160は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されるセグメンテーションされた医用画像データを含む。

【0071】

コンピュータ・メモリ136は、適合モジュール146をさらに含んでもよい。適合モジュール146は、プロセッサ130が解剖学的基準系をセグメンテーションされた医用画像データ160に適合させることを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。結果として得られる特別なエンコードされた医用画像データ162は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されてもよい。

10

【0072】

コンピュータ・メモリ136は、機械学習モジュール148をさらに含んでもよい。機械学習モジュール148は、プロセッサ130が機械学習フレームワークを実施および実行することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。機械学習フレームワークは、入力としてボクセルの画像強度および解剖学的位置を受領し、応答して、出力としてそのボクセルの組織型分類を提供するようにトレーニングされる。出力164機械学習モジュール148は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されてもよい。

【0073】

分類の結果164は、たとえば、変換モジュール150によって使用されてもよい。変換モジュール150は、プロセッサ130がMRI画像データを擬似CT画像データに変換することを可能にするコンピュータ実行可能コードまたは命令を含む。結果として得られる擬似CT画像166は、たとえば、コンピュータ記憶装置134に記憶されてもよい。

20

【0074】

図3は、図1の医用画像処理システムを動作させる方法を示す概略的なフローチャートである。ステップ200では、医用画像データが受領される。医用画像データは、たとえば、ローカルまたはリモートな記憶装置から受領されうる。受領された医用画像データは、たとえば、2次元医用画像のスタックの形で提供される3次元画像データであってもよい。ステップ202では、解剖学的基準構造を用いて、解剖学的基準系が医用画像データに。この適合は、たとえば、表面メッシュを、関心のある解剖学的構造の表面に適合させることを含むモデルベースのセグメンテーションを含んでもよい。セグメンテーションは、たとえば関心のある解剖学的構造の輪郭を示してもよい。解剖学的基準系は、変形させられた表面メッシュが関心のある解剖学的構造と整列されたときに、表面メッシュと一緒に変形させられる。ステップ204では、ボクセルの画像強度と、解剖学的基準系に関するボクセルの解剖学的位置とが入力として機械学習モジュールに適用される。ステップ206では、ボクセルは機械学習モジュールによって分類され、機械学習モジュールの出力として組織型が提供される。任意的なステップ208では、組織型に関する情報が、MRIデータの場合に医用画像データを擬似CT画像データに変換するために使用される。

30

【0075】

図4は、図2の医用画像処理システムおよび磁気共鳴画像システムを動作させる方法を示す概略的なフローチャートである。ステップ250では、磁気共鳴撮像システムを用いて磁気共鳴データが取得される。ステップ252では、取得された磁気共鳴データを用いて、関心のある解剖学的構造の磁気共鳴画像が再構成される。よって、医用画像データは、再構成された磁気共鳴画像の形で提供されてもよい。ステップ254~260は、図3のステップ202~208と同一であってもよい。

40

【0076】

図5は、MRIのみの放射線療法処置計画のために取得されたMRIデータを用いて生成した擬似CT画像を示す。図5aは、取得されたMRIデータから再構成されたMRI画像を示す。図5bは、モデルベースのセグメンテーションの結果と組み合わせた図5aのMR画像を示す。メッシュ、より正確には、3Dメッシュの2D切断から得られる輪郭が、根底にある解剖

50

構造の位置に関する情報を提供し、解剖学的基準構造としてセグメンテーション・モデルに割り当てられた解剖学的基準系を現在のMR画像上に変形させること、すなわち空間エンコードのために使用されうる。図5cは、図5aのMR画像から空間エンコードなしで、追加的な画像処理を用いるMLに基づく分類を用いて再構成された擬似CT画像を示す。見てわかるように、鼻腔は頭蓋骨と区別できない。図5aではどちらも暗く見えるからである。図5dは、図5aのMR画像から、空間エンコードを用い、追加的な画像処理を用いるMLに基づく分類を用いて生成された擬似CT画像を示す。見てわかるように、空間エンコードにより、暗いMRIボクセルが、空気を表す暗いCT値と骨を表わす明るいCT値に分離できる。図5eは比較のための実際のCT画像を示す。見てわかるように、図5dに示されるような空間エンコードを考慮に入れた擬似CT画像再構成の結果は、図5eに示される実際のCT画像の外観とよく似ている。

10

【0077】

図6は、解剖学的基準系302の解剖学的基準構造への適合についての例を示す。解剖学的基準系302は、解剖学的基準構造を表わす表面メッシュ300の空間基準系である。解剖学的基準系の形状302によって定義される座標は、表面メッシュ300に対して固定されている。このように、表面メッシュ300が、関心のある解剖学的構造の表面と整列するように変形させられ、その結果、変形した表面メッシュ310が生じると、解剖学的基準系302も変形し、その結果、変形した解剖学的基準系312を生じる。変形した解剖学的基準系312によって定義される座標は、変形されていない解剖学的基準系310によって定義される対応する座標と同じ解剖学的位置に割り当てられる。よって、これらの座標は、医用撮像データに含まれるボクセルの解剖学的ポーションを効果的に識別するために使用され得る。

20

【0078】

図7は、変形した解剖学的基準系412を生じる、解剖学的基準系402の適合のさらなる例を示す。たとえば、頭蓋骨400の表面メッシュのようなモデルについては、メッシュ400の表面 t_1 、 t_2 に含まれる各点の空間位置を定義する解剖学的基準系402が提供されてもよい。メッシュ400が医用画像をセグメンテーションするために変形されると、解剖学的基準系402も変形され、その結果、変形された解剖学的基準系412が生じ、これは、メッシュ400の変形から生じる変形された解剖学的基準構造に対する解剖学的位置を記述する。

【0079】

図8は、画像500、510のボクセルの解剖学的位置に依存する機械学習フレームワークを用いて、MRI画像500を擬似CT画像510に変換する例を示す。拡大された画像502、504において見て取れるように、頭蓋骨を表すボクセル v_2 （画像504参照）と鼻腔内の空気を表わすボクセル v_1 （画像502参照）は両方とも暗く、画像強度に基づいて区別できないことがありうる。しかしながら、画像強度に加えて、画像500のボクセルの解剖学的位置に依存する機械学習を適用する場合、これらのボクセル v_1 、 v_2 によって表わされる骨および空気は、互いから区別されうる。このように、MRI画像500を使用して、高精度の擬似CT画像510が生成されうる。結果として得られる擬似CT画像510において、骨を表わすボクセル v_2 と空気を表わすボクセル v_1 が明確に区別され、適切な擬似CT画像強度がこれに割り当てられる。これは、画像512および514におけるズームで詳細に示されている。

30

40

【0080】

本発明は、図面および前述の説明において詳細に図示および説明されているが、そのような図示および説明は、例解または例示するものであり、制約するものではないとみ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。

【0081】

開示された実施形態に対する他の変形は、図面、開示、および添付の請求の範囲の研究から、請求される発明を実施する際に、当業者によって理解され、実施されることができ。請求項において、語「有する/含む」は、他の要素またはステップを除外せず、不定冠詞「a」または「an」は複数を除外しない。単一のプロセッサまたは他のユニットが、請求項に記載されたいくつかの項目の機能を充足してもよい。ある種の施策が相互に異な

50

る従属請求項に記載されているというだけの事実は、これらの施策の組み合わせが有利に使用でき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一緒にまたはその一部として供給される光記憶媒体または他の固体媒体のような好適な媒体上で記憶/頒布されてもよいが、インターネットまたは他の有線もしくは無線の遠隔通信システムを介してなど他の形態で頒布されてもよい。請求項中に引用符号があったとしても、その範囲を限定するものと解釈すべきではない。

【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

101	磁気共鳴画像診断装置	
101	医用画像データ処理システム	10
104	主磁石	
106	磁石のボア	
108	画像ゾーン	
110	傾斜磁場コイル	
112	傾斜磁場コイル電源	
114	高周波コイル (radio-frequency coil)	
115	トランシーバ	
118	被験者	
120	被験者支持部	
122	アクチュエータ	20
125	データベース	
126	コンピュータ	
128	ハードウェア・インターフェース	
130	プロセッサ	
132	ユーザー・インターフェース	
134	コンピュータ記憶装置	
136	コンピュータ・メモリ	
140	医用画像データ	
141	パルス・シーケンス・コマンド	
142	制御モジュール	30
143	制御モジュール	
144	セグメンテーション・モジュール	
146	適合〔フィッティング〕モジュール	
148	機械学習モジュール	
150	変換モジュール	
160	セグメンテーション結果	
162	適合〔フィッティング〕結果	
164	機械学習の結果	
166	擬似CT画像	
300	解剖学的基準構造 (anatomical reference structure)	40
302	解剖学的基準系 (anatomical frame of reference)	
310	変形した解剖学的基準構造	
312	変形した解剖学的基準系	
400	表面メッシュ	
402	解剖学的基準系	
412	変形した解剖学的基準系	
500	MRI画像	
502	MRI画像	
504	MRI画像	
510	擬似CT画像	50

512 擬似CT画像

514 擬似CT画像

【図面】

【図 1】

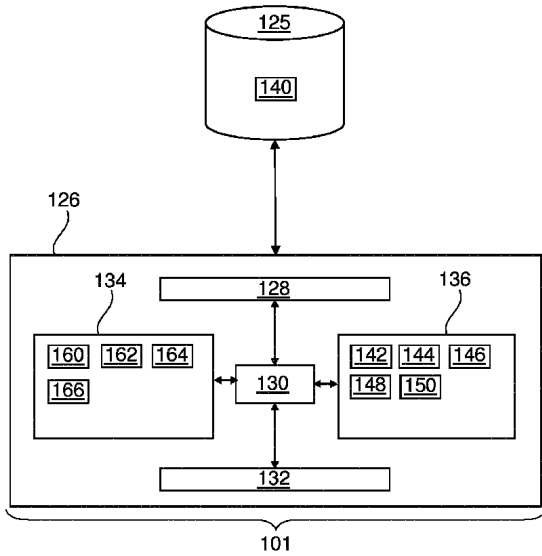


Fig. 1

【図 2】

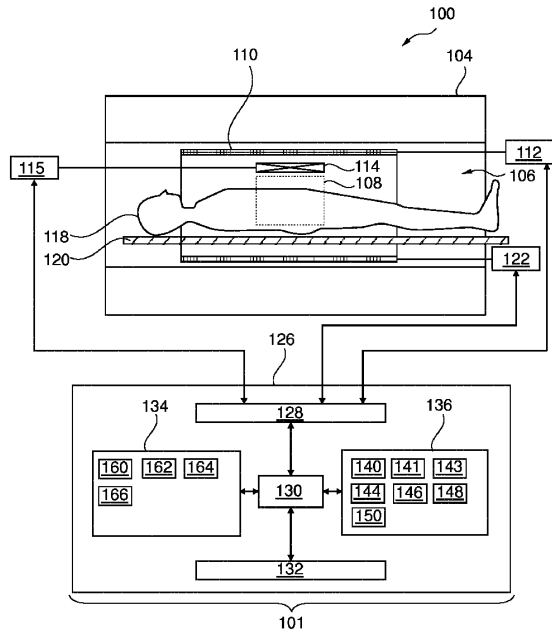
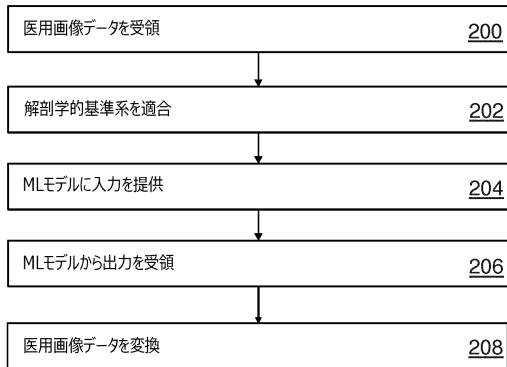


Fig. 2

【図 3】



【図 4】



10

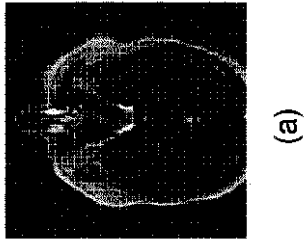
20

30

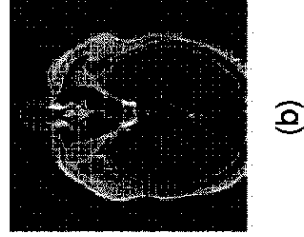
40

50

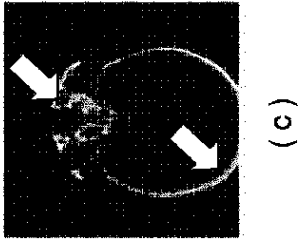
【図 5 (a)】



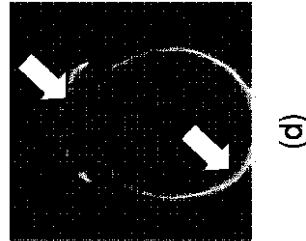
【図 5 (b)】



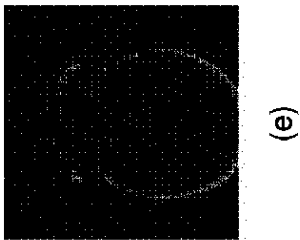
【図 5 (c)】



【図 5 (d)】



【図 5 (e)】



【図 6】

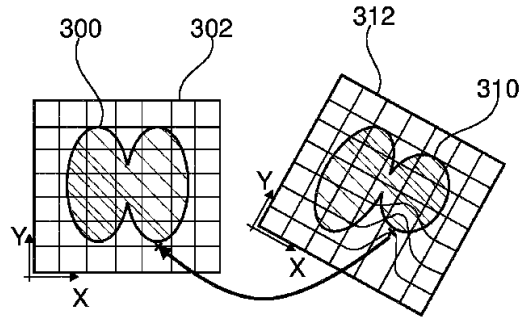


Fig. 6

10

20

30

40

50

【 図 7 】

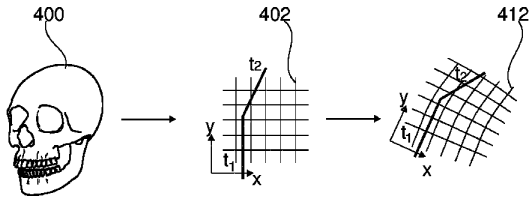


Fig. 7

【 図 8 】

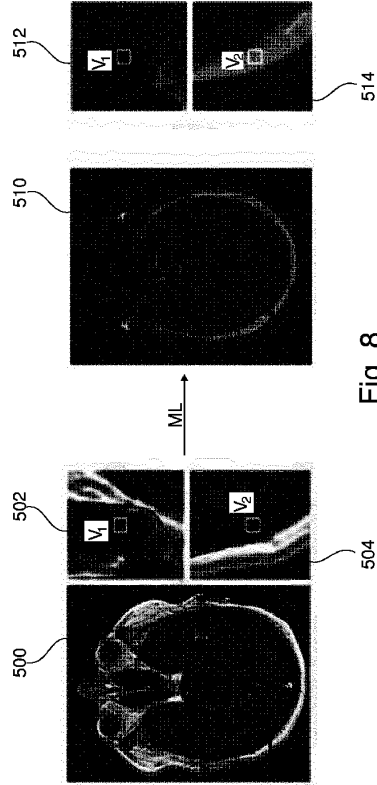


Fig. 8

10

20

30

40

50

フロントページの続き

弁理士 宮崎 修

(72)発明者 ビュルガー, クリスティアン
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

(72)発明者 レニッシュ, シュテフェン
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

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 7 3 3 3 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 6 9 1 2 0 (J P , A)
特表 2 0 1 8 - 5 3 5 7 4 6 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 8 / 0 3 2 1 3 4 5 (U S , A 1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5
G 0 6 T 7 / 0 0