

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5643772号
(P5643772)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl. F I
GO 1 T 1/161 (2006.01) GO 1 T 1/161 C
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-550672 (P2011-550672)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成22年1月18日 (2010.1.18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2012-518784 (P2012-518784A)		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
(43) 公表日	平成24年8月16日 (2012.8.16)	(74) 代理人	100087789
(86) 国際出願番号	PCT/IB2010/050218		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開番号	W02010/097714	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成22年9月2日 (2010.9.2)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成25年1月11日 (2013.1.11)	(74) 代理人	100163809
(31) 優先権主張番号	61/155,169		弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日	平成21年2月25日 (2009.2.25)	(72) 発明者	パル デバシシュ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロ ード

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ハイブリッドPET/MRシステムにおけるMRコイルの減衰訂正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

核スキャンの間、核スキャナ撮像野におけるアクセサリによりもたらされる核画像における減衰を訂正するための減衰訂正マップテンプレートを生成するシステムであって、

プロセッサを含み、前記プロセッサが、

前記アクセサリの核スキャンの間に取得される透過データから、前記アクセサリの減衰訂正マップテンプレートを生成し、

前記減衰訂正マップテンプレートをメモリに格納し、及び

複数の異なるアクセサリの各々に関するユニークな減衰訂正マップテンプレートを反復的に生成し、前記テンプレートが、オペレータによる呼び出し及び使用のため前記メモリにおけるテンプレートライブラリに格納され、

前記アクセサリが、MRコイルを含み、

撮像野に配置される前記MRコイルを用いて患者を撮像するMR撮像デバイスを更に含み、

前記プロセッサが、前記患者の輪郭を特定するエッジ検出技術を実行するためのコンピュータ実行可能な命令のセットを実行し、前記輪郭に従うよう前記減衰訂正マップテンプレートの形状を調整する、システム。

【請求項2】

前記プロセッサが、

格納された減衰訂正マップテンプレートをライブラリへとロードし、

選択されたMRコイルに関する減衰訂正マップテンプレートを前記ライブラリから取得し、

最終的な減衰訂正マップを生成するため、MRベースの減衰訂正マップへと前記減衰訂正マップテンプレートを挿入し、

前記患者の核画像データにおける前記MRコイルであって、前記患者のスキャンの間、前記核スキャナの撮像野に存在する前記MRコイルによりもたらされる減衰を訂正し、

前記減衰訂正された核画像データを画像へと再構成する、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記MRコイルに付けられる基準マーカを更に有し、前記基準マーカの位置が、前記減衰訂正マップテンプレートにおいて特定され、

MRスキャンの間を取得されるMRデータは、前記基準マーカが見えるMR患者画像を生成するよう再構成される、請求項1に記載のシステム。

【請求項4】

前記核スキャナが、陽電子放出断層撮影スキャナ及び単光子放出コンピュータ断層撮影スキャナの少なくとも1つである、請求項1に記載のシステム。

【請求項5】

前記透過データを得るのに使用される透過源が、ゲルマニウム - 68点源及びセシウム - 137点源の少なくとも1つである、請求項1に記載のシステム。

【請求項6】

前記アクセサリが、MRコイルであり、前記プロセッサは、前記コイルに関する少なくとも1つの線形減衰係数値を決定し、前記少なくとも1つの線形減衰係数値を用いて、前記コイルに関する前記減衰訂正マップテンプレートを生成する、請求項1に記載のシステム。

【請求項7】

磁気共鳴コイルに関する減衰訂正マップテンプレートを生成する方法において、

前記MRコイルの核スキャンの間を取得される透過データから、前記MRコイルの減衰訂正マップテンプレートを生成するステップと、

前記減衰訂正マップテンプレートを格納するステップと、

複数の異なるMRコイルの各々に関するユニークな減衰訂正マップテンプレートを反復的に生成するステップであって、前記減衰訂正マップテンプレートが、オペレータによる呼び出し及び使用のためメモリにおけるテンプレートライブラリに格納される、ステップと、

前記患者の輪郭を特定するエッジ検出技術を実行するステップとを有し、

前記輪郭に従うよう前記減衰訂正マップテンプレートの形状が調整される、方法。

【請求項8】

患者の周りに前記MRコイルを配置するステップと、

前記患者及び前記コイルのMRスキャンデータを取得するステップと、

前記MRスキャンデータをMR患者画像へと再構成するステップと、

最終的な減衰訂正マップを生成するため、前記患者のMRベースの減衰訂正マップへと前記減衰訂正マップテンプレートを挿入するステップと、

前記患者の核画像における前記MRコイルによりもたらされる減衰を訂正するため前記最終的な減衰訂正マップを使用するステップとを更に含む、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

前記MRコイルの前記スキャンデータが、CTスキャナを用いて取得され、

前記MRコイルのCT画像をセグメント化するステップと、

透過源を備える陽電子放出断層撮影スキャナを用いて、前記MRコイルの透過データを取得するステップと、

前記透過データの値のグローバルなヒストグラムを生成するステップと、

前記減衰訂正マップテンプレートを生成するため、前記セグメント化されたCT画像へとヒストグラム値をフィットさせるステップとを更に含む、請求項7に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

請求項 7 に記載の方法を実行するようプロセッサを制御するためのソフトウェアを搬送するコンピュータ可読媒体。

【請求項 11】

減衰訂正された核画像を生成する方法において、
 患者の周りに選択されたMRコイルを配置するステップと、
 前記患者及び前記コイルのMRスキャンデータを取得するステップと、
 前記MRスキャンデータをMR患者画像へと再構成するステップと、
 前記選択されたMRコイルに対応する減衰訂正マップテンプレートをライブラリから取得するステップと、
 患者特有の減衰訂正マップを生成するステップと、
 最終的な減衰訂正マップを生成するため、前記減衰訂正マップテンプレート及び前記患者特有の減衰訂正マップを結合するステップと、
 前記患者及び前記選択されたMRコイルの核スキャンデータを取得するステップと、
 前記最終的な減衰訂正マップを用いて、前記核スキャンデータにおける減衰を訂正するステップと、
 前記減衰訂正された核スキャンデータを核画像へと再構成するステップと、
 前記患者の輪郭を特定するエッジ検出技術を実行するステップと、
前記輪郭に従うよう前記減衰訂正マップテンプレートの形状を調整するステップとを含む、方法。

10

20

【請求項 12】

CTスキャナを用いて、前記MRコイルのスキャンデータを取得するステップと、
 前記MRコイルのCT画像をセグメント化するステップと、
 透過源を備える陽電子放出断層撮影スキャナを用いて、前記MRコイルの透過データを取得するステップと、
 前記透過データの値のヒストグラムを生成するステップと、
 前記減衰訂正マップテンプレートを生成するため、前記セグメント化されたCT画像へとヒストグラム値をフィットさせるステップとを更に含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記ヒストグラムの分布から平均線形減衰係数値を決定するステップと、
 前記減衰訂正マップテンプレートを生成するため、前記平均線形減衰係数値を前記MRコイルに割り当てるステップとを更に含む、請求項 11 に記載の方法。

30

【請求項 14】

請求項 11 に記載の方法を実行するようプログラムされた1つ又は複数のプロセッサを含む撮像システム。

【請求項 15】

核スキャンデータにおける減衰を訂正するための患者減衰訂正マップを調整する方法において、
 減衰訂正マップテンプレートが要求されるコイルを特定するコイル識別情報を受信するステップと、
 メモリに格納されるテンプレートライブラリから前記特定された減衰訂正マップテンプレートを取得するステップと、
 患者画像における患者の輪郭に従うよう前記減衰訂正マップテンプレートを適合させるステップと、
 最終的な減衰訂正マップを生成するため、患者特有の減衰訂正マップへと前記適合された減衰訂正マップテンプレートを挿入するステップと、
 前記患者の減衰訂正された核画像を生成するため、患者の核スキャンデータを再構成するとき、減衰を訂正するステップとを含み、
患者画像の輪郭に従うよう前記減衰訂正マップテンプレートを適合させるステップが、エッジ検出技術を用いて実行される、方法。

40

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本願は、医療撮像システムにおいて特定の有用性を見出す。しかしながら、説明される技術は、他のタイプの撮像システム、他の減衰訂正システム及び/又は他の医療用途において用途を見出すこともできる点を理解されたい。

【背景技術】**【0002】**

陽電子放出断層撮影 (PET) / 磁気共鳴 (MR) ハイブリッドシステムは、PET 画像の減衰訂正のため MR スキャンを用いる。PET / MR において、患者減衰マップは、MR 画像に基づき開発される。MR 患者画像がセグメント化され、様々な組織及び器官が特定され、適切な減衰係数が適用される。体の異なる部分の高分解能 MR 画像のため、異なる局所 MR コイルが用いられる。いくつかのコイルは患者支持部又はテーブルに付けられ、他のコイルは患者に付けられる。デュアルモードの PET / MR スキャナを使用するとき、テーブル及びコイルは、PET データ取得の間、スキャナに存在する。当初は、MR コイルが十分に放射線透過的であり、その結果減衰訂正は必要でないと思われていたが、これがそうではないことが決定された。むしろ、テーブル及びコイルによりもたらされる減衰に関してデータが訂正されない場合、MR コイルは画像品質を劣化させることができる。

【0003】

PET 撮像において、患者の減衰マップが生成され、PET データを訂正するために用いられる。PET / CT を実行するとき、CT 画像はしばしば、患者減衰マップを生成するために用いられる。40 ~ 120 keV のエネルギーを持つ CT に関する減衰は、511 keV のエネルギーを持つ PET に関する減衰と同じではない。しかしながら、年月を経ることで、人間の組織に関する CT 減衰値と PET 減衰値との間の関係が分かるようになった。斯かるアルゴリズムは、C. Bai らによる「A Generalized Model for the conversion from CT numbers to linear attenuation coefficients」、IEEE Trans. Nucl. Sci. Vol. 50, No. 5, Oct. 2003 に説明される。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

C. Bai らにより説明される変換は、人間の体において一般に見られる物質に関して有効である。しかし、これは、金属及び例えばウレタン、ポリ塩化ビニル (PVC) 等の物質の存在が原因で、テーブル及びコイルの場合には効果がない。テーブル及びコイルにおいて使用される物質の LAC 値は、文献において一般には記載がない (例えば J. H. Hubbell による「Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV」、National Bureau of Standards, August 1969 を参照)。

【0005】

RF コイル、アクセサリ (例えば、看護師呼出しボタンデバイス、ヘッドホン等)、患者支持テーブル等によりもたらされる MR 画像における減衰の訂正を容易にし、これにより、上述の欠点を克服するシステム及び方法に対する、従来技術では考えられたことのない必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

1つの側面によれば、核スキャンの間、核スキャナ撮像野におけるアクセサリによりもたらされる核画像における減衰を訂正するための減衰訂正 (AC) マップテンプレートを生成するシステムが、上記アクセサリの核スキャンの間に取得される透過データから、アクセサリの AC マップテンプレートを生成し、上記 AC マップテンプレートをメモリに格納し、及び複数の異なるアクセサリの各々に関するユニークな AC マップテンプレートを

10

20

30

40

50

反復的に生成するプロセッサを含み、上記テンプレートが、オペレータによる呼び出し及び使用のため上記メモリにおけるテンプレートライブラリに格納される。

【 0 0 0 7 】

別の側面によれば、磁気共鳴 (MR) コイルに関する減衰訂正 (AC) マップテンプレートを生成する方法が、MRコイルに複数の基準マーカを付けるステップと、上記MRコイル及び基準マーカのスキャンデータを取得するステップと、上記基準マーカを用いて上記MRコイルのACマップテンプレートを生成するステップと、上記ACマップテンプレートを格納するステップとを含む。この方法は更に、複数の異なるアクセサリの各々に関するユニークなACマップテンプレートを反復的に生成するステップであって、上記ACマップテンプレートが、オペレータによる呼び出し及び使用のためメモリにおけるテンプレートライブラリに格納される、ステップを含む。

10

【 0 0 0 8 】

別の側面によれば、減衰訂正された核画像を生成する方法が、患者の周りに選択されたMRコイルを配置するステップと、上記患者及び上記コイルのMRスキャンデータを取得するステップと、上記MRスキャンデータをMR患者画像へと再構成するステップとを含む。この方法は更に、上記選択されたMRコイルに対応するACマップテンプレートをライブラリから取得するステップと、患者特有の減衰訂正 (AC) マップを生成するステップと、最終的なACマップを生成するため、上記ACマップテンプレート及び上記患者特有のACマップを結合するステップとを含む。更に、この方法は、上記患者及び上記選択されたMRコイルの核スキャンデータを取得するステップと、上記最終的なACマップを用いて、上記核スキャンデータにおける減衰を訂正するステップと、上記減衰訂正された核スキャンデータを核画像へと再構成するステップとを含む。

20

【 0 0 0 9 】

別の側面によれば、減衰訂正 (AC) マップテンプレートのライブラリが、データ記憶媒体に格納され、複数の磁気共鳴 (MR) コイルの各々に関する少なくとも1つの事前生成されたACマップテンプレートを含む。上記少なくとも1つのACマップテンプレートが、テンプレートが要求されるMRコイルを特定するコイル識別コードの入力に応じて、上記ライブラリから取得される。上記少なくとも1つのACマップテンプレートは、上記複数のコイルにおける各MRコイルの核スキャンの間に取得される透過データから生成される。

30

【 0 0 1 0 】

別の側面によれば、核スキャンデータにおける減衰を訂正するための患者減衰訂正 (AC) マップを調整する方法が、ACマップテンプレートが要求されるコイルを特定するコイル識別情報を受信するステップと、メモリに格納されるテンプレートライブラリから上記特定されたACマップテンプレートを取得するステップと、患者画像における患者の輪郭に従うよう上記ACマップテンプレートを適合させるステップとを含む。この方法は更に、最終的なACマップを生成するため、患者特有の減衰訂正 (AC) マップへと上記適合されたACマップテンプレートを挿入するステップと、上記患者の減衰訂正された核画像を生成するため、患者の核スキャンデータを再構成するとき、減衰を訂正するステップとを含む。

40

【 0 0 1 1 】

1つの利点は、MRコイルによりもたらされる減衰が訂正可能にされる点にある。

【 0 0 1 2 】

ある実施形態の別の利点は、MRコイルの減衰訂正 (AC) マップテンプレートを生成し、これを患者の体の輪郭へとモーフィングする点にある。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 CTスキャン情報を用いることの有無にかかわらず、透過スキャン情報を用いて柔軟又は剛性MRコイルに関する減衰マップテンプレートを生成するのを容易にするシステムを示す図である。

50

【図2】例えば、コイル装置の透過スキャンを実行するために使用されることができ、コイル装置の周りで回転する回転可能なガントリーに取り付けられる点源を備える核スキャナ（例えば、PETスキャナ）を示す図である。

【図3】CTデータを用いて又は複数の基準マーカが配置されるMRコイルの透過データを用いて生成される柔軟なMRコイルのACマップテンプレートを示す図であって、このテンプレートは、患者にフィットするよう調整されるコイルに関する最終的な（即ち変換された）患者ACマップを生成するため、ACマップテンプレートを患者のMR画像にモーフィングすることを容易にする、図である。

【図4】本書に説明される様々な側面に基づき、MRコイルACマップテンプレートが患者のMR画像にフィットされる態様の別の例を示す図である。

10

【図5】核画像（例えば、PET若しくはSPECT）における柔軟なMRコイル若しくはその一部、患者支持部、又は他のアクセサリが原因による減衰を訂正するためのMRベースの患者ACマップを生成するため、CT又は透過データを用いて生成されるACマップテンプレートを患者のMR画像に従わせる方法を示す図である。

【図6】基準マーカを用いることなく、核画像（例えば、PET又はSPECT）における減衰を訂正するためのMRベースの患者ACマップを生成するため、CT又は透過データを用いて生成されるACマップテンプレートを患者のMR画像に従わせる方法を示す図である。

【図7】3D画像表現を生成するために個別の又は共有された再構成プロセッサにより再構成される撮像データを生成する、例えばMR撮像デバイス、核スキャナ（例えば、PET又はSPECT）、CTスキャナ等の複数の撮像デバイスを含む例示的な病院システムを示す図である。

20

【図8】核画像を再構成するとき、テンプレートライブラリからコイルテンプレートを取得し、減衰訂正のためACマップを強調する方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下の詳細な記載を読み及び理解することにより、当業者であれば、本願発明の更に追加的な利点を理解するであろう。

【0015】

本発明は、様々な要素及び要素の配列の形式並びに様々なステップ及びステップの配列の形式を取ることができる。図面は、様々な側面を示すことのためだけにあり、本発明を限定するものとして解釈されるべきではない。

30

【0016】

本書に示される様々な特徴によれば、参照により本書に完全に含まれるJ. S. Karpらによる「Singles transmission in volume-imaging PET with a Cs-137 source」、Phys. Med. Biol., 40, pp 929-944、1995に説明されるような組み込み透過源を備えるPETシステムにおける透過スキャンを用いてテーブル及びコイルの減衰マップの生成を容易にするシステム及び方法が説明される。透過スキャンは、PETガンマエネルギー（511 keV）に非常に類似するエネルギーでのテーブル及びコイルにおける物質に関する減衰係数を提供する。この態様で、PET画像品質は大幅に改善され、テーブル及びコイルの減衰マップの生成が向上される。

40

【0017】

本書に記載されるシステム及び方法は、患者テーブル及びMRコイルに関する減衰マップを生成する問題を解決する。このマップは、CTスキャンを用いて生成するのが困難である。なぜなら、PET減衰は511 keVで測定されるのに対し、CTエネルギーは、40～120 keVの範囲にあるからである。古典的な変換手順は、MRテーブル及びコイルにおいて使用される物質に対して適用可能でない。例えば、金属は、CT画像における金属アーチファクトをもたらし、散乱及びビーム硬化といった他の問題が、テーブル及びコイルの正確なCT減衰マップの取得を妨げる。従って、本書において説明される透過スキャンを用いることは、511 keV（Ge-68を用いる）又は511 keVのPE

50

T減衰マップに非常に近い662keV(Cs-137を用いる)でのコイルの減衰マップを提供することを容易にする。こうして、この手法は、本書に記載される強化されたMR減衰マップを用いて再構成されるPET画像の画像品質を大幅に向上させることができる。記載されるシステム及び方法は、PETガントリー内部のMRコイルの使用も可能にする。これは、PET画像と正確に位置合わせされる診断品質MR画像データの生成をもたらす。

【0018】

上述のシステム及び方法により生成されるテンプレートライブラリは、減衰訂正を強化するためテンプレートが使用される医療スキャナ又は撮像デバイスのユーザへの配布のためデータ記憶媒体又はメモリに格納されることができる。例えば、テンプレートライブラリは、ユーザに送られる携帯型ストレージ媒体に格納されることができるか、又は中央サーバから(例えば病院等における)ユーザのネットワークにダウンロードされることができる。別の実施形態では、テンプレートライブラリ(又は、単一のテンプレート等)は、テンプレートがライブラリに存在するコイルの購入に応じてユーザに提供される。即ち、ユーザが特定のコイルを購入するとき、このコイルに関するACマップテンプレートもユーザに提供される。ユーザは、その後本書において説明される方法に基づきコイルを構成し、核スキャンデータを核画像へと再構成するときの減衰を訂正するために使用される最終的なACマップを生成するため、患者に特有なACマップへとこの構成されたテンプレートを挿入する。

【0019】

図1は、CTスキャン情報を用いることの有無にかかわらず、透過スキャン情報を用いて柔軟又は剛性MRコイルに関する減衰マップテンプレートを生成することを容易にするシステム10を示す。システム10は、MRスキャナ12、及び例えばPETスキャナ、単光子放出コンピュータ断層撮影(SPECT)スキャナ、これらの変形等といった核スキャナ14を含む。1つ又は複数の減衰マップテンプレートを形成するのに使用される透過データを提供するため、点源16が核スキャナに配置される。オプションで、例えばMRコイル及び/又は患者支持テーブルといった減衰をもたらすアイテムに関する追加的なデータを提供するため、CTスキャナ18がシステム10に含まれる。

【0020】

1つ又は複数のプロセッサ20は、本書に説明される様々な機能を実行するため、データ記憶媒体又はメモリ22に格納されるコンピュータ実行可能な命令及び/又はアルゴリズムを実行する。メモリ22は、(例えばMRスキャンの間取得される)生のMRデータをMR画像データ28へと再構成するためにプロセッサにより実行される1つ又は複数のMR再構成アルゴリズム26だけでなく、この生のMRデータ24も格納する。生の核データ30は、核スキャンの間取得され、メモリに格納される。MR及び核データは、ある実施形態では同時に取得され、別の実施形態では、それらは順次的に取得される。プロセッサは、生の核データを核画像データ34へと再構成するために、1つ又は複数の核再構成アルゴリズム32を実行する。追加的に、メモリは取得されるCT画像データ36を格納し、生のCTデータをCT画像データ40へと再構成するとき、プロセッサは1つ又は複数のCT再構成アルゴリズム38を実行する。プロセッサ20は、単一のプロセッサとすることができるか、又は複数の専用プロセッサ(例えば、データプロセッサ、再構成プロセッサ等)を有することができる点を理解されたい。

【0021】

メモリ22は更に、本書では透過データと呼ばれる点源データ42を格納する。これは、点源16が使用される核スキャンの間に生成されるデータである。1つ又は複数の対象物(又は患者)に特有な減衰訂正(AC)マップ44が、メモリに格納され、減衰を訂正するため核画像を再構成するとき使用される。ある実施形態において、対象物のACマップは、MR画像データ28から少なくとも部分的に生成される。

【0022】

テンプレートライブラリ46は、核スキャナの撮像野に導入されることができるMRコ

10

20

30

40

50

イル、患者テーブル、他のアクセサリ等に関する透過データ42を用いて生成される1つ又は複数のアクセサリACマップテンプレートを格納する。アクセサリテンプレートは、対象物特有のACマップ(s)44と組み合わせられる。

【0023】

ある実施形態において、対象物特有のACマップ44は、(例えば、PET画像における減衰訂正のための)PET ACマップであり、MR画像データを用いて得られる。例えば、患者のMR画像が全身MRコイルを用いて生み出される。患者の体の輪郭及び他の内部器官境界が確立され、MR画像はプロセッサ20によりセグメント化される。肺、軟組織、骨等のPET放射線減衰値が、患者に関する減衰マップを作成するため割り当てられる。同じ患者の高分解能MR画像が、RFコイルを用いて生み出される。生の核スキャンデータ30を取得するため、同じ患者の核画像データが、撮像野におけるMRコイルを用いて生み出される。取得の前に作成された、コイルの事前生成ACテンプレートが、テンプレートライブラリ46から取得され、そのコイルを用いるすべてのスキャンデータ取得に関して使用される。テンプレートは、完全な又は組み合わされたACマップを生成するため、対象物特有のACマップ44と組み合わせられる。生のPETデータ30は、完全な又は組み合わされたACマップを用いて再構成される。

10

【0024】

別の実施形態では、対象物特有のACマップ44は、(例えば、SPECT画像における減衰訂正のための)SPECT ACマップであり、MR画像データを用いて得られる。例えば、患者のMR画像が、全身MRコイルを用いて生み出される。患者の体の輪郭及び他の内部器官境界が確立され、MR画像はプロセッサ20によりセグメント化される。肺、軟組織、骨等のSPECT放射線減衰値が、患者に関する減衰マップを作成するため割り当てられる。同じ患者の高分解能MR画像が、RFコイルを用いて生み出される。生の核スキャンデータ30を取得するため、同じ患者の核画像データが、撮像野におけるMRコイルを用いて生み出される。取得の前に作成された、コイルの事前生成ACテンプレートが、テンプレートライブラリ46から取得され、そのコイルを用いるすべてのスキャンデータ取得に関して使用される。テンプレートは、完全な又は組み合わされたACマップを生成するため、対象物特有のACマップ44と組み合わせられる。生のSPECTデータ30は、完全な又は組み合わされたACマップを用いて再構成される。

20

【0025】

テンプレート生成に関して、患者支持テーブル及び/又はコイル又は他のアクセサリは、透過源16(例えば、Ge-68又はCs-137)を備える核スキャナ14(例えば、PET又はSPECT)内部で撮像される。透過画像48は、既知のアルゴリズムを用いて再構成され、アクセサリテンプレートとして直接用いられることができる。

30

【0026】

代替的に、テンプレートは、以下の態様で生成されることができる。透過画像のグローバルヒストグラムが生成され、コイル又は他のアクセサリのセグメントが特定される。平均線形減衰係数(LAC)値が、ヒストグラムの分布から決定される。コイル又は他のアクセサリは、高分解能CTスキャンを用いて撮像される。CT画像は、セグメント化され、コイルに関するテンプレートを作成するためヒストグラムの分布から決定される計算されたLAC値を割り当てられる。図2は、コイル又は他のアクセサリ62の周りで回転する回転可能なガントリー60に取り付けられる点源16を備える核スキャナ14(例えば、PETスキャナ、SPECTスキャナ等)を示す。この点源は、例えば、コイル又は他のアクセサリの透過スキャンを実行するために使用されることができる。例におけるアクセサリは、a、b及びcというラベルの付いた3つの要素を含む。ある実施形態において、要素aは局所RFコイルであり、要素bは平面RFコイルであり、要素cは患者支持テーブルである。3つの要素の線形減衰係数(LAC)値は、透過スキャンの間に生成される透過マップから推定され、 μ_a 、 μ_b 、 μ_c という3つの個別のLAC値を割り当てられる。これらの値は、アクセサリ62のセグメント化された減衰マップを作成するのに用いられ、ライブラリに予め格納されることができ、このアクセサリが関与するすべての再

40

50

構成に用いられることができる。セグメント化は、コイルの高分解能CT画像に関して実行されることができる。

【0027】

透過源16（例えば、Ge-68又はCs-137）測定は、MRテーブル、コイル及び他のアクセサリの減衰マップを生成するために使用される。透過画像は通常、低い統計及び分解能という共通の欠点を持つ。しかしながら、高い統計は長い透過スキャンを実行することにより得られることができる。なぜなら、テーブル及びコイルの減衰マップは一度だけ作成される必要があり、すべてのPET（又は、SPECT）再構成に関して用いられることができるからである。この手法の利点は、511keVでのテーブル及びコイルの物質の減衰値の正確な決定が可能である点にある。これは、CTスキャンを用いては困難なことである。異なるMRコイルを用いる研究から、CTスキャンを用いて得られるコイルの減衰マップを用いて構成されるPET（又は、SPECT）画像は通常、減衰に関する過剰訂正の対象となる場合があることが観測された。この欠点は、開示されるシステム及び方法により解決される。

10

【0028】

図3は、CTデータ又は柔軟なMRコイルの透過データを用いて生成される、柔軟なMRコイル72のACマップテンプレート70を示す。MR画像76に示されるように患者の表面形状を整合させるため、患者を撮像する構成へとACマップテンプレート70をモーフィングすることを容易にするよう、複数のMR画像基準マーカ74がその上に配置される。例えば、ACマップテンプレートは、複数のMRコイルの各々に関して事前に生成される。特定のMRコイルが、患者上で使用されることになるとき、そのACマップテンプレートは選択され、患者のMRスキャンにおけるMR基準マーカとの位置合わせのためモーフィングされる。これによりコイルの形状は、患者の輪郭に従うよう調整される。

20

【0029】

ある実施形態によれば、基準マーカ74はコイル72に付けられる。このコイルは、基準マーカが見える及び特定されるACマップテンプレートを生成するため、透過源又はCTスキャナ18（図1）を持つPET（又はSPECT）スキャナ（例えば、図1又は図2の核スキャナ14）を用いてその後スキャンされる。後続のPET（又は、SPECT）及びMR研究において、コイルは、MR撮影装置（図1）を用いて患者と共にスキャンされる。ここで、基準マーカは、MR画像76においても見える（しかしコイルは見えない）。MR画像76における基準マーカは、最終的な患者ACマップを生成するため、（例えば、弾性画像レジストレーション等を用いて）ACマップテンプレート70におけるマーカと位置合わせされる。

30

【0030】

こうして、基準マーカは、柔軟なコイルに付けられ、MR画像は、マーカの位置を示し、柔軟なコイル72のACマップテンプレート70は、基準マーカを用いてMR画像76と位置合わせされ、その後患者特有の減衰マップへと結合される。この態様で、減衰訂正は、柔軟なMRコイル及び/又は撮像領域に配置されることができる他の剛性MRコイル又は他のアクセサリの非剛性部分に関して容易にされる。

【0031】

ある実施態様において、ACマップテンプレートは、位置合わせされ、軸方向及び横方向において揃えられる。垂直方向は、テーブル長から分かる。唯一の残りの変数は、体上の柔軟なコイルの形状である。この変数は、コイルテンプレートを体の輪郭に対して弾性的に変換するため基準マーカを位置合わせすることにより確認される。

40

【0032】

図4は、本書に説明される様々な側面に基づき、MRコイルACマップテンプレート72が患者にフィットされる態様の別の例を示す。例えば、ステップ80において、患者の表面76'を定めるため、エッジ検出技術又はアルゴリズムが患者又は関心ボリュームのMR画像76上で実行される。柔軟なコイルの内側表面は、体の輪郭76'に従わせることで整合又は変換される。

50

【 0 0 3 3 】

ある実施態様において、コイルは、ACマップテンプレート72を生成するため、透過源を持つCT又はPET（又は、SPECT）システムを用いてスキャンされる。後に、MRスキャンは、回りにMRコイルが配置される患者に対して実行される。患者の体の輪郭が、特定され、エッジ検出技術を用いてコイルの内側表面と同じであるよう設定される。ACマップテンプレートの内側表面は、患者の体の輪郭へとモーフィングされ又は従わされ、このモーフィングされたテンプレートが、最終的な患者減衰マップに挿入される。

【 0 0 3 4 】

図5は、核画像（例えば、PET又はSPECT）における柔軟なMRコイル若しくはその一部、患者支持部、又は他のアクセサリが原因による減衰を訂正するためのMRベースの患者ACマップを生成するため、CT又は透過データを用いて変形可能なACマップテンプレートを生成し、患者のMR画像に従わせる方法を示す。MRベースの患者ACマップは、1つ又は複数の既知の技術を用いて生成される。

10

【 0 0 3 5 】

ステップ90において、基準マーカが、MRコイル又は他のアクセサリに付けられる。ステップ92において、MRコイルは、CT、透過源（例えば、点源）を持つ核スキャナ（PET又はSPECT）等を用いてスキャンされる。ステップ94において、CT又は透過データから、このコイルに関するACマップテンプレートが生成される。ステップ90、92及び94が、ACマップテンプレートの患者MR画像への適合に先立ってうまく実行されることができると理解されたい。例えば、MRコイルの各タイプ及び/又はサイズの製造業者は、前もってコイルをスキャンすることができ、コイルと共に販売されるACマップテンプレートを生成することができる。患者がMR及び核スキャンを必要とするとき、ACマップテンプレートは、核スキャンの間、MRコイルによりもたらされる減衰を訂正するのに使用するためライブラリから呼び出される。

20

【 0 0 3 6 】

ステップ96において、基準マーカの付いたコイルが、患者の周りに配置され、MRスキャンが実行される。ステップ98において、ACマップテンプレートにおける基準マーカが、患者のMR画像における基準マーカに位置合わせされる。これは、ACマップテンプレートが患者画像に従う又はモーフィングすることをもたらす。位置合わせは、技師若しくはオペレータにより手動で、又は（例えば、メモリに格納され、プロセッサにより実行される）コンピュータ実行可能なアルゴリズム若しくは技術により、半自動的又は自動的に実行されることができると理解されたい。

30

【 0 0 3 7 】

ステップ100において、最終的な患者ACマップを生成するため、モーフィングされたACマップテンプレートが、核画像データにおける減衰を訂正するよう患者特有のACマップに挿入される（例えばオーバーレイされる等）。ステップ102において、取得された核スキャンデータを患者の核画像へと再構成するとき、最終的なACマップが、核スキャンデータにおける減衰を訂正するために使用される。

【 0 0 3 8 】

図6は、CT又は透過データを用いて生成されるACマップテンプレートを、核画像（例えば、PET又はSPECT）における減衰を訂正するためのMRベースの患者ACマップを生成するよう、基準マーカを使用することなしに、患者のMR画像に従わせる方法を示す。ステップ110において、柔軟なMRコイルは、CTスキャナ又は透過源（例えば、点源）を持つ核スキャナ（PET又はSPECT）を用いてスキャンされる。ステップ112において、CT又は透過データから、このコイルに関するACマップテンプレートが生成される。図5のステップ90、92及び94に関して説明されるように、ステップ110及び112が、ACマップテンプレートの患者MR画像への適合に先立ってうまく実行されることができると理解されたい。

40

【 0 0 3 9 】

ステップ114において、コイルは患者の周りに配置され、MRスキャンが実行される

50

。ステップ116において、患者の体の輪郭がMR画像において特定される。ステップ118において、コイルの内側表面が、ACマップテンプレートにおいて特定される。例えば、体の輪郭及び/又はコイルの内側表面の検出が、従来技術において知られるエッジ検出技術を用いて実行されることが可能である。ステップ120において、コイルの内側表面は、患者画像へとテンプレートを調整又はモーフィングするために、体の輪郭と位置合わせされる。ステップ122において、モーフィングされたACマップテンプレートは、最終的な患者ACマップを生成するため、核画像における減衰を訂正するためのACマップに挿入される(例えばオーバーレイされる等)。ステップ124において、取得された核スキャンデータを患者の核画像へと再構成するとき、最終的なACマップが、核スキャンデータにおける減衰を訂正するために使用される。

10

【0040】

図7を参照すると、例示的な病院システム150は、例えばMR撮像デバイス12、核スキャナ14(例えば、PET又はSPECT)、CTスキャナ18等の複数の撮像デバイスを含むことができる。これらは、3D画像表現を生成するために個別の又は共有された再構成プロセッサ152により再構成される撮像データを生成する。画像表現は、中央メモリ156又はローカルメモリ158へとネットワーク154を介して通信される。

【0041】

ネットワークに接続されるステーション160において、オペレータは、中央メモリ156と局所メモリ158とに対して又はこれらの中で、選択された3DACマップテンプレートを動かすため、ユーザインタフェース170を用いる。ビデオプロセッサ166は、選択されたMRコイルに関する選択されたACマップテンプレートをディスプレイ168の第1のビューポート172₁に表示する。(例えば、患者及びMRコイルの)患者MR画像は、第2のビューポート172₂に表示される。第3のビューポート172₃は、ACマップテンプレート及びMR画像のオーバーレイを表示することができる。例えば、ユーザは、MR画像における対応するにマーカに対して、コイルACマップテンプレートにおける基準マーカを位置合わせすることが許可されることが可能である。例えば、オペレータは、インタフェース170を介して、MR画像における基準マーカに対応するテンプレートにおける基準マーカを(例えば、マウス、スタイラス又は他の適切なユーザ入力デバイスを用いて)選択する。代替的に、基準マーカは、メモリ22に格納され、プロセッサ20及び/又は166により実行されるプログラムにより自動的に揃えられることができる。その後ユーザインタフェース170においてプロセッサ20(図1)は、揃えられた基準マーカを用いて、MR画像における患者の形状へとACマップテンプレートにおけるコイルの形状を従わせるため、ワーピング又はモーフィングアルゴリズムを実行する。

20

30

【0042】

別の実施形態では、プロセッサ20は、MR画像における患者の輪郭を特定するためエッジ検出アルゴリズムを実行し、ACマップテンプレートにおけるコイルの内部表面を特定された輪郭へと揃える。

【0043】

モーフィングされたテンプレートは、減衰訂正された核画像を再構成するために使用される精練された減衰マップを生成するため、患者のMRスキャンの間を取得されるMRデータから生成されるMR減衰マップへと挿入される。この画像は、他の用途でも用いられることができる。例えば、治療計画ステーション180が、治療セッションを計画するために、減衰訂正されたPET画像を用いることができる。一旦オペレータが満足するよう計画されると、計画された治療は、自動的な手順に適している場合、計画されたセッションを実現する治療デバイス182へと移されることが可能である。他のステーションは、様々な他の計画処理において減衰訂正されたPET画像を用いることができる。

40

【0044】

別の実施形態では、ビューポート172₃に表示されるオーバーレイが、MR画像に対するコイルACマップテンプレートを重み付けするよう調整可能である。逆もまた同じである。例えば、機械的であるか、又はディスプレイ168に示され、入力デバイスで操作さ

50

れることができるスライダバー又はノブ（図示省略）が、MR画像又はACマップテンプレートの重みを変化させるよう調整されることができる。1つの例において、オペレータは、MR及びACマップテンプレート画像データの複数の及び/又は連続的な組合せを介して、（ビューポート172₂に示される）純粋なMR画像データから（ビューポート172₁に示される）純粋なACマップテンプレート画像データへとビューポート172₃における画像を調整することができる。例えば、ACマップテンプレート画像データに対するMR画像データの比率は、0：1から1：0まで離散的又は連続的に調整されることができる。別のオプションとして、MR画像はグレイスケールにおいて表示されることができ、ACマップテンプレート画像はカラー化されることができる。逆もまた同じである。MR画像における基準マーカは、ACマップテンプレート画像を対象物に関連付けるのに役立つ。

10

【0045】

上述されたシステム及び方法は、例えば、核検出器（例えば、PET又はSPECT）の撮像野において、MRテーブル及びコイルを備えるハイブリッド撮像システムにおいて用いられることができる。

【0046】

テンプレートは、テンプレートライブラリ46（図1）に格納される。これは、ある実施形態では、携帯型データ記憶媒体又はメモリ（例えば、CD、フラッシュドライブ、メモリスティック、メモリカード又は他の適切な携帯型ストレージ媒体）に格納される。格納されたライブラリは、核画像における減衰を訂正するのに使用する購入者又はオペレータに提供される。

20

【0047】

別の実施形態では、テンプレートライブラリは、サーバのメモリに格納され、核画像における減衰を訂正するのに使用するため、クライアント側のメモリ（例えば、中央メモリ156）へとユーザ又は購入者によりダウンロード可能である。

【0048】

一旦ユーザが中央メモリ156へとテンプレートライブラリをダウンロード及び/又はインストールすると、本書に記載されるように、このライブラリは最終的なACマップ生成、減衰訂正等を容易にするため、ネットワークを介してアクセスされることができる。例えば、オペレータは、ユーザインタフェース170を用いてコイル識別コードを入力することができ、プロセッサ20は、中央メモリ156から対応するコイルテンプレートを取得する。このテンプレートは、本書に説明されるように、核画像を再構成するとき減衰を訂正するための最終的なACマップを生成するのに用いられる。この例によれば、複数のワークステーション又はユーザインタフェースは、特有の患者に関する必要に応じて、又はテンプレートがライブラリに提供されるコイルを使用する撮像セッションに関する必要に応じて、テンプレートライブラリにアクセスすることができる。

30

【0049】

別の実施形態では、テンプレートライブラリは、既存の又は以前に購入されたスキャナ及び/又は撮像デバイスに関するアップグレードパッケージとして、ダウンロードを介して、及び/又はテンプレートが事前に生成され、ライブラリに格納された1つ又は複数のコイルの購入に応じて、ユーザに提供される。

40

【0050】

図8は、テンプレートライブラリからコイルACマップテンプレートを取得し、核画像を再構成するとき減衰を訂正するためのACマップを強化する方法を示す。ステップ200において、コイル識別情報が入力として受信される。コイル識別情報は、コイル識別コードとすることができる。ここで、各コイルは、ユニークな識別コード（数、アルファベット、英数字等）を持つ。このコードは、テンプレートが要求されるコイルを特定するためユーザにより入力される。別の例において、コイル識別情報は、（例えば、マウス、キーボード、ディレクショナルアロー、スタイラス等を用いて）ユーザインタフェースにおけるコイルのアイコン又は画像を選択することによりユーザにより入力される。一旦コイ

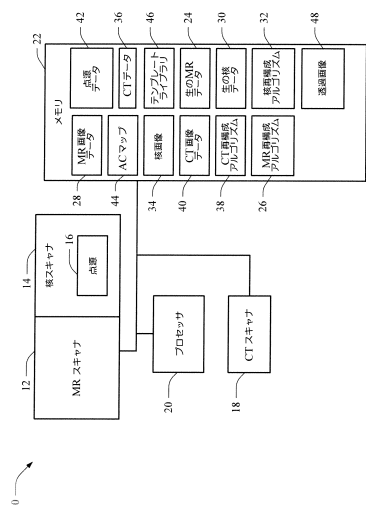
50

ル識別情報が受信されると、ステップ202において、特定されたコイルに関するテンプレートがテンプレートライブラリから取得される。ステップ204において、コイルテンプレートは、(例えば、図5及び図6に関してそれぞれ説明される基準マーカ技術又はエッジ検出技術を用いて)患者の輪郭に従うようモーフィングされる。ステップ206において、調整されたACマップテンプレートは、最終的なACマップを生成するため、患者ACマップに挿入される。ステップ208において、減衰訂正は、核画像(例えば、PET又はSPECT)への核スキャンデータの再構成の間、最終的なACマップを用いて実行される。

【0051】

本発明は、複数の実施形態を参照して説明されてきた。上記の詳細な説明を読み及び理解すると、第三者は、修正及び変更を思いつうことができる。それらの修正及び変更が添付の特許請求の範囲又はその均等物の範囲内にある限り、本発明は、すべての斯かる修正及び変更を含むものとして構築されることが意図される。

【図1】



【図2】

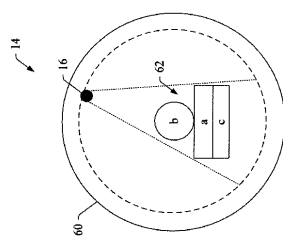


FIG. 2

【図3】

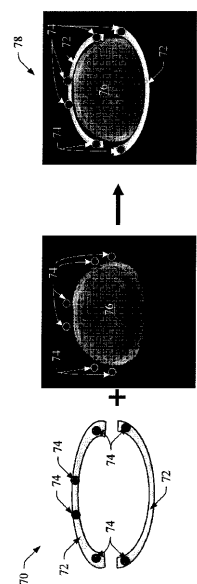
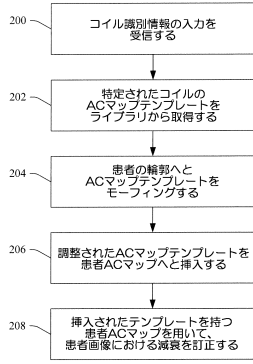


FIG. 3

【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 フ ジキアン
 アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード
- (72)発明者 トゥン キ - ファ
 アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード
- (72)発明者 グオ ティアンルイ
 アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード
- (72)発明者 カステ ジェフリー
 アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 4 3 クリーヴランド 5 9 5 マイナー ロード

審査官 南川 泰裕

- (56)参考文献 国際公開第2008/135873(WO, A1)
 特開平06-308243(JP, A)
 特開平03-059488(JP, A)
 特開平09-152484(JP, A)
 米国特許第7218112(US, B2)
 米国特許第7522952(US, B2)
 Heinz-Peter W. Schlemmer ; Bernd J. Pichler ; Matthias Schmand ; Ziad Burbar ; Christian Michel ; Ralf Ladebeck ; Kirstin Jattke ; David Townsend ; Claude Nahmias ; Pradeep K. Jacob ; Wolf-Dieter Heiss ; Claus D. Claussen , Simultaneous MR/PET Imaging of the Human Brain: Feasibility Study , Radiology , 米国 , Radiological Society of North America , 2008年 9月 , Vol.248, Num.3 , pp.1028-1035

- (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)
 G01T 1/00 - 7/12
 A61B 5/055
 A61B 6/00 - 6/14