

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5741980号
(P5741980)

(45) 発行日 平成27年7月1日(2015.7.1)

(24) 登録日 平成27年5月15日(2015.5.15)

(51) Int. Cl.		F I			
G O 1 T	1/161	(2006.01)	G O 1 T	1/161	D
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 8 0
			A 6 1 B	5/05	3 9 0

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-508025 (P2014-508025)	(73) 特許権者	301032942
(86) (22) 出願日	平成25年3月28日 (2013.3.28)		国立研究開発法人放射線医学総合研究所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/059235		千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(87) 国際公開番号	W02013/147013	(73) 特許権者	000001993
(87) 国際公開日	平成25年10月3日 (2013.10.3)		株式会社島津製作所
審査請求日	平成26年3月27日 (2014.3.27)		京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(31) 優先権主張番号	特願2012-74906 (P2012-74906)	(74) 代理人	100080458
(32) 優先日	平成24年3月28日 (2012.3.28)		弁理士 高矢 諭
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100076129
			弁理士 松山 圭佑
		(74) 代理人	100089015
			弁理士 牧野 剛博
		(72) 発明者	山谷 泰賀
			千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
			独立行政法人放射線医学総合研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR画像からのPET吸収補正画像生成方法及びコンピュータプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

MR画像からPET吸収補正画像を生成する際に、

MRIで撮像したMR画像を、画素値により領域分割し、放射線の線減弱係数が均一とみなせる領域の放射線吸収補正值は既存の放射線吸収補正值テーブルを参照し、放射線の線減弱係数が異なる複数の組織を含む領域の放射線吸収補正值は標準画像を参照して求めることを特徴とするMR画像からのPET吸収補正画像生成方法。

【請求項2】

前記標準画像を参照する際に、標準画像を被検者のMR画像に合わせて変形することを特徴とする請求項1に記載のMR画像からのPET吸収補正画像生成方法。

【請求項3】

前記標準画像の参照を、体組織全体の画像又は体組織の一部の画像により行うことを特徴とする請求項2に記載のMR画像からのPET吸収補正画像生成方法。

【請求項4】

前記標準画像が、PET吸収補正画像又はCT画像又はUTE画像であることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載のMR画像からのPET吸収補正画像生成方法。

【請求項5】

前記MR画像と標準画像の分解能を合わせることを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載のMR画像からのPET吸収補正画像生成方法。

【請求項6】

10

20

前記放射線吸収補正值テーブルと標準画像の少なくともいずれか一方を、被験者の個人情報をもとに改変することを特徴とする請求項 1 及至 5 のいずれかに記載の M R 画像からの P E T 吸収補正画像生成方法。

【請求項 7】

前記放射線吸収補正值テーブルと標準画像の少なくともいずれか一方は、被験者本人の放射線吸収補正值あるいは P E T 吸収補正画像又は C T 画像又は U T E 画像を繰り返し使うことを特徴とする請求項 1 及至 5 のいずれかに記載の M R 画像からの P E T 吸収補正画像生成方法。

【請求項 8】

コンピュータに、請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の方法を実行させるためのコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、M R 画像からの P E T 吸収補正画像生成方法及びコンピュータプログラムに係り、特に、M R 画像から P E T 吸収補正画像を生成する際に、高精度な P E T 吸収補正画像が作成可能な、M R 画像からの P E T 吸収補正画像生成方法、及び、この方法を実行させるためのコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、X 線 C T (computed tomography) や M R I (magnetic resonance imaging) などの低侵襲で人体内部を観察できる検査装置が広く普及し、医療診断に大きく貢献をしている。これらの装置は主に生体の組織構造を断層像やボリュームデータとして可視化した形態画像を提供する。これに対し、P E T (positron emission tomography) や S P E C T (single photon emission CT) に代表される核医学イメージングは、ブドウ糖消費量、局所血流量、酸素消費量、神経伝達物質の受容体分布などの生理学的機能情報を定量的に可視化した機能画像を提供する装置であり、近年の癌、痴呆症、動脈硬化性疾患などの疾病の増加とともに、研究や臨床での普及が進んでいる。さらに、P E T は生体分子の挙動を画像化する分子イメージング研究を推進する有力な手法として注目されている。

【0003】

近年、P E T と X 線 C T が同時に撮影可能な P E T / C T が開発され、臨床の場に普及している。これにより、生体機能と体内組織を照らし合わせた診断が可能となった。例えば、P E T による癌の診断では、腫瘍部分のみが高信号で出力されるため、腫瘍がどの臓器にあるかがわかりにくい場合がある。そこで、臓器の形態を見ることに優れた X 線 C T との重ね合わせが役立つ。

【0004】

最近では、X 線 C T と組み合わせるのではなく、M R I と組み合わせて診断する P E T / M R I が注目されている。M R I は高い空間分解能で生体をみることができのみならず、X 線 C T より軟部組織のコントラストに優れていること、血行動態のイメージングや M R 分光法による代謝産物濃度測定といった機能画像を取得できるといった特長を有する。また、P E T / M R I は P E T / C T で課題とされている被曝を回避できるなど、多くの利点があるため実現に多くの期待が寄せられている(非特許文献 1 参照)。

【0005】

P E T 装置は放射性薬剤から放出される消滅放射線が検出器に到達することから情報を得ている。P E T 画像再構成の際、180度方向に放出される消滅放射線検出データを使用するが、この消滅放射線は体の様々な組織を通して検出器に到達するまでの間に吸収を受ける。そのため、被検体の深部では大きく定量性が乱れてしまう。定量的な薬剤分布を得るためには消滅放射線の吸収を補正する必要がある。従来の P E T 画像再構成における吸収補正に必要な放射線吸収画像(μ マップ)の作成は、P E T のデータ収集とは別の図 1

10

20

30

40

50

に例示するような、被検体 10 の周りに線源 12 を回転させながら検出器 14 で検出する透過計測（トランスミッションスキャンと称する）に基づいて行われている（特許文献 1～3 参照）。また、PET/CT での減弱補正は、上記のトランスミッションスキャンを行うことなく、X 線 CT 画像から μ マップに変換することが日常的に行われている。

【0006】

一方、MRI は組織のプロトン（水素原子核）から得られる信号を収集するため、直接的に各組織の放射線吸収率を得ることができず、現在の PET/MRI の設計概念には、X 線 CT と同様の透過線源は含まれていないため、トランスミッションスキャンに代わる μ マップの作成法が必要となる。

【0007】

そこで、これまでに MR 画像を使用した μ マップの作成法として、図 2 に例示する如く、MR 画像 m を組織毎、例えば高信号領域（軟組織）、中信号領域（水）、低信号領域（空気・骨）に領域分割し、組織固有の μ 値を代入して μ マップを作成する領域分割法（非特許文献 2、3、4 参照）と、図 3 に例示する如く、標準画像（標準 MR 画像 m_s や標準 μ マップ μ_s ）を患者の MR 画像 m に合うようにアフィン変換等を用いて変形する標準画像参照法（非特許文献 5、6 参照）が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開 2005 - 283421 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 284346 号公報

【特許文献 3】特開 2008 - 22930 号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献 1】Bernd Pichler, Bernhard Scholkopf and Thomas Beyer Matthias Hofmann, "Towards quantitative PET/MRI: a review of MR-based attenuation correction techniques," EUROPEAN JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE AND MOLECULAR IMAGING, vol. 36 (Supplement 1), pp. 93-104, Mar. 2009.

【非特許文献 2】E. RotaKops, P. Qin, M. Mueller-Veggian, and H. Herzog, "Attenuation Correction of PET Scanning Based on MR Images," Nucl. Sci. Symp. & Med. Imaging Conference, 10-11 2006.

【非特許文献 3】E. Rota Kops and H. Herzog, "Towards an MRI based attenuation correction for brain MR-PET," 2007 BrainPET Conference, May 2007.

【非特許文献 4】H. Zaidi, M.-L. Montandon, and D. O. Slosman, "Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in threedimensional brain positron emission tomography," Med. Phys., vol. 30, pp. 937-948, 2003.

【非特許文献 5】Marie-Louise Montandon and Habib Zaidi, "Atlas-guided non-uniform attenuation correction in cerebral 3D PET imaging," Neuroimage, vol. 25, no. 1, pp. 278-286, Mar. 2005.

【非特許文献 6】Marie-Louise Montandon and Habib Zaidi, "Quantitative analysis of template-based attenuation compensation in 3D brain PET," Computerized Medical Imaging and Graphics, vol. 31, pp. 28-38, Jan. 2007.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、前者の領域分割法は、図 2 中に例示した如く、 μ 値が大きく異なる組織（例の場合では骨と空気）が、MR 画像では共に低信号であるため区別できないという問題点がある。また、軟組織と同等の μ 値を持つ血液も空気や骨と区別できないことがある。

【0011】

10

20

30

40

50

一方後者の標準画像参照法は、図3中に例示した如く、個人差や、占拠性病変（癌、膿瘍など）や臓器欠損などの病変部には対応できないという問題点を有していた。

【0012】

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、 μ 値が大きく異なる組織を区別することが可能で、個人差や、占拠性病変（癌、膿瘍など）や臓器欠損などの病変部にも対応できるPET吸収補正画像を生成することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、MR画像からPET吸収補正画像を生成する際に、MRIで撮像したMR画像を、画素値により領域分割し、放射線の線減弱係数が均一とみなせる領域の放射線吸収補正值は既存の放射線吸収補正值テーブルを参照して求め、放射線の線減弱係数が異なる複数の組織を含む領域の放射線吸収補正值は標準画像を参照して求めることにより前記課題を解決したものである。

10

【0014】

ここで、前記標準画像を参照する際に、標準画像を被検者のMR画像に合わせて変形することができる。

【0015】

又、前記標準画像の参照を、体組織全体の画像又は体組織の一部の組織の画像により行うことができる。

【0016】

20

又、前記標準画像を、PET吸収補正画像又はCT画像又はUTE画像とすることができる。ここでUTE画像とは、超短エコー時間(Ultra short TE)で撮像したMRI画像をもとに作成可能な、骨が高信号値を呈する画像である。

【0017】

又、前記MR画像と標準画像の分解能を合わせることができる。

【0018】

又、前記放射線吸収補正值テーブルと標準画像の少なくともいずれか一方は、被験者の個人情報(DNA、年齢、性別、身長、体重、出身地、居住地、病歴)をもとに改変できる。

【0019】

30

又、前記放射線吸収補正值テーブルと標準画像の少なくともいずれか一方は、被験者本人の放射線吸収補正值あるいはPET吸収補正画像又はCT画像又はUTE画像を繰り返し使うこともできる。

【0020】

本発明は、又、コンピュータに、前記いずれかに記載の方法を実行させるためのコンピュータプログラムを提供するものである。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、MR画像の画素値を参照して放射線吸収補正值(μ 値とも称する)の違いを区別できる領域(例えば高信号領域である軟組織と中信号領域である水)には領域分割法により組織固有の μ 値を代入し、MR画像の画素値では区別できない領域(例えば骨と空気を含む低信号領域)には標準画像参照法により標準画像を参照して μ 値を求めるようにしたので、MR画像の画素値では区別できない領域に正確な μ 値を割り当てながら、個人差や脳の欠損部分などの病変部にも対応することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】従来のトランスミッション法の概略を示す図

【図2】同じく領域分割法を示す図

【図3】同じく標準画像参照法を示す図

50

【図4】本発明の第1実施形態の処理手順を示す流れ図

【図5】同じく画像の例を示す図

【図6】本発明の第2実施形態の処理手順を示す流れ図

【図7】本発明の第3実施形態の処理手順を示す流れ図

【図8】本発明の第4実施形態の処理手順を示す流れ図

【図9】本発明の第5実施形態の処理手順を示す流れ図

【図10】本発明の第6実施形態の処理手順を示す流れ図

【図11】第4～第6実施形態により分解能の差を考慮した場合の μ マップの例を比較して示す図

【図12】本発明の第7実施形態の処理手順を示す流れ図

10

【図13】本発明の第8実施形態の処理手順を示す流れ図

【図14】本発明の第9実施形態の処理手順を示す流れ図

【図15】本発明の第10実施形態の処理手順を示す流れ図

【図16】第10実施形態で骨と空気の領域に分類する様子を示す図

【図17】本発明の第11実施形態の処理手順を示す流れ図

【図18】擬似副鼻腔炎に対する従来法と本発明法による処理結果を比較して示す図

【図19】本発明の第12実施形態の処理手順を示す流れ図

【図20】本発明の第13実施形態の処理手順を示す流れ図

【図21】本発明の第14実施形態の処理手順を示す流れ図

【図22】本発明の第15実施形態の処理手順を示す流れ図

20

【図23】本発明の第16実施形態の処理手順を示す流れ図

【図24】本発明の第17実施形態の処理手順を示す流れ図

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0024】

本発明の第1実施形態は、図4に示す様な手順で実施される。

【0025】

即ち、まずステップS100で、従来の領域分割法と同様にMR画像mを取得する。

【0026】

30

次いで、ステップS110で、MR画像の画素値に基づいて、図5に例示する如く、例えば軟組織に対応する高信号領域、水に対応する中信号領域、空気と骨に対応する低信号領域に分割する。

【0027】

次いで、ステップS120で、各信号領域について、それが線減弱係数の異なる複数の組織を含む領域であるか否かを判定する。判定結果が否であり、例えば軟組織に対応する高信号領域、又は、水に対応する中信号領域であると判定されるときには、高信号領域に軟組織の線減弱係数（例えば $\mu = 0.095$ ）、中信号領域に水の線減弱係数（例えば $\mu = 0.097$ ）を割り当てる。

【0028】

40

一方、ステップS200で、図3に示した従来の標準画像参照法と同様に、標準MR画像 m_s と標準線減弱画像 μ_s のデータベース20を用いて、ステップS100で取得したMR画像mの位置合わせを行うための $m = F\{m_s\}$ となる変換 $F\{\}$ を求める。

【0029】

次いでステップS210で、同様に標準線減弱画像の形状変換 $\mu = F\{\mu_s\}$ を行う。

【0030】

ステップS120の判定結果が正であり、線減弱係数の異なる複数の組織を含む領域、例えば空気と骨の区別ができない低信号領域であると判断されるときは、ステップS300に進み、ステップS210で形状変換した標準線減弱画像 μ_s の画素値を低信号領域に割り当てることにより、空気と骨に異なる線減弱係数を割り当てる。

50

【 0 0 3 1 】

なお、第 1 実施形態で取得される M R 画像と線減弱画像は分解能に差があるため、そのまま合成したのでは見にくくなる恐れがある。そこで、このような問題点を解決した第 2 実施形態を図 6 に示す。

【 0 0 3 2 】

本実施形態では、第 1 実施形態と同様の処理の過程で、ステップ S 1 4 0 において、分解能の高い M R 画像に対して、ぼかしを加えて、線減弱画像と同程度の分解能となるようにしている。ステップ S 1 4 0 のぼかしは、ステップ S 1 3 0 の直後、かつ最終的な標準画像の μ 値当てはめ前であれば利用可能である。

【 0 0 3 3 】

本実施形態によれば、ステップ S 1 3 0 の結果（線減弱画像）と標準画像（M R 画像）の分解能が統一されるので、正確な画像を表示することが出来る。しかし、もともとの M R 画像と線減弱画像の分解能の差が大きい場合、ぼかしを強く施すことになり、図 6 の模式図に示すように、骨領域の周辺において、線源弱係数が低下してしまうことがある。

【 0 0 3 4 】

なお、ぼかしを加える方法は、第 2 実施形態に限定されず、図 7 に示す第 3 実施形態のように、終了の直前のステップ S 1 5 0 において、ぼかしを加えることもできる。

【 0 0 3 5 】

本実施形態によれば、P E T 検出器の分解能に合わせることができるので、実際の線減弱係数の計測に近づけることができる。又、ぼかしを入れなければ、工数削減で計算コストを低下できる。

【 0 0 3 6 】

次に、他の方法で分解能の差を吸収した本発明の第 4 実施形態を図 8 に示す。

【 0 0 3 7 】

本実施形態は、図 6 に示した第 2 実施形態と同様の処理において、ステップ S 1 2 0 の判定結果が正であるときに、ステップ S 2 9 0 で低信号領域について領域を膨張してからステップ S 3 0 0 で、形状変換した標準線減弱画像の画素値を割り当てるようにしたものである。

【 0 0 3 8 】

本実施形態によれば、骨領域周辺の線源弱係数の低下を抑制することができ、線減弱画像と M R 画像を更に滑らかに繋ぐことができる。

【 0 0 3 9 】

本実施形態においても、第 3 実施形態と同様に、終了直前にぼかしを加えることができる。

【 0 0 4 0 】

次に、更に他の方法で分解能の差を吸収した本発明の第 5 実施形態を図 9 に示す。

【 0 0 4 1 】

本実施形態は、図 6 に示した第 2 実施形態と同様の処理において、ステップ S 1 4 0 でぼかす前後に、ステップ S 2 8 0、S 3 0 0 により形状変換した標準線減弱画像の画素値を割り当てるようにしたものである。

【 0 0 4 2 】

本実施形態によれば、骨の線源弱係数（画像の高さ H）を保持しつつ、骨領域周辺の線源弱係数の低下をさらに抑制できる可能性がある。

【 0 0 4 3 】

第 2 実施形態から第 5 実施形態にかけての方法による効果は、もともとの M R 画像と線減弱画像の分解能の差の程度にも依存するため、ステップ S 1 4 0 のぼかしの量や、第 4 実施形態の S 2 9 0 の領域膨張処理の量を、調整する必要がある。

【 0 0 4 4 】

次に、更に他の方法で分解能の差を吸収した本発明の第 6 実施形態を図 1 0 に示す。

【 0 0 4 5 】

10

20

30

40

50

本実施形態は、図 9 に示した第 5 実施形態と同様の処理において、ぼかし処理 S 1 4 0 の後に割り当てる際に、図 8 に示した第 4 実施形態と同様の領域膨張処理 S 2 9 0 を行うようにしたものである。第 6 実施形態の方法は、第 2 実施形態から第 5 実施形態の方法に比べて、安定的に MR 画像と線減弱画像の分解能の差を補正できる方法である。

【 0 0 4 6 】

MR I 画像、真の μ マップ、第 4 ~ 第 6 実施形態による処理結果を図 1 1 に比較して示す。

【 0 0 4 7 】

なお、前記実施形態においては、いずれも、MR 画像と標準線減弱画像の位置合わせを行ってから線減弱画像の形状変換を行っていたが、先に骨を抽出して、その部分について形状変換を行うようにした本発明の第 7 実施形態を図 1 2 に示す。

10

【 0 0 4 8 】

本実施形態においては、まずステップ S 4 0 0 で、標準 MR 画像 m_s と標準線減弱画像 μ_s のデータベース 2 0 から骨の部分 μ_{s_b} を抽出しておく。

【 0 0 4 9 】

次いで、第 1 実施形態と同様のステップ S 2 0 0 において、MR 画像の位置合わせを行うため、 $m = F \{ m_s \}$ となる変換 $F \{ \}$ を求める。

【 0 0 5 0 】

次いでステップ S 4 2 0 で、ステップ S 4 0 0 で抽出した骨の部分について、線源弱画像の形状を変換して、ステップ S 1 3 0 で求められた線減弱係数と合成する。

20

【 0 0 5 1 】

本実施形態においては、先に骨の部分抽出し、骨の部分についてのみ形状変換を行っているので、ステップ S 1 2 0 の判定が不要になり、且つ、高精度である。

【 0 0 5 2 】

なお、前記実施形態においては、いずれも標準線減弱画像の μ_s のデータベース 2 0 を用いていたが、図 1 3 に示す第 8 実施形態のように、代わりに標準 CT 画像 c_s のデータベース 3 0 を用いることも可能である。

【 0 0 5 3 】

本実施形態においては、第 1 実施形態と同様のステップ S 2 0 0 において、ステップ S 1 0 0 で取得した MR 画像 m との位置合わせを行うため、 $m = F \{ m_s \}$ となる変換 $F \{ \}$ を求める。

30

【 0 0 5 4 】

次いでステップ S 5 2 0 で、同様に標準 CT 画像の形状変換 $c = F \{ c_s \}$ を求める。

【 0 0 5 5 】

次いでステップ S 5 3 0 で、CT 画像 c_s から線減弱画像 μ への変換を求める。

【 0 0 5 6 】

そして、ステップ S 1 2 0 の判定結果が正である場合には、例えば低信号領域について、ステップ S 3 0 0 で形状変換した標準線減弱画像の画素値を割り当てる。

【 0 0 5 7 】

本実施形態によれば、MR 画像と分解能の差が小さい CT 画像を用いて、線減弱係数を割り当てることができるが、CT 画像であっても標準画像においては平均化処理による分解能低下を受けるため、同じく、第 3 ~ 第 6 実施形態のような分解能の差を吸収する処理が有効である。

40

【 0 0 5 8 】

次に、同じく CT 画像を用いた本発明の第 9 実施形態を図 1 4 に示す。

【 0 0 5 9 】

本実施形態は、図 1 3 に示した第 8 実施形態と同様の処理手順において、ステップ S 1 2 0 で線減弱係数の異なる複数の組織を含むとされた領域について、ステップ S 5 4 0 で、形状変換した CT 画像の画素値を参照し、ステップ S 5 5 0 で、複数の組織を含んだ部分のみ CT 画像の領域分割を行った後、ステップ 1 3 0 で放射線に対する組織の線減弱係

50

数の割り当てを行う。

【0060】

具体的には、図15に示す第10実施形態の如く、ステップS540終了後、ステップS560に進み、CT画像で高信号か否かを判定する。判定結果が正であり、骨の領域と判断されたときにはステップS570に進み、骨の線減弱係数を割り当てる。

【0061】

一方、ステップS560の判定結果が否であり、空気の領域であると判定されたときには、ステップS580に進み、空気の線減弱係数を割り当てる。

【0062】

本実施形態においては、図16に例示する如く、CT画像で骨と空気を識別しているの
10

【0063】

次に、同じくCT画像を用いて骨を抽出するようにした本発明の第11実施形態を図17に示す。

【0064】

本実施形態は、図12に示した第7実施形態と同様の処理において、標準MR画像 m_s と標準CT画像 c_s のデータベース30からステップS600で骨 $c_{s,b}$ を抽出し、次いでステップS610で骨の線減弱係数 $\mu_{s,b}$ を割り当て、次いでステップS200で、MR画像の位置合わせを行い、ステップS420で標準線減弱画像の形状変換を行うようにしたものである。
20

【0065】

なお、変換 $F\{\}$ の推定が完全ではなく、多少の隙間や重なりが生じた場合には、必要に応じてステップS640により、拡大縮小処理や最近傍内挿によって、補正する処理を行なうこともできる。

【0066】

擬似副鼻腔炎の被検者の画像に対して従来法と本発明法により処理した結果を図18に比較して示す。

【0067】

本発明法によれば、領域分割法、標準画像参照法よりも優れた相関が得られていることが明らかである。
30

【0068】

図19に、図14に示した第9実施形態において、標準CT画像の代わりに標準線減弱画像を用いた第12実施形態を示す。データベースとして、標準MR画像と標準線減弱画像のデータベース30が用いられ、ステップS522、S542、S552において、標準CT画像の代わりに標準線減弱画像が用いられている点が、第9実施形態と異なる。他の点は、第9実施形態と同じであるので、説明は省略する。

【0069】

次に、標準線減弱画像又は標準CT画像の代わりに標準UTE画像を用いた実施形態について説明する。

【0070】

図20は、図13に示した第8実施形態において、標準CT画像の代わりに標準UTE画像を用いた第13実施形態を示すものである。データベースとして、標準MR画像と標準UTE画像のデータベース40が用いられ、ステップS524、S534で、標準CT画像の代わりに標準UTE画像が用いられている点が、第8実施形態と異なる。他の点は、第8実施形態と同じであるので、説明は省略する。
40

【0071】

図21は、図14に示した第9実施形態において、標準CT画像の代わりに標準UTE画像を用いた第14実施形態を示すものである。データベースとして、標準MR画像と標準UTE画像のデータベース40が用いられ、ステップS524、S544、S554で、標準CT画像の代わりに標準UTE画像が用いられている点が、第9実施形態と異なる
50

。他の点は、第9実施形態と同じであるので、説明は省略する。

【0072】

図22は、図17に示した第11実施形態において、標準CT画像の代わりに標準UTE画像を用いた第15実施形態を示すものである。データベースとして、標準MR画像と標準UTE画像のデータベース40が用いられている点が、第11実施形態と異なる。他の点は、第11実施形態と同じであるので、説明は省略する。

【0073】

更に、図23に示す第16実施形態や、図24に示す第17実施形態の如く、標準画像や線減弱係数を、被験者の個人情報(DNA、年齢、性別、身長、体重、出身地、居住地、病歴等)に基づいてカスタマイズして、精度を更に向上することもできる。図23、24において、S700は、個人情報を取得するステップ、S710は、個人情報を反映した線減弱係数を生成するステップ、S729は、個人情報を反映した標準MR画像及び標準線減弱画像を生成するステップである。他の点は、図4に示した第1実施形態と同様であるので、説明は省略する。

10

【0074】

なお、標準MR画像とともに用いられる標準画像は線源弱画像に限定されず、データベースに従って次のように書き換えることで他の形態でも適用可能であり、標準MR画像と標準CT画像のデータベース30のときは、S210のところを図13のS520およびS530に置換し、標準MR画像と標準UTE画像のデータベース40のときは、S210のところを図20のS524およびS534に置換すればよい。

20

【0075】

又、前記放射線吸収補正值テーブルと標準画像の少なくともいずれか一方は、被験者本人の放射線吸収補正值あるいは線源弱画像又はCT画像又はUTE画像を繰り返し使うこともできる。

【0076】

なお、前記実施形態においては、本発明が脳画像に適用されていたが、本発明の適用対象はこれに限定されず、領域分割数も高信号領域、中信号領域、低信号領域の3に限定されない。

【産業上の利用可能性】

【0077】

本発明は、PETとMRIを組合せたPET/MRIに適用できる。

30

【0078】

2012年3月28日に出願された日本国出願番号2007-074906の明細書、図面及び特許請求の範囲における開示は、その全体がこの明細書中に参照により援用されている。

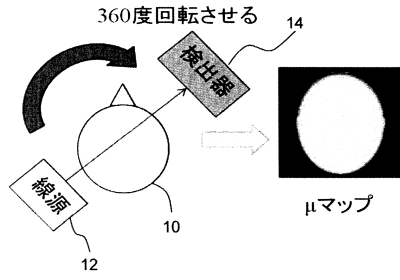
【符号の説明】

【0079】

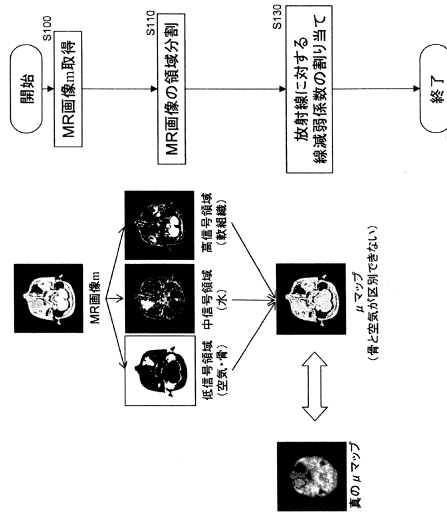
- 10 ... 被検体
- 12 ... 線源
- 14 ... 検出器
- 20 ... 標準MR画像と標準線減弱画像のデータベース
- 30 ... 標準MR画像と標準CT画像のデータベース
- 40 ... 標準MR画像と標準UTE画像のデータベース

40

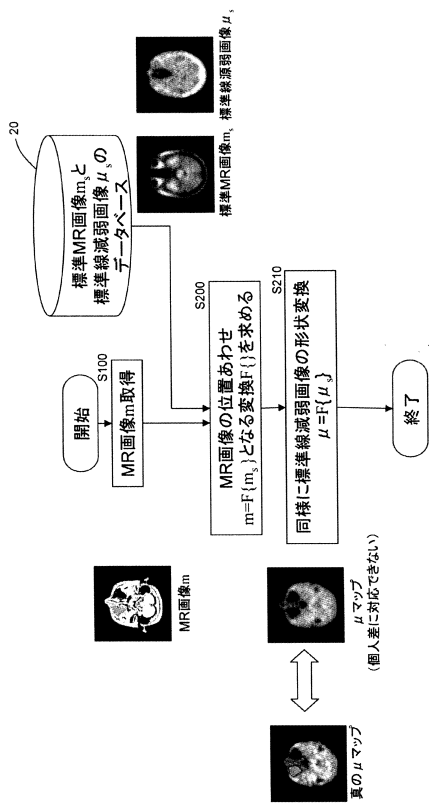
【図1】



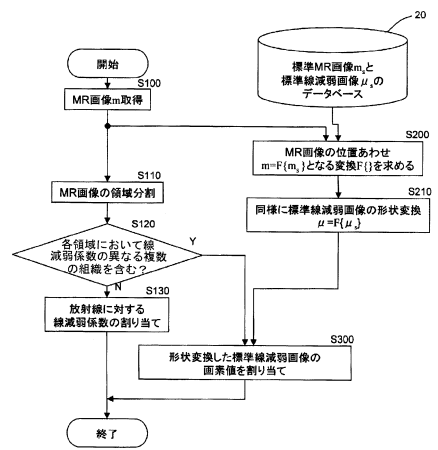
【図2】



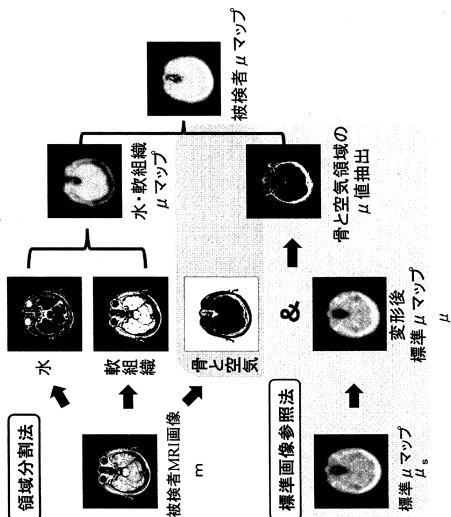
【図3】



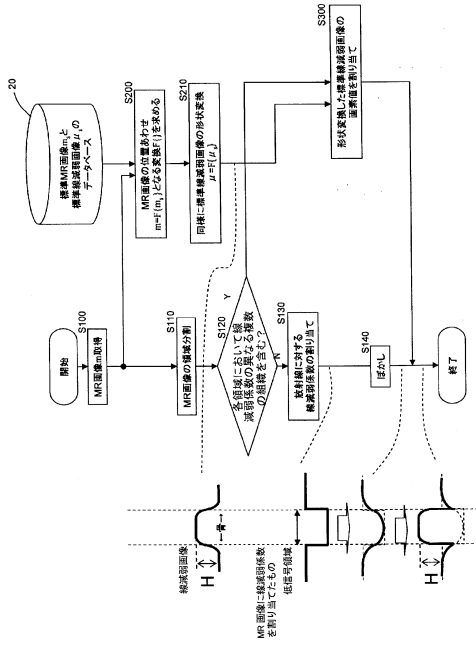
【図4】



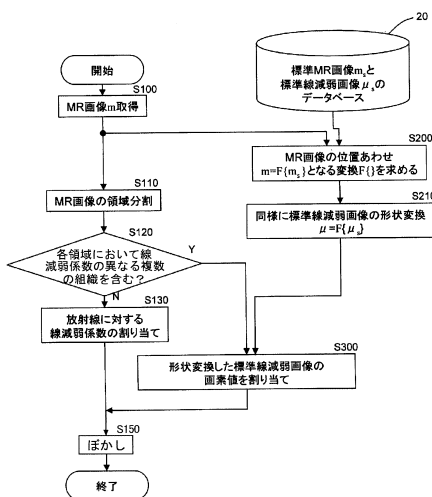
【図5】



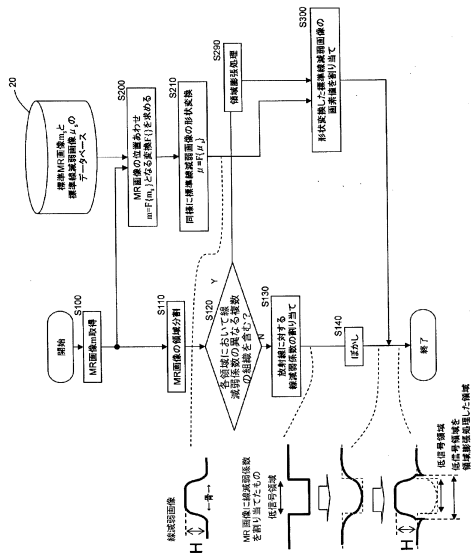
【図6】



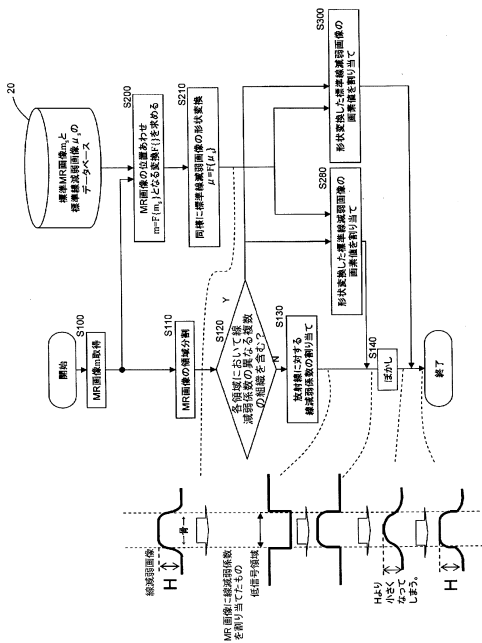
【図7】



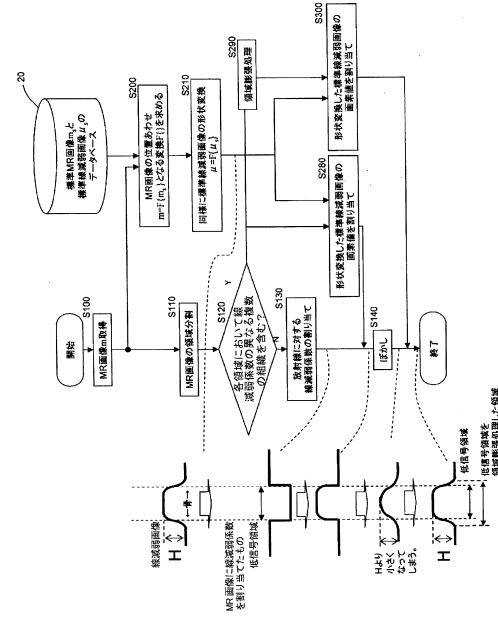
【図8】



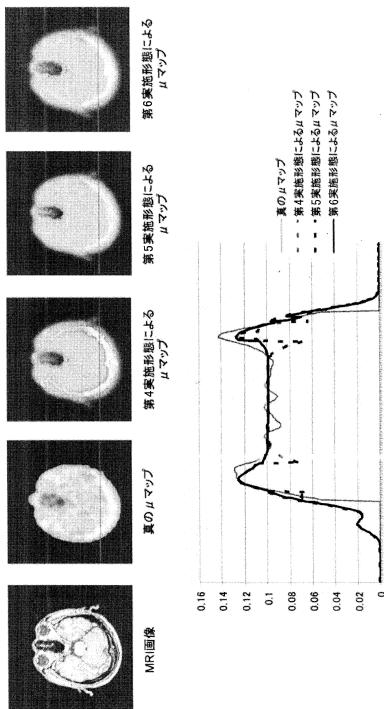
【図9】



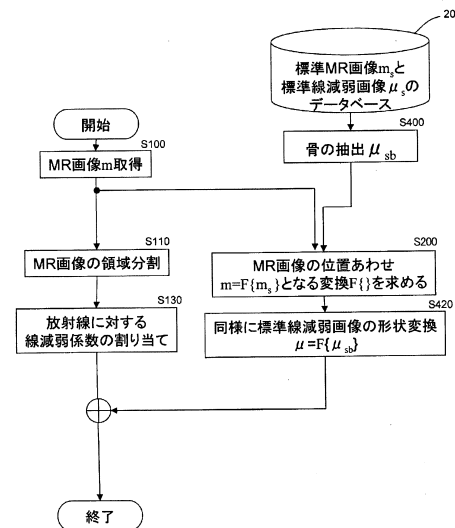
【図10】



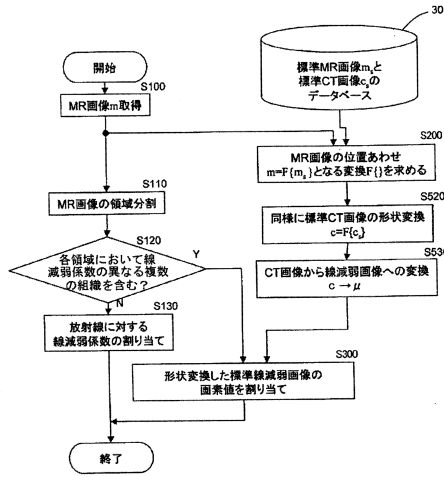
【図11】



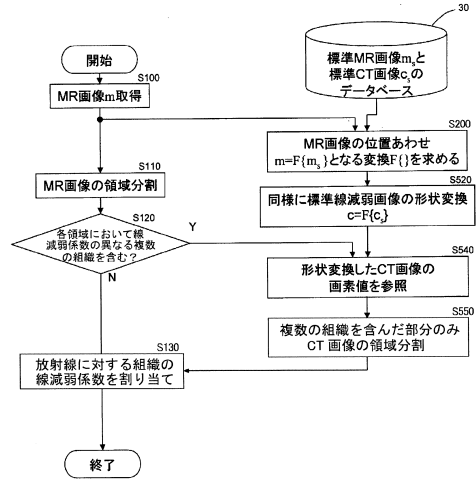
【図12】



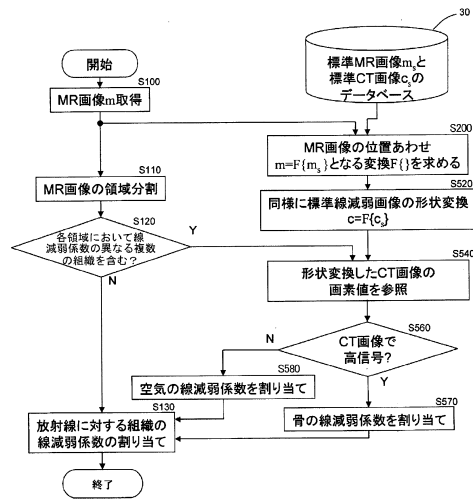
【図13】



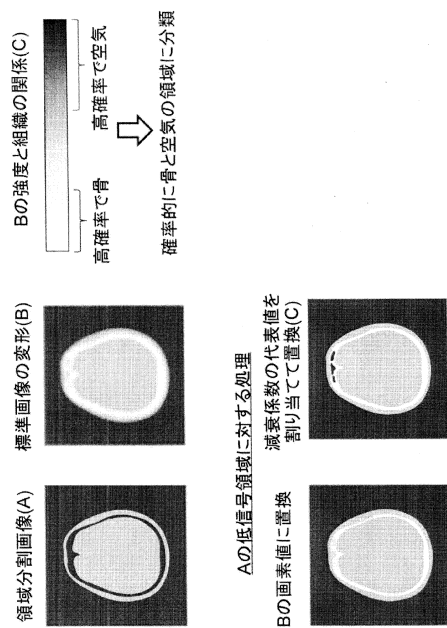
【図14】



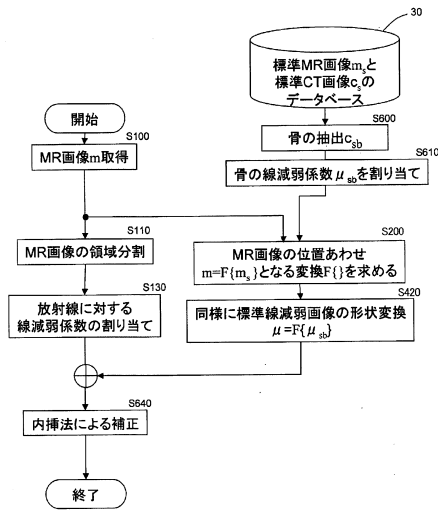
【図15】



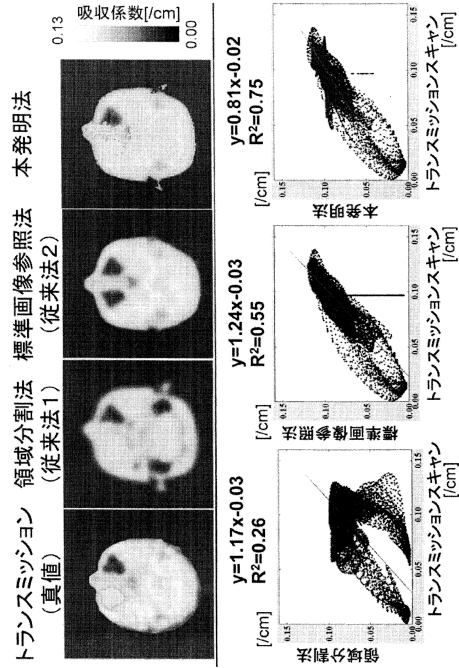
【図16】



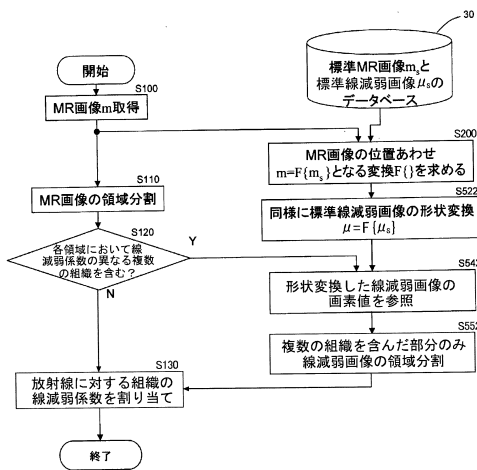
【図17】



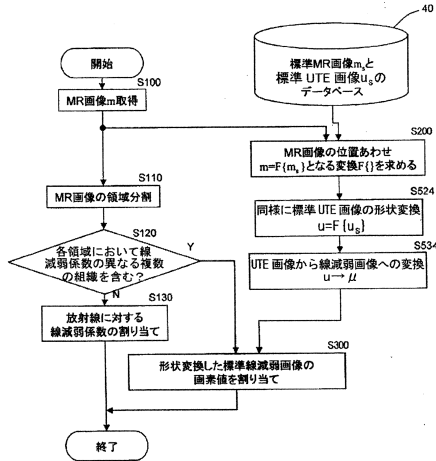
【図18】



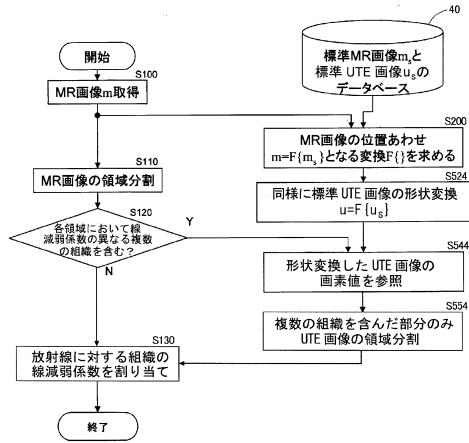
【図19】



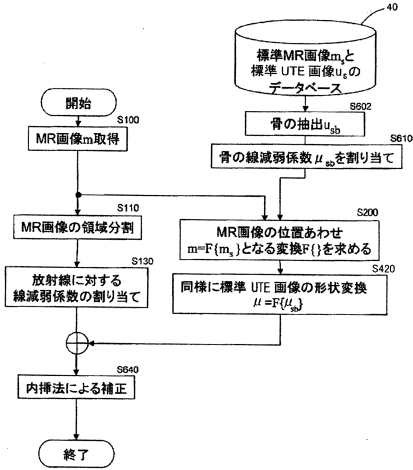
【図20】



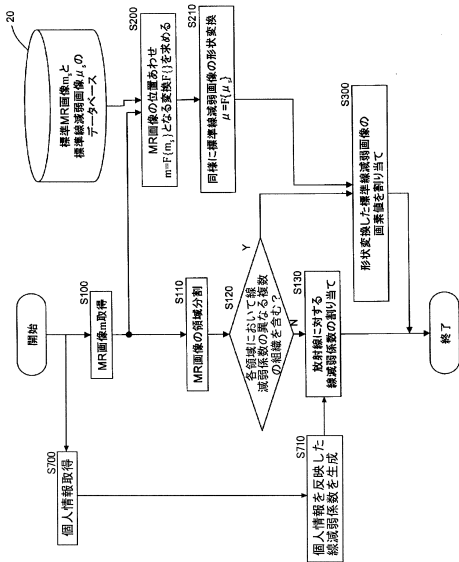
【図 2 1】



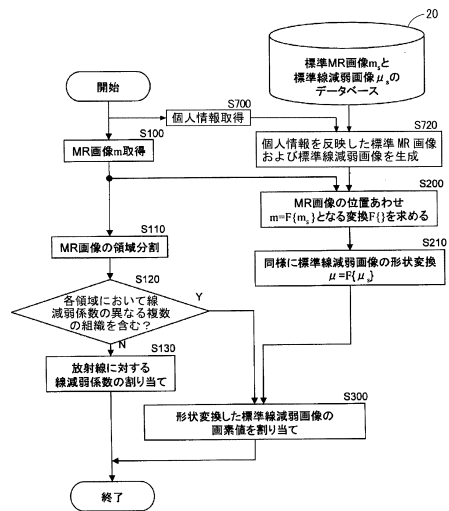
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



フロントページの続き

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願(平成23年度 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構共同研究(*))、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願(*)ががん超早期診断・治療機器の総合研究開発/超早期高精度診断システムの研究開発:画像診断システムの研究開発/高機能画像診断

- (72)発明者 小島 隆行
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 菅 幹生
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 川口 拓之
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 山川 善之
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 特表2012-506530(JP, A)
国際公開第2011/000739(WO, A1)
特表2010-525857(JP, A)
特開2010-085147(JP, A)
Habib Zaidi, Marie-Louise Montandon, Daniel O Slosman, Magnetic resonance imaging-guided attenuation and scatter corrections in three-dimensional brain positron emission tomography, Medical Physics, 米国, American Association of Physicists in Medicine, 2003年 4月22日, Vol.30 Issue 5, 937-948

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/161 - 1/166
A61B 5/055