

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-508656
(P2009-508656A)

(43) 公表日 平成21年3月5日(2009.3.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 1 1	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 7 6	
	A 6 1 B 5/05 3 7 7	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2008-532387 (P2008-532387)
 (86) (22) 出願日 平成18年9月21日 (2006. 9. 21)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年5月21日 (2008. 5. 21)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/036837
 (87) 国際公開番号 W02007/038206
 (87) 国際公開日 平成19年4月5日 (2007. 4. 5)
 (31) 優先権主張番号 60/719, 445
 (32) 優先日 平成17年9月22日 (2005. 9. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/774, 314
 (32) 優先日 平成18年2月17日 (2006. 2. 17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390023641
 ウィスコンシン アラムナイ リサーチ
 ファウンデーション
 WISCONSIN ALUMNI RE
 SEARCH FOUNDATION
 アメリカ合衆国 53705 ウィスコン
 シン マデイソン ノース ウォルナツト
 ストリート 614
 (74) 代理人 100070002
 弁理士 川崎 隆夫
 (74) 代理人 100076439
 弁理士 飯田 敏三

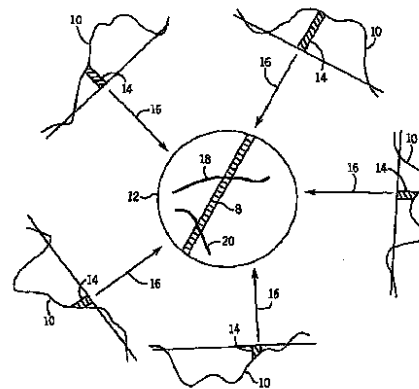
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高度に限定された画像再構成法を使用する拡散テンソル・イメージング

(57) 【要約】

投影再構成パルスシーケンスを使用して、高度にアンダーサンプリングされた拡散強調画像データセットが、複数の異なる方向について取得される。取得された投影ビューをインタリーブし、組み合わせて、より高度にサンプリングされたデータセットを形成し、このデータセットが、合成画像を再構成するために使用される。DWI画像は、合成画像を用いる高度に限定された逆投影法を使用して、各方向についてアンダーサンプリングされた各データセットから再構成される。拡散テンソル値はDWI画像から算出される。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴イメージング (MRI) システムのフィールド・オブ・ビュー (FOV) に置かれた対象の拡散強調画像のセットを生成する方法であって、

a) 前記 MRI システムによって、第一の方向に沿って向けられた運動感知勾配と共にパルスシーケンスを使用して、前記 FOV の中に置かれた前記対象の投影ビューのセットを取得するステップであって、前記投影ビューのセットがアンダーサンプリング画像データセットを形成するステップと、

b) ステップ a) を複数回反復するステップであって、前記運動感知勾配が毎回異なる方向に沿って向けられ、前記投影ビューが全てインタリーブされるステップと、

c) 複数の前記アンダーサンプリング画像データセットからの投影ビューを用いて合成画像を生成するステップであって、各合成画像画素の値が、前記 FOV の中に置かれた前記対象に関する情報を表示するステップと、

d) 各アンダーサンプリング画像データセットから前記対象の拡散強調画像を

d) i) 前記アンダーサンプリング画像データセット内の取得投影ビューを前記 FOV の中へ逆投影し、各々の画像画素の中へ逆投影された前記値を、前記合成画像内の前記対応画素の前記値で重み付けすることと、

d) ii) 各々の画像画素の逆投影された値を総計すること
とによって、再構成するステップと、

e) 前記拡散強調画像から拡散テンソルを算出するステップと、
を含む、MRI システムの FOV に置かれた対象の拡散強調画像のセットを生成する方法

【請求項 2】

各画像画素の逆投影値 S_n が、ステップ d) i) で、

【数 1】

$$S_n = (P \times C_n) / \sum_{n=1}^N C_n$$

(ここで、P は逆投影されている前記投影ビューの値、 C_n は前記合成画像内の対応画素の値、 S_n は前記逆投影経路に沿った n 番目の画素の値、N は前記逆投影経路に沿った画素の総数)

として算出される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記 FOV が 3 次元であり、3 次元画像が生成され、ステップ d) で再構成される前記画像 $I_{(x,y,z)}$ が、

【数 2】

$$I(x,y,z) = \sum (P(r,\theta,\phi) * C(x,y,z)_{(r,\theta,\phi)} / P_c(r,\theta,\phi))$$

(ここで、総和 () は、画像を再構成するために用いられる全投影ビューにわたり、 $I_{(x,y,z)}$ は画素位置 x、y、z での画像値であり、 $P_{(r,\theta,\phi)}$ はビュー角、 (θ, ϕ) における投影ビューからの逆投影値であり、 $C_{(x,y,z)}$ は前記画素位置 x、y、z での前記合成画像値であり、 $P_c(r,\theta,\phi)$ は前記ビュー角、 (θ, ϕ) での前記合成画像からの投影プロファイル値)

である、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

f) 前記 FOV の中に置かれた前記対象のマスク画像について投影ビューを取得するステップと、

g) ステップ d) を実行する前に、ステップ a) で取得された対応投影ビューからマスク画像投影ビューを減じるステップと、

を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

h) ステップ f) で取得された前記投影ビューからマスク画像を再構成するステップと、
 i) ステップ e) を実行する前に、ステップ d) で再構成された各拡散強調画像へ前記マスク画像を加えるステップと、
 を含む、請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

ステップ c) で生成された前記合成画像が、ステップ a) で取得された全ての前記アンダーサンプリング画像データセット内の実質的に全ての前記投影ビューから再構成される、請求項 1 記載の方法。

10

【請求項 7】

異なる合成画像が、ステップ d) で再構成された各拡散強調画像についてステップ c) で生成され、各々の異なる合成画像が、ステップ a) で取得された前記アンダーサンプリング画像データセットの異なるものからの投影ビューを用いて生成される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

各々の合成画像が、再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセットからの投影ビュー及び再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセットの前記運動感知方向に近い方向で運動感知されるアンダーサンプリング画像データセットからの投影ビューを使用して生成される、請求項 7 記載の方法。

20

【請求項 9】

ステップ f) で取得された前記マスク投影ビューがインタリーブされて、ステップ a) 及び b) で取得された前記アンダーサンプリング画像データセットと実質的に同じ前記方向に沿って向けられた勾配を用いて運動感知されるアンダーサンプリングマスク画像データセットを形成する、請求項 4 記載の方法。

【請求項 10】

再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセット内の投影ビューに対応するマスク投影ビュー及び再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセット内の投影ビューに対応する前記マスク投影ビューの前記運動感知方向に近い方向で運動感知されるアンダーサンプリングマスク投影データセットからのマスク投影ビューを使用してマスク画像を再構成することと、

30

再構成されている前記画像データセット内の前記投影ビューの前記ビュー角に対応するビュー角で前記マスク画像を再投影し、前記再投影されたマスク画像の投影ビューをステップ g) で使用することと、
 を含む、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

再構成されている各々のアンダーサンプリング画像データセットについて別個のマスク画像を生成することと、

各々のマスク画像を再投影することと、

前記再投影されたマスク画像の投影ビューを、再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセット内の対応投影ビューから減じることと、
 を含む、請求項 9 記載の方法。

40

【請求項 12】

ステップ e) を実行する前に、各々のマスク画像を、ステップ d) で再構成された対応拡散強調画像へ加えることを含む、請求項 11 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、2005年9月22日付で出願された、発明の名称が「高度に限定された画

50

像再構成法(HIGHLY CONSTRAINED IMAGE RECONSTRUCTION METHOD)」の米国特許仮出願第60/719,445号、及び2006年2月17日付で出願された、発明の名称が「高度に限定された画像再構成法を使用する拡散テンソル・イメージング(DIFFUSION TENSOR IMAGING USING HIGHLY CONSTRAINED IMAGE RECONSTRUCTION METHOD)」の米国特許仮出願第60/774,314号に基づく。

【0002】

(連邦政府の支援による研究に関する記載)

本発明は、米国国立衛生研究所によって認められた認可番号第HL06488、HL072260及びMH062015に基づいて、政府の支援でなされた。米国政府は、本発明に一定の権利を有する。

【0003】

(発明の背景)

本発明の分野は、磁気共鳴イメージング法(MRI)であり、特に拡散強調画像(diffusion weighted image)を取得及び再構成する方法である。

【背景技術】

【0004】

磁気共鳴イメージング法は、核磁気共鳴(NMR)現象を利用して画像を作成する。ヒト組織等の物質が均一な磁場(分極磁場 B_0)に晒されると、その組織内におけるスピンの個々の磁気モーメントは、この分極磁場によって整列しようとするが、その周囲ではそれらの固有のラーモア周波数で、でたらめな順序に歳差運動を行う。この物質すなわちこの組織が、 $x-y$ 平面にあり、且つ、ラーモア周波数に近い磁場(励起磁場 B_1)に晒されると、ネット整列モーメント M_z は、その $x-y$ 平面に対して回転し、あるいは「傾いて」、ネット横磁気モーメント M_x を作り出す。励起信号 B_1 が終了した後で、信号がその励起されたスピンによって出力され、この信号が受信及び処理されて画像を形成することができる。

【0005】

これらの信号を利用して画像を作成する際、磁場勾配(G_x 、 G_y 、及び G_z)が用いられる。典型的には、撮像すべき領域は、使用される特定の位置決定法に従ってこれらの勾配が変動する連続的な測定サイクルにより走査される。当業界では各測定を「ビュー(view)」と呼び、このビューの個数とその画像の品質を決定する。結果として生じる受信NMR信号又はビュー又は k 空間サンプル数のセットはデジタル化され、処理されて、広く知られた多くの再構成技術の一つを用いて画像が再構成される。合計走査時間は、一部には、各測定サイクルの長さすなわち「パルスシーケンス」により、また一部には、一つの画像に対して取得される測定サイクル数、すなわち「ビュー」の個数により決定される。所定の解像度及びSNRのイメージに対する合計走査時間が重要である臨床用途は数多くあり、その結果、走査時間の短縮という目的で多くの改良がなされてきた。

【0006】

走査時間短縮を目的とした最近の研究は、米国特許第6,487,435号明細書に開示されているような投影再構成法を用いることを含む。投影再構成法は、磁気共鳴イメージング法の開始以来知られている。投影再構成法は、フーリエ・イメージング法で為されるような図2に示されている如き直線(デカルト)走査パターンで k 空間をサンプリングするのではなく、図3に示されている如く、 k 空間の中央から外向きに伸びる放射状(radial)の線をサンプリングする一連のビューで伴って k 空間をサンプリングする。 k 空間をサンプリングするのに必要なビューの個数は、その走査の長さを決定し、もし不十分な個数のビューが取得された場合には、その再構成画像にストリーク(streak)・アーチファクトが作成される。米国特許第6,487,435号明細書に開示されている技術は、連続的にアンダーサンプリングされた画像を、インタリーブビュー(interleaved view)で取得し、周縁 k 空間データを連続画像フレーム間で共有することによって、このようなストリーキング(streaking)を低減する1つの方法である。

【0007】

10

20

30

40

50

例えば、米国特許第 6,710,686 号明細書で説明されているとおり、取得された投影ビューのセットから画像を再構成するのに用いられる 2 つの方法がある。MRI において、最も一般的な方法は、放射状にサンプリングした軌跡上で取得された k 空間サンプルを、デカルト格子へ格子変え (regrid) するものである。その後、画像は、格子変えされた k 空間サンプルを 2D 又は 3D フーリエ変換することによって再構成される。MR 画像を再構成する第 2 の方法は、各投影ビューを第 1 フーリエ変換することによって、放射状 k 空間投影ビューをラドン空間へ変換することである。画像は、X 線 CT で通常行われているように、これらの信号投影からフィールド・オブ・ビュー (FOV) へフィルタリング及び逆投影することによって、それら信号投影から再構成される。当分野でよく知られているとおり、取得された信号投影がナイキストのサンプリング定理を満たすのに数が不足している場合、その再構成画像にはストリーク・アーチファクトが発生する。

10

【0008】

MRI に使用される標準的な逆投影方法が図 4 に示される。各取得信号投影プロファイル 10 が、プロファイル 10 内で、FOV 12 を通って、矢印 16 で示された投影経路に沿って各信号サンプル 14 を投影することによって、FOV 12 上に逆投影される。FOV 12 内で各信号サンプル 14 を投影する際に、画像化される対象に関する先験的な情報を何ら有しておらず、FOV 12 内の NMR 信号が均質であり、信号サンプル 14 は、投影経路が通る各画素に均等に分布していると仮定する。例えば、図 3 では、投影経路 8 が FOV 12 内の N 個の画素を通るときの、単一の投影プロファイル 10 における単一の信号サンプル 14 についての投影経路 8 が示されている。この信号サンプル 14 の信号値 (P) は、これらの N 個の画素の間で均等に分割される。

20

【数 1】

$$S_n = (P \times 1) / N \quad (1)$$

(ここで、 S_n は、N 個の画素を有する投影経路内の n 番目の画素に分配される信号値である。)

【0009】

明らかに、FOV 12 の逆投影信号は均等であるという仮定は正しくない。しかし、当分野でよく知られているとおり、各信号プロファイル 10 に対してある一定の補正がなされ、十分な個数のプロファイルが、対応する個数の投影角で取得されるならば、この誤った仮定により生じる誤差が最小限になり、画像アーチファクトが抑制される。画像再構成の典型的なフィルタ補正逆投影法では、 256×256 画素の 2D 画像に対しては 400 個の投影が必要であり、 $256 \times 256 \times 256$ 画素の 3D 画像に対しては 203,000 個の投影が必要となる。上記の米国特許第 6,487,435 号明細書で説明された方法が用いられるならば、これらの同じ画像に必要な投影ビューの数は、100 (2D) 及び 2000 (3D) へ低減され得る。

30

【0010】

ヒト及び他の哺乳動物の神経組織は、細長い軸索部分を有するニューロンを含む。軸索部分は神経繊維又は繊維束を形成するように配列され、神経繊維又は繊維束に沿って電気機械的信号が伝送される。例えば、脳では、非常に高い神経密度によって規定された機能区域が、典型的には、軸索繊維束の構造的に複雑な神経網によって連結される。軸索繊維束及び他の繊維性物質は実質的に他の組織によって取り巻かれる。

40

【0011】

神経疾患の診断、脳外科手術の計画、及び神経学関連臨床活動、並びに脳機能に関する研究活動は、軸索繊維及び繊維束の非侵襲イメージング及び追跡から利益を得ることができる。具体的には、例えば、米国特許第 6,526,305 号明細書、第 6,642,712 号明細書、及び第 6,806,705 号明細書で開示されるような拡散テンソル磁気共鳴イメージング (DT-MRI) は、軸索繊維束に相関する画像コントラストを提供することが示されている。

【0012】

50

D T - M R I 技術において、運動感知磁場勾配が、いわゆる拡散強調イメージング (D W I) パルスシーケンスで適用され、磁気共鳴画像が、水又は他の流体分子の拡散に関連したコントラストを含むようにされる。M R I 測定サイクル中に、選択された方向で拡散勾配を適用することによって、拡散強調画像が取得され、この画像から、見かけの拡散テンソル係数が、再構成された画像内の各ボクセル位置について得られる。流体分子は、繊維に対して部分的又は全面的に直角な方向よりも、軸索繊維束の方向に沿って容易に拡散する。こうして、見かけの拡散係数の方向性及び異方性は、軸索繊維及び繊維束の方向と相関する傾向がある。反復追跡法を使用すると、軸索繊維又は繊維束は D T - M R I データを使用して追跡又は区分可能である。

【 0 0 1 3 】

10

しかし、見かけの拡散テンソル係数を算出するためには、6つの異なる方向に向けられた運動感知勾配を使用して、少なくとも6つの D W I 画像を取得することが必要である。実際には、6つを超える方向を取得することが望ましいが、追加の D W I 画像の取得は、既に長い時間である走査を超えて全走査時間を延長する。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 4 】

(発明の要約)

本発明は、非常に低減された走査時間内で、多くの異なる運動感知方向における拡散強調画像データを取得し、取得されたデータから対応する D W I 画像を再構成する方法である。異なる方向で運動感知されたインタリーブ投影ビューを使用して合成画像が再構成され、この合成画像が、高度に制限された逆投影再構成法で用いられて、単一方向で運動感知される投影ビューから各々の D W I 画像を再構成する。こうして、アンダーサンプリングに起因する臨床的に邪魔な画像アーチファクトを生成することなく、ずっと少ないビューを用いて D W I 画像が取得され得る。

20

【 0 0 1 5 】

本発明の発見は、F O V 1 2 内の信号輪郭の先験的な情報が再構成プロセスで用いられるならば、大幅に少ない投影信号プロファイルを用いて良質の画像を生成できることである。例えば、図 5 を参照すると、F O V 1 2 の信号輪郭は、構造体 1 8 及び 2 0 を含むことが分かる。実際には、逆投影経路 8 がこれらの構造体を貫通するとき、信号サンプル 1 4 の各画素へのより正確な分配が、その画素位置で既知の信号輪郭の関数として分配に重み付けすることによって達成される。その結果、大多数の信号サンプル 1 4 が、図 5 の例において、構造体 1 8 及び 2 0 と交差する画素で分配される。N 個の画素を有する逆投影経路 8 については、この高度に限定的な逆投影は、以下のように表すことができる。

30

【 数 2 】

$$S_n = (P \times C_n) / \sum_{n=1}^N C_n \quad (2)$$

(ここで、P は、投影プロファイルにおける逆投影信号サンプル値であり、C_n は、逆投影経路に沿った n 番目の画素における先験的な合成画像の信号値である。)

40

数式 (2) の分子は、合成画像において、対応する信号値を用いて各画素に重み付けし、分母は、全逆投影信号サンプルが、時間フレームに対する投影総和を反映し、合成画像の総和により乗算されないように、その値を正規化している。この正規化は、逆投影が実行された後に各画素で別個に行われることができるが、多くの臨床使用では、逆投影の前に投影 P を正規化する方がはるかに容易であることに留意すべきである。この場合、投影 P は、同じビュー角での合成画像を通した投影において、対応する値 P_c で割ることによって正規化される。次に、正規化された投影 P / P_c は逆投影され、次に、結果として得た画像は合成画像を乗算される。

【 0 0 1 6 】

3 D の実施態様が、ビュー角 と で特徴付けられる単一の 3 D 投影ビューに対して、

50

図 6 に図示されている。この投影ビューは、軸 1 6 に沿って逆投影され、逆投影軸 1 6 に沿った距離 r においてラドン平面 2 1 に広がる。投影信号値がフィルタ処理され、連続したラドン平面に、軸 1 6 に沿って均等に分配されるフィルタ補正逆投影の代わりに、投影信号値が、合成画像内の情報を用いて、ラドン平面 2 1 に分配される。図 5 A の例における合成画像は、構造体 1 8 及び 2 0 を含む。重み付けされた信号輪郭値が、合成画像内の対応する位置 x 、 y 、 z での強度に基づいて、ラドン平面 2 1 内の画像位置 x 、 y 、 z で置かれる。これは、対応する合成画像のボクセル値と信号プロファイル値との簡単な乗算である。次に、この積は、合成画像から形成された対応画像空間プロファイルからのプロファイル値でこの積を割ることによって正規化される。3 D 再構成に対する式は以下になる。

【数 3】

$$I(x,y,z)=\sum(P(r,\theta,\phi)*C(x,y,z)_{(r,\theta,\phi)}/P_c(r,\theta,\phi) \quad (3)$$

(ここで、総和 () は、再構成される画像フレーム内の全投影にわたり、特定のラドン平面内の x 、 y 、 z 値は、その平面に対する適正な r 、 θ 、 ϕ 値におけるプロファイル値 $P(r, \theta, \phi)$ を用いて算出される。 $P_c(r, \theta, \phi)$ は、合成画像からの対応プロファイル値であり、 $C(x, y, z)_{(r, \theta, \phi)}$ は、 (r, θ, ϕ) での合成画像値である。)

【0017】

本発明の他の発見は、拡散強調イメージング方法において先験的情報が利用可能であること、及び合成画像が再構成及び使用され得、各運動感知方向におけるアンダーサンプリング画像の再構成を限定することである。例えば、一連の運動感知画像が DWI 研究で取得されるとき、取得ビューの非常に限定されたセットを使用して、各画像フレームが再構成されてもよい。しかし、インタリーブされた投影角でのビューを用いて多数の運動感知画像が取得された後、本発明によれば、使用される高品質の合成画像を再構成するために十分な数の異なるビューが利用可能となる。これは図 7 で例示される。図 7 において、点線 3 0 は一つの運動感知画像で取得された投影ビューを示し、破線 3 2 は第二の運動感知画像で取得されたインタリーブ投影ビューを示し、線 3 4 は第三の運動感知画像で取得されたインタリーブ投影ビューを示す。ナイキスト規準を満たすのに必要なサンプリング密度は、これら画像のいずれか一つについて短い半径距離 (r) だけに延長され得るが、3 つの全画像のインタリーブ投影プロファイルを組み合わせることによって、この距離は半径 R まで有効に延長され、結果として画像アーチファクトは低減する。

【0018】

本発明における前記及び他の目的並びに利点は、以下の説明から明らかになる。その説明では、本明細書の一部を形成し、且つ、例証として本発明の一つの好適な実施態様を示されている添付図面が参照される。しかし、そのような実施態様は必ずしも本発明の全範囲を表すものではなく、従って、本発明の範囲を解釈するためには、本明細書の特許請求の範囲を参照すべきである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

(好ましい実施態様の詳細な説明)

特に図 1 を参照すると、本発明の好ましい実施態様が MRI システムに用いられる。MRI システムは、ディスプレイ 1 1 2 及びキーボード 1 1 4 を有するワークステーション 1 1 0 を備える。ワークステーション 1 1 0 は、市販のオペレーティングシステムを走らせている市販のプログラマブルマシンであるプロセッサ 1 1 6 を備える。ワークステーション 1 1 0 は、スキャン指示を MRI システムに入力できるようにするオペレータインタフェースを提供する。

【0020】

ワークステーション 1 1 0 は 4 つのサーバ、すなわちパルスシーケンスサーバ 1 1 8、データ取得サーバ 1 2 0、データ処理サーバ 1 2 2、及びデータ記憶サーバ 2 3 に結合さ

れる。好ましい実施態様では、データ記憶サーバ 23 は、ワークステーションプロセッサ 116 及び関連するディスクドライブインタフェース回路によって実行される。残りの 3 つのサーバ 118、120 及び 122 は、単一のエンクロージャに搭載され、且つ 64 ビットバックプレーンバスを使用して相互接続された別個のプロセッサによって実行される。パルスシーケンスサーバ 118 は、市販のマイクロプロセッサ及び市販の 4 通信コントローラを用いる。データ取得サーバ 120 及びデータ処理サーバ 122 は両方とも、同じ市販のマイクロプロセッサを用い、データ処理サーバ 122 は、市販の平行ベクトルプロセッサに基づいた 1 つ又は複数のアレイプロセッサを更に備える。

【0021】

ワークステーション 10 及びサーバ 118、120 及び 122 の各プロセッサは、シリアル通信ネットワークに接続される。このシリアルネットワークは、ワークステーション 110 からサーバ 118、120 及び 122 にダウンロードされたデータを伝達するとともに、サーバ間及びワークステーションとサーバの間で通信されるタグデータを伝達する。これに加えて、高速データリンクがデータ処理サーバ 122 とワークステーション 110 の間に設けられて、画像データをデータ記憶サーバ 23 に伝達する。

10

【0022】

パルスシーケンスサーバ 118 は、ワークステーション 110 からダウンロードされたプログラム要素に応答して、勾配システム 24 及び RF システム 26 を動作させるように機能する。指定されたスキャンを実行するために必要な勾配波形が生成されて勾配システム 24 に与えられ、勾配システム 24 はアセンブリ 28 内の勾配コイルを励起して、NM R 信号の位置エンコーディングに使用される磁場勾配 G_x 、 G_y 、及び G_z を生成する。勾配コイルアセンブリ 28 は、分極マグネット 32 及び全身 RF コイル 34 を備えるマグネットアセンブリ 30 の一部を成す。

20

【0023】

RF 励起波形が、RF システム 26 により RF コイル 34 に与えられて、指定の磁気共鳴パルスシーケンスを実行する。RF コイル 34 により検出される応答性 NM R 信号は RF システム 26 により受信され、パルスシーケンスサーバ 118 により生成されるコマンドの命令の下で増幅され、復調され、濾波され、デジタル化される。RF システム 26 は、MR パルスシーケンスに使用される広範な RF パルスを生成する RF トランスミッタを備える。RF トランスミッタは、スキャン指示及びパルスシーケンスサーバ 118 からの命令に回答して、所望の周波数、位相、及びパルス振幅波形の RF パルスを生成する。生成された RF パルスは、全身 RF コイル 34 に与えることができ、1 つ又は複数のローカルコイル又はコイルアレイに与えることができる。

30

【0024】

RF システム 26 は、1 つ又は複数の RF レシーバチャネルも備える。各 RF レシーバチャネルは、接続されているコイルが受け取った NM R 信号を増幅する RF 増幅器、及び受信した NM R 信号の I 及び Q 直角位相成分を検出しデジタル化する直角位相検出器を備える。受信した NM R 信号の大きさはこうして、I 成分及び Q 成分の二乗和の平方根によりいずれのサンプリングポイントでも求めることができ、

40

【数 4】

$$M = \sqrt{I^2 + Q^2}$$

また、受信した NM R 信号の位相も求めることができる。

【数 5】

$$\phi = \tan^{-1} Q/I$$

【0025】

パルスシーケンスサーバ 118 は任意的に、生理的取得コントローラ 36 から患者データを受信する。コントローラ 36 は、電極からの ECG 信号又はベローズからの呼吸信号等、患者に接続されたいくつかの異なるセンサから信号を受信する。パルスシーケンスサーバ 118 は通常、このような信号を使用して、スキャンのパフォーマンスを患者の呼吸

50

又は心拍に同期又は「ゲート」させる。

【 0 0 2 6 】

パルスシーケンスサーバ 1 1 8 は、患者及びマグネットシステムの状態に関連する各種センサから信号を受信するスキャンルームインタフェース回路 3 8 にも接続する。患者位置合わせシステム 4 0 がスキャン中に患者を所望の位置に移動させるコマンドを受信することもスキャンルームインタフェース回路 3 8 を通してである。

【 0 0 2 7 】

パルスシーケンスサーバ 1 1 8 が、スキャン中に MRI システム要素のリアルタイム制御を行うことが明らかであるべきである。その結果、そのハードウェア要素がランタイムプログラムにより適時に実行されるプログラム命令で動作することが必要である。スキャン指示の指令構成要素は、ワークステーション 1 1 0 からオブジェクトの形でダウンロードされる。パルスシーケンスサーバ 1 1 8 は、これらオブジェクトを受け取るプログラムを含み、これらオブジェクトをランタイムプログラムに用いられるオブジェクトに変換する。

【 0 0 2 8 】

RF システム 2 6 により生成される、デジタル化された NMR 信号サンプルをデータ取得サーバ 1 2 0 が受け取る。データ取得サーバ 1 2 0 は、ワークステーション 1 1 0 からダウンロードされる指令構成要素に応答して動作し、リアルタイム NMR データを受け取り、データがデータオーバーランにより失われないようにバッファストレージを提供する。スキャンによっては、データ取得サーバ 1 2 0 は、取得された NMR データをデータプロセッササーバ 1 2 2 に渡すにすぎない。しかし、取得された NMR データから導出された情報をスキャンのさらなるパフォーマンスの制御に必要とするスキャンでは、データ取得サーバ 1 2 0 は、このような情報を生成してパルスシーケンスサーバ 1 1 8 に伝達するようにプログラムされる。例えば、プレスキャン中、NMR データを取得し、これを使用してパルスシーケンスサーバ 1 1 8 により行われるパルスシーケンスを較正する。また、ナビゲータ信号をスキャン中に取得し、これを使用して、RF システム又は勾配システムの動作パラメータを調整し、又は k 空間がサンプリングされるビュー順序 (view order) を制御することができる。また、データ取得サーバ 1 2 0 を用いて、MRA スキャン中に造影剤の到着を検出するために使用される NMR 信号を処理することができる。これら例のすべてにおいて、データ取得サーバ 1 2 0 は NMR データを取得し、リアルタイムで処理して、スキャンの制御に使用される情報を生成する。

【 0 0 2 9 】

データ処理サーバ 1 2 2 は、NMR データをデータ取得サーバ 1 2 0 から受け取り、ワークステーション 1 1 0 からダウンロードされた指令構成要素に従って処理する。このような処理には、例えば、未処理の k 空間 NMR データをフーリエ変換して 2 次元画像又は 3 次元画像を生成すること、再構成された画像にフィルタを適用すること、取得された NMR データの逆投影画像再構成を行うこと、機能 MR 画像を算出すること、動き又は流れの画像を算出すること等を含むことができる。

【 0 0 3 0 】

データ処理サーバ 1 2 2 により再構成される画像は再びワークステーション 1 1 0 に伝達されて記憶される。リアルタイム画像はデータベースメモリキャッシュ (図示せず) に記憶され、ここから画像を、マグネットアセンブリ 3 0 付近に配置され担当医師により使用されるオペレータディスプレイ 1 1 2 又はディスプレイ 4 2 に出力することができる。バッチモード画像又は選択されたリアルタイム画像は、ディスクストレージ 4 4 上のホストデータベースに記憶される。このような画像が再構成されストレージに転送されるとき、データ処理サーバ 1 2 2 はワークステーション 1 1 0 上のデータ記憶サーバ 2 3 に通知する。オペレータがワークステーション 1 1 0 を使用して、画像の保存、フィルムの生成、又はネットワークを介しての他の施設への画像の送信を行うことができる。

【 0 0 3 1 】

3 D 投影として拡散強調データを取得するために使用されるパルスシーケンスが図 8 に

10

20

30

40

50

示されている。このシーケンスは、高性能勾配サブシステム（40 mT/mの最大振幅、及び、150 T/m/秒の最大追従速度(slew rate)）を備えた上述のMRIシステムで実行される。データ取得ウィンドウ200の間に全エコー読取りか部分エコー読取りかのいずれかを果たすことができる。部分エコーを選んだ場合には、k空間の底部側半分（ $k_z < 0$ ）のみが部分的に取得される。すべての方向における大きなFOVのため、非選択的な無線周波数（RF）パルス202を用いて、画像FOV全体にわたる横磁化を生成することができる。

【0032】

グラジエント・リコールドNMRエコー信号203は、その励起されたFOV内のスピンにより生成され、3つの読取り勾配206、208、及び210の存在下において取得される。スラブ選択勾配を必要としないため、読取り勾配波形 G_x 、 G_y 、及び G_z は同様な形態を持つ。この対称性は、そのシーケンスをスポイルする必要性によってのみ妨げられ、その妨害は、1つの勾配軸に沿ったシーケンスの終わりでディフェージング勾配ロープ204を作用させる(playing)ことにより達成される。 G_x 及び G_y 読取り勾配208及び210は、定常状態を達成すべく、それぞれの勾配パルス212及び214により巻き戻される(rewound)。

10

【0033】

読取り勾配波形 G_x 、 G_y 、及び G_z は、異なる角度における半径方向軌道をサンプリングすべく走査中に変調される。角度間隔は、サンプリングされるk空間球の周縁境界（ k_{max} ）でk空間サンプルポイントの様な分布が生じるように選ばれる。その分布を計算する幾つかの方法が知られているが、経路速度及び表面積カバー率(coverage)が一定という条件で螺旋軌道によって球面をサンプリングすることによりそれらの投影を均等に分配する方法が使用される。また、この解決法は、連続的なサンプル経路を発生させるという利点も有しており、これは、勾配切り替え及び渦電流を低減する。N個の合計投影の場合、投影番号nの関数としての勾配振幅に対する式は、

20

【数6】

$$G_z = \frac{2n-1}{2N} \quad (4)$$

$$G_x = \cos\left(\sqrt{2N\pi} \sin^{-1} G_z(n)\right) \sqrt{1-G_z(n)^2} \quad (5)$$

30

$$G_y = \cos\left(\sqrt{2N\pi} \sin^{-1} G_z(n)\right) \sqrt{1-G_z(n)^2} \quad (6)$$

である。

【0034】

一連のN個のパルスシーケンスが実行される。ここでNは、走査中に達成されるサンプリング密度を決定する。この一連のパルスシーケンスにおけるn番目のパルスシーケンスに対する読取り勾配振幅は、式(4)、(5)及び(6)により与えられる。nは、走査中に単調な順番で1からNまでの番号を付けることができるが、他の種々の順番も可能であることが分かる。

40

【0035】

取得されたエコー信号203を拡散強調するため、スピン磁化の励起後及び信号の取得前に、大きな運動コード化勾配 G_M が適用される。運動コード化勾配 G_M は、等しい区域の2つのロープ218及び220を有するパイポラ勾配である。当分野でよく知られているように、ロープ218及び220の区域及び間隔は、スピン運動への勾配 G_M の感度を決定し、勾配 G_M の方向は運動感知方向を決定する。勾配 G_M は、所望の方向を生成する論理勾配 G_x 、 G_y 、及び G_z の組み合わせによって生成される。拡散テンソル・イメージングを実行するためには、少なくとも6つの異なる方向で感知された別々の画像が取得されなければならない。好ましい実施態様では、12の異なる運動感知方向が取得される。この

50

方法について全走査時間を増加させ、本発明における要求を生み出すのは、それほどまでに多くの別個の画像を取得する必要性である。

【0036】

このパルスシーケンスは、2次元画像を取得するために容易に適応される。例えば、米国特許第6,630,824号明細書で説明されるように、読取り勾配波形の一つはスライス選択勾配波形と置換されてもよく、二つの残りの読取り勾配は走査中に作用を終わらせ、2D k空間における均一間隔の半径方向軌跡を取得する。

【0037】

k空間の周辺境界上の一点から、k空間の中心を通過してk空間の周辺境界上の反対側の点まで延びる好ましい直線軌跡以外のサンプリング軌跡が用いられてもよいことが、当業者には理解されるべきである。上述のとおり、1つの変形態様は、サンプリングされたk空間容積の全範囲にわたっては延びていない軌跡に沿ってサンプリングする、部分的なNMRエコー信号203を取得することである。直線投影再構成パルスシーケンスと等価である別の変形態様は、直線ではなく曲線経路に沿ってサンプリングすることである。このようなパルスシーケンスは、例えば、F. E. Boardaらによる「高速3次元ナトリウムイメージング法(Fast Three Dimensional Sodium Imaging)」(MRM, 37: 706-715, 1997)及び、K. V. Koladiaraらによる「螺旋投影イメージング法を用いた高速3D PC-MRA(Rapid 3D PC-MRA Using Spiral Projection Imaging)」(Proc. Intl. Soc. Magn. Reson. Med. 13(2005))及び、J. G. PipeとKoladiaraによる「螺旋投影イメージング法：新しい高速3D軌跡(Spiral Projection Imaging: a new fast 3D trajectory)」(Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 13(2005))において述べられている。本発明は、これらのサンプリング方法の3Dバージョンだけでなく2Dバージョンで利用可能であり、用語の「画素」の使用は、2D又は3D画像のいずれかにおける位置を指すことを意図されている、ことも理解されるべきである。

【0038】

図9を具体的に参照すると、拡散テンソルMRI方法は、点線301内のステップによって概略的に示されるように、必要な拡散強調画像を取得することによって始まる。前述したパルスシーケンスが図1のMRIシステムで使用され、ループに入って、一連の高度にアンダーサンプリングされたDWI画像が、それぞれの運動感知方向(方向1~m)で取得される。プロセスブロック305で示されるように、各々のDWI画像は前記パルスシーケンスを用いて取得されるが、ナイキスト規準によって示唆されるよりも、ずっと少ないビューが取得される。好ましい実施態様では、 $m = 12$ の異なる運動感知方向が取得されるべきであり、各々のアンダーサンプリングされたDWI画像は N/m 個のビューを用いて取得される。ここで、 N は完全にサンプリングされたDWI画像のビューの数である。したがって、2D実施態様では $N/m = 408/12 = 34$ 個の投影ビューが取得され、3D実施態様では $N/m = 211,000/12 = 17,617$ 個のビューが取得される。高度にアンダーサンプリングされても、k空間ができるだけ均一にサンプリングされるように、各DWI画像の投影ビューが向けられる。最も重要なことは、各々のアンダーサンプリングされたDWI画像について取得された投影ビューが、他のアンダーサンプリングされたDWI画像について取得された全投影ビューとインタリーブされることである。結果として、決定ブロック307で決定されるように、最後のアンダーサンプリングされたDWI画像が取得されたとき、k空間は $m = 12$ の異なる運動感知勾配で完全にサンプリングされている。

【0039】

これはプロセスのDWIデータ取得段階を完了し、画像再構成が始まる。これは、図1のMRIシステムにおけるデータ処理サーバ22で行われ得るか、k空間データセットが別個のワークステーションへオフロードされて、次の患者のためにMRIシステムが解放され得る。 $m = 12$ の異なる運動感知方向が取得されても、患者の走査時間は、一つの完全にサンプリングされた画像を取得するのに必要な走査時間へ、実質的に低減されている

10

20

30

40

50

ことが明らかであろう。

【0040】

次に、依然として図9を参照すると、ループへ入って、各々の取得及びアンダーサンプリングされたk空間画像データセットのためにDWI画像が再構成される。画像再構成プロセスの最初のステップは、プロセスブロック311で示されるように、合成画像k空間データセットを形成することである。これは、再構成されている方向のk空間投影データと、最も近い運動感知方向について取得されたk空間投影データとを組み合わせることによって行われる。次に、プロセスブロック313で示されるように、このデータセットを用いて合成画像が再構成される。この再構成は、通常の方法を用いて行われる。好ましい実施態様において、この再構成は、k空間サンプルをデカルト座標へ格子変換すること、及び2D又は3D逆フーリエ変換を実行することを含む。

10

【0041】

次に、拡散強調画像(diffusion weighted image; DWI)が再構成される。これは、プロセスブロック315で示されるように、高度に限定された逆投影法を使用して行われる。図10を参照すると、高度に限定された逆投影再構成ステップは、現在の運動感知方向について取得されたk空間データセット内の各投影ビューが、逆投影されるループを含む。プロセスブロック229で示されるように、高速逆フーリエ変換を実行することによって、最初にk空間投影ビューがラドン空間へ変換される。次に、プロセスブロック231で示されるように、変換された投影が逆投影される。この逆投影は、前述したように、2Dについては式(2)、又は3Dについては式(3)で実行され、再構成された合成画像を使用して実行される。これは、図5及び図6を参照して詳細に説明された高度に限定された逆投影及び正規化ステップである。プロセスブロック233で示されるように、結果の逆投影値は、再構成されている方向画像へ加えられ、決定ブロック235でテストが行われて、全投影ビューが現在のDWI画像について逆投影されたかどうかを判定する。逆投影されていない場合は、プロセスブロック237で示されるように、次の投影が処理される。

20

【0042】

図9を再び参照すると、決定ブロック321で決定されるように、規定された方向の全ての $m = 12$ についてDWI画像が生成されるまで、画像再構成プロセスは各々の取得された運動感知方向についてDWI画像を生成し続ける。規定された方向の全ての $m = 12$ についてDWI画像が生成されていない場合は、プロセスブロック323で示されるように、次の方向画像が処理される。本発明のこの実施態様では、全ての取得及びインターリーブされた投影ビューよりも少ない投影ビューを使用して、合成画像が各々のDWI方向画像について形成されることに留意すべきである。

30

【0043】

プロセスブロック326で示されるように、全てのDWI画像が再構成された後、それらの画像が処理されて、拡散テンソル算出を生成する。拡散テンソル算出において、各々の拡散強調画像画素の強度は、 3×3 拡散テンソル内の6つの独立変数を算出するのに適している。こうして、拡散テンソルは対角化され、3つの固有値及び3つの固有ベクトルを得る。次に、繊維の特性を表す画像が、6つの値の更なるコンピュータ処理によって決定される。

40

【0044】

次に、プロセスブロック328で示されるように、これらの繊維特性画像がインタラクティブ繊維追跡プロセスで使用される。ユーザは、対象の解剖学的画像内の画素を選択することによって、プロセスを開始する。追跡プロセスは画素の接続を含み、繊維特性に基づいて、選択された画素を含む繊維の端部がいつ到達されるかについて最終的に決定を行うことを含む。この繊維追跡プロセス及び拡散テンソル算出は当分野でよく知られており、これらプロセスの詳細な説明については、前記米国特許第6,614,226号明細書、第6,526,305号明細書、第6,642,716号明細書、及び第6,806,705号明細書を参照されたい。

50

【0045】

本発明を使用して拡散強調画像を生成する方法には、代替の方法が存在する。具体的には、図11を参照すると、この第二の実施態様における拡散テンソルMRI方法は、点線300で概略的に示されるように、必要な拡散強調画像を取得することによって始まる。前述したパルスシーケンスが図1のMRIシステムで使用され、プロセスブロック302で示される最初のステップは、選択された運動感知方向の一つ(方向1)で、完全にサンプリングされた「マスク」画像を取得することである。好ましい実施態様において、 256×256 画素2D画像では、ナイキスト規準を満足させるため $N = 408$ 個のビューが取得され、3D画像では $N = 100,000$ 個のビューが取得される。

【0046】

次に、ループへ入って、それぞれの残りの運動感知方向(方向2~m)で、一連の高度にアンダーサンプリングされたDWI画像が取得される。プロセスブロック306で示されるように、各々のDWI画像は前述したパルスシーケンスを用いて取得されるが、ナイキスト規準によって示唆されるよりも、ずっと少ないビューが取得される。好ましい実施態様において、 $m = 12$ の異なる運動感知方向が取得されるべきであり、各々のアンダーサンプリングされたDWI画像は N/m 個のビューを用いて取得される。ここで、 N は完全にサンプリングされたDWI画像のビューの数である。したがって、2D実施態様では、各々のDWI画像について $N/m = 408/12 = 34$ 個の投影ビューが取得される。これらの投影ビューは、高度にアンダーサンプリングされても、できるだけ均一に k 空間がサンプリングされるように向けられる。最も重要なことは、各々のアンダーサンプリングされたDWI画像について取得された投影ビューが、他のアンダーサンプリングされたDWI画像について取得された全投影ビューとインタリーブされることである。結果として、決定ブロック308で決定されるように、最後のアンダーサンプリングされたDWI画像が取得されたとき、ほとんど全ての k 空間が二回目として完全にサンプリングされている。

【0047】

これはプロセスのDWIデータ取得段階を完了し、画像再構成が始まる。これは、図1のMRIシステムのデータ処理サーバ22で行われ得るか、 k 空間データセットが別個のワークステーションへオフロードされ、次の患者のためにMRIシステムを解放してもよい。 $m = 12$ の異なる運動感知方向が取得されていても、患者の走査時間は、2つの完全にサンプリングされた画像を取得するのに必要な走査時間へ実質的に低減されていることが明らかであろう。

【0048】

依然として図11を参照すると、画像再構成プロセスの最初のステップは、プロセスブロック310で示されるように、方向1について完全にサンプリングされた k 空間データセットを再構成することである。この方向1の画像は、通常の方法を用いて再構成される。好ましい実施態様において、この再構成は、 k 空間サンプルをデカルト座標へ格子変えすること、次に2D又は3D逆フーリエ変換を実行することを含む。方向1の結果の画像は、更に、下記で説明されるプロセスで使用される「マスク」画像として役立つ。

【0049】

方向2~mについて画像を再構成する前に、プロセスブロック312で示されるように、マスク方向1からの k 空間データが減じられる。これは、完全にサンプリングされた方向1の k 空間データセット内の投影ビューを、方向2~mのアンダーサンプリングされた k 空間データセット内の同じビュー角における対応投影ビューから減じることによって行われる。これは、高度に限定された逆投影法を用いて一層良好に働く疎 k 空間データセットを作り出すために行われる。結果として、運動感知方向の各々のために、アンダーサンプリングされた「差分」 k 空間データセット($2-1, 3-1, 4-1, \dots, m-1$)が生成される。

【0050】

10

20

30

40

50

次に、プロセスブロック 3 1 4 で示されるように、単一の完全にサンプリングされた合成画像が生成される。これは、最初に、差分 k 空間データセット ($2 - 1, 3 - 1, \dots, m - 1$) 内の全ての k 空間インタリーブ投影ビューを、方向 1 の k 空間データセットからの投影ビューと組み合わせて、完全にサンプリングされた k 空間データセットを形成することによって達成される。次に、標準の画像再構成がこの完全なデータセット上で実行され、合成画像を生成する。前述したように、好ましい実施態様では、格子変えに続く逆フーリエ変換法が使用される。

【 0 0 5 1 】

次に、ループへ入って、運動感知方向 $2 \sim m$ でコード化されたアンダーサンプリング DWI 画像が再構成される。これは、プロセスブロック 3 1 8 で示されるように、本発明の高度に制限された逆投影法を使用して行われる。この逆投影再構成は、前述したように、図 1 0 で詳細に例示される。合成画像は、現在方向のアンダーサンプリングされた差分 k 空間データセットと共に使用される。特定の方向 $2 \sim m$ について差分 DWI 画像が再構成された後、プロセスブロック 3 2 0 で示されるように、先に再構成された方向 1 の画像が加えられる。これは、2つの画像における量の画素対画素の加算であり、画像再構成の前に減じられた構造体を復元する。結果は、 m 個の規定された方向の一つにおけるスピン運動に敏感な拡散強調画像である。

10

【 0 0 5 2 】

決定ブロック 3 2 2 で決定されるように、規定された全方向の DWI 画像が生成されるまで、画像再構成プロセスは継続し、プロセスブロック 3 2 4 で示されるように、各方向について DWI 画像を生成する。

20

【 0 0 5 3 】

前述したように、これらの DWI 画像は 3 2 6 で処理されて繊維特性画像を生成する。これらの画像は繊維追跡プロセス 3 2 8 で使用される。

【 0 0 5 4 】

これまで説明された好ましい実施態様において、1 2 の異なる拡散コード化方向が使用される。しかし、組織内の複雑な繊維構造又は構造体を解決する一層高い解像度の画像を生成するためには、何百という異なる方向で運動コード化された拡散強調データセットを取得することが必要である。例えば、前記の米国特許第 6, 6 1 4, 2 2 6 号明細書で示されるように、4 0 0 までの異なる運動コード化方向のデータセットが取得されてもよい。そのような場合、合成画像及びマスク画像が前述した方法で形成されるやり方が修正される。

30

【 0 0 5 5 】

第一に、プロセスブロック 3 1 0 (図 1 1) で再構成されるマスク画像は、異なるやり方で形成され、プロセスブロック 3 1 2 における取得アンダーサンプリング k 空間データセットからの減算が修正される。1 0 0 以上の運動コード化方向における全取得投影ビューを使用するのではなく、再構成されている画像フレームのすぐ周りの運動コード化勾配方向で取得された投影ビューのみが、マスクで使用される。最新技術のフィルタリング逆投影法を用いて高品質のマスク画像を再構成できる十分なビューが使用される。次に、この再構成されたマスク画像が、現在の画像フレーム内のビュー角と同じビュー角で再投影される。次に、これらの投影されたマスク投影ビューは、現在の画像フレーム内の対応する投影ビューから減じられ、後続する高度に限定された逆投影再構成のために所望の「疎」データセットを提供する。

40

【 0 0 5 6 】

この実施態様において、各々の拡散コード化方向について、異なるマスクが使用される。

【 0 0 5 7 】

同様に、非常に多くの異なる運動コード化勾配方向が取得されるとき、取得された全投影ビューよりも少ないビューから合成画像がプロセスブロック 3 1 4 で再構成される。マスクの場合と同じく、現在の画像フレームの方向を取り巻く運動コード化方向で取得され

50

た投影ビューが用いられる。例えば、100の異なる運動コード化方向が取得されるならば、最も近い周囲の10の隣接運動コード化勾配からの投影ビューが用いられる。これらは高品質合成画像の再構成を可能にするのに十分な数である。

【0058】

マスクの場合と同じく、各々の異なる運動コード化画像フレーム・データセットについて、別個の合成画像が生成される。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の好ましい実施態様に用いられるMRIシステムのブロック図である。

【図2】MRIシステムを用いた典型的なフーリエ又はスピンワープ画像取得において、k空間がサンプリングされる方法の図である。

10

【図3】MRIシステムを用いた典型的な投影再構成画像取得における、k空間がサンプリングされる方法の図である。

【図4】画像再構成プロセスにおける従来の逆投影ステップの図である。

【図5】本発明に従って実現されるステップと同じステップの図である。

【図6】3D画像の再構成における高度に限定された逆投影ステップの図である。

【図7】インタリーブ投影ビューのk空間サンプリングパターンの図である。

【図8】本発明を実施するため図1のMRIシステムで使用される好ましいパルスシーケンスである。

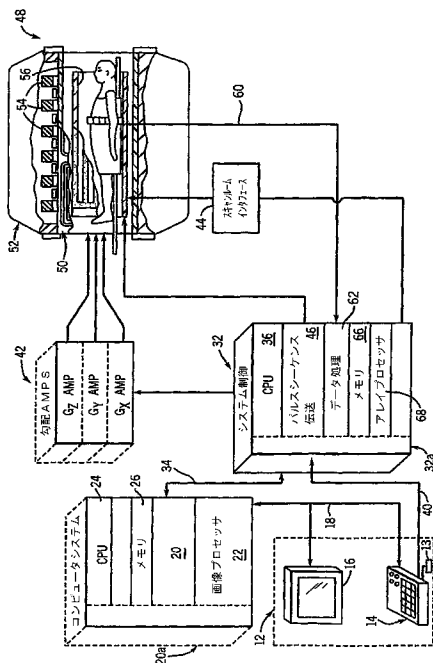
【図9】本発明の好ましい実施態様を実施するため図1のMRIシステムで使用されるステップのフローチャートである。

20

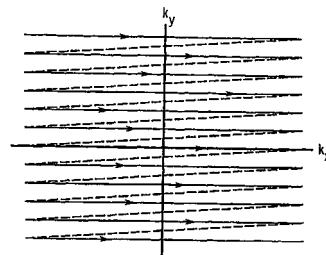
【図10】図9の方法で使用される画像再構成法のフローチャートである。

【図11】本発明の第二の実施態様を実施するために使用されるステップのフローチャートである。

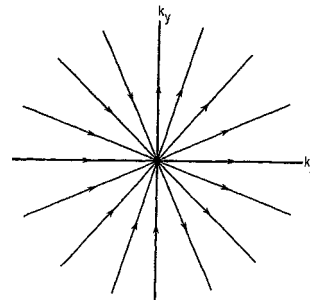
【図1】



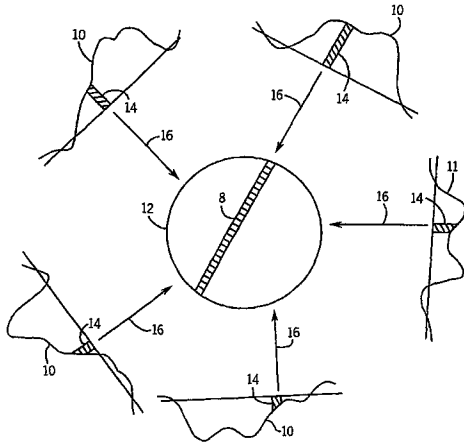
【図2】



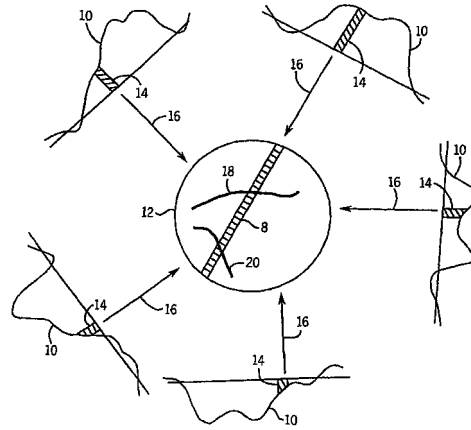
【図3】



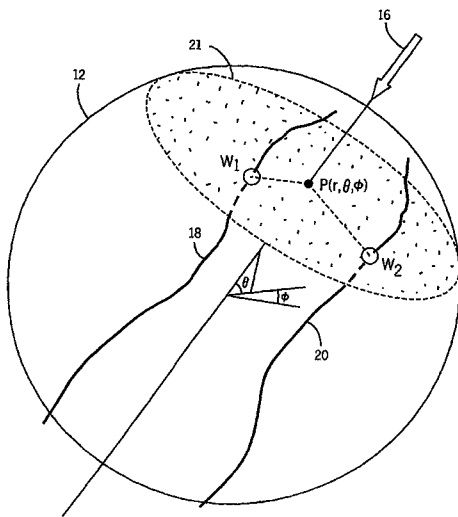
【 図 4 】



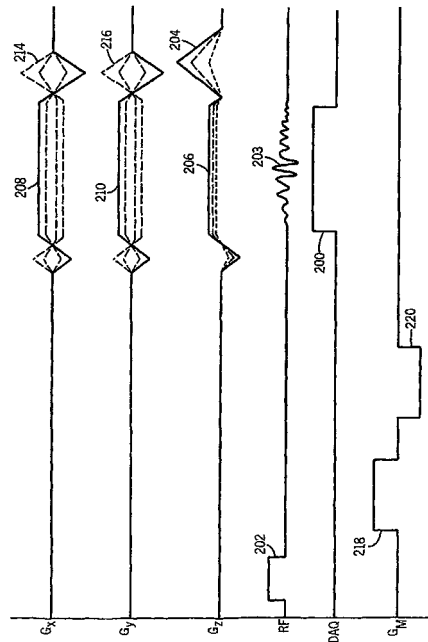
【 図 5 】



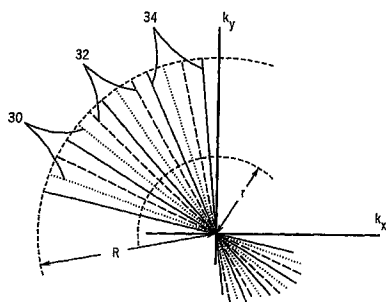
【 図 6 】



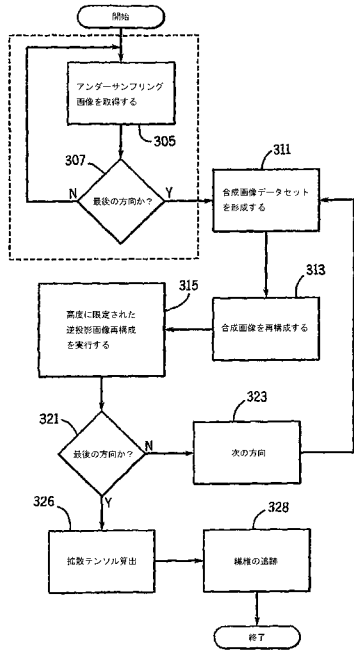
【 図 8 】



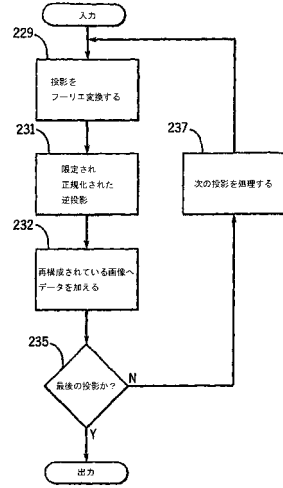
【 図 7 】



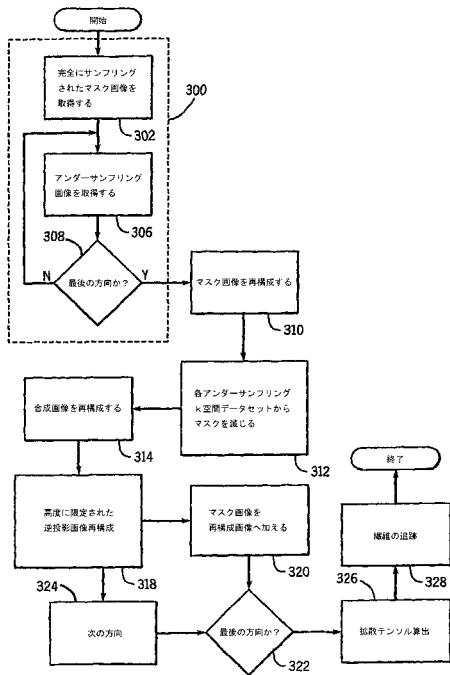
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



【手続補正書】

【提出日】平成20年5月22日(2008.5.22)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴イメージング(MRI)システムのフィールド・オブ・ビュー(FOV)に置かれた対象の拡散強調画像のセットを生成する方法であって、

a) 前記MRIシステムによって、第一の方向に沿って向けられた運動感知勾配と共にパルスシーケンスを使用して、前記FOVの中に置かれた前記対象の投影ビューのセットを異なるビュー角で取得するステップであって、前記投影ビューのセットがアンダーサンプリング画像データセットを形成するステップと、

b) ステップa)を複数回反復するステップであって、前記運動感知勾配が毎回異なる方向に沿って向けられ、前記投影ビューが全てインタリーブされるステップと、

c) 複数の前記アンダーサンプリング画像データセットからの投影ビューを用いて合成画像を生成するステップであって、各合成画像画素の値が、前記FOVの中に置かれた前記対象に関する先験的情報を表示するステップと、

d) 各アンダーサンプリング画像データセットから前記対象の拡散強調画像を

d) i) 前記アンダーサンプリング画像データセット内の取得投影ビューを前記FOVの中へ逆投影し、各々の画像画素の中へ逆投影された前記信号値を、前記合成画像内の前記対応画素の前記値を使用して正規化及び重み付けすることと、

d) ii) 各々の画像画素の逆投影された値を総計すること

とによって、再構成するステップと、

e) 前記拡散強調画像から拡散テンソルを算出するステップと、

を含む、MRIシステムのFOVに置かれた対象の拡散強調画像のセットを生成する方法。

【請求項2】

各画像画素の逆投影信号値 S_n が、ステップd) i)で、

【数1】

$$S_n = (P \times C_n) / \sum_{n=1}^N C_n$$

(ここで、Pは逆投影されている前記投影ビューの値、 C_n は前記合成画像内の対応画素の値、 S_n は前記逆投影経路に沿ったn番目の画素の信号値、Nは前記逆投影経路に沿った画素の総数)

として算出される、請求項1記載の方法。

【請求項3】

前記FOVが3次元であり、3次元画像が生成され、ステップd)で再構成される前記画像 $I(x, y, z)$ が、

【数2】

$$I(x, y, z) = \sum (P(r, \theta, \phi) * C(x, y, z)_{(r, \theta, \phi)} / P_c(r, \theta, \phi))$$

(ここで、総和()は、画像を再構成するために用いられる全投影ビューにわたり、 $I(x, y, z)$ は画素位置x、y、zでの画像信号値であり、 $P(r, \theta, \phi)$ はビュー角、 (θ, ϕ) における投影ビューからの逆投影信号値であり、 $C(x, y, z)$ は前記画素位置x、y、zでの前記合成画像信号値であり、 $P_c(r, \theta, \phi)$ は前記ビュー角、 (θ, ϕ) での前記合成画像からの投影プロファイル信号値)

である、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

f) 前記 F O V の中に置かれた前記対象のマスク画像について投影ビューを取得するステップと、

g) ステップ d) を実行する前に、ステップ a) で取得された対応投影ビューからマスク画像投影ビューを減じるステップと、

を含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

h) ステップ f) で取得された前記投影ビューからマスク画像を再構成するステップと、

i) ステップ e) を実行する前に、ステップ d) で再構成された各拡散強調画像へ前記マスク画像を加えるステップと、

を含む、請求項 4 記載の方法。

【請求項 6】

ステップ c) で生成された前記合成画像が、ステップ a) で取得された全ての前記アンダーサンプリング画像データセット内の実質的に全ての前記投影ビューから再構成される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

異なる合成画像が、ステップ d) で再構成された各拡散強調画像についてステップ c) で生成され、各々の異なる合成画像が、ステップ a) で取得された前記アンダーサンプリング画像データセットの異なるものからの投影ビューを用いて生成される、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

各々の合成画像が、再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセットからの投影ビュー及び再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセットの前記運動感知方向に近い方向で運動感知されるアンダーサンプリング画像データセットからの投影ビューを使用して生成される、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

ステップ f) で取得された前記マスク投影ビューがインタリーブされて、ステップ a) 及び b) で取得された前記アンダーサンプリング画像データセットと実質的に同じ前記方向に沿って向けられた勾配を用いて運動感知されるアンダーサンプリングマスク画像データセットを形成する、請求項 4 記載の方法。

【請求項 10】

再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセット内の投影ビューに対応するマスク投影ビュー及び再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセット内の投影ビューに対応する前記マスク投影ビューの前記運動感知方向に近い方向で運動感知されるアンダーサンプリングマスク投影データセットからのマスク投影ビューを使用してマスク画像を再構成することと、

再構成されている前記画像データセット内の前記投影ビューの前記ビュー角に対応するビュー角で前記マスク画像を再投影し、前記再投影されたマスク画像の投影ビューをステップ g) で使用することと、
を含む、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

再構成されている各々のアンダーサンプリング画像データセットについて別個のマスク画像を生成することと、

各々のマスク画像を再投影することと、

前記再投影されたマスク画像の投影ビューを、再構成されている前記アンダーサンプリング画像データセット内の対応投影ビューから減じることと、
を含む、請求項 9 記載の方法。

【請求項 12】

ステップ e) を実行する前に、各々のマスク画像を、ステップ d) で再構成された対応拡散強調画像へ加えることを含む、請求項 1 1 記載の方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/US2006/036837
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01R33/563		
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 G06T		
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 practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, COMPENDEX, INSPEC, BIOSIS, EMBASE, MEDLINE, IBM-TDB		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P,X	ALEXANDER AL ET AL: "Diffusion tensor imaging with highly constrained backprojection (HYPR)" PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 14TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION, SEATTLE, USA, 6-12 MAY 2006, 6 May 2006 (2006-05-06), page 858, XP002415344 the whole document	1-12

-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		
<input checked="" type="checkbox"/> 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 document 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		Date of mailing of the international search report
17 January 2007		05/02/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Streif, Jörg

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2006/036837

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category ¹	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	SEIFERT M H J ET AL: "High-Resolution Diffusion Imaging Using a Radial Turbo-Spin-Echo Sequence: Implementation, Eddy Current Compensation, and Self-Navigation" JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE, ACADEMIC PRESS, ORLANDO, FL, US, vol. 144, no. 2, June 2000 (2000-06), pages 243-254, XP004406911 ISSN: 1090-7807 Section "Methods and Experimental"	1-12
A	US 5 502 385 A (KUHN MICHAEL H [DE] ET AL) 26 March 1996 (1996-03-26) column 1, lines 5-15 column 3, line 12 - column 5, line 39 figures 3-5	1-12
A	NOWINSKI WL: "The iterated normalized backprojection method of image reconstruction" PROCEEDINGS OF 5TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER ANALYSIS OF IMAGES AND PATTERNS (CAIP'93), SPRINGER-VERLAG, 13 September 1993 (1993-09-13), pages 556-563, XP009077200 Berlin, Germany page 556 - page 558	1-12
A	AGGARWAL A, VASU RM: "Imaging in turbid media by modified filtered back projection method using data from Monte Carlo simulation" PROCEEDINGS OF THE SPIE - THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR OPTICAL ENGINEERING, vol. 5047, 3 March 2003 (2003-03-03), pages 314-324, XP002415039 page 319 - page 323	1-12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2006/036837

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
US 5502385	A	26-03-1996	DE 4319539 A1	15-12-1994
			EP 0629876 A1	21-12-1994
			JP 7051250 A	28-02-1995

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ミストレッタ, チャールズ エイ.

アメリカ合衆国 5 3 7 0 4 ウィスコンシン州 マディソン ファーウェル ドライブ 8 4 3

(72)発明者 アレクサンダー, アンドリュー エル.

アメリカ合衆国 5 3 7 0 5 ウィスコンシン州 マディソン ノース ブラックホーク アベニュー 5 1 0

Fターム(参考) 4C096 AA17 AB03 AB15 AB50 AC01 AD06 AD13 BA18 BA42 BA50
DB08 DB10