

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4133348号
(P4133348)

(45) 発行日 平成20年8月13日 (2008. 8. 13)

(24) 登録日 平成20年6月6日 (2008. 6. 6)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 7 0

G O 1 R 33/48 (2006. 01)

G O 1 N 24/08 5 1 O Y

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2003-1271 (P2003-1271)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成15年1月7日 (2003. 1. 7)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2004-209084 (P2004-209084A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成16年7月29日 (2004. 7. 29)	(74) 代理人	110000350
審査請求日	平成17年11月11日 (2005. 11. 11)		ポレール特許業務法人
		(74) 代理人	100068504
			弁理士 小川 勝男
		(74) 代理人	100086656
			弁理士 田中 恭助
		(72) 発明者	谷口 陽
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
		(72) 発明者	越智 久晃
			東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
			株式会社日立製作所 中央研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核磁気共鳴を用いた検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出するパルスシーケンスを制御する制御装置を有し、前記制御装置は、

(1) 前記生体が呼吸又は吸気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出し、前記生体の呼吸による体動のモニタの基準とする、撮影断面の基準投影像を得るための第1のパルスシーケンスの制御と、

(2) 前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して、前記モニタに使用する前記撮影断面の投影像を得るための前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して前記撮影断面の画像を得るための第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す制御と、

(3) 前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数に基づいて、前記撮影断面の画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する制御とを行い、

前記投影像と前記基準投影像とは一次元投影像であり、前記類似度係数は数値であることを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項 2】

請求項1に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置において、前記制御装置は、前記(2)から前記(3)を繰返す制御を行うことを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置において、さらに、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行う演算処理装置を有し、前記制御装置は、前記 (1) の前記第 1 のパルスシーケンスを前記所定の繰り返し時間間隔で繰り返す制御を行い、前記演算処理装置は、前記 (1) の前記第 1 のパルスシーケンスの繰り返しで検出された前記核磁気共鳴信号から求めた、前記撮影断面の投影像の平均値を、前記基準投影像として求めることを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置において、前記類似度係数の値が所定の閾値以上である場合に、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第 2 のパルスシーケンスで検出する制御を行うことを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の核磁気共鳴を用いた検査装置において、さらに、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行う演算処理装置を有し、前記制御装置は、前記生体が呼吸を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する前記第 1 のパルスシーケンス制御と、前記生体が呼吸をしている状態で、前記第 1 のパルスシーケンスを 1 回実行する制御との間で、前記生体が呼吸をしている状態で、前記第 1 のパルスシーケンスを前記所定の繰り返し時間間隔で繰り返す制御を行い、前記演算処理装置は、前記繰り返しで検出された前記核磁気共鳴信号から求めた前記撮影断面の投影像と前記基準投影像との間での前記類似度係数の出現頻度を求める演算処理を行い、前記類似度係数が 1 に近い部分での前記出現頻度の和が、 m を 3 以上の正の数として、前記出現頻度の総和の $1/m$ となる前記類似度係数を、前記所定の閾値とすることを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴信号を用いて検査対象の動きをモニタしながら撮影を行うための核磁気共鳴を用いた検査装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

核磁気共鳴イメージング (MRI) 装置は、被検体を横切る任意の平面内の水素原子核に核磁気共鳴を起こさせ、発生する核磁気共鳴信号からその平面内における断層像を得る医用画像診断装置である。

30

【0003】

一般的には、被検体の断層像を得ようとする平面を特定するスライス傾斜磁場を印加すると同時にその平面内の磁化を励起させる励起パルスを与え、これにより励起された磁化が収束する段階で発生する核磁気共鳴信号 (エコー) を得る。磁化に位置情報を与えるため、励起からエコーを得るまでの間に、断層面内で互いに垂直な方向の位相エンコード傾斜磁場とリードアウト傾斜磁場を印加する。計測されたエコーは、横軸を k_x 、縦軸を k_y とする k 空間に配置される。1 つのエコーは、 k_x 軸に平行な 1 本のラインを占める。この k 空間に対して逆フーリエ変換することによって画像再構成が行われる。

40

【0004】

エコーを発生させるためのパルスと各傾斜磁場は、あらかじめ設定されたパルスシーケンスに基づいて印加されるようになっている。このパルスシーケンスは、目的に応じて種々のものが知られている。

【0005】

例えば、一般的な撮影法の一つであるグラディエントエコー (GE) 法は、そのパルスシーケンスを繰り返して作動させ、繰り返しごとに位相エンコード傾斜磁場を順次変化させることにより、1 枚の断層像を得るために必要な数のエコーを順次計測していく方法である。

50

【 0 0 0 6 】

図 1 の (A) に、G E 法のパルスシーケンスを示す。このパルスシーケンスの動作は以下のとおりである。z 方向のスライス傾斜磁場パルス 2 0 1 の印加とともにプロトンの共鳴周波数 f_0 の磁化励起用高周波磁場 (R F) パルス 2 0 2 を印加し、対象物体内のあるスライスのプロトンに核磁気共鳴現象を誘起する。そして、磁化の位相に位相エンコード方向 (y) の位置情報を付加するための位相エンコード傾斜磁場パルス 2 0 3、ディフェーズ用リードアウト傾斜磁場 2 0 5 を印加した後、リードアウト方向 (x) の位置情報を付加するためのリードアウト傾斜磁場パルス 2 0 6 を印加しながら核磁気共鳴信号 (エコー) 2 0 8 を計測する。エコー計測後、リフェーズ傾斜磁場パルス 2 0 7 を印加して磁化の位相を戻し、次の励起に備える。

10

【 0 0 0 7 】

以上のスライス傾斜磁場パルス印加からエコー計測までの手順を、繰り返し時間 T R で繰り返し、1 枚の画像を得るのに必要なエコーを計測する。各エコーは、図 1 の (B) のように k 空間 2 0 9 上に配置され、2 次元逆フーリエ変換によって画像再構成される。1 画像当たりの撮影時間は、例えば、T R = 1 0 m s として 1 2 8 × 1 2 8 画素の画像を撮影した場合、1.28 秒である。なお、このシーケンスは T R が短いため、磁化が定常状態になってエコーが安定するまで、2 0 回程度以上のシーケンス実行が余分に必要である。

【 0 0 0 8 】

心臓を撮影する場合には、心周期が約 1 秒と撮影時間よりも短いため、心電図同期を用いて撮影の時間分解能を高める方法が広く用いられている (例えば、非特許文献 1 参照)。この方法は、心電図の R 波のトリガに同期して位相エンコードを変化させ、1 画像の再構成に必要なエコーを複数の心拍にまたがって計測する方法である。撮影中に呼吸による体動が生じると、再構成されたゴーストが発生するため、撮影は息止め中に行われるのが普通である。

20

【 0 0 0 9 】

図 2 の (A) には、その一例として、1 2 8 × 1 2 8 の画像を 1 心拍当たり 8 フレーム、T R = 5 m s で撮影する場合の心電図と計測の関係について示している。まず、R 波 T 1 直後から位相エンコードを 8 ずつ変化させながら - 6 4 から 5 6 まで計測する。これを 8 フレーム分、計 8 回繰り返す。次に、R 波 T 2 直後から位相エンコードを同じく 8 ずつ変化させながら - 6 3 から 5 7 まで計測する。これを 8 フレーム分、計 8 回繰り返す。以上の計測を T 8 まで連続して実施した後、図 2 の (B) のようにフレーム毎にエコー 2 0 8 を位相エンコード順に並べ替えて k 空間 2 0 9 に配置し、再構成する。

30

【 0 0 1 0 】

これに対して、核磁気共鳴信号を用いて呼吸をモニタする方法が提案されている。これは、肝臓から肺にかけて棒状に励起された領域の 1 次元投影像から、肝臓と肺の境界 (横隔膜) の動きを検出する方法である (例えば、特許文献 1 参照)。

【 0 0 1 1 】

【 非特許文献 1 】

「NMR 医学 - 基礎と臨床」、丸善出版、1 9 9 1 年、第 1 4 4 頁 ~ 第 1 4 5 頁

【 特許文献 1 】

40

米国特許第 5 , 3 6 3 , 8 4 4 号

【 0 0 1 2 】

【 発明が解決しようとする課題 】

上述した従来の心電図同期を用いて撮影の時間分解能を高める方法では、1 画像の撮影時間は 8 心拍分、約 8 秒である。息止め時間は健常者でも 3 0 秒程度が限界であるため、1 回の息止めで撮影できるスライス枚数はせいぜい 4 枚程度である。それ以上の枚数の撮影を実施する場合には、複数回の息止めを行わなければならないが、これは、被検者にとってかなりの負担となる。

【 0 0 1 3 】

また、上述した従来の核磁気共鳴信号を用いて呼吸をモニタする方法は、撮影面と呼吸モ

50

ニタ用の励起領域が異なるため、呼吸モニタを実施するたびに磁化を定常状態に戻すための余分なシーケンス実行が必要となり、撮影時間が長くなるという課題を有する。

【0014】

また、従来の心臓撮影においては心電図に同期させて撮影を行うため、必ず心電計などの装置を被検体に装着する必要があった。

【0015】

本発明の目的は、被検者に負担がなく心臓等のマルチスライス・マルチフレーム撮影を実施可能な核磁気共鳴を用いた検査装置を提供することにある。

【0016】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明の核磁気共鳴を用いた検査装置は、静磁場を発生する静磁場発生手段と、互いに直交する第1、第2、及び第3方向の傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段と、検査対象（生体）から発生する核磁気共鳴信号（エコー）を検出する信号検出手段と、検出された前記核磁気共鳴信号の演算処理を行なう演算処理手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記高周波磁場発生手段を制御する制御手段とを有し、前記制御手段は、投影像を撮影するパルスシーケンスを実施し、前記投影像と基準投影像との類似度係数を求めることにより、検査対象の呼吸の動きを検出する。

【0017】

また、前記制御手段は、位相エンコードを付与してエコーを計測するパルスシーケンスを、前記位相エンコードの大きさを変化させながら実施して断面像を撮影し、前記基準投影像を前記パルスシーケンスの実施の前に撮影し、前記投影像を前記パルスシーケンス実施の間に撮影することにより、呼吸動の影響のない画像を撮影する。

【0018】

また、本発明の核磁気共鳴を用いた検査方法は、以下に示す特徴を有する。

【0019】

1) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気又は吸気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出し、前記生体の呼吸による体動のモニタの基準とする、撮影断面の基準投影像を得るための第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して、前記モニタに使用する前記撮影断面の投影像を得るための前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して前記撮影断面の画像を得るための第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、及び、(3)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数に基づいて、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【0020】

2) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気又は吸気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して、前記生体の呼吸による体動のモニタの基準とする、撮影断面の基準投影像を得るための第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して、前記モニタに使用する前記撮影断面の投影像を得るための前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出して前記撮影断面の画像を得るための第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(3)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数に基づいて、前記体動をモニタし、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパル

10

20

30

40

50

スシーケンスで収集する工程と、及び、(4)前記(2)から前記(3)を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【0021】

3) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気又は吸気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第1のパルスシーケンスを実行して、前記撮影断面の前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、(2)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(3)前記(2)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の投影像を求める工程と、(4)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数を求める工程と、(5)前記類似度係数に基づいて、前記生体の呼吸による体動をモニタする工程と、(6)前記モニタの結果に従って、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程と、及び、(7)前記(2)から前記(6)を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

10

【0022】

4) 前記事項3)に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記(5)で、前記類似度係数の値と所定の閾値との比較に基づいて、前記体動をモニタすることを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

20

【0023】

5) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気又は吸気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、(3)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(4)前記(3)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の投影像を求める工程と、(5)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数を求める工程と、(6)前記類似度係数の値と所定の閾値との比較に基づいて、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程と、及び、(7)前記(3)から前記(6)を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

30

【0024】

6) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気又は吸気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、(3)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(4)前記(3)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の投影像を求める工程と、(5)前記投影像と前記基準投影像との類似度係数を求める工程と、(6)前記類似度係数に基づいて、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程と、及び、(7)前記(3)から前記(6)を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた

40

50

検査方法。

【 0 0 2 5 】

7) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、(3)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(4)前記(3)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の投影像を求める工程と、(5)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数を求める工程と、(6)前記類似度係数の値が所定の閾値以上である場合に、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程と、(7)前記(3)から前記(6)を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

10

【 0 0 2 6 】

8) 前記事項8)に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記(1)の前記第1のパルスシーケンスを1回実行することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0 0 2 7 】

20

9) 前記事項8)に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記(1)の前記第1のパルスシーケンスを前記所定の繰返し時間間隔で繰返し、前記(1)の前記第1のパルスシーケンスの繰返しで検出された前記核磁気共鳴信号から求めた、前記撮影断面の投影像の平均値を、前記基準投影像として求めることを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0 0 2 8 】

10) 前記事項8)に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記(2)と前記(3)との間に、(a)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを前記所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(b)前記(a)の前記第1のパルスシーケンスの繰返しで検出された前記核磁気共鳴信号から求めた前記撮影断面の投影像と前記基準投影像との間での前記類似度係数の出現頻度を求める工程と、(c)前記類似度係数が1に近い部分での前記出現頻度の和が、 m を3以上の正の数として、前記出現頻度の総和の $1/m$ となる前記類似度係数を、前記所定の閾値とする工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

30

【 0 0 2 9 】

11) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体が呼気を止めた状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、(3)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(4)前記(3)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の投影像を求める工程と、(5)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数を求める工程と、(6)前記類似度係数の出現頻度から所定の閾値を求める工程と、(7)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体が呼吸をしている状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第2のパルスシーケンスを前記所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(8)前記(7)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号から前記撮影断面の投影像を求める工程と、(9)前記(8)の前記投影像と前記基準投影像との間での前記類似度係数を求める工程と、(10)

40

50

）前記（ 9 ）の前記類似度係数の値が前記所定の閾値以上である場合に、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第 2 のパルスシーケンスで収集する工程と、（ 11 ）前記（ 7 ）から前記（ 10 ）を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0030 】

12） 前記事項 11）に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記類似度係数が 1 に近い部分での前記出現頻度の和が、 m を 3 以上の正の数として、前記出現頻度の総和の $1/m$ となる前記類似度係数を、前記所定の閾値とする工程を有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0031 】

13） 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、（ 1 ）前記生体に、正の極性のスライス傾斜磁場と共に高周波磁場を印加する第 1 の時間区画と、前記生体に、負の極性のリードアウト傾斜磁場を印加する第 2 の時間区画と、正の極性の前記リードアウト傾斜磁場が印加された状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第 3 の時間区画と、前記生体に、負の極性の前記リードアウト傾斜磁場を印加する第 4 の時間区画とを有する第 1 のパルスシーケンスを、前記生体が呼吸を止めた状態で、実行する工程と、（ 2 ）前記第 1 のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号を 1 次元逆フーリエ変換して、前記撮影断面の前記リードアウト傾斜磁場が印加される方向に於ける前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、（ 3 ）前記第 1 のパルスシーケンスを、前記生体が呼吸をしている状態で、1 回実行した後に、前記生体に、正の極性の前記スライス傾斜磁場と共に前記高周波磁場を印加する第 5 の時間区画と、前記生体に、位相エンコード傾斜磁場、及び、負の極性のリードアウト傾斜磁場の各傾斜磁場を印加する第 6 の時間区画と、正の極性の前記リードアウト傾斜磁場が印加された状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第 7 の時間区画と、前記生体に、前記第 2 の時間区画で印加した前記位相エンコード傾斜磁場の極性と反対の極性をもつ前記位相エンコード傾斜磁場、及び、負の極性の前記リードアウト傾斜磁場を印加する第 8 の時間区画とを有するパルスシーケンスを、前記位相エンコード傾斜磁場の大きさ変化させて、所定の繰返し時間間隔で繰返す第 2 のパルスシーケンスを、前記生体が呼吸をしている状態で、実行する工程と、（ 4 ）前記（ 3 ）の前記第 1 のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号を 1 次元逆フーリエ変換して、前記撮影断面の前記リードアウト傾斜磁場が印加される方向に於ける投影像を求める工程と、（ 5 ）前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数を求める工程と、（ 6 ）前記類似度係数の値と所定の閾値との比較に基づいて、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第 2 のパルスシーケンスで収集する工程と、（ 7 ）前記（ 3 ）から前記（ 6 ）を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0032 】

14） 前記事項 13）に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記類似度係数の値が所定の閾値以上である場合に、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第 2 のパルスシーケンスで収集する工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0033 】

15） 前記事項 13）に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記類似度係数の出現頻度を求める工程と、前記類似度係数が 1 に近い部分での前記出現頻度の和が、 m を 3 以上の正の数として、前記出現頻度の総和の $1/m$ となる前記類似度係数を、前記所定の閾値とする工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0034 】

16） 前記事項 13）に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記（ 1 ）の前記第 1 のパルスシーケンスを 1 回実行することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

17) 前記事項13)に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記(1)の前記第1のパルスシーケンスを前記所定の繰返し時間間隔で繰返す工程をと、前記(1)の前記第1のパルスシーケンスの繰返しで検出された前記核磁気共鳴信号から求めた、前記撮影断面の投影像の平均値を、前記基準投影像として求めることを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0 0 3 6 】

18) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記生体に、正の極性のスライス傾斜磁場と共に高周波磁場を印加する第1の時間区画と、前記生体に、負の極性のリードアウト傾斜磁場を印加する第2の時間区画と、正の極性の前記リードアウト傾斜磁場が印加された状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第3の時間区画と、前記生体に、負の極性の前記リードアウト傾斜磁場を印加する第4の時間区画とを有する第1のパルスシーケンスを、前記生体が呼吸を止めた状態で、実行する工程と、(2)前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号を1次元逆フーリエ変換して、前記撮影断面の前記リードアウト傾斜磁場が印加される方向に於ける前記撮影断面の基準投影像を求める工程と、(3)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、(4)前記(3)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号を1次元逆フーリエ変換して、前記撮影断面の前記リードアウト傾斜磁場が印加される方向における投影像を求める工程と、(5)前記(4)で求められた前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数を求める工程と、(6)前記類似度係数の出現頻度から所定の閾値を求める工程と、(7)前記生体が呼吸をしている状態で、前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記生体に、正の極性の前記スライス傾斜磁場と共に前記高周波磁場を印加する第5の時間区画と、前記生体に、位相エンコード傾斜磁場、及び、負の極性のリードアウト傾斜磁場の各傾斜磁場を印加する第6の時間区画と、正の極性の前記リードアウト傾斜磁場が印加された状態で、前記核磁気共鳴信号を検出する第7の時間区画と、前記生体に、前記第2の時間区画で印加した前記位相エンコード傾斜磁場の極性と反対の極性をもつ前記位相エンコード傾斜磁場、及び、負の極性の前記リードアウト傾斜磁場を印加する第8の時間区画とを有するパルスシーケンスを、前記位相エンコード傾斜磁場の大きさ変化させて、前記所定の繰返し時間間隔で繰返す第2のパルスシーケンスを、前記生体が呼吸をしている状態で、実行する工程と、(8)前記(7)の前記第1のパルスシーケンスで検出された前記核磁気共鳴信号を1次元逆フーリエ変換して、前記撮影断面の前記リードアウト傾斜磁場が印加される方向に於ける投影像を求める工程と、(9)前記(8)で求められた前記投影像と前記基準投影像との間での前記類似度係数を求める工程と、(10)前記(9)で求められた前記類似度係数の値と前記所定の閾値との比較に基づいて、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程と、(11)前記(7)から前記(10)を繰返す工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0 0 3 7 】

19) 前記事項18)に記載の核磁気共鳴を用いた検査方法において、前記類似度係数の値が前記所定の閾値以上である場合に、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【 0 0 3 8 】

20) 静磁場の中に置かれた生体に、高周波磁場、傾斜磁場を印加して、前記生体から発生する核磁気共鳴信号を検出する工程と、検出された前記核磁気共鳴信号を用いて撮影断面の画像再構成を行なう工程とを有する核磁気共鳴を用いた検査方法であって、(1)前記核磁気共鳴信号を検出し、前記生体の心拍のモニタの基準とする、撮影断面の基準投

10

20

30

40

50

影像を得るための第1のパルスシーケンスを実行する工程と、(2)前記核磁気共鳴信号を検出して、前記モニタに使用する前記撮影断面の投影像を得るための前記第1のパルスシーケンスを1回実行した後に、前記核磁気共鳴信号を検出して前記撮影断面の画像を得るための第2のパルスシーケンスを所定の繰返し時間間隔で繰返す工程と、及び、(3)前記投影像と前記基準投影像との間での類似度係数に基づいて、前記画像再構成に用いる前記核磁気共鳴信号を前記第2のパルスシーケンスで収集する工程とを有することを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査方法。

【0039】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施例について、図面を参照して詳述する。

10

【0040】

図3は、核磁気共鳴イメージング装置の概略構成を示すブロック図である。図3において、101は静磁場を発生するマグネット、102は傾斜磁場を発生するコイル、103は被検体(生体)であり、被検体103はマグネット101の発生する静磁場空間内に設置される。また、シーケンサ104は傾斜磁場電源105と高周波磁場発生器106に命令を送り、それぞれ傾斜磁場および高周波磁場を発生させる。高周波磁場は、プローブ107を通じて検査対象103に印加される。検査対象103から発生した信号はプローブ107によって受波され、受信器108で検波が行われる。検波の基準とする核磁気共鳴周波数(以下、検波基準周波数と記す。)は、シーケンサ104によりセットされる。検波された信号は計算機109に送られ、ここで画像再構成などの信号処理が行われる。

20

【0041】

その結果は、ディスプレイ110に表示される。必要に応じて、記憶媒体111に検波された信号や測定条件を記憶させることもできる。また、静磁場空間内にはシーケンサ104に接続された心電計114があり、被検体103の心電波形を計測することができる。計測された心電波形は、シーケンサ104に取り込まれる。また、静磁場均一度を調整する必要があるときは、シムコイル112を使う。シムコイル112は複数のチャネルからなり、シム電源113により電流が供給される。静磁場均一度調整時には各シムコイルに流れる電流をシーケンサ104により制御する。シーケンサ104は、シム電源113に命令を送り、静磁場不均一を補正するような付加的な磁場をコイル112より発生させる。

30

【0042】

なお、シーケンサ104は通常、予めプログラムされたタイミング、強度で各装置が動作するように制御を行う。上記プログラムのうち、特に、高周波磁場、傾斜磁場、信号受信のタイミングや強度を記述したものはパルスシーケンスと呼ばれている。

【0043】

本発明による呼吸モニタは、撮影断面の基準投影像とモニタ中に撮影される投影像との類似度係数を計算することにより行われる。類似度係数とは、2個の投影像の類似度を表す係数で、2個の投影像が同一の場合に1となり類似度が低くなるにつれて単調に減少する係数である。

【0044】

40

呼吸による被検体の動きは、周期的である。従って、モニタ中の呼吸の位相が、基準投影像を撮影した時点での呼吸位相に近くなれば、類似度係数は1に近づき、逆に基準投影像の呼吸位相から離れるほど小さくなる。ここで、息を吸い込んだ状態(吸気時点)で基準投影像を撮影しておけば、モニタ中の類似度係数は、吸気時には徐々に大きくなって1に近づき、呼気時には徐々に小さくなる。また、息を吐き出した状態(呼気時点)で基準投影像を撮影しておけば、モニタ中の類似度係数は、呼気時に徐々に大きくなって1に近づき、吸気時には徐々に小さくなる。

【0045】

類似度係数としては、例えば、線形相関係数を用いることができる。基準投影像の各点の値を x_i 、モニタ中に撮影される投影像の各点の値を y_i とすると、 $i = 1, \dots, N$ に

50

ついて線形相関係数 r_1 は次式で与えられる。

【 0 0 4 6 】

【 数 1 】

$$r_1 = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_i (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_i (y_i - \bar{y})^2}}$$

ここで \bar{x} は x_i の平均, \bar{y} は y_i の平均を表す。

..... (数1)

10

あるいは、次式で与えられる内積 a を用いて、

【 0 0 4 7 】

【 数 2 】

$$a = |\vec{x}| |\vec{y}| \cos \theta = \sum_i x_i y_i$$

ここで \vec{x} と \vec{y} はそれぞれ x_i, y_i を成分とするベクトル, θ は \vec{x} と \vec{y} のなす角を表す。

..... (数2)

20

近似的に以下の式で表される r_2 でも良い。

【 0 0 4 8 】

【 数 3 】

$$r_2 = \cos \theta = \frac{\sum_i x_i y_i}{|\vec{x}| |\vec{y}|}$$

..... (数3)

30

すなわち、投影像の強度の積分値は呼吸によってほとんど変化しないため、2 個の投影像それぞれを多次元のベクトルと考えた場合、投影像が類似しているかどうかはベクトルの向きが近いかどうかで表すことができる。従って、類似度は、 r_2 に帰着できる。

【 0 0 4 9 】

いずれの係数を用いても、2 個の投影像が同一であれば係数は 1 となり、類似度が低くなるにつれて係数も小さな値をとる。

【 0 0 5 0 】

通常、安静時の呼吸における吸気時点の体の動きと、深呼吸したときの動きにはかなりの違いがあるのに比較すると、安静時の呼気と息を吐ききった際の呼気との違いは小さい。また、深呼吸の深さは自由度が大きいのに対し、呼気の自由度は小さい。従って、呼吸モニタの基準投影像には、呼気時点の投影像を用いた方がより安定な結果が得られる傾向にある。

40

【 0 0 5 1 】

図 3 のイメージング装置で被検体の呼吸動をモニタする際の呼吸とシーケンサの動作の関係を、図 4 に示す。まず、被検体はゆっくり息を吐き、吐ききったところで呼吸を停止する。シーケンサは、呼吸停止中に、図 5 に示すパルスシーケンスを実行して 1 個のエコーを計測し、これを 1 次元逆フーリエ変換して得られた投影像を基準投影像とする。

【 0 0 5 2 】

図 5 は、本発明において、図 3 のイメージング装置で呼吸モニタ情報を取得するためのパ

50

ルスシーケンスの基本構成を示す。このパルスシーケンスは、図1のパルスシーケンスから位相エンコードパルス（Gyパルス）を削除した形となっている。このパルスシーケンスで計測されたエコー220を1次元逆フーリエ変換することにより、撮影断面のリードアウト方向（Gx方向）の投影像が得られる。

【0053】

シーケンスは、基準投影像取得後、一定時間間隔で、図5のシーケンスを実行して投影像を作成し、計算機がこの投影像と先に得られた基準投影像との線形相関を計算する。この間、被検体は通常の呼吸を行なっている。

【0054】

基準投影像を取得する際、通常は1個のエコーを計測すれば十分である。しかし、撮影面に心臓が含まれる場合には、心臓の拍動によって投影像が大きく変化する。その場合には、図5のパルスシーケンスを繰り返し実行して複数のエコーを計測し、1心拍分のエコーを平均することによって拍動の影響を除去することができる。また、基準投影像を平均によって求めた場合でも、モニタ中の個々の投影像が拍動の影響を受けて線形相関係数が安定しない場合には、線形相関係数の移動平均をとることにより、安定したモニタが可能になる。

【0055】

図6に実際に計測して得られた撮影断面像と線形相関係数の一例を示す。（A）に示すように、撮影面は、胸部の冠状断面を示し、冠状断面の左右方向（図中、紙面上で上下方向）をリードアウト方向とし、投影方向はリードアウト方向と垂直をなす（図中、紙面上で左右方向）。（B）に示す投影像の取得は、80ミリ秒間隔で30秒間取得した。（C）に示す線形相関係数（類似度係数）のグラフは、15個の線形相関係数の移動平均をとった結果を示している。グラフから被検体の呼吸に同期した線形相関係数の変化が読み取れる。線形相関係数は、呼気時には1に近付き、吸気時には小さくなっている。線形相関を利用することにより被検体の呼吸動をモニタすることが可能であることが分かる。

【0056】

次に、上述の方法で呼吸をリアルタイムにモニタしながら動きによるアーチファクトのない画像を撮影する方法について説明する。一般に、吸気時より呼気時の方が動きの停止期間が長い。そこで、この方法では、被検体の呼吸が呼気であると判定された期間だけエコーを計測し、画像を再構成する。

【0057】

実際の撮影シーケンスとして、図7に示すように、図1の撮影シーケンスBをn回実行するごとに1回だけ、図5の撮影シーケンスAを実行するものを用いる。nはTRと呼吸モニタの時間分解能に依存する。例えば、 $TR = 5\text{ ms}$ で呼吸モニタの時間分解能を80msとする場合には、 $n = 15$ となる。

【0058】

撮影の流れを、図8に従って説明する。まず、撮影準備として、図5の撮影シーケンスを用いて被検体の呼気時あるいは吸気時の投影像を撮影し、基準投影像を作成（ステップ801）する。以下、呼気時の投影像を用いた場合について説明する。

【0059】

次に、図7の撮影シーケンスを実行して被検体の呼吸の動きによる線形相関の変化量を見積もる。すなわち、図7の撮影シーケンスを実行して前半部分Aで得られた投影像と基準投影像との線形相関を計算する。これを十分な時間（例えば、30秒間）実施し、図9に示すように、計算された線形相関のヒストグラムを作成する。このヒストグラムから、線形相関が1に近い部分の出現頻度が、全体の出現頻度の $1/m$ （mは、正の数）となる線形相関値 R_{th} を求める（ステップ802）。この間、撮影シーケンスの後半部分Bで得られるエコーは捨てる。

【0060】

以後の計測では、図7の撮影シーケンスを用いて、呼吸をモニタしながら被検体の断層像を撮影する。まず、Aを実行して投影像を取得し、基準投影像との線形相関係数を計算す

10

20

30

40

50

る(ステップ807)。この値が、 R_{th} より大きい場合を呼気と判定し(ステップ803)、その場合だけ画像再構成用のエコーを計測する(ステップ804)。呼気と判定されない場合もシーケンスは実行するが、エコーは捨てるか、計測しないものとする(ステップ805)。これを、画像再構成に必要なエコーを取得するまで続行する(ステップ806)。

【0061】

再構成画像に対する動きの影響の大きさは、上記 m に依存する。 m を大きくすればするほどより動きの影響が小さくなり、画質の良い画像が得られる。通常、 m は3以上とすれば、十分な画質が得られる。

【0062】

図10に、 $m = 6$ 、 3 、 1 の胸部トランス面の撮影結果を示す。呼吸モニタを使用しない場合($m = 1$)に発生しているぶれが、 $m = 3$ 、 6 では抑制されているのが分かる。また、 m が大きくなるほど、画質は良くなっている。

10

【0063】

次に、投影像の線形相関係数を用いて心臓の動き(心拍)をモニタする方法について説明する。心拍のモニタには、基準投影像としてR波直後に取得した1個のエコーから作成した投影像を用いる。これにより、モニタ中に得られる線形相関係数は、R波直後に1に近い値が得られることになる。また、呼吸モニタの場合と異なり通常は移動平均をとる必要はなく、呼吸モニタを行わず心拍だけをモニタする場合には基準投影像を取得する際に息止めを行う必要がない。

【0064】

20

図11は、R波直後に取得した1個のエコーから作成した基準投影像を用いて図6(C)と同様にして得られた線形相関係数の変化を、移動平均をとらなかった場合について示したグラフである。この場合、呼吸の動きに応じてゆっくりとした周期で線形相関係数が変化しているのに加えて、心拍に応じて短い周期で線形相関係数が一瞬だけ大きくなっている。基準投影像をR波直後のエコーから作成したため、線形相関係数が一瞬だけ大きくなっている時刻はR波と一致している。このデータを用いてピーク位置を検出することにより、R波を検出し、心拍をモニタすることが可能になる。

【0065】

ピーク位置は、例えば、図11のグラフの1回微分がゼロとなり、かつ、2回微分が負となる位置として検出することができる。図12の(A)は、図11の一部を拡大したグラフであり(図中、ピーク位置を で示す。)、図12の(B)と(C)は、それぞれ(A)を1回微分した結果と2回微分した結果を示している。図より、ピーク位置は1回微分がゼロとなり、かつ、2回微分が負となる位置と一致していることが分かる。

30

【0066】

この方法を用いれば、心電図を用いることなく心拍をモニタすることが可能となる。これを図3の装置で実行する場合の動作は、以下のとおりである。

【0067】

まず、図4のように被検体がゆっくり息を吐き、吐ききったところで呼吸を停止する間に、シーケンサは、図5のパルスシーケンスを実行して1個のエコーを計測し、これを1次元逆フーリエ変換して得られた投影像を基準投影像とする。その後、被検体は通常の呼吸を行う。シーケンサは、図5のパルスシーケンスを一定時間間隔で実行して投影像を作成し、計算機がこの投影像と先に得られた基準投影像との線形相関を計算し、上に説明した方法でピーク位置を検出する。ここでピークが検出された場合、計算機はR波のトリガをシーケンサに送り、シーケンサはこのトリガを従来の心電計からのトリガの代わりに利用する。例えば、従来技術で説明した心電図同期を用いた心臓撮影の場合には、このトリガに同期して位相エンコードを変化させる。

40

【0068】

このように、本発明による心拍モニタを心電計の代わりに用いれば、検査前の心電計装着の手間が省け、検査効率の向上につながる。

【0069】

50

また、上述した実施例では、基準投影像は投影像の撮影シーケンスに先だって求めていたが、本発明では、基準投影像は投影像の撮影シーケンスが終了した後にもよい。ただし、この場合は、すべてのエコーを計測・保存しておき、後処理で類似度係数を計算し、それに応じてエコーの取捨選択を行う。また、計測・保存するエコーの数は、再構成に必要な数の m 倍としておく。

【0070】

以上、詳細に説明したように、本発明によれば、呼吸期間だけのエコーを取得できるため、呼吸の動きによって発生する画像のぶれを抑制できるという顕著な効果が達成できる。また、本発明によって心拍をモニタすることにより、心電計の装着が不要となり、より簡単に診断を実施することが可能になる。

10

【0071】

【発明の効果】

本発明によれば、被検者に負担がなく心臓のマルチスライス・マルチフレーム撮影を実施可能な核磁気共鳴を用いた検査装置が実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来技術のGE法のパルスシーケンスを示す図。

【図2】従来技術の心電図同期法を説明する図。

【図3】本発明が適用される核磁気共鳴イメージング装置の構成例を示す図。

【図4】本発明の一実施例の撮影タイミングを示す図。

【図5】本発明の一実施例のパルスシーケンスの基本構成を説明する図。

20

【図6】本発明の一実施例の呼吸モニタ結果を示す図。

【図7】本発明による実際の撮影シーケンスの一例を説明する図。

【図8】本発明における撮影の流れを示す図。

【図9】本発明におけるしきい値決定方法を示す図。

【図10】本発明による撮影結果を示す図。

【図11】本発明における線形相関係数を説明する図。

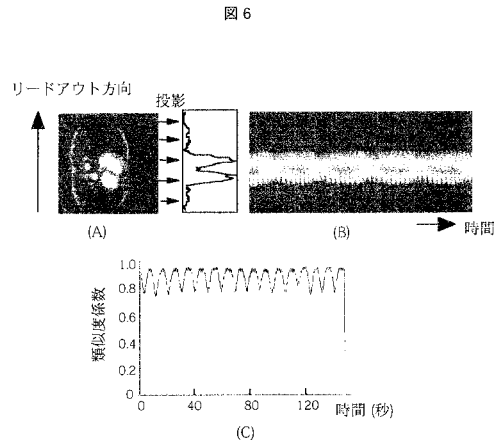
【図12】本発明による心拍モニタの方法を示す図。

【符号の説明】

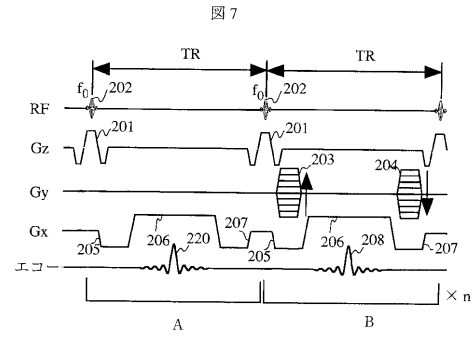
101...静磁場を発生するマグネット、102...傾斜磁場コイル、103...被検体、104...シーケンサ、105...傾斜磁場電源、106...高周波磁場発生器、107...プローブ、108...受信器、109...計算機、110...ディスプレイ、111...記憶媒体、112...シムコイル、113...シム電源、114...心電計、115...検査者、116...ベッド、117...ケーブル、118...スイッチ、201...スライス傾斜磁場パルス、202...磁化励起用高周波磁場パルス、203...位相エンコード傾斜磁場パルス、206、207...リードアウト傾斜磁場パルス、208...エコー、209...k空間、220...エコー。

30

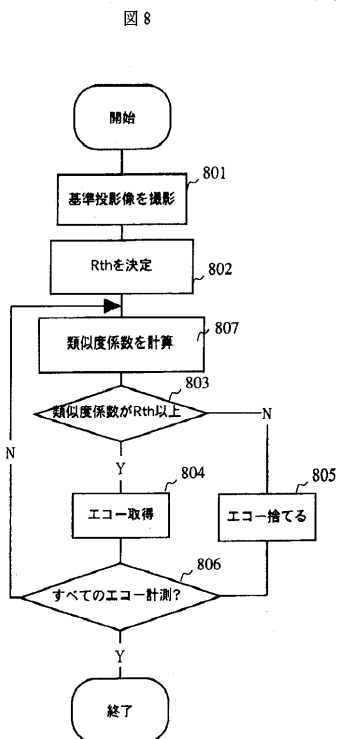
【図 6】



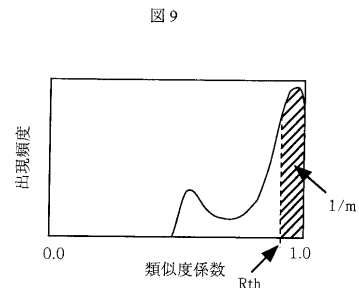
【図 7】



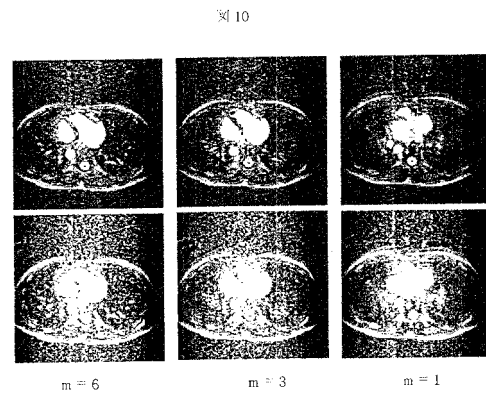
【図 8】



【図 9】

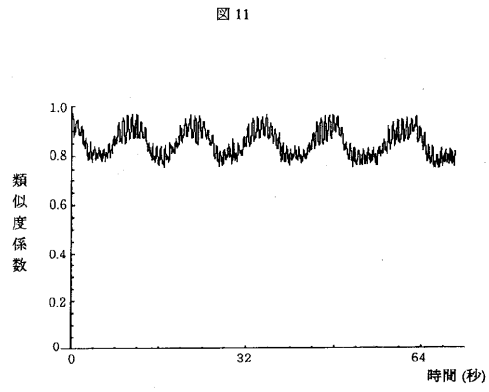


【図 10】

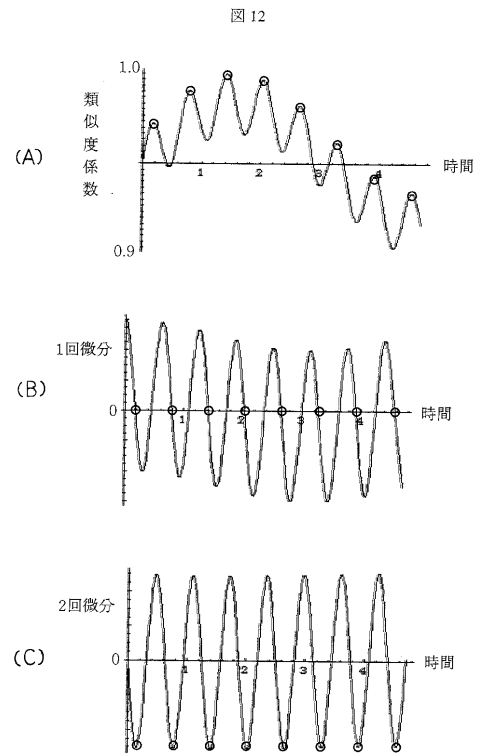


(下段は画像コントラスト強調表示)

【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 梅村 晋一郎

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開昭 6 3 - 1 6 4 9 4 3 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 2 0 4 7 1 2 (J P , A)

特開平 1 1 - 1 2 8 2 0 2 (J P , A)

欧州特許出願公開第 1 4 3 7 6 0 2 (E P , A 2)

米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 1 3 3 0 9 6 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055