

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4047457号
(P4047457)

(45) 発行日 平成20年2月13日(2008.2.13)

(24) 登録日 平成19年11月30日(2007.11.30)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 1 1
	A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 3 (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平10-177997 (22) 出願日 平成10年6月11日(1998.6.11) (65) 公開番号 特開平11-347011 (43) 公開日 平成11年12月21日(1999.12.21) 審査請求日 平成17年6月2日(2005.6.2)</p>	<p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (72) 発明者 新井 仁 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社 日立メ ディコ内 審査官 右▲高▼ 孝幸</p> <p>(56) 参考文献 特開平1-218436 (J P, A) 特開平1-284236 (J P, A) 特開平5-176912 (J P, A) 特開平5-207989 (J P, A) 特開平9-84746 (J P, A) 最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルス照射する送信手段と、前記核磁気共鳴により前記被検体から放出されるエコー信号を検出する受信手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記送信手段と前記受信手段を制御して画像再構成に必要なk空間データを取得する計測制御手段と、取得したk空間データを処理し画像を再構成する信号処理手段と、再構成された画像を表示する手段を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理手段は、前記k空間を各群がそれぞれ該k空間の高域から低域のデータを略均等に含む様に複数の群に分割し、一群のk空間データを取得する毎にその一群のk空間データを用いた高時間分解能画像の再構成と、前記k空間の全データを用いた高空間分解能画像の再構成と、を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記表示手段は、前記高時間分解能画像と前記高空間分解能画像を並列表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

請求項1又は2のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置において、前記信号処理手段は、前記高時間分解能画像を再構成する第1の信号処理手段と、前記高空間分解能画

10

20

像を再構成する第2の信号処理手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置

。【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴現象を利用して被検体の所望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング（以下、MRIという）装置に関するものであり、特にIVR（Interventional Radiology）における連続撮影に好適なMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

IVRは手術中に各種画像取得装置を用いて手術部位などを確認しつつ手術、治療を進める手法であり、近年、MRI装置による高速撮影が可能になったことに伴い、IVRの画像取得装置としてMRI装置を用いたIVMRが実用化されるようになってきている。図6は、IVMRにおける画像取得を示す図で、高速撮影シーケンスにより1計測分のデータを採集すると画像再構成し、画像表示するステップを繰り返し、表示画像を順次更新する。これにより、生検などを行う際に採取する組織の情報（位置、組織状態）とカテーテルの位置などの情報をリアルタイムでモニタしようとするものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

このようにIVMRでは、組織の情報やカテーテル等の位置の情報などをリアルタイム（高い時間分解能）で得ることが必要であり、しかも得られる画像は空間分解能又はS/Nが高いことが要求される。

【0004】

MRI装置による高速撮影法としては、EPI（エコープレナー）シーケンスやFSP（高速スピンエコー）シーケンスなどがあるが、いずれの場合にも高い空間分解能を得るには位相エンコードやサンプル点数を増やす必要があり、撮像時間が延長され時間分解能が低下となる。また高S/N画像を得るためには積算が有効であり、この場合にも撮影時間が延長される。逆にリアルタイム性を出すには、位相エンコードやサンプル点数を減らすシーケンスとなり、時間分解能と空間分解能はトレードオフの関係であり、目的とする高空間分解能かつ高時間分解能の画像を得ることは困難である。

【0005】

そこで本発明は1つの計測で時間分解能、空間分解能とも高い画質を得ることを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、本発明のMRI装置は、被検体の置かれる空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記空間に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルス照射する送信手段と、前記核磁気共鳴により前記被検体から放出されるエコー信号を検出する受信手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記送信手段と前記受信手段を制御して画像再構成に必要なk空間データを取得する計測制御手段と、取得したk空間データを処理し画像を再構成する信号処理手段と、再構成された画像を表示する手段を備え、前記信号処理手段は、前記k空間を各群がそれぞれ該k空間の高域から低域のデータを略均等に含む様に複数の群に分割し、一群のk空間データを取得する毎にその一群のk空間データを用いた高時間分解能画像の再構成と、前記k空間の全データを用いた高空間分解能画像の再構成と、を行う。

【0007】

また、前記信号処理手段は、前記各群がそれぞれ前記k空間の高域から低域のデータを略均等に含む様に前記分割を行ってもよい。また、前記表示手段は、前記高時間分解能画像と前記高空間分解能画像を並列表示してもよい。

10

20

30

40

50

また、本発明のMRI装置の他の好ましい実施態様は、前記信号処理手段は、前記高時間分解能画像を再構成する第1の信号処理手段と、前記高空間分解能画像を再構成する第2の信号処理手段を備えても良い。

【0008】

第1の信号処理手段では、計測完了まで待つことなく短い時間間隔で画像を再構成し更新することができ、高時間分解能の画像が得られる。第2の信号処理手段では高S/N、高空間分解能の高精細画像が再構成される。これらが表示手段に並列表示されて、オペレータが同時に見ることにより、カテーテル先の位置情報や組織情報を高精度で得ることができる。

【0009】

静磁場発生磁石2は、被検体1の周りにその対軸方向または対軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、該被検体1の周りのある広がりを持った空間に永久磁石方式または常電導あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。磁場勾配発生系3は、X、Y、Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10からなり、後述のシーケンサ7からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの三軸方向の傾斜磁場G_x、G_y、G_zを被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の印加方法により被検体1に対するスライス面を設定し、またエコー信号に位置情報を付与することができる。

【0010】

シーケンサ7は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスをおある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するもので、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系4及び磁場勾配発生系3ならびに受信系5に送るようになっている。

【0011】

送信系4は、シーケンサ7から送り出される高周波パルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場を照射するもので、高周波発振器11、変調器12、高周波増幅器13、高周波パルス14aからなる。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ7の命令に従って変調器12で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することに、電磁波が被検体1に照射される。

【0012】

受信系5は、被検体1から放出されるNMR信号を受信する受信コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とを備え、受信コイル14bで受信したエコー信号を増幅し、二系列データとして直交検波した後、A/D変換器17でデジタル化しCPU8に送る。

【0013】

CPU8は、シーケンサ7に指令を送り装置全体の制御を行うとともに信号処理系6の一部として受信系5から送られるデータの画像再構成など種々の演算を行う。信号処理系6には演算途中のデータや演算に必要なデータを記憶するROM、RAMなどや、演算結果を格納する磁気ディスク18、磁気テープ19などの記憶装置と、演算結果を表示する表示装置20と、CPU8に指示を与える溜めの操作卓21とが備えられている。

【0014】

またCPU8の演算処理系は、2つの独立した再構成演算処理系CPU8a、CPU8bから成り、CPU8aは計測開始から任意の時刻までに収集されたデータを元に再構成演算処理を行い、計測完了までそのような処理を繰り返しながら、演算結果である画像を順次表示装置に表示させる。CPU8bは、1つの計測毎に収集されたデータを基に再構成演算処理を行い、画像を表示装置20に表示させる。

【0015】

表示装置20は、2つの再構成演算処理系からの画像データを並列表示するために2つの

10

20

30

40

50

CRT表示装置を設けてもよいが、図2に示すように1つのCRT画面上に2系統の画像データを並列表示する機能を備えていることが好ましい。尚、図2は上記構成のMRI装置によるIVRの状況を示した図で、オペレータは被検体に対し生検等を行いながら表示装置に表示されたMR画像でカテーテル先端位置や組織の状態を確認する。

【0016】

次にこのような構成のMRI装置によるIVR時撮影手順について図3を参照して説明する。一実施例として所定のスライスを実行してシングルショットEPIシーケンスで連続撮影する場合を説明する。

【0017】

まず計測開始により、図4に示すEPIシーケンスを開始する(301)。即ち、被検体の組織を構成するスピン励起のための高周波磁場23をスライス選択のための傾斜磁場 $G_z 24$ とともに印加し、次いで読み出し傾斜磁場 $G_x 26$ を印加し、続いて読み出し傾斜磁場 $G_x 27$ の極性の反転を繰り返しながら m 個のエコー信号 $S_1 \sim S_m$ を発生させる。このときエコー信号を位相方向にエンコードする傾斜磁場 $G_y 25$ を印加する。図面では簡単なためにエコー信号は14個しか示していないが、シングルショットEPIシーケンスでは例えば64或いは128のエコー信号を計測する。このとき位相エンコード量は、エコー信号 S_1 から S_m まで順次増加或いは減少させるのではなく、エコー信号 $S_1 \sim S_m$ を n 分割したときに、 $S_1 \sim S_p$ ($p = m/n$)、 $S_{p+1} \sim S_{2p}$ 、 $S_{2p+1} \sim S_{3p}$ 、 \dots 、 $S_{(n-1)p+1} \sim S_m$ がそれぞれ k 空間の高周波データと低周波データのいずれをも適度に含むように付与する。このために例えば $m = 64$ 、 $n = 4$ の場合、 $S_1 \sim S_{16}$ では1, 5, 9, \dots , 61までの16の位相エンコードを付与し、 $S_{17} \sim S_{32}$ では2, 6, 10, \dots , 62までの16の位相エンコードを付与するようにしてもよい。或いは全くランダムに位相エンコードを付与することもできる。

【0018】

このように位相エンコードされたエコー信号は、例えばサンプル数64のデータとしてCPU8a, CPU8bのRAM内に格納される(k 空間に配置される)。CPU8aは、まず最初に計測された p 個のエコー信号に対し2次元フーリエ変換を施し、画像再構成する(302, 303)。この際、演算を簡単にするために k 空間の k_x 方向のデータ数を k_y 方向のデータ数(=位相エンコード数 p)と合せて間引いてもよい。

【0019】

このようにして再構成された画像は表示装置20の一方の画面20aに表示される(304)。この画像は空間解像度は低い、高周波データと低周波データの両方を含むデータによって再構成されているので、例えばカテーテルの位置などの概略を十分認識することができ、しかも計測開始から極めて短い時間で取得される。

【0020】

CPU8aは、次の p 個のエコー信号 $S_{p+1} \sim S_{2p}$ に対しても同様に画像再構成演算を行い、新たな p 個のエコー信号が計測される毎に順次画像再構成を繰り返し、表示装置20の画面20aを更新する(304)。従って画面20aには1計測にかかる時間の $1/n$ の時間分解能で新たな画像が表示される。

【0021】

一方、CPU8bは、メモリに1計測の終了までに計測された全エコー信号 $S_1 \sim S_m$ が格納された後、全エコー信号について2次元フーリエ変換を施し画像再構成する(305)。この画像は表示装置20のもう一方の画面20bに表示される(306)。この画像は、全てのエコー信号を用いて再構成されているので空間分解能の高い画像を得ることができる。オペレータは図2に示すように表示装置20の2つの画面20a, 20bに表示された高精度の画像と時間分解能の高い画像を同時に見ることにより、カテーテルの位置情報と組織情報とをリアルタイムで且つ高精度の情報として確認することができる。

【0022】

IVRのように連続撮影を行う場合には、上述した撮影シーケンスを繰り返す。次の計測でも、CPU8aは p ($= m/n$) 個のエコー信号が計測される毎に画像再構成、画像の

10

20

30

40

50

更新を繰り返し、CPU 8 bは次の計測で計測された全エコーを用いて画像再構成演算を行い、前の計測の画像を更新して画面20 bに表示する。この場合、必要に応じ前の計測で得られたエコーと加算処理を行ってもよい。これにより高S/Nの画像を得ることができる。

【0023】

次に本発明の第2の実施例として高S/Nの画像を得るための撮影方法について説明する。この実施例では図5に示すように、通常のシングルショットEPIシーケンスに比べ、計測データ点数を減らしたシングルショットEPIシーケンスを採用する。図示する実施例では、4つの信号のみを簡略化して示しているが、実際には1計測で計測されるエコー信号の数(位相エンコード数)mは1枚の画像を再構成可能な数、例えば32或いは64

10

【0024】

この撮影シーケンスにより計測されたエコー信号は、CPU 8 a, CPU 8 bのメモリ内に格納される。CPU 8 aは、m個のエコー信号を用いて画像再構成を行い、これを表示装置20の画面20 aに表示する。計測が繰り返される毎に画像再構成を繰り返し、これにより画面20 aに表示される画像が更新される。この画像は少ないデータを用いて再構成されているため空間分解能は低いが、1計測の計測時間が通常のシングルショットEPIに比べかなり短縮されているので、高時間分解能の画像が得られる。

【0025】

一方、CPU 8 bは複数回(n回)の計測が終了した時点で、n回分の計測データを加算して積算したデータに対するフーリエ変換処理を行い、再構成された画像を表示装置20の画面20 bに表示する。加算回数nが多いほど高S/Nの画像を得ることができる。このように本実施例では、時間分解能の高い画像と高S/Nの画像を同時に表示させることができる。

20

【0026】

【発明の効果】

以上説明したように本発明のMRI装置は、計測されるデータを2系統の信号処理系で画像再構成するとともに2つの表示画面に並列表示することにより、高S/N, 高空間分解能などの高精細画像と、高時間分解能の画像を同時に見ることができる。従ってIVMR

30

において、オペレータがその時点で欲しいカテテル先端の位置や組織の状態情報をリアルタイムで且つ高精度で確認することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のMRI装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本発明のMRI装置を用いたIVMRの状況を示す概略図。

【図3】本発明のMRI装置によるデータ処理のフロー図。

【図4】本発明のMRI装置による撮影シーケンスの一実施例を示す図。

【図5】本発明のMRI装置による撮影シーケンスの他の実施例を示す図。

【図6】従来のMRI装置によるデータ処理のフロー図。

【符号の説明】

40

1 被検体

2 静磁場発生装置

3 磁場勾配発生系

4 送信系

5 受信系

6 信号処理系

8 CPU

8 a CPU(第1の信号処理系)

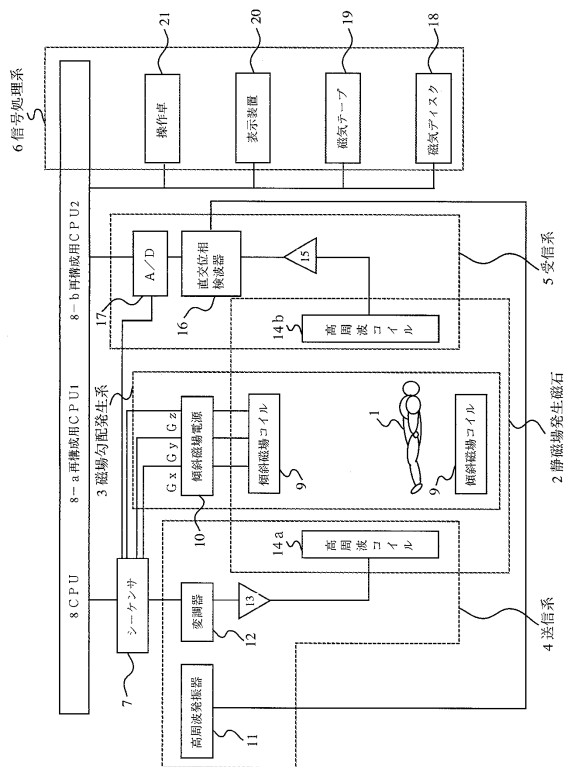
8 b CPU(第2の信号処理系)

20 表示装置

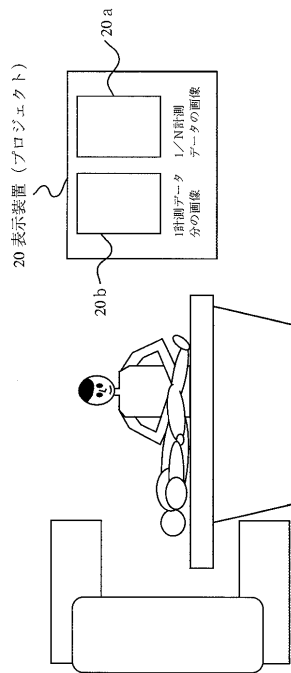
50

20a, 20b 画面

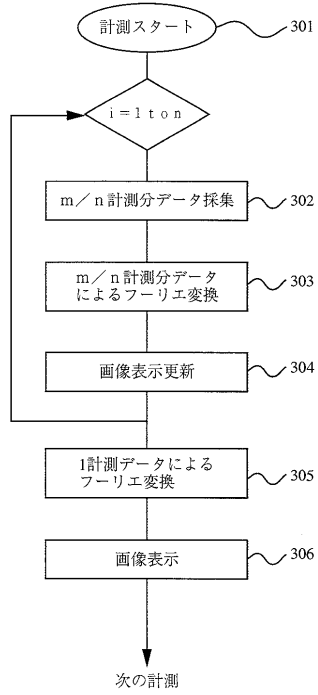
【図1】



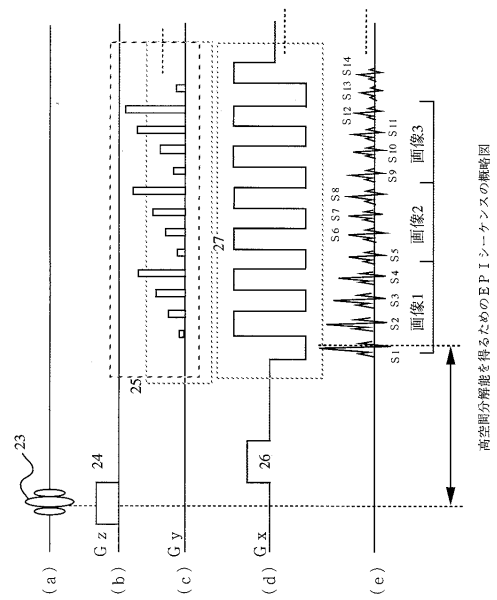
【図2】



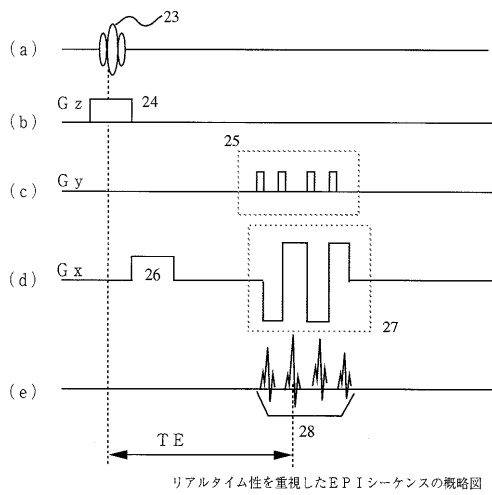
【図3】



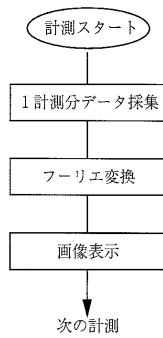
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 5/055