

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第6101526号  
(P6101526)**

(45) 発行日 平成29年3月22日(2017.3.22)

(24) 登録日 平成29年3月3日(2017.3.3)

(51) Int.CI.

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 5/05 3 7 O

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2013-57097 (P2013-57097)  
 (22) 出願日 平成25年3月19日 (2013.3.19)  
 (65) 公開番号 特開2014-180445 (P2014-180445A)  
 (43) 公開日 平成26年9月29日 (2014.9.29)  
 審査請求日 平成28年2月15日 (2016.2.15)

(73) 特許権者 000005108  
 株式会社日立製作所  
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
 (74) 代理人 110000350  
 ポレール特許業務法人  
 (72) 発明者 右島 昇  
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号  
 株式会社日立メディコ内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(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】

被検体を撮像空間に搬送する搬送部と、  
 前記撮像空間に高周波磁場を発生させる高周波磁場発生部と、  
 前記撮像空間に傾斜磁場を発生させる傾斜磁場発生部と、  
 前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する受信部と、  
 前記受信部が検出した核磁気共鳴信号を用いて撮像画像を作成する画像生成部と、  
 生成された撮像画像を表示する表示部と、を含む装置構成部を有し、  
 前記装置構成部のそれぞれに電力を供給する電源装置と、  
 前記各装置構成部への電力供給を切り替える電源切替え装置とを備え、  
 前記電源装置の電力供給能力は、前記装置構成部の全部を稼働するのに必要な電力供給能力より少なく設定され、前記電源切替え装置は、撮像における各過程で稼働対象となる前記装置構成部に電力を供給するとともに稼働対象でない前記装置構成部への電力供給を停止するように電源切替えを行い、

前記電源切替え装置は、前記撮像画像の作成中に前記各装置構成部への電力供給、または停止を行う第1モードと、

前記各装置構成部の一部への電力供給を前記撮像画像の作成後においても継続して行う第2モードとを有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 2】

前記装置構成部のそれぞれが必要な電力に関する情報は、予め記憶部に記憶されている

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 3】**

前記各装置構成部のうち、他の装置構成部と比較して装置立ち上げに時間をする装置構成部に前記第 2 モードを適用し、緊急の検査に対応可能とすることを特徴とする請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 4】**

前記傾斜磁場発生部に前記第 2 モードを適用することを特徴とする請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

10

**【0001】**

本発明は、磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置という）に係り、特に、MRI 装置全体を動かすのに必要な電源の容量を低減する技術に関する。

**【背景技術】**

**【0002】**

MRI 装置は、磁場中に置かれた被検体の核磁気共鳴（以下、「NMR」という）現象から得られる信号を計測し演算処理することにより、被検体中の核スピンの密度分布、緩和時間分布等を断層像として画像表示するものであり、人体を被検体として各種の診断等に使用されている。NMR 現象から信号を得るために、空間的、時間的に一様な静磁場中に被検体を置き、高周波コイルによりパルス状に電磁波を被検体に照射し、それによつて発生する NMR 信号を高周波コイルにより受信する。さらに NMR 信号に位置情報を与えるために静磁場に傾斜磁場が重畠される。

20

**【0003】**

そのため、MRI 装置では、高周波増幅電源、傾斜磁場電源、画像再構成装置、フィルタボックス電源装置、患者テーブル、画像表示装置等の種々のコンポーネントが用いられるが、それらを駆動するために、大容量の電源装置を必要としていた。

**【0004】**

MRI 装置における電源装置に関する従来技術は、特許文献 1 に記載があるように、各コンポーネントへ直流電力を供給するように適応がなされた電源ユニットが開示されている。具体的には、交流電気幹線から直流電力を供給するように適応された電源ユニットと、サブユニットに直流電力を供給するように適応された電力バスと、電力バスによるサブユニットへの直流電力への供給を制御する制御手段を備えた MRI システムが開示されている。

30

**【先行技術文献】**

**【特許文献】**

**【0005】**

**【特許文献 1】特表 2012 - 507329 号公報**

**【発明の概要】**

**【発明が解決しようとする課題】**

**【0006】**

40

しかしながら、上記従来技術は、各コンポーネントの電源を除去し、コストを低減する技術は開示されているが、MRI 装置に供給する電源を 1 個とした場合の電源の容量をどのように低減するかということに関する技術は開示されていない。

**【0007】**

そこで、本発明の目的は、MRI 装置を構成するコンポーネント（各構成要素）のそれぞれに供給する電力を 1 個の電源から供給する場合において、その 1 個の電源の容量を低減することにある。

**【課題を解決するための手段】**

**【0008】**

上記の課題を解決するために、本発明の磁気共鳴イメージング装置は以下の特徴を有す

50

る。

**【0009】**

被検体を撮像空間に搬送する搬送部と、撮影空間に高周波磁場を発生させる高周波磁場発生部と、撮影空間に傾斜磁場を発生させる傾斜磁場発生部と、被検体から発生する核磁気共鳴信号を検出する受信部と、受信部が検出した核磁気共鳴信号を用いて撮像画像を作成する画像生成部と、生成された撮像画像を表示する表示部と、を含む装置構成部を有し、装置構成部のそれぞれに電力を供給する電源装置と、各装置構成部への電力供給を切り換える電源切替え装置とを備え、電源装置の電力供給能力は、装置構成部の全部を稼働するのに必要な電力供給能力より少なく設定され、電源切替え装置は、撮像における各過程で稼働対象となる装置構成部に電力を供給するとともに稼働対象でない前記装置構成部への電力供給を停止するように電源切替えを行うことを特徴とする。

**【0010】**

すなわち、本願発明は、MRI装置を構成する各構成要素の中には同時に用いないものがあり、それらへの電源の供給を切り替えて使い、1個とした電源の容量を少なくすることを特徴とする。

**【発明の効果】**

**【0011】**

本発明によれば、MRI装置を構成するコンポーネント（各構成要素）のそれぞれに供給する電力を1個の電源から供給する場合において、その1個の電源の容量を低減することができる。

**【図面の簡単な説明】**

**【0012】**

【図1】本発明に係るMRI装置の全体基本構成の一例を示すブロック構成図である。

【図2】本発明の実施例1に係る電力供給ラインを示す概略構成図である。

【図3】MRI装置を構成するコンポーネント毎の各シーケンス動作および使用電力を示す表である。

**【発明を実施するための形態】**

**【0013】**

以下、添付図面に従って本発明のMRI装置の好ましい実施形態について詳説する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

**【0014】**

最初に、図1に基づいて本発明に係るMRI装置の全体概要の一例を説明する。  
図1は、本発明に係るMRI装置の一実施例の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、MRI装置は静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えて構成される。

**【0015】**

静磁場発生系2は、垂直磁場方式であれば、被検体1の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源が配置されている。

**【0016】**

傾斜磁場発生系3は、MRI装置の座標系（静止座標系）であるX,Y,Zの3軸方向に傾斜磁場を印加する傾斜磁場コイル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とから成り、後述のシーケンサ4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3軸方向に傾斜磁場G<sub>x</sub>,G<sub>y</sub>,G<sub>z</sub>を印加する。撮影時には、スライス面（撮影断面）に直交する方向にスライス方向傾斜磁場パルス(G<sub>s</sub>)を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス(G<sub>p</sub>)を印加する。

10

20

30

40

50

)と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス( G f )を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

#### 【0017】

シーケンサ4は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスをある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。

#### 【0018】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンに核磁気共鳴を起こさせるために、被検体1にRFパルスを照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル(送信コイル)14aとから成る。高周波発振器11から出力されたRFパルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調されたRF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に供給することにより、RFパルスが被検体1に照射される。

10

#### 【0019】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル(受信コイル)14bと信号増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波によって誘起された被検体1の応答のNMR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、信号増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

20

#### 【0020】

信号処理系7は、各種データ処理と処理結果の表示及び保存等を行うもので、光ディスク19、磁気ディスク18、ROM21、RAM22等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有する。受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

30

#### 【0021】

操作部25は、MRI装置の各種制御情報や上記信号処理系7で行う処理の制御情報を入力するもので、トラックボール又はマウス23、及び、キーボード24から成る。この操作部25はディスプレイ20に近接して配置され、操作者がディスプレイ20を見ながら操作部25を通してインタラクティブにMRI装置の各種処理を制御する。

#### 【0022】

なお、図1において、送信側の高周波コイル14aと傾斜磁場コイル9は、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体1に対向して、水平磁場方式であれば被検体1を取り囲むようにして設置されている。また、受信側の高周波コイル14bは、被検体1に対向して、或いは取り囲むように設置されている。

40

#### 【0023】

現在MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

#### 【実施例1】

#### 【0024】

次に、本発明のMRI装置の実施例1について説明する。本実施例は、MRI装置を構成する各構成要素への電力供給を切り替えることにより、装置全体の使用電力を低減する。なお、本実施例は、撮像画像の作成中に各装置構成部への電力供給、または停止を行う

50

モード（ここでは、第1モードと呼ぶことにする）に関するものであり、以下に、図2に基づいて実施例を詳細に説明する。

【0025】

図2は、MRI装置における電力供給ラインを示す概略構成図である。

【0026】

電力供給ラインは、磁気回路201、患者テーブル202、フィルタボックス電源装置203、高周波增幅電源204、傾斜磁場電源205、画像再構成装置206、画像表示装置207、電源切替装置208、及び設備電源209のそれぞれの各コンポーネントに対して電力を供給するラインである。なお、電力供給ラインは、図中において太い実線で示しているが、画像再構成装置206と画像表示装置207との間で送信される信号線は細めの実線で示している。10

【0027】

MRI装置が断層画像を撮像するためには、設備電源209から上記各コンポーネントに電力を供給し、撮像に必要な各コンポーネントを稼働させる必要がある。

ここで、MRI装置が撮像するために必要な総電力は、上述した磁気回路201から画像表示装置207までの各コンポーネントが動作するために必要な電力の総和として求めることができる。

【0028】

ところで、病院等の施設において、電灯（AC100V）、動力（AC200V）の受電容量の合計が50KVA未満であれば低圧受電契約の対象となり、契約料金や受電設備などを抑えることが可能で、MRI装置以外にかける病院側の設備負担費用を軽減することが可能となる。20

【0029】

従って、病院では、MRI装置以外のその他医療機器や病院設備で電力を使用するため、MRI装置で消費される電力を軽減できることは、病院側にとって有益である。

【0030】

図3は、MRI装置を構成するコンポーネント毎に撮像シーケンスに要する使用電力を示す。図中の列方向には、撮像のシーケンス名が記載され、行方向には各コンポーネント名が記載されている。すなわち、撮像のシーケンスにおいて、先ず、装置起動に始まり、患者情報登録を行い、次に、患者をMRI装置の撮像領域に移動し、撮像を開始する。引き続き、撮像時あるいは撮像後にMRI画像を画像再構成装置206に転送し、また画像表示装置207において画像を表示させる。最後に、患者をMRI装置の撮像領域外に移動する。30

【0031】

次に、本図を用いて、撮像時に使用するMRI装置を構成する各コンポーネントへの電力供給を切替えについて説明する。

【0032】

撮像を開始するには、電源切替装置208は、先ず、画像表示装置207に電力供給を行い、患者情報を登録する。この時、図に示すように、電力の供給は画像表示装置207のみを行い、他のコンポーネントへの電力供給はない。40

【0033】

次に、電源切替装置208は、画像表示装置207への電源供給を止め、被検体1を磁気回路201内の撮像空間へ移動させるために患者テーブル202に電力供給を行う。この時、図に示すように、電力の供給は患者テーブル202のみであり、他のコンポーネントへ電力供給はない。

【0034】

引き続き、電源切替装置208は、撮像を行い、画像を取得するために電源の切替えを行い、フィルタボックス電源装置203、高周波增幅電源204、傾斜磁場電源205、画像再構成装置206のそれぞれに電力供給をする。この時、図に示すように、電力の供給は、上記の4つの装置のみであり、他のコンポーネントへの電力供給はない。50

**【0035】**

次に、画像再構成装置 206 は、画像表示装置 207 に取得した画像を転送する。この時、図に示すように、電力の供給は画像再構成装置 206 及び画像表示装置 207 のみであり、他のコンポーネントへの電力供給はない。

ここで、画像表示装置 207 は、検査技師が画像読影のため使用する。

**【0036】**

最後に、患者を移動するために、患者テーブル 202 に電力供給を行う。

**【0037】**

図 3 の最下段には、各コンポーネントで必要な最大電力が表示されている。例えば、患者テーブルは、2 KVA の電力が必要であり、フィルタボックス電源装置は、1 KVA の電力が必要であり、傾斜磁場電源は、3.5 KVA の電力が必要であることが分かる。10

**【0038】**

以上の各コンポーネントに必要な電力を考慮すると、装置起動時には、MRI 装置全体で 0.5 KVA の電力が必要であり、また、次の患者の移動時（撮像領域へ患者を搬入また撮像領域から搬出する時）には、2 KVA の電力を必要とし、次の撮像時には、7.5 KVA ( $1 + 2 + 3.5 + 1$  (KVA) の合計) が必要となり、画像転送時には、1.5 KVA ( $1 + 0.5$  (KVA) の合計) が必要であり、画像表示には、0.5 KVA の電力を必要とする。従って、撮像シーケンスにおいて、使用する最大電力は撮像時の 7.5 KVA となる。一方、従来は、全コンポーネントの使用電力を加算した 10 KVA ( $2 + 1 + 2 + 3.5 + 1 + 0.5$  (KVA) の合計) を必要としていた。20

**【0039】**

以上から、本実施例では、MRI 装置全体で 7.5 KVA の電力が供給できる電源があれば十分であるが、従来は 10 KVA の電源を必要としていた。すなわち、本実施例の場合には、25% の電源容量を削減することが可能となる。

**【実施例 2】****【0040】**

図 1、3 を用いて、電源切替え装置 208 の各コンポーネントへの電力供給の切換えアルゴリズムについて説明する。

**【0041】**

先ず、図 3 で示す撮像シーケンス、及び各コンポーネントで要する使用電力を予め記憶装置、例えば、図 1 で示す磁気ディスク 18 や光ディスク 19 などに保存する。30

**【0042】**

記憶装置への入力は、操作部 25 より行うことができる。

**【0043】**

なお、本実施例では、予め記憶装置に記憶させたが、撮像開始時に操作部より入力してもよい。

**【0044】**

上記撮像シーケンスにおける各動作の開始及び終了時には、中央処理装置 (CPU) 8 に信号が送信され、撮像シーケンスに応じて各コンポーネントで要する使用電力の情報が電源切替え装置 208 に送信される。送信された情報に基づいて、電源切替え装置 208 は、図 3 で示すように、電力を必要としないコンポーネントの電力供給は切断し、電力を必要とするコンポーネントのみに電力供給を行う。その際に、供給する電力は、該当するシーケンスにおいて必要とする最大の使用電力のみを供給する。40

**【実施例 3】****【0045】**

本実施例は、撮像後にも一部のコンポーネントに電力を供給し続けるモード（ここでは、第 2 モードと呼ぶことにする）を備えることを特徴とする。

すなわち、MRI 装置による撮像は、病院等の施設において、昼間に行われるだけではなく、夜間などに緊急患者があった場合に、患者の撮像が緊急に必要となる場合がある。

その際に、MRI 装置全体のコンポーネントを稼働停止状態に保持しておくと、コンポー50

ネットによっては、立ち上げに時間を要するものもあり、緊急事態に対応できないことも発生する。

【0046】

また、上記のように夜間でなくとも、患者の容態に応じて緊急に検査が必要な場合も生じる。

そのような事態に備えて、主として立ち上げに時間を要するコンポーネントへの電力供給を停止することなく、常時、必要最低限の電力を供給しておく。

【0047】

例えば、傾斜磁場電源205には、常時、必要な電力を供給して置き、緊急の立ち上げに要する所要時間を低減する。

上述したモードへの切り替えは、電源切替え装置208を用いて行うことができる。

【0048】

なお、前述の実施例1～3には、MRI装置を構成するコンポーネントのそれぞれに供給する電力を1個の電源から供給する場合において、その1個の電源の容量を低減する技術が説明されているが、余った電力を再びMRI装置の外部にある電灯や電力等へ供給する必要はない。

【符号の説明】

【0049】

1…被検体、2…静磁場発生系、3…傾斜磁場発生系、4…シーケンサ、5…送信系、  
6…受信系、7…信号処理系、8…中央処理装置(CPU)、9…傾斜磁場コイル、10…傾斜磁場電源、11…高周波発振器、12…変調器、

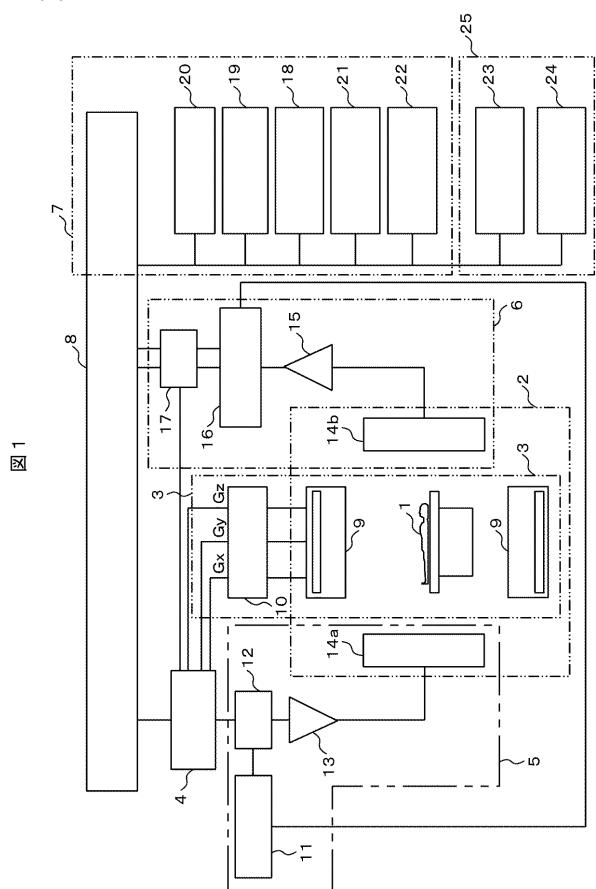
13…高周波増幅器、14a…高周波コイル(送信コイル)、14b…高周波コイル(受信コイル)、15…信号増幅器、16…直交位相検波器、17…A/D変換器、18…磁気ディスク、19…光ディスク、20…ディスプレイ、21…ROM、22…RAM、23…トラックボール又はマウス、24…キーボード、25…操作部、

201…磁気回路、202…患者テーブル、203…フィルタボックス電源装置、204…高周波増幅電源、205…傾斜磁場電源、206…画像再構成装置、207…画像表示装置、208…電源切替え装置、209…設備電源。

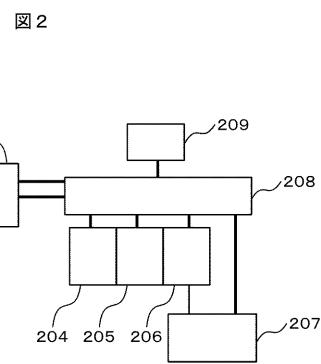
10

20

【図1】



【図2】



【図3】

図3

	患者テーブル	フィルタ パックス 電源装置	高周波 增幅電源	傾斜磁場 電源	画像再構成 装置	画像表示 装置
装置起動、 患者情報登録	—	—	—	—	—	○
患者移動 (入る)	○	—	—	—	—	—
撮像	—	○	○	○	○	—
画像転送	—	—	—	—	○	○
画像表示	—	—	—	—	—	○
患者移動 (出る)	○	—	—	—	—	—
	2kVA	1kVA	2kVA	3.5kVA	1kVA	0.5kVA

---

フロントページの続き

(56)参考文献 実開昭60-061006(JP,U)  
特開昭63-272328(JP,A)  
特開2005-057997(JP,A)  
特表2012-507329(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055