

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6466111号
(P6466111)

(45) 発行日 平成31年2月6日 (2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月18日 (2019.1.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/055 3 7 4

A 6 1 B 5/055 3 5 5

請求項の数 11 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-183592 (P2014-183592)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年9月9日 (2014.9.9)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2016-54931 (P2016-54931A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成28年4月21日 (2016.4.21)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成29年9月5日 (2017.9.5)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	富羽 貞範
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	秋田 耕司
			東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
			東芝内
		審査官	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及びRFコイル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1クロックを用いて生成されたRF (Radio Frequency) パルスを照射する送信RFコイルと、

被検体から発せられるエコー信号と前記送信RFコイルによって照射されたRFパルスとを受信し、第2クロックを用いて、前記エコー信号及び前記RFパルスをそれぞれMR (Magnetic Resonance) データ及びRFデータとしてデジタル化し、前記MRデータ及び前記RFデータを、前記第2クロックと多重化した多重化信号を、無線通信にて送信する受信RFコイルと、

前記多重化信号を無線通信にて受信する無線受信部と、

前記無線受信部にて受信された前記多重化信号から前記MRデータと前記RFデータと前記第2クロックとを復元するデコーダと、

復元された前記第2クロックに基づいて、前記MRデータの位相を補正する補正部と、前記補正部により補正された前記MRデータを用いて画像を再構成する再構成部とを備える、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

前記補正部は、前記第1クロックと前記第2クロックとの間の位相ずれ、及び、前記送信RFコイルによるRFパルスの照射タイミングと、前記受信RFコイルによるRFパルスの受信タイミングとの差分に基づいて、前記エコー信号の位相を補正する、

請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記第 1 クロックを生成する第 1 クロック生成部を更に備え、
前記受信 R F コイルは、前記第 2 クロックを生成する第 2 クロック生成部を備える、
請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記受信 R F コイルは、前記エコー信号を受信するエコー信号受信用コイルとは別に、
前記 R F パルスを受信する R F パルス受信用コイルを有する、
請求項 1 ～ 3 のいずれか一つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記再構成部は、前記無線受信部が複数存在する場合に、当該複数の無線受信部においてそれぞれ受信された信号のうち、最も信号強度の強い信号を用いて、前記画像を再構成する、

請求項 1 ～ 4 のいずれか一つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記無線受信部は、前記受信 R F コイルが複数存在する場合に、当該複数の受信 R F コイルから無線通信にて送信される情報を多重化して受信する、

請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

被検体から発せられるエコー信号と、第 1 クロックを用いて生成された R F (Radio Frequency) パルスを照射する送信 R F コイルによって照射された R F パルスとを受信し、
第 2 クロックを用いて、前記エコー信号及び前記 R F パルスをそれぞれ M R (Magnetic Resonance) データ及び R F データとしてデジタル化し、前記 M R データ及び前記 R F データを、前記第 2 クロックと多重化した多重化信号を、無線通信にて送信する、R F コイル。

【請求項 8】

第 1 クロックを用いて生成された R F (Radio Frequency) パルスを照射する送信 R F コイルと、

被検体から発せられるエコー信号と前記送信 R F コイルによって照射された R F パルスとを受信し、第 2 クロックを用いて、前記エコー信号及び前記 R F パルスをそれぞれ M R (Magnetic Resonance) データ及び R F データとしてデジタル化し、前記 M R データ及び前記 R F データを、前記第 2 クロックと多重化した多重化信号を、無線通信にて送信する受信 R F コイルによって送信された多重化信号を無線通信にて受信する無線受信部と、
前記無線受信部にて受信された前記多重化信号から前記 M R データと前記 R F データと前記第 2 クロックとを復元するデコーダと、

復元された前記第 2 クロックに基づいて、前記 M R データの位相を補正する補正部と、
前記補正部により補正された前記 M R データを用いて画像を再構成する再構成部と
を備える、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

第 1 クロックを用いて生成された R F (Radio Frequency) パルスを照射する送信 R F コイルと、

被検体から発せられるエコー信号に加えて前記送信 R F コイルによって照射された R F パルスを更に受信し、第 2 クロックを用いてデジタル化された前記エコー信号と、前記 R F パルスと、前記第 2 クロックとの多重化信号を、無線通信にて送信する受信 R F コイルと、

前記多重化信号を無線通信にて受信する無線受信部と、

前記無線通信にて受信された多重化信号から復元された前記 R F パルスと前記第 2 クロックとに基づいて、前記エコー信号の位相を補正する補正部と、
補正されたエコー信号を用いて画像を再構成する再構成部と
を備え、

前記補正部は、前記第 1 クロックと前記第 2 クロックとの間の位相ずれ、及び、前記送

10

20

30

40

50

信 R F コイルによる R F パルスの照射タイミングと、前記受信 R F コイルによる R F パルスの受信タイミングとの差分に基づいて、前記エコー信号の位相を補正する、
磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

第 1 クロックを用いて生成された R F (Radio Frequency) パルスを照射する送信 R F コイルと、

被検体から発せられるエコー信号に加えて前記送信 R F コイルによって照射された R F パルスを更に受信し、第 2 クロックを用いてデジタル化された前記エコー信号と、前記 R F パルスと、前記第 2 クロックとの多重化信号を、無線通信にて送信する受信 R F コイルと、

10

前記多重化信号を無線通信にて受信する無線受信部と、

前記無線通信にて受信された多重化信号から復元された前記 R F パルスと前記第 2 クロックとに基づいて、前記エコー信号の位相を補正する補正部と、

補正されたエコー信号を用いて画像を再構成する再構成部と

を備え、

前記受信 R F コイルは、前記エコー信号を受信するエコー信号受信用コイルとは別に、前記 R F パルスを受信する R F パルス受信用コイルを有する、

磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 11】

第 1 クロックを用いて生成された R F (Radio Frequency) パルスを照射する送信 R F コイルと、

20

被検体から発せられるエコー信号に加えて前記送信 R F コイルによって照射された R F パルスを更に受信し、第 2 クロックを用いてデジタル化された前記エコー信号と、前記 R F パルスと、前記第 2 クロックとの多重化信号を、無線通信にて送信する受信 R F コイルと、

前記多重化信号を無線通信にて受信する無線受信部と、

前記無線通信にて受信された多重化信号から復元された前記 R F パルスと前記第 2 クロックとに基づいて、前記エコー信号の位相を補正する補正部と、

補正されたエコー信号を用いて画像を再構成する再構成部と

を備え、

30

前記再構成部は、前記無線受信部が複数存在する場合に、当該複数の無線受信部においてそれぞれ受信された信号のうち、最も信号強度の強い信号を用いて、前記画像を再構成する、

磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は磁気共鳴イメージング装置及び R F コイルに関する。

【背景技術】

【0002】

40

磁気共鳴イメージング装置（以下 M R I (Magnetic Resonance Imaging) 装置）は、被検体に対して R F (Radio Frequency) パルスを照射し、R F パルスの照射により被検体から放射されるエコー信号を受信する。そして、M R I 装置は、受信したエコー信号を解析することで、被検体の M R 画像を撮像する。

【0003】

近年、エコー信号を受信するコイル側の装置と、エコー信号を解析するシステム側（M R I 装置本体側）の装置との間の通信を、無線通信により行う方式が提案されている。この場合、コイル側の装置には、クロックを生成する発振器を、システム側の発振器とは別に搭載することが考えられる。この発振器によって生成されるクロックは、発振器ごとに固有の周波数を有する。このため、コイル側のクロックとシステム側のクロックとの間に

50

は周波数誤差がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-085970号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、クロックの周波数誤差に起因する画質劣化を抑制することができる磁気共鳴イメージング装置及びRFコイルを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の磁気共鳴イメージング装置は、送信RF(Radio Frequency)コイルと、受信RFコイルと、無線受信部と、デコーダと、補正部と、再構成部とを備える。送信RFコイルは、第1クロックを用いて生成されたRFパルス照射する。受信RFコイルは、被検体から発せられるエコー信号と前記送信RFコイルによって照射されたRFパルスとを受信し、第2クロックを用いて、前記エコー信号及び前記RFパルスをそれぞれMR(Magnetic Resonance)データ及びRFデータとしてデジタル化し、前記MRデータ及び前記RFデータを、前記第2クロックと多重化した多重化信号を、無線通信にて送信する。無線受信部は、前記多重化信号を無線通信にて受信する。デコーダは、前記無線受信部にて受信された前記多重化信号から前記MRデータと前記RFデータと前記第2クロックとを復元する。補正部は、復元された前記第2クロックに基づいて、前記MRデータの位相を補正する。再構成部は、前記補正部により補正された前記MRデータを用いて画像を再構成する。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るMRI装置1の構成を示す図である。

【図2】図2は、コイルクロックとシステムクロックとの間の周波数誤差について説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係るMRI装置1の詳細な構成を示す図である。

30

【図4】図4は、8B10B変換によるコイルクロックの多重化について説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る第1検知部の処理を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る第2検知部の処理を説明するための図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る第2検知部の処理を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る補正部の処理を説明するための図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係るMRI装置のボア内の構成の一例を示す図である。

【図10】図10は、第3の実施形態に係るMRI装置のボア内の構成の一例を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置及びRFコイルを説明する。

【0009】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係るMRI装置100の構成を示す図である。なお、以下では、磁気共鳴イメージング装置をMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置と称する。

【0010】

50

図 1 に示すように、MRI 装置 100 は、静磁場磁石 101 と、静磁場電源 102 と、傾斜磁場コイル 103 と、傾斜磁場電源 104 と、寝台 105 と、寝台制御部 106 と、送信 RF コイル 107 と、送信部 108 と、受信 RF コイル 109 と、無線通信部 110 と、シーケンス制御部 120 と、計算機 130 とを備える。なお、MRI 装置 100 に、被検体 P（例えば、人体）は含まれない。また、図 1 に示す構成は一例に過ぎない。

【0011】

静磁場磁石 101 は、中空の略円筒形状に形成された磁石であり、内部の空間に静磁場を発生する。静磁場磁石 101 は、例えば、超伝導磁石等であり、静磁場電源 102 から電流の供給を受けて励磁する。静磁場電源 102 は、静磁場磁石 101 に電流を供給する。なお、静磁場磁石 101 は、永久磁石でもよく、この場合、MRI 装置 100 は、静磁場電源 102 を備えなくてもよい。また、静磁場電源 102 は、MRI 装置 100 とは別に備えられてもよい。

10

【0012】

傾斜磁場コイル 103 は、中空の略円筒形状に形成されたコイルであり、静磁場磁石 101 の内側に配置される。傾斜磁場コイル 103 は、互いに直交する x、y、及び z の各軸に対応する 3 つのコイルが組み合わされて形成されており、これら 3 つのコイルは、傾斜磁場電源 104 から個別に電流の供給を受けて、x、y、及び z の各軸に沿って磁場強度が変化する傾斜磁場を発生する。傾斜磁場コイル 103 によって発生する x、y、及び z の各軸の傾斜磁場は、例えば、スライスエンコード傾斜磁場 G_{SE} （若しくはスライス選択傾斜磁場 G_{SS} ）、位相エンコード傾斜磁場 G_{PE} 、及び周波数エンコード傾斜磁場 G_{RO} である。傾斜磁場電源 104 は、傾斜磁場コイル 103 に電流を供給する。

20

【0013】

寝台 105 は、被検体 P が載置される天板 105A を備え、寝台制御部 106 による制御の下、天板 105A を、被検体 P が載置された状態で、傾斜磁場コイル 103 の空洞（撮像口）内へ挿入する。通常、寝台 105 は、長手方向が静磁場磁石 101 の中心軸と平行になるように設置される。寝台制御部 106 は、計算機 130 による制御の下、寝台 105 を駆動して天板 105A を長手方向及び上下方向へ移動する。

【0014】

送信 RF コイル 107 は、送信部 108 から供給される RF（Radio Frequency）パルス照射して、高周波磁場を発生させる。例えば、送信 RF コイル 107 は、傾斜磁場コイル 103 の内側に配置される WB（Whole Body）コイルである。送信部 108 は、対象とする原子の種類及び磁場強度で定まるラーモア周波数に対応する RF パルスを送信 RF コイル 107 に供給する。

30

【0015】

受信 RF コイル 109 は、送信 RF コイル 107 によって発生される高周波磁場の影響で被検体 P から放射されるエコー信号を受信する。例えば、受信 RF コイル 109 は、被検体の体表面に取り付けられるフェーズドアレイコイル（PAC：Phased Array Coil）等である。

【0016】

ここで、第 1 の実施形態に係る受信 RF コイル 109 は、受信したエコー信号を無線通信により送信する。例えば、受信 RF コイル 109 は、エコー信号を受信すると、受信したエコー信号を A/D（Analog/Digital）変換して MR（Magnetic Resonance）データを生成する。そして、受信 RF コイル 109 は、生成した MR データを無線通信にて MRI 装置 100 本体側の無線通信部 110 へ送信する。無線通信部 110 は、受信 RF コイル 109 から受信した MR データをシーケンス制御部 120 へ出力する。

40

【0017】

なお、第 1 の実施形態では、送信 RF コイル 107 である WB コイルが RF パルスを照射し、受信 RF コイル 109 である PAC がエコー信号を受信する場合を説明するが、これは一例に過ぎない。例えば、受信 RF コイル 109 は、頭部コイル等、RF パルスを送信する機能を更に備えていても良い。すなわち、受信 RF コイル 109 は、少なくとも受

50

信機能と無線通信機能とを備えるRFコイルであれば良い。また、送信RFコイル107は、エコー信号を受信する機能を更に備えていても良い。

【0018】

シーケンス制御部120は、計算機130から送信されるシーケンス情報に基づいて、傾斜磁場電源104、送信部108及び受信部111を駆動することによって、被検体Pの撮像を行う。ここで、シーケンス情報は、撮像を行うための手順を定義した情報である。シーケンス情報には、傾斜磁場コイル103に供給する電流の強さや電流を供給するタイミング、送信部108が送信RFコイル107に供給するRFパルスの強さやRFパルスを印加するタイミング、受信部111がエコー信号を検出するタイミング等が定義される。例えば、シーケンス制御部120は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array)等の集積回路、CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro Processing Unit)等の電子回路である。

10

【0019】

また、シーケンス制御部120は、傾斜磁場電源104、送信部108、受信部111及び生成部112を制御して被検体Pを撮像した結果、受信部111からMRデータを受信すると、受信したMRデータを計算機130へ転送する。

【0020】

計算機130は、MRI装置100の全体制御や、MR画像の生成等を行う。例えば、計算機130は、操作者から入力される撮像条件に基づいてシーケンス制御部120に撮像シーケンスを実行させる。また、計算機130は、シーケンス制御部120から送信されたMRデータに基づいて画像を再構成する。計算機130は、再構成された画像を記憶部に格納したり、表示部に表示したりする。なお、計算機130は、例えば、コンピュータ等の情報処理装置である。

20

【0021】

ところで、無線通信機能を備える受信RFコイル109を用いる場合、受信RFコイル109には、クロックを生成する発振器を、システム側(MRI装置本体側)の発振器とは別に搭載することが考えられる。この発振器によって生成されるクロックは、発振器ごとに固有の周波数を有する。このため、コイル側のクロック(以下、「コイルクロック」と表記)とシステム側のクロック(以下、「システムクロック」と表記)との間には周波数誤差がある。

30

【0022】

図2は、コイルクロックとシステムクロックとの間の周波数誤差について説明するための図である。図2において、横軸は時間を示し、縦軸はクロック位相を示す。図2に示すように、コイルクロック及びシステムクロックは、それぞれ固有の周波数を有するので、一定の傾きでクロック位相が変化してしまう。このため、コイルクロック及びシステムクロックのクロック位相を合わせたとしても、すぐに位相ずれが生じてしまう。また、この位相ずれは、時間の経過とともに大きくなってしまう。

【0023】

このように、コイルクロックとシステムクロックの間には、周波数誤差がある。MRI装置では、位置情報等の情報がエコー信号の位相に置き換えられるため、周波数誤差によりエコー信号の位相にずれが生じると、MR画像の画質が劣化するおそれがある。

40

【0024】

そこで、第1の実施形態に係るMRI装置100は、クロックの周波数誤差に起因する画質劣化を抑制するために、以下の構成を備える。

【0025】

すなわち、第1の実施形態に係るMRI装置100は、送信RFコイル107から照射される各RFパルスの照射タイミングと、照射された各RFパルスが受信RFコイル109によって受信される受信タイミングとの差分を用いて、各RFパルスが照射される時間におけるコイルクロックとシステムクロックとの位相ずれを検知する。更に、MRI装置

50

100は、パルスシーケンスが実行される間にわたって、エコー信号及びRFパルスにコイルクロックを多重化してシステム側へ送信することで、コイルクロックとシステムクロックとの位相ずれを検知する。以下、この機能を実現するための構成について説明する。

【0026】

図3は、第1の実施形態に係るMRI装置100の詳細な構成を示す図である。図3に示すように、送信部108は、RFパルス発生部108Aと、アンプ108Bとを備える。また、受信RFコイル109は、エコー信号受信用コイル10Aと、RFパルス受信用コイル10Bと、アンプ11と、フィルタ12と、コイル用発振器13と、A/D変換部14と、エンコーダ15と、P/S(Parallel/Serial)変換部16と、無線送信部17と、送信アンテナ18とを備える。また、無線通信部110は、受信アンテナ20と、無線受信部21と、S/P(Serial/Parallel)変換部22と、デコーダ23と、RFパルス検出部24と、第1検知部25と、クロック再生部26と、第2検知部27と、補正部28とを備える。また、システム用発振器130A及び画像再構成部130Bは、計算機130に備えられている(図1では図示を省略)。

【0027】

システム用発振器130Aは、システム側において、所定の周波数で振幅変化を繰り返すクロック(システムクロック)を生成する。例えば、システム用発振器130Aは、RFパルス発生部108A、第2検知部27、及び画像再構成部130Bにクロックを供給する。なお、システム用発振器130Aは、第1クロック生成部の一例である。

【0028】

RFパルス発生部108Aは、システム用発振器130Aからシステムクロックの供給を受けて、RFパルスを発生させる。そして、RFパルス発生部108Aは、発生させたRFパルスをアンプ108B及び第1検知部25へ出力する。

【0029】

アンプ108Bは、RFパルス発生部108Aから出力されたRFパルスを増幅し、増幅したRFパルスを送信RFコイル107へ供給する。送信RFコイル107は、アンプ108Bから供給されるRFパルスを照射して、高周波磁場を発生させる。

【0030】

受信RFコイル109において、エコー信号受信用コイル10Aは、送信RFコイル107によって発生される高周波磁場の影響で被検体Pから放射されるエコー信号を受信するコイルエレメントである。RFパルス受信用コイル10Bは、送信RFコイル107から照射されるRFパルスを受信するコイルエレメントである。なお、図5等を参照して後述するように、エコー信号及びRFパルスは、それぞれ受信されるタイミングが異なるので、アンプ11にはエコー信号、若しくはRFパルスが出力されることとなる。

【0031】

アンプ11は、エコー信号受信用コイル10Aによって受信されたエコー信号、若しくはRFパルス受信用コイル10Bによって受信されたRFパルスを増幅する。フィルタ12は、例えば、BPF(band pass filter)であり、エコー信号、若しくはRFパルスに重畳するノイズを除去するフィルタ処理を行う。

【0032】

コイル用発振器13は、コイル側において、所定の周波数で振幅変化を繰り返すクロック(コイルクロック)を生成する。例えば、コイル用発振器13は、A/D変換部14及びエンコーダ15にコイルクロックを供給する。なお、コイル用発振器13は、第2クロック生成部の一例である。

【0033】

A/D変換部14は、コイル用発振器13から供給されるコイルクロックを用いて、フィルタ12から入力されるエコー信号、若しくはRFパルスをA/D変換する。以下、A/D変換後のエコー信号をMRデータと表記し、A/D変換後のRFパルスをRFデータと表記する。A/D変換部14は、MRデータ、若しくはRFデータをエンコーダ15に出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

エンコーダ 1 5 は、コイル用発振器 1 3 から供給されるコイルクロックを用いて、A / D 変換部 1 4 から出力される M R データ、若しくは R F データを 8 B 1 0 B 変換によりエンコード（符号化）する。P / S 変換部 1 6 は、エンコーダ 1 5 によって変調されたデータ（M R データ若しくは R F データ）及びクロックを所定のビットフォーマットにしたがって時系列上に配置して、コイルクロックが多重化されたシリアル信号を生成する。P / S 変換部 1 6 は、生成したシリアル信号を無線送信部 1 7 へ出力する。

【 0 0 3 5 】

図 4 は、8 B 1 0 B 変換によるコイルクロックの多重化について説明するための図である。図 4 には、P / S 変換部 1 6 から出力されるシリアル信号を例示する。図 4 において、横軸は、時間を示す。また、0 / 1 のビット値のうち、1 を H i g h レベルで表し、0 を L o w レベルで表す。

10

【 0 0 3 6 】

図 4 に示すように、P / S 変換部 1 6 は、0 / 1 のビット値をシリアルに並べたシリアル信号を出力する（図 4 のシリアル信号（1）参照）。このシリアル信号では、ビット値の周期でレベルの変化が発生するので、レベルが変化するタイミングを観測することで、ビット値の周期を推定することができ、これを使ってもとのコイルクロックを再生することが可能となる。しかしながら、ビット値の系列によっては、図 4 のシリアル信号（2）に示すように、0 又は 1 が複数連続してしまう場合がある。この場合、レベルが変化しない状況が続くことにより、ビット値の周期を推定することが困難となり、結果として、コイルクロックの再生が困難となる。このため、所定数以上（例えば 3 つ以上）同じビット値が連続しないエンコード方式である 8 B 1 0 B 変換が適用される。例えば、シリアル信号（2）の 8 b i t の情報「1 1 0 0 0 0 0 0」に対して 8 B 1 0 B 変換を適用することで、1 0 b i t の情報「1 1 0 1 0 0 1 0 1 0」が出力される（図 4 の 8 B 1 0 B 変換参照）。これにより、同じビット値が所定数以上連続しなくなるので、安定的にコイルクロックを再生することが可能となる。なお、8 B 1 0 B 変換により、ビット量が 1 0 / 8 倍に増加するので、必要な伝送速度は 1 0 / 8 倍になる。

20

【 0 0 3 7 】

具体的には、M R データ、若しくは R F データの無線通信に対して 8 B 1 0 B 変換によるコイルクロックの多重化を適用する場合には、例えば、無線通信の信号の振幅をシリアル信号のビット値に応じて変調する A S K（Amplitude Shift Keying）や（図 4 の A S K 参照）、信号の周波数をシリアル信号のビット値に応じて変調する F S K（Frequency Shift Keying）等により実現される（図 4 の F S K 参照）。

30

【 0 0 3 8 】

なお、図 4 は一例に過ぎない。例えば、エンコーダ 1 5 において適用されるエンコード方式は、8 B 1 0 B 変換に限らず、6 4 B 6 6 B 変換、1 2 8 B 1 3 0 B 変換等が適用されても良い。また、これに限らず、所定数以上同じビット値が連続しないエンコード方式を独自に構築して適用しても良い。

【 0 0 3 9 】

図 3 の説明に戻る。無線送信部 1 7 は、P / S 変換部 1 6 から出力されるシリアル信号を無線通信にて送信する。例えば、無線送信部 1 7 は、シリアル信号に対して符号化処理や増幅処理等を行い、無線伝送用の信号を生成する。無線送信部 1 7 は、生成した無線伝送用の信号を送信アンテナ 1 8 に出力し、送信アンテナ 1 8 から無線伝送用の信号を送信させる。

40

【 0 0 4 0 】

無線通信部 1 1 0 において、送信アンテナ 1 8 から送信された無線伝送用の信号を受信アンテナ 2 0 が受信すると、無線受信部 2 1 は、受信された無線伝送用の信号に対して復調処理や増幅処理等を行う。これにより、無線受信部 2 1 は、M R データ、若しくは R F データにコイルクロックが多重化されたシリアル信号を復調する。無線受信部 2 1 は、復調したシリアル信号を S / P 変換部 2 2 及びクロック再生部 2 6 へそれぞれ出力する。

50

【 0 0 4 1 】

S / P 変換部 2 2 は、無線受信部 2 1 から出力されるシリアル信号に対して S / P 変換を行う。デコーダ 2 3 は、S / P 変換部 2 2 によって S / P 変換されたデータに対して 8 B 1 0 B 変換の方式でデコード（復号）する。これにより、デコーダ 2 3 は、デジタルの M R データ、若しくは R F データを復号する。デコーダ 2 3 は、復号した M R データ、若しくは R F データを、R F パルス検出部 2 4 及び補正部 2 8 へ出力する。

【 0 0 4 2 】

R F パルス検出部 2 4 は、デコーダ 2 3 から出力された R F データに基づいて、その R F データに対応する R F パルスの受信タイミングを検出する。例えば、R F パルス検出部 2 4 は、デコーダ 2 3 から出力された R F データに対して包絡線検波処理を行って、R F パルスの包絡線を求める。そして、R F パルス検出部 2 4 は、包絡線の任意の点のタイミングを R F パルスの受信タイミングとして算出する。具体例を挙げると、R F パルス検出部 2 4 は、R F パルスの対称誤差が最小となる点を求めることで、R F パルスの中心となる点を求める。そして、R F パルス検出部 2 4 は、この中心の時間（絶対時間）を R F パルスの受信タイミングとして算出する。R F パルス検出部 2 4 は、算出した R F パルスの受信タイミングを第 1 検知部 2 5 へ出力する。

【 0 0 4 3 】

第 1 検知部 2 5 は、送信 R F コイル 1 0 7 による R F パルスの照射タイミングと、受信 R F コイル 1 0 9 による R F パルスの受信タイミングとの差分を検知する。

【 0 0 4 4 】

例えば、第 1 検知部 2 5 は、R F パルス発生部 1 0 8 A から出力された R F パルスを受け付ける。そして、第 1 検知部 2 5 は、受け付けた R F パルスの照射タイミング（例えば、R F パルスの中心となる点のタイミング）を検出する。続いて、第 1 検知部 2 5 は、検出した R F パルスの照射タイミングと、R F パルス検出部 2 4 から出力された R F パルスの受信タイミングとの差分を求める。第 1 検知部 2 5 は、求めた差分を補正部 2 8 へ出力する。

【 0 0 4 5 】

図 5 は、第 1 の実施形態に係る第 1 検知部の処理を説明するための図である。図 5 には、シーケンス制御部 1 2 0 によって実行されるパルスシーケンスと、クロックの周波数誤差とを対比させて例示する。図 5 において、上段は R F パルス振幅を示し、中段はエコー信号振幅を示し、下段はクロック位相を示す。また、図 5 において、横軸は時間を示し、上段、中段及び下段の時間はそれぞれ対応している。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示す例では、R F 励起パルスとして、まず、90 度パルス R 0 が印加される。また、90 度パルス R 0 に続いて複数の 180 度パルス R 1 , R 2 , R 3 , R 4 , R 5 , R 6 が所定間隔で印加される。これら複数の 180 度パルス R 1 , R 2 , R 3 , R 4 , R 5 , R 6 によって、エコー信号 E 1 , E 2 , E 3 , E 4 , E 5 , E 6 がそれぞれ発生する。

【 0 0 4 7 】

R F パルスは、システムクロックを用いて発生される波形であるので、コイルクロックとシステムクロックとが完全に同期していれば、受信 R F コイル 1 0 9 でサンプリング（受信）した R F パルスの波形は、R F パルス発生部 1 0 8 A で発生した R F パルスの波形と一致するはずである。言い換えると、両者の波形の間に位相ずれがあれば、この位相ずれはコイルクロックとシステムクロックとの間の周波数誤差に起因すると考えられる。すなわち、第 1 検知部 2 5 は、両者の波形の間の位相ずれを検知することで、周波数誤差の補正を可能にする。

【 0 0 4 8 】

具体的には、図 5 に示すように、第 1 検知部 2 5 は、 t_1 において、90 度パルス R 0 を R F パルス発生部 1 0 8 A から受け付ける。そして、第 1 検知部 2 5 は、受け付けた 90 度パルス R 0 の照射タイミング（例えば、R F パルスの中心となる点のタイミング）を検出する。また、第 1 検知部 2 5 は、受信 R F コイル 1 0 9 （R F パルス受信用コイル 1

10

20

30

40

50

0 B) による 90 度パルス R 0 の受信タイミングを、R F パルス検出部 2 4 から受け付ける。そして、第 1 検知部 2 5 は、照射タイミングと受信タイミングとの間の差分を求める。この差分は、図 5 において、 t_1 におけるシステムクロック上の点と、 t_1 におけるコイルクロック上の点とを結ぶ線分に対応する。なお、第 1 検知部 2 5 は、 $t_2 \sim t_7$ についても同様に、各 180 度パルス R 1 ~ R 6 の照射タイミングと、受信 R F コイル 1 0 9 による各 180 度パルス R 1 ~ R 6 の受信タイミングとの差分を求める。

【0049】

このように、第 1 検知部 2 5 は、各 R F パルスが照射される照射タイミングと、受信 R F コイル 1 0 9 によって受信された各 R F パルスの受信タイミングとの差分を検知する。これにより、第 1 検知部 2 5 は、各 R F パルスが照射される時間におけるコイルクロックとシステムクロックとの絶対時間の差分を検知する。なお、R F パルスの照射タイミングは、シーケンス情報に予め規定されている既知の情報であるので、第 1 検知部 2 5 は、受け付けた R F パルスの照射タイミングをシーケンス情報から取得しても良い。

【0050】

図 3 の説明に戻る。クロック再生部 2 6 は、無線受信部 2 1 から出力されるシリアル信号に対してクロック再生処理を行うことで、コイルクロックを再生する。例えば、クロック再生部 2 6 は、無線受信部 2 1 から出力されるシリアル信号のレベルが変化するタイミング(信号の立ち上がり立ち下がり)を検出し、ビット値の周期を推定することで、コイルクロックを再生する。クロック再生部 2 6 は、再生したコイルクロックを第 2 検知部 2 7 へ出力する。

【0051】

第 2 検知部 2 7 は、システム用発振器 1 3 0 A によって生成されたシステムクロックの位相と、無線受信部 1 1 0 によって受信されたコイルクロックの位相との位相ずれを検知する。例えば、第 2 検知部 2 7 は、システム用発振器 1 3 0 A から出力されたシステムクロックを受け付けるとともに、クロック再生部 2 6 から出力されるコイルクロックを受け付ける。そして、第 2 検知部 2 7 は、受け付けたシステムクロックの位相とコイルクロックの位相との間の位相ずれを検知する。

【0052】

図 6 及び図 7 は、第 1 の実施形態に係る第 2 検知部 2 7 の処理を説明するための図である。図 6 には、システムクロック及びコイルクロックの位相ずれの一例を示す。図 6 において、横軸は時間を示す。図 7 には、シーケンス制御部 1 2 0 によって実行されるパルスシーケンスと、クロックの周波数誤差とを対比させて例示する。図 7 において、上段は R F パルス振幅を示し、中段はエコー信号振幅を示し、下段はクロック位相を示す。また、図 7 において、横軸は時間を示し、上段、中段及び下段の時間はそれぞれ対応している。

【0053】

図 6 に示すように、位相ずれが起きている場合には、その位相ずれに応じてクロックの立ち上がりタイミングにずれが生じる(位相ずれ)。このため、例えば、第 2 検知部 2 7 は、システムクロック及びコイルクロックの立ち上がりタイミングを比較し、両者の時間差を求めることで、位相ずれを検知する。なお、これに限らず、第 2 検知部 2 7 は、システムクロック及びコイルクロックについて、所定期間の波形を離散フーリエ変換し、各クロック周波数と同じ周波数成分の位相値を比較することで、位相差(位相ずれ)を検知しても良い。

【0054】

図 7 に示すように、第 2 検知部 2 7 は、パルスシーケンスが実行される間、常に多重化されて送信されるコイルクロックを用いるので、常に位相ずれを検知する。ただし、第 2 検知部 2 7 によって検知される位相ずれは 360 度以内(クロック 1 周期分)の位相ずれであり、360 度以上の位相ずれは厳密には検知できない。具体的には、第 2 検知部 2 7 は、360 度以上の位相ずれが生じた場合、その値から 360 度の整数倍分を減算した値と区別できない。つまり、第 2 検知部 2 7 は、図 7 の網掛け領域に示すように、360 度周期の位相ずれを検知する。

【 0 0 5 5 】

このように、第 2 検知部 2 7 は、システムクロックの位相とコイルクロックの位相との間の位相ずれを検知する。第 2 検知部 2 7 は、検知した位相ずれを補正部 2 8 へ出力する。

【 0 0 5 6 】

補正部 2 8 は、第 1 検知部 2 5 によって検知された差分、及び、第 2 検知部 2 7 によって検知された位相ずれに基づいて、受信 R F コイル 1 0 9 により受信されたエコー信号の位相を補正する。

【 0 0 5 7 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る補正部 2 8 の処理を説明するための図である。図 8 には、シーケンス制御部 1 2 0 によって実行されるパルスシーケンスと、クロックの周波数誤差とを対比させて例示する。図 8 において、上段は R F パルス振幅を示し、中段はエコー信号振幅を示し、下段はクロック位相を示す。また、図 8 において、横軸は時間を示し、上段、中段及び下段の時間はそれぞれ対応している。

【 0 0 5 8 】

図 8 に示すように、補正部 2 8 は、各 R F パルスが照射される時間（例えば、各 $t_1 \sim t_7$ ）におけるコイルクロックとシステムクロックとの絶対時間の差分と、第 2 検知部 2 7 によって検知された 3 6 0 度以内の位相ずれとを用いて、エコー信号の位相を補正する。

【 0 0 5 9 】

具体的に、 $t_4 \sim t_5$ の間に受信されたエコー信号の位相を補正する場合を説明する。この場合、補正部 2 8 は、 t_4 におけるコイルクロックとシステムクロックとの絶対時間の差分を用いて、両者の位相がクロック何周期分以上ずれているかを算出する。図 8 の例では、クロック 1 周期分以上離れていることが算出される。そして、補正部 2 8 は、第 2 検知部 2 7 によって検知された $t_4 \sim t_5$ の間の位相ずれに対して、3 6 0 度（クロック 1 周期分）加算することで、3 6 0 度以上の位置ずれを算出する。そして、補正部 2 8 は、算出した 3 6 0 度以上の位置ずれを用いて、デコーダ 2 3 から出力された M R データに対応するエコー信号の位相を補正する。補正部 2 8 は、補正した M R データを画像再構成部 1 3 0 B へ出力する。

【 0 0 6 0 】

図 3 の説明に戻る。画像再構成部 1 3 0 B は、補正部 2 8 によって補正されたエコー信号に基づいて、画像を再構成する。例えば、画像再構成部 1 3 0 B は、補正部 2 8 から出力された M R データに対してフーリエ変換等の再構成処理を施すことで、被検体 P における所望核スピンのスペクトラムデータや画像データを生成する。なお、画像再構成部 1 3 0 B における再構成処理については、従来に如何なる技術が適用されても良い。

【 0 0 6 1 】

なお、図 3 は一例に過ぎない。例えば、図 3 では、図示の都合上、受信 R F コイル 1 0 9 が 1 つのエコー信号受信用コイル 1 0 A を有する場合を説明したが、受信 R F コイル 1 0 9 は、任意数のエコー信号受信用コイル 1 0 A を有して居ても良い。また、アンプ 1 1 及びフィルタ 1 2 は、コイルエレメント（エコー信号受信用コイル 1 0 A 及び R F パルス受信用コイル）の数に応じて増加させ、コイルエレメントごとに備えるようにしても良い。

【 0 0 6 2 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る M R I 装置 1 0 0 において、システム用発振器 1 3 0 A は、システムクロックを生成する。送信 R F コイル 1 0 7 は、システムクロックから生成された R F パルスを照射する。受信 R F コイル 1 0 9 は、コイルクロックを生成するコイル用発振器 1 3 を有し、送信 R F コイル 1 0 7 によって照射された R F パルス及びその R F パルスの照射によって被検体 P から発せられるエコー信号を受信し、受信した R F パルス及びエコー信号とともに、コイルクロックを多重化して無線通信にて送信する。無線受信部 2 1 は、受信 R F コイル 1 0 9 によって送信された R F パルス、エコー

10

20

30

40

50

信号、及びコイルクロックを無線通信にて受信する。第1検知部25は、送信RFコイル107によるRFパルスの照射タイミングと、受信RFコイル109によるRFパルスの受信タイミングとの差分を検知する。第2検知部27は、システム用発振器130Aによって生成されたシステムクロックの位相と、無線受信部21によって受信されたコイルクロックの位相との位相ずれを検知する。補正部28は、第1検知部25によって検知された差分、及び、第2検知部27によって検知された位相ずれに基づいて、受信RFコイル109により受信されたエコー信号の位相を補正する。画像再構成部130Bは、補正部28によって補正されたエコー信号に基づいて、画像を再構成する。このため、第1の実施形態に係るMRI装置100は、クロックの周波数誤差に起因する画質劣化を抑制することができる。

10

【0063】

例えば、第1の実施形態に係るMRI装置100は、コイルクロックとシステムクロックとの間の位相ずれを検知する。そして、MRI装置100は、周波数誤差により生じるエコー信号の位相のずれを、検知した位相ずれに応じて補正する。この結果、MRI装置100は、クロックの周波数誤差に起因する画質劣化を抑制することができる。

【0064】

また、例えば、受信RFコイル109は、エコー信号を受信するエコー信号受信用コイル10Aとは別に、RFパルスを受信するRFパルス受信用コイル10Bを備える。このため、受信RFコイル109は、エコー信号及びRFパルスをそれぞれ適切に受信することができる。

20

【0065】

(第2の実施形態)

上述した第1の実施形態では、1つの受信RFコイル109に対して1つの無線通信部110が備えられる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、MRI装置100は、複数の無線通信部110を備えていても良い。

【0066】

図9は、第2の実施形態に係るMRI装置100のボア内の構成の一例を示す図である。図9には、MRI装置100が4つの無線通信部110A, 110B, 110C, 110Dを備える場合を例示する。ここで、ボアとは、天板105Aが挿入される架台111内部の空間を表す。図9において、網掛けで示した領域は、架台111の断面を示す。図9に示す例では、無線通信部110A, 110Dは、ボアの軸方向における端部のうち、寝台105が存在する側(寝台側)に配置され、無線通信部110B, 110Cは、寝台105が存在しない側(反寝台側)に配置される。また、図9では、1つのMRI装置100本体に対して1つの受信RFコイル109が利用される場合を説明する。なお、4つの無線通信部110A, 110B, 110C, 110Dを区別無く総称する場合に、「無線通信部110」と表記する。

30

【0067】

図9に示す例では、受信RFコイル109は、4つの無線通信部110A, 110B, 110C, 110Dに対して、無線伝送用の信号を送信する。この場合、計算機130は、例えば、各無線通信部110において受信される無線伝送用の信号の信号強度を比較し、最も信号強度の強い信号を用いて、画像を生成する処理を行う。例えば、画像再構成部130Bは、無線通信部110が複数存在する場合に、複数の無線通信部110において受信された信号のうち、最も信号強度の強い信号を用いて、画像を再構成する。

40

【0068】

このように、第2の実施形態に係るMRI装置100は、複数の無線通信部110を備える。そして、MRI装置100は、各無線通信部110において受信された信号のうち、最も信号強度の強い信号を用いて、画像を再構成する。このため、MRI装置100は、無線通信によるノイズが少ない信号を用いて、画像を生成することができる。また、MRI装置100は、一部の無線通信部110との無線通信が途切れたとしても、他の無線通信部110により受信される信号を用いて画像を生成することが可能となる。

50

【 0 0 6 9 】

(第 3 の実施形態)

また、上述した第 1 及び第 2 の実施形態に限らず、複数の受信 R F コイル 1 0 9 に対して複数の無線通信部 1 1 0 が備えられる場合であっても良い。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 は、第 3 の実施形態に係る M R I 装置 1 0 0 のボア内の構成の一例を示す図である。図 1 0 では、M R I 装置 1 0 0 が 4 つの無線通信部 1 1 0 A , 1 1 0 B , 1 1 0 C , 1 1 0 D を備えるとともに、3 つの受信 R F コイル 1 0 9 (1 0 9 A , 1 0 9 B , 1 0 9 C) が利用される場合を説明する。図 1 0 において、網掛けで示した領域は、架台 1 1 1 の断面を示す。図 1 0 に示す例では、無線通信部 1 1 0 A , 1 1 0 D は、ボアの軸方向における端部のうち、寝台 1 0 5 が存在する側 (寝台側) に配置され、無線通信部 1 1 0 B , 1 1 0 C は、寝台 1 0 5 が存在しない側 (反寝台側) に配置される。なお、3 つの受信 R F コイル 1 0 9 A , 1 0 9 B , 1 0 9 C を区別無く総称する場合に、「受信 R F コイル 1 0 9 」と表記する。

10

【 0 0 7 1 】

図 1 0 に示す例では、3 つの受信 R F コイル 1 0 9 A , 1 0 9 B , 1 0 9 C は、4 つの無線通信部 1 1 0 A , 1 1 0 B , 1 1 0 C , 1 1 0 D のそれぞれに対して、無線伝送用の信号を送信する。この場合、各無線通信部 1 1 0 は、各受信 R F コイル 1 0 9 から無線通信にて送信される情報を多重化して受信する。例えば、無線通信部 1 1 0 は、送信される周波数を変えておくことで多重化する F D M (Frequency Division Multiplexing)、複数の送信アンテナを持たせ、各送信アンテナの指向性を異なる方向へ向けて空間的に多重化する S D M (Space Division Multiplexing)、若しくは、送信される情報を異なる時間で受信する T D M (Time Division Multiplex) 等を用いて、多重化して受信する。

20

【 0 0 7 2 】

このように、第 3 の実施形態に係る M R I 装置 1 0 0 において、無線通信部 1 1 0 は、複数の受信 R F コイル 1 0 9 から無線通信にてそれぞれ送信される情報を多重化して受信する。このため、M R I 装置 1 0 0 は、複数の受信 R F コイル 1 0 9 を用いる場合にも、クロックの周波数誤差に起因する画質劣化を抑制することができる。

【 0 0 7 3 】

なお、上記の実施形態では、R F パルスを用いてクロックの位相ずれを検知する方式と、コイルクロックを多重化して位相ずれを検知する方式とを併用することで、エコー信号の位相を補正する場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、M R I 装置 1 0 0 は、コイルクロックを多重化して位相ずれを検知する方式のみを用いた場合にも、エコー信号の位相を補正することが可能である。

30

【 0 0 7 4 】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、クロックの周波数誤差に起因する画質劣化を抑制することができる。

【 0 0 7 5 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

40

【 符号の説明 】

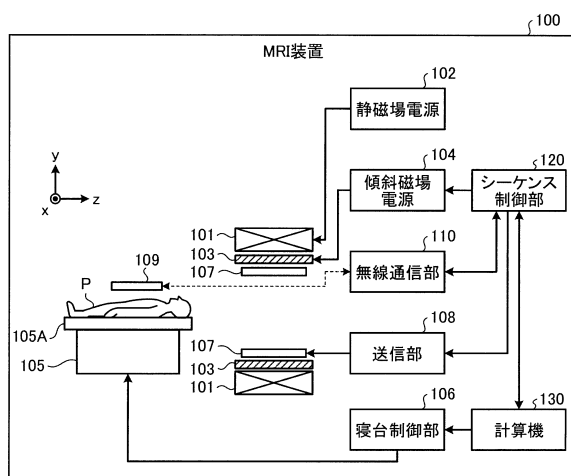
【 0 0 7 6 】

- 2 5 第 1 検知部
- 2 7 第 2 検知部
- 2 8 補正部

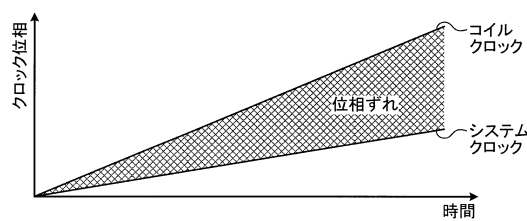
50

100	MRI装置
107	送信RFコイル
109	受信RFコイル
110	無線通信部
130A	システム用発振器
130B	画像再構成部

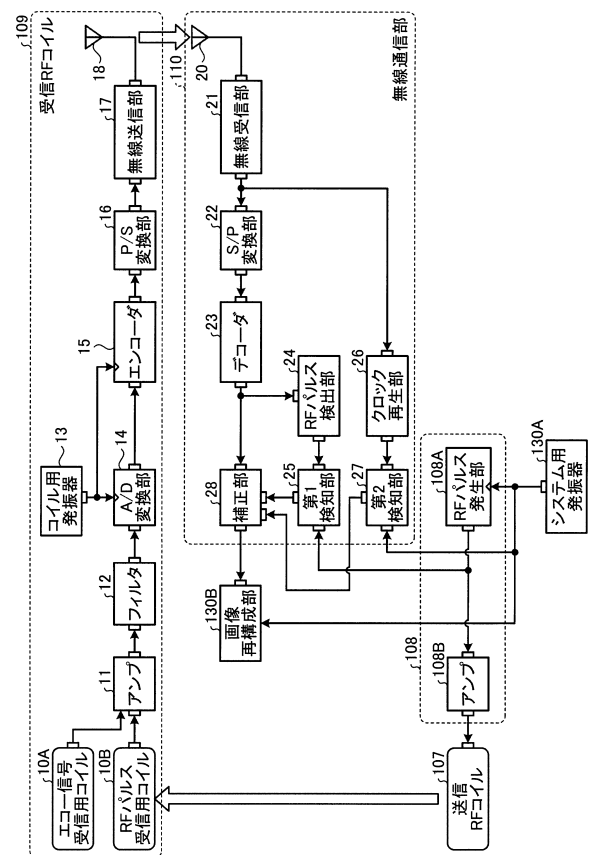
【図1】



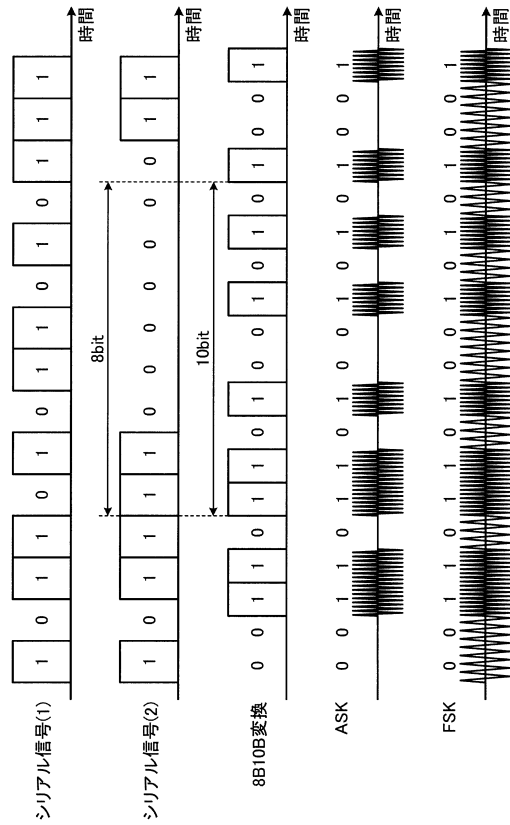
【図2】



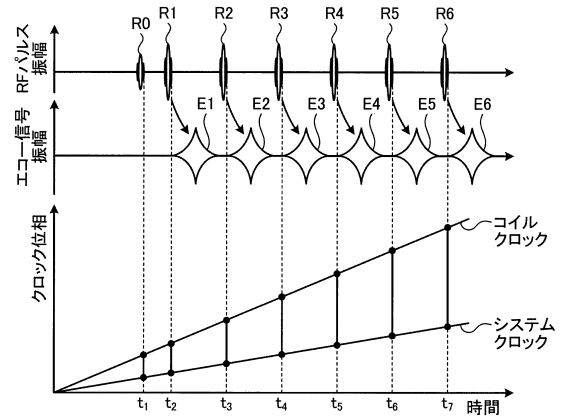
【図3】



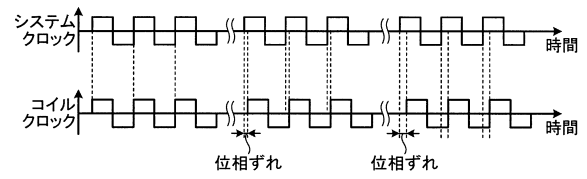
【図4】



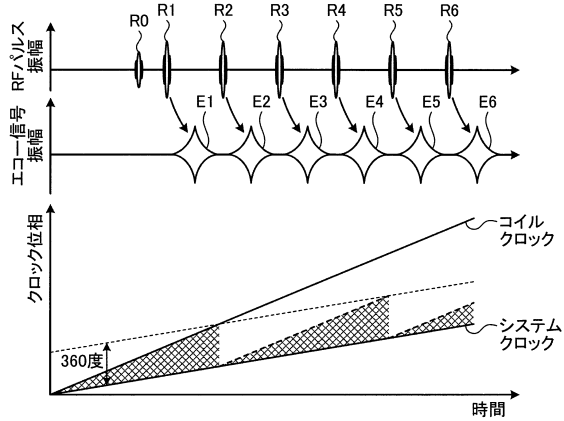
【図5】



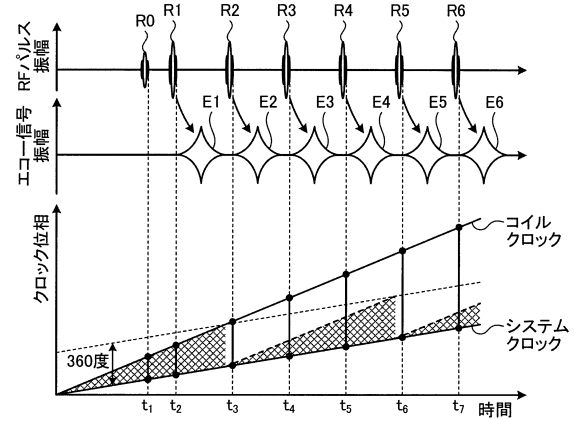
【図6】



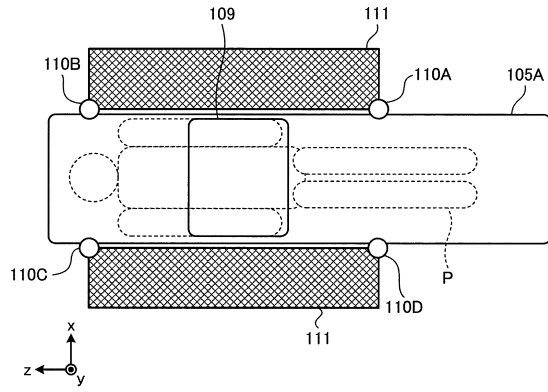
【図7】



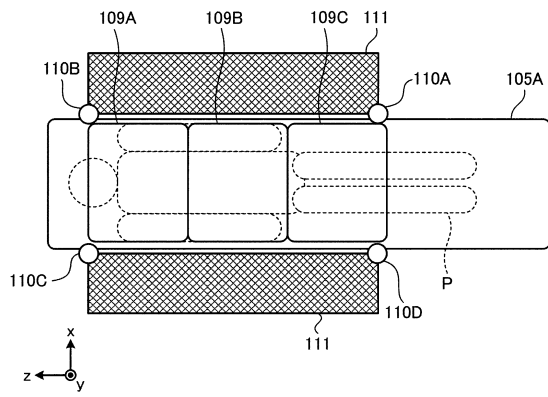
【図8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-193989(JP,A)
特開2010-029644(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0227574(US,A1)
特開2012-085970(JP,A)
特開2007-203036(JP,A)
米国特許出願公開第2007/0176601(US,A1)
米国特許出願公開第2009/0322335(US,A1)
米国特許出願公開第2013/0127465(US,A1)
特開2014-046094(JP,A)
米国特許出願公開第2014/0062485(US,A1)
特開平05-261083(JP,A)
米国特許第05384536(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055
G01R 33/20-33/58