

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-3731

(P2014-3731A)

(43) 公開日 平成26年1月9日(2014.1.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO2N 2/00 (2006.01)	HO2N 2/00 C	4C096
A61B 5/055 (2006.01)	A61B 5/05 390	5H680
HO1L 41/09 (2006.01)	HO1L 41/08 U	

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-135447 (P2012-135447)
 (22) 出願日 平成24年6月15日 (2012.6.15)

(71) 出願人 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100126240
 弁理士 阿部 琢磨
 (74) 代理人 100124442
 弁理士 黒岩 創吾
 (72) 発明者 片岡 健一
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
 ノン株式会社内
 Fターム(参考) 4C096 AA18 AB41 AD19 FC20
 5H680 AA18 BB03 BB17 CC04 CC07
 DD15 DD35 DD53 DD55 DD64
 FF25 FF27 FF29 FF33 FF36

(54) 【発明の名称】 振動型アクチュエータの駆動装置及びこれを用いた医用システム

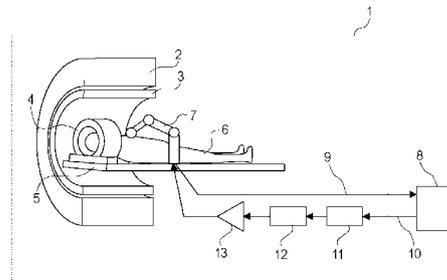
(57) 【要約】

【課題】 振動型アクチュエータの駆動電圧には高調波成分が含まれる可能性があった。

【解決手段】 本発明の振動型アクチュエータの駆動装置は、磁気シールド室内に設置された振動型アクチュエータを駆動する駆動装置であって、

前記振動型アクチュエータを駆動するための駆動波形に基づく信号が入力され、前記振動型アクチュエータに印加するための駆動電圧を出力するリニアアンプを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気シールド室内に設置された振動型アクチュエータを駆動する駆動装置であって、前記振動型アクチュエータを駆動するための駆動波形に基づく信号が入力され、前記振動型アクチュエータに印加するための駆動電圧を出力するリニアアンプを有することを特徴とする振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 2】

前記駆動波形が入力されるフィルタをさらに有し、前記リニアアンプには前記フィルタから出力された前記駆動波形に基づく信号が入力されることを特徴とする請求項 1 に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

10

【請求項 3】

前記フィルタはローパスフィルタであることを特徴とする請求項 2 に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 4】

前記リニアアンプは、フィルタ特性を有することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 5】

トランスをさらに有し、前記トランスの 1 次側には前記リニアアンプが接続され、前記トランスの 2 次側には前記振動型アクチュエータが接続されており、

20

前記リニアアンプから出力された前記駆動電圧が前記トランスを介して前記振動型アクチュエータに印加されることを特徴とする請求項 1 に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 6】

前記トランスの 1 次側に前記トランスと直列にコンデンサが接続されていることを特徴とする請求項 5 に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 7】

前記トランスの 1 次側に前記トランスに直列に抵抗が接続されていることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

30

【請求項 8】

前記リニアアンプには、前記駆動波形に基づく信号として、正弦波が入力されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 9】

前記リニアアンプには、前記駆動波形に基づく信号として、正弦波をパルス幅変調又はパルス振幅変調したパルス信号の変調周波数成分を含むアナログ信号が入力されることを特徴とする請求項 8 に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 10】

前記リニアアンプには、前記駆動波形に基づく信号として、正弦波をパルス変調したパルス信号が入力されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

40

【請求項 11】

前記リニアアンプには、前記駆動波形に基づく信号として、正弦波を D / A 変換した信号が入力されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の振動型アクチュエータの駆動装置。

【請求項 12】

請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の振動型アクチュエータ及び前記振動型アクチュエータの駆動装置と、被検者からの電磁波の受信を行う受信部と、を少なくとも前記磁気シールド室内に備え、前記駆動波形を生成する波形生成手段を前記磁気シールド室内又は室外に備えることを特徴とする医用システム。

【請求項 13】

50

前記波形生成手段が生成する前記駆動波形は、正弦波をパルス幅変調又はパルス振幅変調したパルス信号であり、前記パルス信号の変調周波数の整数倍の周波数が、ラーモア周波数範囲と重ならないことを特徴とする請求項 1 2 に記載の医用システム。

【請求項 1 4】

前記波形生成手段が生成する前記駆動波形は正弦波を D / A 変換した信号であり、前記 D / A 変換のサンプリング周波数の整数倍の周波数が、ラーモア周波数範囲と重ならないことを特徴とする請求項 1 3 に記載の医用システム。

【請求項 1 5】

前記波形生成手段が生成する前記駆動波形は高調波を含む正弦波であり、前記高調波が、ラーモア周波数範囲と重ならないことを特徴とする請求項 1 2 に記載の医用システム。

10

【請求項 1 6】

前記波形生成手段は前記駆動波形を光信号に変換し、

前記磁気シールド室外から前記磁気シールド室内へと前記光信号を伝達する光伝送手段と、前記光信号を受信し電気信号に変換するフォトレシーバと、をさらに備えることを特徴とする請求項 1 2 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の医用システム。

【請求項 1 7】

磁気シールド室内に設置された振動型アクチュエータを駆動する駆動装置であって、

前記振動型アクチュエータを駆動するための駆動波形に基づく信号が入力され、前記振動型アクチュエータに印加するための駆動電圧として正弦波を元に生成された波形を出力することを特徴とする振動型アクチュエータの駆動装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、振動型アクチュエータの駆動装置及びこれを用いた医用システムに関する。特に、磁気共鳴画像 (MRI: magnetic resonance imaging) 装置や脳磁計 (MEG: Magnetoencephalography) 等を備えた、医用システムや、該医用システム内で動作する振動型アクチュエータの駆動装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

近年、マニピュレータ等の医療用ロボティクス装置に関して、盛んに研究がなされている。磁気共鳴画像 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置を用いた医用システムはその代表例で、MR 画像を見ながらマニピュレータのロボットアームの位置を制御し、的確な生検や治療を行うものである。MRI は、被検者の測定部位 (被検体) に静磁場および特定の高周波磁場によって発生する電磁波を与え、これによって被検者内部で発生する核磁気共鳴現象を応用して画像化するものである。

【0003】

MRI は強磁場を用いるため、ロボットアームの動力源として強磁性体を含んでいる電磁モータを利用することはできない。このため、動力源として、超音波モータに代表される振動型アクチュエータが適している。ただし、振動型アクチュエータの制御部の発生する高周波ノイズも MR 画像に影響を与えるため、制御部からのノイズも極力抑制またはシールドすることが必要となる。

40

【0004】

特許文献 1 には、振動型アクチュエータの駆動波形のパルス幅に応じて高調波の発生量が変化する事や、パルス信号をトランスで昇圧する回路構成が示されている。この様に、通常、振動型アクチュエータは、パルス電圧の波形をインダクタ素子等でなませた疑似的な正弦波で駆動されている。パルス電圧を元にして波形を生成しているので、疑似的な正弦波は最低次の基本波の他に、基本波の整数倍の周波数の高調波が重畳された波形となっている。

50

【 0 0 0 5 】

また、特許文献 2 では、強磁場環境となる M R I 装置の筒状の計測部（ボア）内に振動型アクチュエータを配置している。そして、M R I 装置の計測部から最大の距離を有する場所に振動型アクチュエータの制御部を配置し、電磁的にシールドされた制御線で振動型アクチュエータと接続する事が示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 0 - 1 8 4 7 5 9 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 1 - 2 4 5 2 0 2 号公報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 に示す従来の駆動回路は、トランスの 2 次側のインダクタと振動型アクチュエータの制動容量とからなるフィルタ特性によって駆動波形をある程度滑らかにすることができる。つまり、高調波成分をある程度は抑制できる。しかしながら、最終出力段までスイッチング回路で構成されているため、回路出力直後の波形には原理的に高調波成分が多く重畳されてしまっている。その為 M R I 装置が設置された磁気シールド室内で振動型アクチュエータを動作させると、M R 画像にノイズが混入する問題があった。また、このような駆動回路は周波数応答特性が平坦でないため、振動型アクチュエータの振動振幅の変化によるインピーダンス変化によっても波形が大きく変化する。よって、駆動条件によってノイズの周波数特性が変化する可能性があった。

20

【 0 0 0 8 】

また特許文献 2 のように制御線をシールドしても、駆動波形の高調波のノイズを完全に除去することは困難であった。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記課題に鑑み、振動型アクチュエータの駆動電圧に含まれる高調波成分を低減することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明の振動型アクチュエータの駆動装置は、磁気シールド室内に設置された振動型アクチュエータを駆動する駆動装置であって、

30

前記振動型アクチュエータを駆動するための駆動波形に基づく信号が入力され、前記振動型アクチュエータに印加するための駆動電圧を出力するリニアアンプを有することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、振動型アクチュエータに印加する駆動電圧をリニアアンプで出力することで駆動電圧に含まれる高調波成分が少なくなり、高調波成分のノイズが抑制される。

【 図面の簡単な説明 】

40

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態のシステム構成を示す模式図である。

【 図 2 】 振動型アクチュエータの構成例を示す模式図である。

【 図 3 】 圧電体 1 5 の平面図である。

【 図 4 】 第 1 の実施形態の駆動回路の変形例を示す模式図である。

【 図 5 】 第 1 の実施形態の変形例における各部の動作波形を模式的に示した図である。

【 図 6 】 磁気シールド室 1 の内外を接続する光伝送手段の例を示す模式図である。

【 図 7 】 図 6 の各部の動作波形を模式的に示した図である。

【 図 8 】 図 7 の差動増幅器の代わりに D / A 変換器を用いた例を示す図である。

【 図 9 】 光波長多重伝送を用いた光伝送手段の例を示す模式図である。

50

【図10】第2の実施形態の振動型アクチュエータの駆動回路を示す模式図である。

【図11】図10の各部の動作波形を模式的に示した図である。

【図12】第2の実施形態の駆動回路の変形例1の例を示す模式図である。

【図13】フォトレーバ11周辺の回路構成例を示す模式図である。

【図14】図12の回路のトランスのゲインの周波数特性を示す図である。

【図15】第2の実施形態の駆動回路の変形例2を示す模式図である。

【図16】図15の回路のトランスのゲインの周波数特性を示す図である。

【図17】図15の回路のトランスをトロイダルとした場合のゲインの周波数特性を示す図である。

【図18】第3の実施形態の振動型アクチュエータの駆動回路を示す模式図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明の振動型アクチュエータ及びその駆動装置（駆動回路）は、MRI装置等を備えた医用システムに用いることができる。MRI装置は、被検体にRF（radio frequency）パルスを照射し、これに応じて被検体が発生する電磁波を高感度の受信コイル（RFコイル）で受信する。そして、受信コイルからの受信信号に基づいて被検体のMR（magnetic resonance）画像を得る。ただし、本発明の振動型アクチュエータやその駆動装置は、上記医用システム用途に限定されとは限らない。電磁波や磁気に関する物理量（磁束密度「テスラ[T]」、磁界強度「A/m」、電界強度「V/m」等）を計測するための装置やシステムに用いることができる。以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

20

【0014】

<第1の実施形態>

図1は本発明の第1の実施形態における医用システムの構成を示す模式図である。本システムはfMRI（function Magnetic Resonance Imaging）を行うシステムである。fMRIはMRI装置を用いて脳や脊椎の活動による血流の変化を視覚化する手法である。本システムは振動型アクチュエータを用いてロボットアームを動かすことにより接触刺激を時系列に変化させ、これに応じた脳内の血流変化を計測している。このような刺激は、接触以外にも視覚、聴覚等様々な刺激が検討されており、特に、MRI装置内でロボットアーム等を動かす場合には、磁気シールドにより、駆動源から発生する電磁ノイズの低減や各部材の非磁性化等が行われている。

30

【0015】

（MRI装置の基本的な構成）

まず、図1を用いて本実施形態の医用システムとしてMRI装置を備えたシステムの構成について説明する。本発明の適用できる医用システムは、磁気シールド室1内に設けられた計測部と、磁気シールド室1の外部に設けられた制御部8と、を少なくとも備える。

【0016】

MRI装置は装置固有の磁場強度に応じて決まるラーモア周波数と呼ばれる周波数近傍の電磁ノイズに特に敏感である。ラーモア周波数とは、被検者6の脳内の原子核の磁気双極子モーメントの歳差運動の周波数である。一般に臨床で使われているMRI装置の磁場強度0.2T~3Tでは、ラーモア周波数は8.5MHz~128MHzであり、磁気シールド室内で動作する機器はこの周波数帯の電磁ノイズの発生を極力抑えなければならない。しかしながら、CPUやFPGAが用いられている制御部8は、通常10MHz~50MHz程度の外部クロックで動作するため、このクロック信号に起因する電磁ノイズはその高調波も含めると広くラーモア周波数の領域と周波数が重なってしまう。そのため、脳内で発生する微弱な磁場の変化を計測する計測部は、外来ノイズの影響を遮断する磁気シールド室1内に設置されている。

40

【0017】

MRI装置の計測部は、静磁場を発生させる超電導磁石2、3次元的な位置を特定する為に傾斜磁場を発生させる傾斜磁場発生コイル3、被検者6に対して電磁波の照射と受信

50

を行う受信部としてのRFコイル4、被検者6用の寝台5、を少なくとも備える。超電導磁石2及び傾斜磁場発生コイル3はどちらも実際は円筒形状であり、図1では半分にカットした状態を示している。RFコイル4は脳内のMR画像計測に特化されており、寝台5に横になった被検者6の頭部を覆うよう、筒状に構成されている。MRI装置の計測部は、磁気シールド室1の外に設けられた不図示のコントローラからの制御信号によって、様々なシーケンスの傾斜磁場の生成及び電磁波の照射を行う。そして外部のコントローラ(不図示)は、RFコイル4から得られた受信信号を用いて脳内の様々な情報を取得する。この電磁波制御用のコントローラも制御部8内に含まれていても良い。

【0018】

さらに、計測部内には、ロボットアーム7が寝台5に固定されている。ロボットアーム7は、2つの関節と基部の旋回との3自由度の運動が可能であり、被検者6に対してアーム先端の接触球を任意の位置に任意の押圧力で接触させ、被検者6に時系列の刺激を与える事が出来る。ロボットアーム7の各関節及び旋回基部には図2に示す振動型アクチュエータや、不図示の回転センサ、力センサがそれぞれ設けられている。回転センサ及び力センサの信号は光信号に変換され磁気シールド室1の外部の制御部8に光ファイバ9で伝達される。ロボットアーム7の各関節には振動型アクチュエータが配置され、各関節をダイレクトに駆動する機構となっている。そのため全体の剛性が高く、ロボットアーム7の動作は広い周波数帯域の様々な刺激を被検者6に与える事が出来る。ロボットアーム7の主要構造は、振動型アクチュエータを含め非磁性の材料で構成されており、超電導磁石2の発生する静磁場を極力乱さないように設計されている。

10

20

【0019】

実際の計測の際は、まず被検者6にロボットアーム7の先端を手でつかんでもらい、腕を出来るだけ動かさない様にしてもらう。次にロボットアーム7で力を発生させながら力の大きさや方向のパターン等を時系列に変えて、被検者6の脳内血流の変化を計測する。このような計測を行う場合、常に力をかけ続けなければならないため、ロボットアーム7を駆動し続ける事になる。

【0020】

制御部8は、予め設定された軌道及び押圧力で被検者6に刺激を与えるための時系列信号と、回転センサ及び力センサの情報との比較結果と、に応じて、振動型アクチュエータを駆動するための駆動信号(駆動波形)を出力する。駆動信号は、正弦波をパルス幅変調(PWM)したパルス信号であり、このパルス幅変調されたパルス信号は、制御部8内で光信号に変換されて磁気シールド室1の内部に光伝送手段である光ファイバ10により伝達される。

30

【0021】

フォトレシーバ11は、制御部8から出力される光信号を電気信号に変換する。ローパスフィルタ12は、フォトレシーバ11から出力されるパルス幅変調されたパルス信号の高調波成分をカットして滑らかな正弦波信号を出力している。そして、線形増幅器であるリニアアンプ13は、ローパスフィルタ12の出力する正弦波信号を線形増幅して振動型アクチュエータに印加する。

【0022】

(振動型アクチュエータの構成)

ここで、本発明に適用可能な振動型アクチュエータの構成について説明する。図2は振動型アクチュエータの構成例を示す模式図である。本実施形態の振動型アクチュエータは、振動体と被駆動体とを備える。

40

【0023】

振動体は、弾性体14と、圧電素子(電気-機械エネルギー変換素子)である圧電体15と、を備える。弾性体14は一方の面に櫛歯状の構造を持つリング状の構造をしており、圧電体15は弾性体14の他方の面に接着されている。弾性体14の櫛歯状の突起部上面に、摩擦部材16が接着されている。被駆動体であるロータ17は、摩擦部材16を介して弾性体14に不図示の加圧手段によって加圧接触する円盤状の構造をしている。

50

【 0 0 2 4 】

振動型アクチュエータは、圧電体 1 5 に交流電圧（駆動電圧）が印加される事で弾性体 1 4 に振動が励起される。この振動により、ロータ 1 7 は摩擦部材 1 6 との間で発生する摩擦力によって弾性体 1 4 と相対的に回転する。回転軸 1 8 は、ロータ 1 7 の中心に固定され、ロータ 1 7 と一緒に回転する。本実施形態においては、この振動型アクチュエータが、ロボットアーム 7 の丸で示した 2 つの関節の回転と全体の旋回運動とを行う為に、2 つの関節と、寝台 5 とロボットアーム 7 の基部との接続部と、に配置されている。

【 0 0 2 5 】

図 3 は圧電体 1 5 の平面図である。圧電体 1 5 は、圧電材料と、圧電材料に形成されたリング状の電極と、を備える。電極は複数の区画に分割されている。図 3 中の + - の符号は各電極に対応する部分の圧電材料の分極方向を示している。また圧電体 1 5 の裏面は全面導通の 1 枚の電極となっている。各電極は大きく 3 つのグループに分けられ、加振用電極 1 5 - a、1 5 - b、振動検出用電極 1 5 - c、グランド接続用電極 1 5 - d となっている。各グループは電氣的に独立しており、グループ内では電極が不図示の導電性塗料等で接続されている。またグランド接続用電極 1 5 - d は裏面に接着された弾性体 1 4 と導電性塗料で電氣的に接続されている。加振用電極 1 5 - a、1 5 - b には位相の異なる交流電圧 A、B が印加され、弾性体 1 4 にリング周上に沿って進行する進行性の振動波が形成される。

10

【 0 0 2 6 】

（振動型アクチュエータの駆動回路の基本的な構成）

20

次に、図 1 に戻り、本実施形態の振動型アクチュエータを駆動する駆動装置である駆動回路について詳細に説明する。本実施形態において、振動型アクチュエータの駆動回路は、フォトレシーバ 1 1 とローパスフィルタ 1 2 とリニアアンプ 1 3 とを備える。また、駆動回路に接続され、駆動回路との間で光信号の入出力動作を行う制御部 8 は、駆動信号（駆動波形）を生成する波形生成手段として機能する。リニアアンプ 1 3 は A 級又は A B 級のアンプで構成され、高調波歪の少ない波形出力を行っている。

【 0 0 2 7 】

上述したように、本実施形態では、制御部 8 から出力された駆動信号は、正弦波をパルス幅変調したパルス信号であり、制御部 8 内で光信号に変換されて磁気シールド室 1 の内部に光伝送手段である光ファイバ 1 0 により伝達される。

30

【 0 0 2 8 】

フォトレシーバ 1 1 は、制御部 8 から出力される光信号を電気信号に変換する。ローパスフィルタ 1 2 は、フォトレシーバ 1 1 から出力されるパルス幅変調されたパルス信号の高調波成分をカットして滑らかな正弦波信号を出力している。つまり、ローパスフィルタ 1 2 により、少なくとも正弦波をパルス幅変調したパルス信号の変調周波数以上の周波数成分をカットしている。また上記パルス信号は正弦波を PWM（パルス幅変調）した波形であるが、他のパルス変調方式を用いても良い。変調方式で代表される PDM（パルス密度変調）や PAM（パルス振幅変調）を用いた波形でもフィルタを用いて高周波成分をカットすれば元の正弦波が得られる。

【 0 0 2 9 】

40

その後、線形増幅器であるリニアアンプ 1 3 に、ローパスフィルタ 1 2 が出力した駆動波形に基づく信号として、パルス幅変調したパルス信号の変調周波数以上の周波数成分がカットされた正弦波（アナログ信号）が入力される。リニアアンプ 1 3 は、入力された正弦波を線形増幅して振動型アクチュエータに印加する。その為、リニアアンプ 1 3 が原因となる高調波はほとんど無い。尚、上記 PDM は周波数変調方式に近い方式なので変調周波数が無い。上記例ではパルス幅変調したパルス信号の変調周波数以上の周波数成分をカットした正弦波としたが、元の正弦波の周波数より高い周波数をカットするローパスフィルタを用いても良い。例えば PDM の場合には元の正弦波の周波数の 2 倍以上の周波数をカットするローパスフィルタを用いることで、高周波の波形歪をカットすることが出来る。

50

【 0 0 3 0 】

ただし、ローパスフィルタの性能にも限界があるのでパルス幅変調等のパルス変調による高周波の波形歪を完全に0にする事は出来ない。一方、超電導磁石2及び傾斜磁場発生コイル3によって形成される磁場の磁束密度の大きさによって、ラーモア周波数は決まる。ラーモア周波数は、磁束密度の変化に連動するので傾斜磁場を与えると、ある周波数範囲を持つことになる。

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、このラーモア周波数範囲と上記パルス幅変調の変調周波数の整数倍の周波数が重ならない様に変調周波数を選択する事で、MR画像へのノイズ混入を更に少なくする事が出来る。特に、駆動波形が、正弦波をパルス幅変調又はパルス振幅変調したパルス信号である場合、このパルス信号の変調周波数の整数倍の周波数が、ラーモア周波数範囲と重ならないことが好ましい。つまり、駆動波形に基づく信号が高調波を含む正弦波の場合、高調波がラーモア周波数範囲と重ならないように設定するとよい。

10

【 0 0 3 2 】

また、パルス幅変調によって発生する他の高調波成分が、ラーモア周波数範囲と重ならないよう振動型アクチュエータの駆動電圧の周波数を設定することもノイズ抑制に効果がある。パルス幅変調によって発生する他の高調波成分としては、例えば、駆動周波数の整数倍の周波数成分や、駆動周波数の整数倍の周波数成分とパルス幅変調周波数の整数倍の周波数成分との和及び差の周波数成分がある。

【 0 0 3 3 】

さらに、駆動波形が、正弦波をD/A変換した信号である場合、D/A変換のサンプリング周波数の整数倍の周波数が、ラーモア周波数範囲と重ならないことも好ましい。

20

【 0 0 3 4 】

振動型アクチュエータの速度を制御する場合、駆動周波数を制御する方式が一般的である。このように、パルス幅変調によって発生する高調波がラーモア周波数近傍となるような駆動波形の周波数範囲をあらかじめ設定しておき、この周波数範囲の外で駆動電圧の周波数を制御するよう構成すれば、MR画像へのノイズ混入を抑制出来る。またMR画像において、注目する部位以外の部位におけるノイズ混入をある程度許容する場合は、上記ラーモア周波数の範囲を注目する部位近傍のラーモア周波数の範囲に狭めても良い。

【 0 0 3 5 】

(第1の実施形態における駆動回路の変形例1)

次に、本実施形態の駆動回路の変形例1を図4を用いて説明する。前述の基本的な構成例では、フォトレーバ11の出力をローパスフィルタ12に入力し、ローパスフィルタ12がPWM信号の変調周波数をカットしたが、本変形例では、フォトレーバ11がフィルタ特性も合わせ持っている。図4は、本実施形態の駆動回路の変形例を示す図である。本変形例では、フォトレーバ11には、正弦波をパルス幅変調したパルス信号Pa、Pbが光ファイバを介して入力される。本変形例のフォトレーバ11は、ローパスフィルタ機能を備えており、PWM信号の変調周波数をカットして2つの位相の異なる正弦波信号Sa、Sbを出力している。

30

【 0 0 3 6 】

また、本変形例の駆動回路は、コンデンサを用いて帯域制限された反転型のリニアアンプ19、20を備えている。フォトレーバ11のフィルタ特性が十分でない場合、正弦波信号Sa、Sb(駆動波形に基づく信号)にはまだ上記変調周波数成分の信号が残っている可能性がある。そこで、本変形例では、コンデンサを備えるリニアアンプ19、20でこの変調周波数成分を更に減衰させ、圧電体15-a及び圧電体15-bに、駆動電圧である交流電圧Va、Vbを印加している。尚、フォトレーバ11のフィルタ特性が予め十分な周波数帯域に制限されていれば、リニアアンプ19、20を本変形例のようにコンデンサを用いて帯域制限する構成としなくても良い。

40

【 0 0 3 7 】

図5は、図4の各部における動作波形の歪を模式的に示した図である。信号Sa、Sb

50

には、正弦波をパルス幅変調したパルス信号 P a、P b の変調周波数成分の信号がまだ残っているが、圧電体 15 - a、15 - b に印加される駆動電圧である交流電圧 V a、V b にはほとんど含まれていないことがわかる。しかしながら、このような場合であっても M R 画像には微小な電磁波の影響がある可能性があるため、ラーモア周波数範囲とパルス幅変調周波数の整数倍の周波数が重ならないようにするとよい。

【0038】

(第1の実施形態における駆動回路の変形例2)

次に、本実施形態の駆動回路の変形例2を、図6を用いて説明する。図6は、光ファイバ(光伝送手段)を用いて、磁気シールド室1の内外で信号接続している様子を示した図である。波形生成部21は、不図示の指令手段からの周波数指令に応じた正弦波信号をパルス幅変調した4相の位相の異なるパルス信号 P a、/ P a、P b、/ P b を生成する。波形生成部21、指令手段、トランスミッタ22 - 25は、図1における制御部8内に設けられている。

10

【0039】

正弦波信号をパルス幅変調したパルス信号 P a、P b と、/ P a、/ P b はそれぞれ正弦波信号の位相が反転しており、パルス信号 P a と P b とはパルス幅変調前の正弦波信号の位相が90°ずれている。トランスミッタ22、23、24、25は、それぞれパルス幅変調されたパルス信号を光信号に変換する。トランスミッタ22、23、24、25から出力された光信号はそれぞれ、光ファイバ26、27、28、29を介して磁気シールド室1の内部に伝達される。レシーバ30、31、32、33は、光ファイバ26、27、28、29から出力される光信号を電気信号に変換するレシーバであり、TTLレベルのパルス信号として出力している。

20

【0040】

差動増幅器34、35は、それぞれレシーバ30、31及びレシーバ32、33の出力信号の差を増幅し、且つ、パルス幅変調された入力信号の変調周波数に関わる高調波成分以上の周波数をカットするフィルタ特性を有する。つまり、本変形例では差動増幅器34がローパスフィルタとして機能する。また、本変形例では、レシーバ30、31と差動増幅器34でフォトレシーバを構成している。

【0041】

図7は、図6の各部の動作波形を模式的に示した図である。本変形例のような差動増幅器を用いた構成とすると、パルス幅変調の変調周波数成分はキャンセルされていることが分かる。そのため、比較的緩やかなフィルタ特性でも高調波歪を低減する事が出来る。ただし、図7の信号 S a にはパルス幅変調の変調周波数成分はキャンセルされているが、その2倍の周波数近傍の周波数成分が残っていることが示されている。この2倍の周波数成分に関しては、例えば変形例1で説明した、コンデンサを備えたりニアアンプ19、20を差動増幅器の出力先に接続することで低減することができる。

30

【0042】

さらに、本実施形態においては、図8に示すように、図7の差動増幅器の代わりにD/A変換器を用いてもよい。D/A変換器36、37は2ビットのD/A変換器である。波形生成部21からは4相の正弦波をパルス幅変調したパルス信号の代わりに、2相の2ビットで表現された正弦波信号を出力している。各正弦波信号は P a 0、P a 1 及び P b 0、P b 1 の2ビットの平行信号として波形が生成され、光ファイバ26、27、28、29を介してD/A変換器36、37に伝達される。D/A変換器36、37は入力が増加すると即座に出力のアナログ信号の値を変更するよう構成されている。またD/A変換器36、37内には上記正弦波信号の周波数以上の周波数成分をカットするローパスフィルタが設けられており、滑らかな波形の正弦波を出力する。また、図8で用いたD/A変換器36、37は平行信号入力で作動するが、公知のシリアル信号入力のD/A変換器を用いて多ビットの信号を伝達するようにしても良い。

40

【0043】

(光伝送手段)

50

ここで、本発明に適用可能な光伝送手段について説明する。光伝送手段は、波形伝送手段であり、光に変換された光信号を伝送する手段である。光の伝送に関わる部分以外の構成については図8と同様であるので説明を省略する。図9は、光波長多重伝送を用いた光伝送手段の例を示す図である。磁気シールド室1の内外を多数の信号線で接続する事が必要な場合、光ファイバの本数が増えてしまう。そこで、本実施例では、信号毎に光の波長を変えて光を合成し、受光部で光を波長毎に分離する。これにより、1本の光ファイバで多数の信号を伝達することができる。光合成手段38は、トランスミッタ22及び23からの波長の異なる光を合成して出力する。光分配手段39は、光ファイバ26からの出力光を波長ごとに分離して、レシーバ30、31に出力する。

【0044】

また、本実施例において、リニアアンプの入力信号をウィーンブリッジ等の公知の正弦波発振器の出力を用いて生成しても良い。そうすることで、デジタル信号を完全に排除することが出来るのでノイズに敏感なアプリケーションには有効である。リニアアンプは入力信号を理想的に増幅するため、正弦波で振動型アクチュエータを駆動する理想的な駆動回路となる。尚、ウィーンブリッジはアナログ発振器なので高周波のノイズの発生が少なく、磁気シールド室1内に配置しても良い。

【0045】

また上記説明では磁気シールド室1の室内と室外とで信号を伝送するため、光ファイバ等の光伝送手段を用いた例を示した。しかしながら、本発明においては、光に変換してから伝送するだけでなく、そのまま電気信号を伝送する波形伝送手段を用いてもよい。またこの場合、波形生成手段が磁気シールド室内に設けられていても良い。

【0046】

以上、説明したように、本実施形態では、振動型アクチュエータに印加するための駆動電圧をリニアアンプで出力することで、駆動電圧に含まれる高調波成分が少なくなり、高調波成分のノイズが抑制される。また、リニアアンプの出力インピーダンスが低いため振動型アクチュエータのインピーダンス特性が変化しても、振動型アクチュエータに印加する駆動電圧の波形変化が少ない。そのため、振動型アクチュエータに印加する駆動電圧に高調波成分が含まれていても、振動型アクチュエータの駆動状態の変化による高調波成分増減を抑制出来、安定した計測結果が得られる。

【0047】

また、本実施形態のようにリニアアンプの出力を直接、振動型アクチュエータに接続する方式では、電源線からのコモンモードノイズが混入する可能性がある。しかしながら、磁気シールド室1の内部の回路用電源としてバッテリーを用いれば電源線を介して混入するノイズを無くす事が出来る。

【0048】

このように、本実施形態の振動型アクチュエータを用いることで、MRI装置で動画映像を計測した場合、振動型アクチュエータの動作の違いによるノイズが少ないため、MRI画像のちらつき等を抑える事が出来る。これによって、ユーザーである医師が、リアルタイムに動画映像を見ながら医療行為を行い易くなる。

【0049】

また、MRI画像間の条件変化が少ないので相対比較が容易となる。そのため脳組織の機能等をMRI画像の変化から評価するfMRI計測等の性能が向上する。さらに、発生するノイズを少なく出来るので、MRI装置の近傍で振動型アクチュエータを駆動しても従来よりもノイズの少ないMRI画像を得る事が出来る。また、振動型アクチュエータへのシールド対策の簡素化により、医用システムをよりコンパクトに構成することが出来る。

【0050】

また、本実施形態では医用システムであるMRI装置の稼働中に振動型アクチュエータを駆動する場合について説明したが、電磁波や磁気を計測する事を目的として磁気シールド室内に設置する装置であれば同様の効果がある。例えば、脳磁計(MEG)等は被検者の脳内の神経の信号伝達によって流れる電流によって発生する微弱な磁場を計測する。M

10

20

30

40

50

E Gはしばしばf M R I計測を補完する形で使用され、上述したような被検者への刺激に応じた反応を調べる目的でも使用される。従って、外部からの電磁ノイズの混入を極力遮断しなければならない事についてはM R I装置と同様であり、本実施形態を用いればノイズの少ない計測が可能となる。

【0051】

また、本実施形態では、フィルタとして、ノイズ抑制の為にローパスフィルタ特性を各部に持たせる構成としたが、ラーモア周波数範囲を抑制するバンドストップフィルタ等を用いても良い。

【0052】

<第2の実施形態>

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。図10は、第2の実施形態の振動型アクチュエータの駆動回路を示す図である。本実施形態では、リニアアンプ19、20と、振動型アクチュエータの圧電体の電極15-a、bと、の間にトランスを挿入し、グラウンドを絶縁する構成となっている。つまり、トランスの1次側にリニアアンプが接続され、トランスの2次側に前記振動型アクチュエータが接続されている。リニアアンプから出力された駆動電圧は、トランスを介して振動型アクチュエータに印加される。そのため、リニアアンプ19及び20の電源線等から混入する共通モードノイズが振動型アクチュエータに伝わることを、ある程度遮断することが出来る。

【0053】

図10の駆動回路の構成は、図4の回路構成にトランス40、41が増えた構成となっている。ただし、フォトレシーバ11の動作自体は図4の動作と異なっている。図4のフォトレシーバ11はローパスフィルタ特性を有しているため、出力信号はパルス幅変調の変調周波数成分の信号が重畳した略正弦波の波形であるが、本実施形態のフォトレシーバ11は正弦波をパルス幅変調したパルス信号Pa、Pbを出力している。

【0054】

図11は、図10の各部の動作波形を模式的に示した図である。パルス信号Pa及びパルス信号Pbは、正弦波をパルス幅変調したパルス信号であり、パルス信号Pa及びパルス信号Pbのハイレベルとローレベルは同じ大きさ、且つ、互いに符号の異なる信号となっている。

【0055】

コンデンサを有するリニアアンプ19及び20は、ローパスフィルタ特性を有しており、出力信号Va及びVbはパルス幅変調の変調周波数の信号が重畳された正弦波となっている。そして、トランス40及び41の2次側(圧電体の電極15-a及び15-b側)の信号Da及びDbはパルス幅変調周波数成分が除去された滑らかな正弦波となっている。これは、トランス40及びトランス41の漏れインダクタンスと圧電体15-a及び圧電体15-bの制動容量とで概ね決まるローパスフィルタ特性により、パルス幅変調周波数の成分がカットされるからである。このように、トランスの漏れインダクタンスを設定する事により、フィルタ構成を単純にすることが出来る。また上記例ではフィルタを、トランス及びトランスより前段の部分に配置したが、トランスの後段にフィルタを配置しても良い。

【0056】

(第2の実施形態の駆動回路の変形例1)

次に、本実施形態の駆動回路の変形例1を説明する。図12は本実施形態の振動型アクチュエータの駆動回路の変形例を示す図である。通常、リニアアンプの出力は入力電圧を0Vとしても一定のオフセット電圧を持っている。その為、図11のようにリニアアンプをトランスの1次側に接続して電流制限無しに動作させると、出力に大電流が流れ、トランスやリニアアンプの劣化につながる可能性がある。またオフセット電圧を調整してほぼ0Vとしたとしても、リニアアンプに供給する電源は正負両極性の電源が必要となり、装置規模が大きくなる場合がある。そのため、リニアアンプに電流制限回路を設けたり、トランスの1次側に直列に抵抗を挿入したりして、直流電流を制限することが考えられる。

10

20

30

40

50

しかしながら、これらの方法は振動型アクチュエータの停止時に消費する電力が増える可能性がある。よって、本変形例では、消費電力を抑えつつ、電流を制限する回路構成について説明する。

【0057】

図12の駆動回路は、トランスの1次側にトランスと直列に接続されたコンデンサ42、43によってトランス40及び41の1次側に流れる直流電流を遮断したものである。これによりリニアアンプが単電源（電圧 V_{cc} ）で動作可能となる。以下に、図12の駆動回路における動作を説明する。電圧 V_{cc} はリニアアンプ19及び20の電源電圧である。また電圧 V_{cc} を抵抗 R_1 と抵抗 R_2 で分圧してコモン電圧 V_{com} が生成され、リニアアンプ19及び20の正極性の入力とフォトレシーバ11の出力のコモン電圧入力に入力している。

10

【0058】

図13は、フォトレシーバ11周辺の回路構成の例を示す図である。図13では図12のフォトレシーバ11はレシーバ30及び31の2つのレシーバで構成され、光ファイバ10は光ファイバ26及び27の2本の光ファイバで構成されている。波形生成手段からの入力信号が光ファイバ26、27を介して入力されるため、磁気シールド室1の外部ではグランド基準のパルス信号であっても、コモン電圧 V_{com} 基準のパルス電圧 P_a 及び P_b を生成出来る。

【0059】

図14は、図12の回路のトランス40の入力電圧 V_a から出力信号 D_a までのゲインの周波数特性（つまり、トランスの入出力間の周波数応答特性）を示している。直流電流を遮断する目的で挿入したコンデンサ42及び43により、トランス40及び41の一次側インダクタンスとコンデンサ42及び43との共振によるゲインピーク1が、ゲイン特性に表れている。また、トランス40及び41の漏れインダクタンスと圧電体15-a及び15-bの制動容量との共振によるゲインピーク2もゲイン特性に表れている。 F_0 は圧電体15-a及び15-bに印加する正弦波の基本周波数である。この特性は振動型アクチュエータの急激な負荷変動や駆動電圧の変化を生じさせたりした場合等の影響によって、回路特性が振動的になる事を示しており、ノイズ発生の要因となる場合がある。

20

【0060】

これに対し、第1の対策として、起動停止時を含め、急な電圧印加を避けて振動型アクチュエータに印加する電圧の振幅が徐々に変化するように、不図示のパルス幅変調波形生成部に於いて波形を生成することが考えられる。

30

【0061】

また、第2の対策として、図14のゲイン特性のピークを十分小さくするように、回路的な工夫をすることがある。本対策を行うことで、第1の対策だけでは難しかった急激な負荷変動による影響も回避出来る。第2の対策については図15を用いて説明する。

【0062】

（第2の実施形態の駆動回路の変形例2）

図15は本実施形態の振動型アクチュエータの駆動回路の変形例2を示す図である。図12のトランス41及び42の1次側に直列に抵抗44、45を挿入したものである。図16は、図15の回路のトランス41の入力電圧 V_a から出力信号 D_a までのゲインの周波数特性（つまり、トランスの入出力間の周波数応答特性）を示している。トランス41及び42の1次側に直列に挿入した抵抗により、ゲインピーク1及びゲインピーク2が抑制され、図16のようにゲイン特性が変化する。図16より、ゲインピーク1は無くなり、ゲインピーク2も抑制されていることが分かる。また図15では、抵抗を挿入したが、ポジスタ等他の抵抗性の素子であっても良い。

40

【0063】

また、図16でゲインピーク2が現れているのは、抵抗による減衰が不足している為である。ただし、抵抗によって大きく減衰させると効率が低下してしまうため、この点に対しては、トランスの漏れインダクタンスを少なくする対策が考えられる。トランスにトロ

50

イダルコアを使うことで、漏れインダクタンスを少なくした場合のゲイン特性を図 17 に示す。図 17 に示すように、漏れインダクタンスが少なくしたため、ゲインピーク 2 も無くなっている。

【0064】

以上、説明したように、本実施形態においても、振動型アクチュエータに印加する駆動電圧をリニアアンプで出力することで駆動電圧に含まれる高調波成分が少なくなり、高調波成分のノイズが抑制される。さらに本実施形態においては、トランスを用いて電源からのノイズ伝達を遮断し、且つ、ノイズ発生の要因となるゲインピーク特性を抑制することができる。これにより、MRI 装置と連動した治療行為等を行うロボットアームの駆動を安定して行う事が出来る。また、リニアアンプは D 級アンプ等のスイッチングアンプと比較して効率が悪い。そこで、トランス 40 及びトランス 41 の 2 次側インダクタンスと圧電体 15 - a 及び 15 - b の制動容量とで決まる共振周波数を、振動型アクチュエータの共振周波数とほぼ一致させることでリニアアンプ 19 及び 20 の効率を高めることが出来る。例えば、圧電体の制動容量を 7.8 nF とした場合、トランスの 2 次側インダクタンスを 3.4 mH とすれば共振周波数は約 30.9 kHz となる。この周波数を振動型アクチュエータの駆動周波数又は共振周波数近傍になるようにすれば、共振周波数近傍のリニアアンプの消費電力を下げる事が出来る。

10

【0065】

また、本実施形態の振動型アクチュエータの駆動装置も、MRI 装置だけでなく、磁気シールド室内に設置する装置に適用すれば同様の効果がある。

20

【0066】

< 第 3 の実施形態 >

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。図 18 は第 3 の実施形態の振動型アクチュエータの駆動回路を示す図である。本実施形態では、磁気シールド室 1 の内外を光ファイバで接続し、振動型アクチュエータの駆動信号、及び、回転位置検出用のエンコーダ信号を、光信号を用いて伝達している。

【0067】

速度制御手段 46 は、不図示の指令手段からの速度指令に応じて、ロータリーエンコーダ 52 の出力信号から振動型アクチュエータ 57 の駆動状態である回転速度を検出し、振動型アクチュエータ 57 へ印加する交流電圧の周波数、振幅、位相のいずれかを制御する。速度制御手段 46 は、図 1 における制御部 8 内に設けられている。つまり、速度制御手段 46 は、磁気シールド室 1 の外に設けられ、磁気シールド室 1 の内部とは光信号で接続されている。ローパスフィルタ 53、54 には、正弦波信号をパルス幅変調したパルス信号が入力され、ローパスフィルタ 53、54 でパルス幅変調による高調波成分をカットされた信号が、リニアアンプ 55、56 に入力される。リニアアンプ 55、56 が出力する交流電圧 V_a 及び V_b は、振動型アクチュエータ 57 を構成する圧電体 15 - a 及び 15 - b に印加される。

30

【0068】

交流電圧 V_a 及び V_b は、速度制御手段 46 で発生するパルス信号に応じて周波数、位相、電圧振幅を独立に制御することが可能である。そのため、例えば周期的に電圧振幅と位相を所定のパターンで変更する事で振動型アクチュエータ 57 のリング状の弾性体に、異なる方向の進行性振動波を同時に発生させ、超低速で駆動することができる。また、進行波と定在波のバランスを変えることで力を制御する等の様々な制御手法に切り換えることも出来る。これにより、振動型アクチュエータ 57 を低速から高速まで、反転動作も含めて、滑らかに駆動することが出来、微妙な力制御が必要なマニピュレータの駆動も可能となっている。

40

【0069】

ロータリーエンコーダ 52 は、振動型アクチュエータ 57 の駆動状態である速度を検出するため速度検出手段であり、2 相のアナログ正弦波信号を出力している。ロータリーエンコーダ 52 からのアナログ正弦波信号はパルス幅変調器 51 でパルス幅変調される。本

50

実施形態においては、ロータリーエンコーダ 5 2 とパルス幅変調器 5 1 とで検出手段を構成する。トランスミッタ 4 9、5 0 は、パルス幅変調器 5 1 の出力するパルス信号を光信号に変換するトランスミッタであり、光ファイバ 4 7 及び 4 8 を介して磁気シールド室 1 の内部から磁気シールド室 1 の外部のレーザ 3 2 及び 3 3 に光信号を伝達している。

【 0 0 7 0 】

速度制御手段 4 6 は、レーザ 3 2 及び 3 3 からのパルス幅変調されたパルス信号の各パルス幅を計測し、ロータリーエンコーダ 5 2 が出力するアナログ正弦波信号の波形を検出している。そして検出した結果を用いて、所定時間内の移動量を求め速度を算出している。そして不図示の指令手段からの速度指令とこの算出結果とを比較し、比較結果に応じて振動型アクチュエータ 5 7 を駆動する為の交流電圧 V_a 及び V_b の周波数、位相、振幅を決めている。決定された交流電圧 V_a 、 V_b の波形はただちにパルス幅変調され、トランスミッタ 2 2 及び 2 3 を介してシールド室 1 内の駆動回路に光信号で伝達される。そして、振動型アクチュエータ 5 7 は回転速度と速度指令が一致するよう動作する。

10

【 0 0 7 1 】

また本実施形態では、4 本の光ファイバを用いたが、光波長多重の原理を利用すれば 1 本の光ファイバで接続することも可能である。更に振動型アクチュエータを複数使用する場合に於いても光ファイバの本数を削減できることは当然である。

【 0 0 7 2 】

ここで、振動型アクチュエータの駆動信号をパルス信号として光ファイバを介して伝達する構成の効果について改めて説明する。速度制御手段 4 6 は、ロータリーエンコーダ 5 2 からのパルス幅変調されたパルス信号のパルス幅を計測したり、振動型アクチュエータを駆動する為の正弦波のパルス幅変調信号を生成する為に、数 1 0 ~ 数 1 0 0 M H z の基準クロックのカウンタを必要とする。また複数の振動型アクチュエータを連動して動作させる場合には速度制御の為の演算を高速に行う為の C P U (制御部) が必要な場合もある。これらの制御部は、最近では F P G A 等を用いて構築されることが多い。M R I 装置にはこれら高周波のクロックによるノイズは大敵であり、特に振動型アクチュエータが M R I 装置のボア内で動作する場合には、振動型アクチュエータへのノイズ混入は避けなければならない。そこで、本実施形態のように高周波のクロックで動作する部分は磁気シールド室 1 の外部に置き、光ファイバで各信号を磁気シールド室 1 の内部に伝達することで、高周波クロックによるノイズが磁気シールド室 1 内で発生しないと言う効果がある。

20

30

【 0 0 7 3 】

また、振動型アクチュエータの駆動信号及びエンコーダ信号を光ファイバで遠隔地と接続することで、複雑な波形制御であっても伝達遅延がほとんど無い為リアルタイムの制御が可能である。最近では規模が大きく演算性能の高い F P G A が低価格で入手できるため、複雑な波形制御やモデル予測等高度な演算を必要とするアプリケーションであっても、1 つの F P G A で多数の処理を並行処理することが可能となっている。また光ファイバを用いることで、製品のノイズ計測を行う装置に適用する場合など、工場等のノイズの多い環境でも対応できる。そこで、多数の振動型アクチュエータの制御ユニットを 1 つの F P G A に集中させ、振動型アクチュエータの駆動回路のみを分散させる構成とすれば、多数の振動型アクチュエータで高度な制御を行う安価なアプリケーションが実現出来る。

40

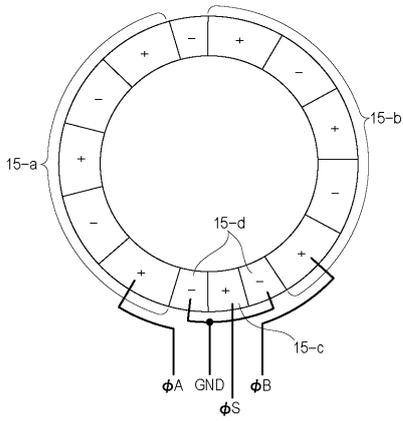
【 符号の説明 】

【 0 0 7 4 】

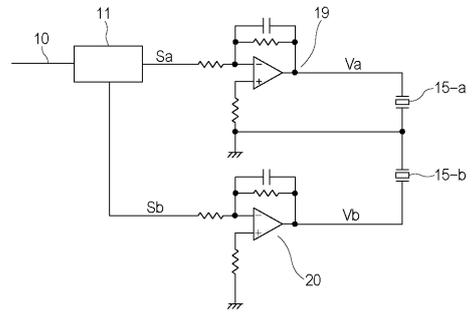
- 1 磁気シールド室
- 2 超電導磁石
- 3 傾斜磁場発生コイル
- 4 R F コイル
- 7 ロボットアーム
- 8 制御部
- 9、1 0、2 6、2 7、2 8、2 9、4 7、4 8 光ファイバ
- 1 1 フォトレシーバ

50

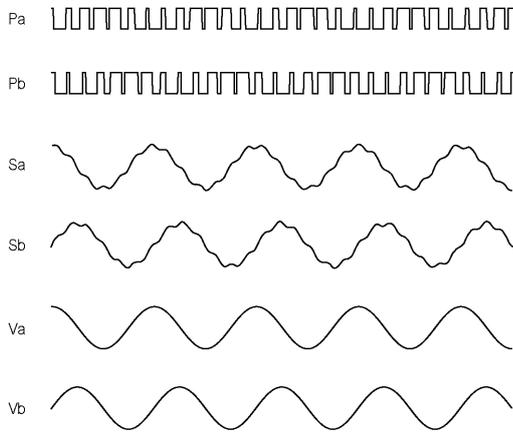
【 図 3 】



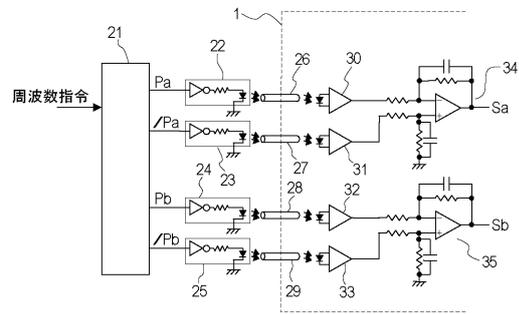
【 図 4 】



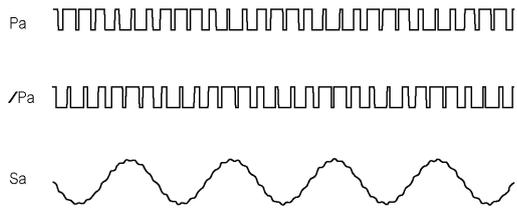
【 図 5 】



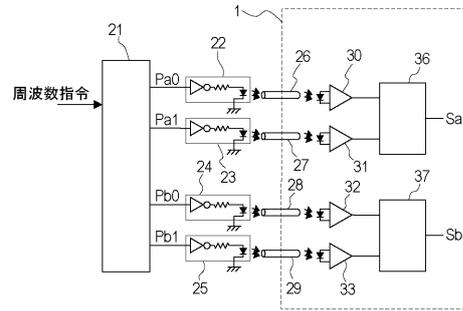
【 図 6 】



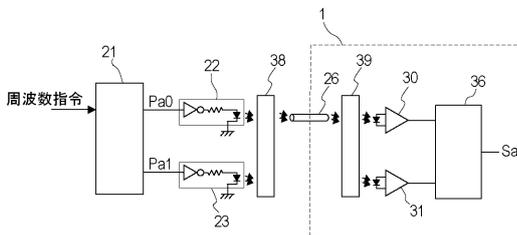
【 図 7 】



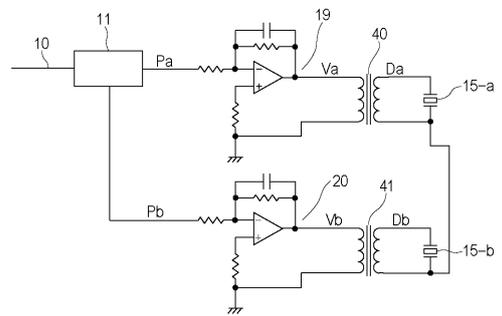
【 図 8 】



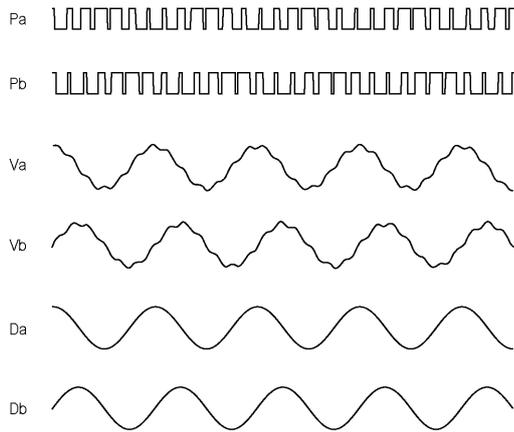
【 図 9 】



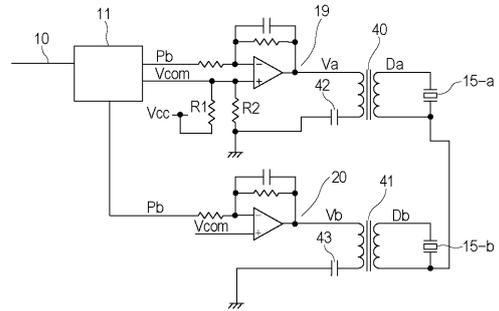
【 図 10 】



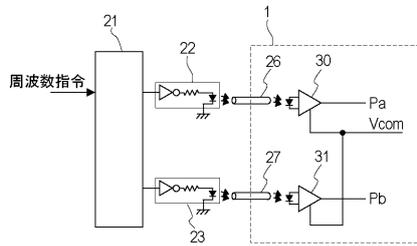
【図 1 1】



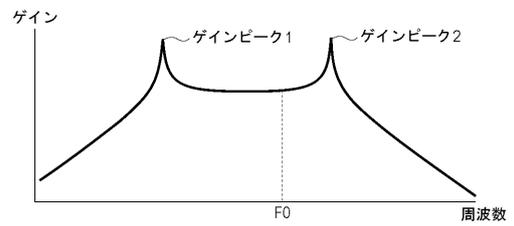
【図 1 2】



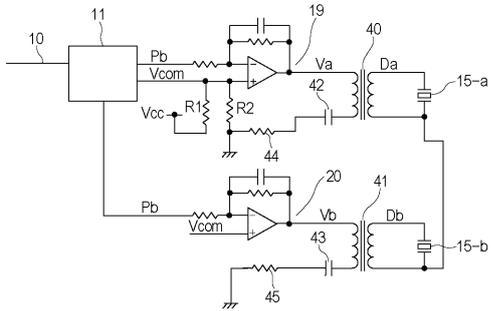
【図 1 3】



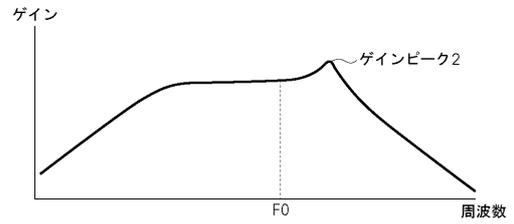
【図 1 4】



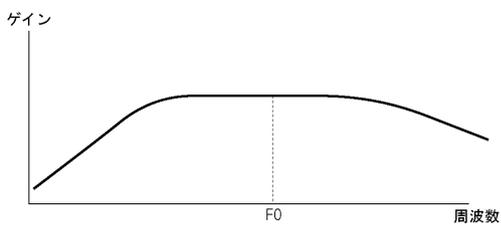
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 図 1 8 】

