

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5005256号
(P5005256)

(45) 発行日 平成24年8月22日 (2012. 8. 22)

(24) 登録日 平成24年6月1日 (2012. 6. 1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/05 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 Z A A A

G O 1 R 33/035 (2006. 01)

G O 1 R 33/035

H O 1 L 39/22 (2006. 01)

H O 1 L 39/22 D

請求項の数 5 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2006-138389 (P2006-138389)
(22) 出願日 平成18年5月18日 (2006. 5. 18)
(65) 公開番号 特開2007-167616 (P2007-167616A)
(43) 公開日 平成19年7月5日 (2007. 7. 5)
審査請求日 平成21年2月3日 (2009. 2. 3)
(31) 優先権主張番号 特願2005-342698 (P2005-342698)
(32) 優先日 平成17年11月28日 (2005. 11. 28)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 501387839
株式会社日立ハイテクノロジーズ
東京都港区西新橋一丁目2 4 番 1 4 号
(74) 代理人 100091096
弁理士 平木 祐輔
(72) 発明者 川畑 龍三
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
(72) 発明者 神鳥 明彦
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 遠藤 孝徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁場計測システム及び光ポンピング磁束計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

測定対象からの所定方向の磁場を検出する検出コイルとSQUID磁束計とを有する生体磁気計測装置と、

光源と、アルカリ金属のガスが封入された蒸気セルと、前記光源からの光を円偏光にして前記蒸気セルに入射させる光学系と、前記蒸気セルを透過した光を検知する光検出器と、前記蒸気セルに前記所定方向の静磁場を印加するヘルムホルツコイルと、電圧制御発振器とRFコイルとを有し前記蒸気セルに前記静磁場と直交する方向の振動磁場を印加する手段と、前記光検出器からの出力信号と前記電圧制御発振器から前記RFコイルへ送られる信号との位相のロックイン検出を行うためのロックインアンプとを備え、前記静磁場印加方向から入った前記測定対象からの磁場を検出する環境磁気ノイズ計測用の光ポンピング磁束計と、

前記光ポンピング磁束計の出力を基に前記生体磁気計測装置の環境磁気ノイズをキャンセルするキャンセル手段と、

前記光ポンピング磁束計の前記蒸気セルに前記静磁場印加方向以外の方向から入る環境磁気ノイズを計測するための磁束計と、

前記磁束計に接続された磁束計駆動回路と、

前記磁束計駆動回路からの出力を電流量に変換する電流変換装置と、

前記電流変換装置の出力電流が入力され、前記蒸気セルに前記静磁場印加方向以外の方向から入る環境磁気ノイズと逆位相の磁場を、前記蒸気セルに印加する磁場発生用コイル

10

20

と

を有することを特徴とする磁場計測システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の磁場計測システムにおいて、前記磁束計は、前記蒸気セルに前記静磁場印加方向以外の 2 方向から入る環境磁気ノイズを計測することを特徴とする磁場計測システム。

【請求項 3】

請求項 1 記載の磁場計測システムにおいて、前記光ポンピング磁束計は前記蒸気セルを挟んで前記光源からの光の光軸方向及び当該光軸と直交する方向に前記ヘルムホルツコイルをそれぞれ一対有し、前記 2 対のヘルムホルツコイルから前記蒸気セルに印加される静磁場が前記蒸気セルの中心で前記光源からの光と 45 度の角度をなしていることを特徴とする磁場計測システム。

10

【請求項 4】

請求項 1 記載の磁場計測システムにおいて、前記蒸気セルに印加される静磁場の方向に平行な軸を有し、側壁に前記光源からの光を通過させる一対の孔を有する透磁率の高い金属製の筒を備え、前記筒内に前記蒸気セル、ヘルムホルツコイル及び RF コイルが配置され、前記磁束計は前記一対の孔を結ぶ方向の環境磁気ノイズを計測するように配置され、前記環境磁気ノイズと逆位相の磁場を前記蒸気セルに印加する磁場発生用コイルは前記一対の孔を挟んで配置されることを特徴とする磁場計測システム。

【請求項 5】

20

請求項 1 記載の磁場計測システムにおいて、前記光ポンピング磁束計で検出した環境磁気ノイズを電流変換装置で電流量に変換し、その電流量を測定対象と前記検出コイルの間に設置した磁場発生用コイルに送ることで前記検出コイルに入る環境磁気ノイズと逆位相の磁場を発生させることを特徴とする磁場計測システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁場計測システム及び光ポンピング磁束計に関し、特に生体磁気を計測する磁場計測システムに関する。

【背景技術】

30

【0002】

正確な生体磁気計測を行う際に、生体磁気信号の妨げとなる環境磁気ノイズ（例えば、地磁気、自動車や電車などが近くを走るときに発生する時間的に変動する磁気など）の程度を把握することは必要不可欠である。高精度の生体磁気計測を行う際に使用する生体磁気計測用の磁気センサーと環境磁気計測用のリファレンスセンサーの組合せとしては、従来、SQUID 磁束計とフラックスゲート型磁束計、SQUID 磁束計と SQUID 磁束計、光ポンピング磁束計と光ポンピング磁束計の組み合わせがある。

【0003】

生体磁気計測のための磁気センサー用に SQUID 磁束計を、環境磁気計測のためのリファレンスセンサー用にフラックスゲート型磁束計を用いる場合、SQUID 磁束計は環境磁気ノイズを遮蔽する磁気シールドルーム内にある液体ヘリウム（もしくは液体窒素）が入ったデュワーの中に収められる。フラックスゲート型磁束計は磁気シールドルームの外に設置して外の環境磁気ノイズを計測する。フラックスゲート型磁束計で得られた電圧信号を電流変換装置で電流量に変換し、その電流を磁気シールドルームの外壁に設置した磁場発生用コイルに流すことによって磁気シールドルームに入る環境磁気ノイズを低減させる（特開 2000-37362 号公報）。

40

【0004】

生体磁気計測のための磁気センサー用と環境磁気計測のためのリファレンスセンサー用の両方に SQUID 磁束計を用いる場合、各 SQUID 磁束計は磁気シールドルーム内にある液体ヘリウム（もしくは液体窒素）が入ったデュワーの中に収められる。生体磁気計測用の SQUID

50

D磁束計は測定対象の真上に位置し、リファレンスセンサー用のSQUID磁束計は生体磁気計測用のSQUID磁束計の上部に設置する。各SQUID磁束計から得られた信号を減算回路で差を取ることで測定対象からの生体磁気信号のみを検出する（特開平11-309122号公報）。

【0005】

生体磁気計測のための磁気センサー用と環境磁気計測のためのリファレンスセンサー用の両方に光ポンピング磁束計を用いる場合、生体磁気計測用の蒸気セルは測定対象の真上に位置し、リファレンスセンサー用の蒸気セルは生体磁気計測用の蒸気セルの上部に設置する。各光ポンピング磁束計で得られた各ロックインアンプからの出力信号を減算回路で差を取ることで、測定対象からの生体磁気信号のみを検出する（Appl. Phys., B76, 325-328 (2003)）。

10

【0006】

そのほかチップスケールの小型光ポンピング磁束計として垂直共振器面発光半導体レーザーを使用した方法も報告されている（Appl. Phys. Lett. 85, 6409 (2004)）。面発光型レーザーを使用する方法は、CPT (Coherent Population Trapping) 共鳴現象を応用している。この報告では、感度が50 pT/ Hzであり、生体信号を測定するにはあと100倍以上の感度向上が必要とされている。

【特許文献1】特開2000-37362号公報

【特許文献2】特開平11-309122号公報

【非特許文献1】Appl. Phys., B76, 325-328 (2003)

20

【非特許文献2】Appl. Phys. Lett. 85, 6409 (2004)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

SQUID磁束計とフラックスゲート型磁束計を組み合わせたシステムの場合、フラックスゲート型磁束計は安価であるが検出感度が低い。このため大きな環境磁気ノイズは検出できるが、生体磁気程度の弱い環境磁気信号を検出することは困難である。また、検出感度の面から環境磁気ノイズを遮蔽した磁気シールドルームの中では使用することができないなどの問題がある。

【0008】

30

2つのSQUID磁束計を組み合わせたシステムは、SQUID磁束計が非常に高感度であるため高精度の磁気計測を実現できる。しかしながら、生体磁気計測用のSQUID磁束計と差別化するために、リファレンスセンサー用のSQUID磁束計は生体磁気計測用のSQUID磁束計の上部に設置するので、デュワーのサイズが実質大きくなってしまい、計測システムを設置する磁気シールドルームが大型になる問題が生じる。また、リファレンスセンサー用のSQUID磁束計はデュワーの上部に位置するため冷媒の蒸発が早いことから、液体ヘリウム（もしくは液体窒素）の充填回数が多くなり、メンテナンスやその維持費の点で問題がある。

【0009】

光ポンピング磁束計は電気でのみ作動でき、SQUID磁束計で必要な液体ヘリウムなどの冷媒を使用しないので、ランニングコストやメンテナンス費が不要である。しかしながら、磁気検出部の蒸気セルに環境磁気ノイズが入ると、蒸気セルに印加している静磁場 B_0 や振動磁場 B_{RF} の強度や周波数を変動させてしまう。そのため、光ポンピング磁束計で微弱な生体磁気信号を検出するには磁気シールドルームが必要である。また、光ポンピング磁束計を作動させるために必要不可欠な振動磁場 B_{RF} はペースメーカーに影響を与える危険性があるため、ペースメーカーを取り付けている心臓の刺激伝達障害や不整脈の治療を行っている患者を対象に心臓磁場の計測を行うには問題がある。

40

【0010】

そこで、環境磁気ノイズを測定するためのリファレンスセンサーとして光ポンピング磁束計を用い、生体磁気計測を測定するためにSQUID磁束計を用いることを考えると、光ポンピング磁束計を作動させることで以下の問題が生じる。光ポンピング磁束計で使用する

50

RFコイルからの振動磁場成分がSQUID磁束計で計測する生体磁気信号に含まれてしまうため、正確な生体磁気計測の支障となる。また、振動磁場成分が飛び込みノイズとしてSQUID磁束計の超伝導トンネル接合部における電圧電流特性に影響を及ぼしてSQUID磁束計が正常に作動できなくなる。さらに、磁気シールドルームを使用しないでSQUID磁束計と光ポンピング磁束計を作動させる際に、光ポンピング磁束計の磁気検出部である蒸気セルに大きな環境磁気ノイズが入るため、蒸気セルに印加する静磁場 B_0 や振動磁場 B_{RF} が不安定になり正確な環境磁気ノイズを計測できなくなる。また心臓磁場の計測を行う際に、光ポンピング磁束計を作動させるために、振動磁場 B_{RF} がペースメーカーに影響を与える危険性がある。

【0011】

10

以上の問題点に鑑み、本発明は、リファレンスセンサーとして光ポンピング磁束計を用いる磁場計測装置において、磁気シールドルームを使用しないで光ポンピング磁束計の蒸気セルに入る環境磁気ノイズを低減させて蒸気セルに印加する静磁場 B_0 や振動磁場 B_{RF} を安定化させること、振動磁場 B_{RF} が生体磁気信号の誤差信号になることやSQUID磁束計の動作に影響を与えることを防ぐこと、振動磁場 B_{RF} がペースメーカーに与える影響を避けることを目的とする。

【0012】

また、複数の光ポンピング磁束計を組み合わせたマルチチャンネル型光ポンピング磁束計は、動作させる際に、個々の蒸気セルにそれぞれ印加する振動磁場において、隣同士の蒸気セルの振動磁場が干渉する。そのため、個々の蒸気セルに正確な振動磁場が印加できず、磁場の検出が困難となる問題がある。

20

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明では、リファレンスセンサーとして使用する光ポンピング磁束計の蒸気セルを中心とする3軸方向において、静磁場印加方向（Z軸方向）を除く残りの2方向（X軸方向とY軸方向）に環境磁気ノイズを検知するための磁束計、例えばフラックスゲート型磁束計を配置し、検知された環境磁気ノイズを電流量に変換する電流変換装置を介して蒸気セルの2方向に設置された磁場発生用コイルに印加し、静磁場印加方向以外から蒸気セルに印加される環境磁気ノイズをキャンセルする。

【0014】

30

本発明の一態様によると、光ポンピング磁束計の蒸気セル、ヘルムホルツコイル及びRFコイルを、パーマロイやミューメタルなどの高透磁率の金属製筒内に配置する。環境磁気ノイズは、筒の開口部から、筒内部の蒸気セルに導く。筒側面にはレーザー光の透過口を設け、透過口の前に環境磁気ノイズを検知するための磁束計、例えばフラックスゲート型磁束計を配置する。そして、その磁束計で検知した環境磁気ノイズと逆位相の磁場を、レーザー光の透過口を結ぶ方向に印加し、静磁場印加方向以外から蒸気セルに印加される環境磁気ノイズをキャンセルする。

【0015】

本発明の他の態様によると、蒸気セル、ヘルムホルツコイル及びRFコイルを、パーマロイやミューメタルなどの高透磁率の金属製筒内に配置する。筒の軸方向から蒸気セルにレーザー光を入射し、筒側面に環境磁気ノイズを通過させるための孔を設ける。レーザー光が入射する筒の開口部正面に外来磁気ノイズを検知するための磁束計、例えばフラックスゲート型磁束計を配置する。そして、その磁束計で検知した環境磁気ノイズと逆位相の磁場を、筒の軸方向に印加し、静磁場印加方向以外から蒸気セルに印加される環境磁気ノイズをキャンセルする。

40

【0016】

本発明による光ポンピング磁束計は、高精度かつ高感度の生体磁気計測のためのリファレンスセンサーとしてだけでなく、地磁気、非破壊検査等の幅広い磁場計測の磁気センサーにも利用できる。

【0017】

50

本発明では、生体磁気計測用のSQUID磁束計と、環境磁気ノイズ計測用の光ポンピング磁束計を組み合わせた磁場計測システムにおいて、測定対象とSQUID磁束計との間に磁場発生用コイルを設置する。光ポンピング磁束計で検知された環境磁気ノイズを、電流変換装置で電流量に変換し、当該電流量を磁場発生用コイルに送る。そして、SQUID磁束計に入る環境磁気ノイズと逆位相の磁場を磁場発生用コイルから出力することで、環境磁気ノイズをキャンセルする。

【0018】

本発明では、生体磁気計測用のSQUID磁束計と、環境磁気ノイズ計測用の光ポンピング磁束計を組み合わせた磁場計測システムにおいて、SQUID磁束計からの出力と光ポンピング磁束計との出力を減算回路に入力することで、減算回路の出力から環境磁気ノイズを除去した正確な生体磁気信号を得る。

10

【0019】

本発明では、光ポンピング磁束計の蒸気セルと、静磁場印加用コイルと、RFコイルを、パーマロイやミュメタルなどの高透磁率の金属製の磁気シールドケース内に配置する。磁気シールドケースは、光源の光と測定対象からの磁気が入る孔をそれぞれ設ける。磁気シールドケース内に、蒸気セルと、静磁場印加用コイルと、RFコイルを収めることで、蒸気セルに入る環境磁気ノイズを低減させることができ、安定した静磁場と振動磁場を蒸気セルに印加することができる。

【0020】

本発明では、光ポンピング磁束計の蒸気セルと、静磁場印加用コイル2対と、RFコイルを、パーマロイやミュメタルなどの高透磁率の金属製の磁気シールドケース内に配置する。静磁場印加用コイルを2対使用して2対の静磁場印加用コイルからの静磁場のベクトル和とする。磁気シールドケースは、光源の光と測定対象からの磁気が入る孔をそれぞれ設ける。磁気シールドケース内に、蒸気セルと、静磁場印加用コイルと、RFコイルを収めることで、蒸気セルに入る環境磁気ノイズを低減させることができ、安定した静磁場と振動磁場を蒸気セルに印加することができる。

20

【0021】

本発明では、光ポンピング磁束計の蒸気セルと、静磁場印加用コイルと、RFコイルを、パーマロイやミュメタルなどの高透磁率の金属製の磁気シールドケース内に配置する。磁気シールドケースには、光源の光と測定対象からの磁気が入る孔をそれぞれ設ける。光源の光軸方向の孔に隣接して、環境磁気ノイズを検知するための磁束計、例えばフラックスゲート型磁束計を配置する。前記磁束計と、光源の光軸方向の孔との間に、磁場発生用コイルを設置し、前記磁束計で検知した環境磁気ノイズと逆位相の磁場を、磁場発生用コイルに印加し、光源の光軸方向から磁気シールドケースに入る環境磁気ノイズをキャンセルする。

30

【0022】

本発明では、光ポンピング磁束計の蒸気セルと、静磁場印加用コイル2対と、RFコイルを、パーマロイやミュメタルなどの高透磁率の金属製の磁気シールドケース内に配置する。静磁場印加用コイルを2対使用して2対の静磁場印加用コイルからの静磁場のベクトル和とする。磁気シールドケースには、光源の光と測定対象からの磁気が入る孔をそれぞれ設ける。光源の光軸方向の孔に隣接して、環境磁気ノイズを検知するための磁束計、例えばフラックスゲート型磁束計を配置する。前記磁束計と、光源の光軸方向の孔との間に、磁場発生用コイルを設置し、前記磁束計で検知した環境磁気ノイズと逆位相の磁場を、磁場発生用コイルに印加し、光源の光軸方向から磁気シールドケースに入る環境磁気ノイズをキャンセルする。

40

【0023】

本発明では、光ポンピング磁束計の蒸気セルと、静磁場印加用コイルを、パーマロイやミュメタルなどの高透磁率の金属製の磁気シールドケース内に配置する。磁気シールドケースには、光源の光と、測定対象からの磁気が入る共通の孔を一つ設ける。磁気シールドケース内に、蒸気セルと、静磁場印加用コイルを収めることで、蒸気セルに入る環境磁

50

気ノイズを低減させることができる。

【 0 0 2 4 】

本発明では、光ポンピング磁束計の電気光学変調器を、銅やアルミニウムなどの高導電率の金属製の電磁シールドケース内に配置する。電磁シールドケースには、光源の光が入る孔を設ける。電磁シールドケース内に、電気光学変調器を収めることで、電気光学変調器が発する高周波磁気ノイズを低減させることができる。

【 0 0 2 5 】

本発明の一様態によると、光ポンピング磁束計の蒸気セルに印加する静磁場を、静磁場印加用コイルを2対使用して2対の静磁場印加用コイルからの静磁場のベクトル和とする際に、静磁場印加用コイルからの静磁場印加2方向と、RFコイルからの振動磁場方向に、環境磁気ノイズを検知するための磁束計、例えばフラックスゲート型磁束計を配置する。そして、前記磁束計で検知した環境磁気ノイズと逆位相の磁場を、静磁場印加2方向と振動磁場印加方向に印加し、静磁場印加2方向と振動磁場印加方向から蒸気セルに入る環境磁気ノイズをキャンセルする。

【 0 0 2 6 】

本発明では、光ポンピング磁束計の磁気検出部である蒸気セルと、静磁場印加用コイルと、RFコイルの一式を格子状に配置して、マルチチャンネル型光ポンピング磁束計として使用する際に、個々の蒸気セルには全て異なる静磁場強度を印加することで、個々の蒸気セルに印加する振動磁場同士の干渉を避ける。その際に、個々の蒸気セルに振動磁場を印加することで得られる個々の光磁気共鳴曲線の交点の縦軸の大きさが交点を結ぶ光磁気共鳴曲線のピークの半値よりも小さくなるように、個々の蒸気セルに印加する静磁場強度を調整する。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 7 】

本発明によると、リファレンスセンサーとして使用する光ポンピング磁束計の磁気検出部である蒸気セルに静磁場印加方向以外の方向から入る環境磁気ノイズを抑制することで、光ポンピング磁束計の高精度化かつ高感度化が可能になるため、従来必要であった高価な磁気シールドルームを必要とせずに生体磁気計測を行うことができる。また、磁気シールドルームを必要としなくなるため、測定場所を縮小でき、リファレンスセンサーとして自由な配置が可能となる。光ポンピング磁束計の振動磁場 B_{RF} の周波数帯域を調整することや蒸気セル、ヘルムホルツコイル、RFコイルの周辺部のみを磁気遮蔽することで、SQUID磁束計の動作への影響を抑制できる。さらに、ペースメーカーを装着した患者への影響も抑制できる。また、2つのSQUID磁束計を用いるシステムに比べて、デュワーのサイズを小型化でき、メンテナンスやランニングコストを低減することができる。

【 0 0 2 8 】

また、本発明によると、複数の光ポンピングを組み合わせたマルチチャンネル型の光ポンピング磁束計において、蒸気セルと、静磁場印加用コイルと、RFコイルから構成される磁気検出部のみを磁気シールドケースに収めることや、個々の蒸気セルに印加する静磁場強度を全て異なるように設定し、個々の蒸気セルにおける個々の光磁気共鳴曲線の交点（縦軸）の大きさが交点を結ぶ光磁気共鳴曲線のピークの半値よりも小さくなるように個々の蒸気セルに印加する静磁場強度を調整することで、個々の蒸気セルに入る環境磁気ノイズを抑制できるだけでなく、個々の蒸気セルに印加する振動磁場の干渉を防ぐことができ、測定対象からの磁気を各チャンネルで正確に安定して検知できる。また、磁気シールドケースにより振動磁場の心臓への飛び込みを抑制でき、ペースメーカーを装着した患者の心臓磁場計測を行うことができる。さらに、生体磁気計測用のSQUID磁束計の代替機としてマルチチャンネル型の光ポンピング磁束計を使用することで、SQUID磁束計が必要である冷媒（液体ヘリウム、液体窒素）を完全に必要としないため、冷媒のメンテナンスやランニングコストを完全に抑えることができる。また、冷媒を保管するデュワーを必要としないため、SQUID磁束計を用いるシステムに比べて、計測システムの小型化が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1は、生体磁気計測用にSQUID磁束計を用い、環境磁気ノイズ計測用に光ポンピング磁束計を用いた本発明の磁場計測装置の構成例を示す図である。

【0030】

検出コイル3を備えるSQUID磁束計2は、液体ヘリウム（もしくは液体窒素）が入ったデュワー1の中に収められている。測定対象からの生体磁気信号をSQUID磁束計2で計測する際に、SQUID磁束計2に入る環境磁気ノイズをSQUID磁束計2の上部に設置した光ポンピング磁束計13で検出する。光ポンピング磁束計13で検出された信号は電流変換装置9より電流量に変換され、測定対象とSQUID磁束計2の間に設置された磁場発生用コイル10に送られる。環境磁気ノイズと逆位相の磁場を磁場発生用コイル10から発生させることで環境磁気ノイズはキャンセルされ、SQUID磁束計2は正確な生体磁気信号を検出できる。SQUID磁束計2の出力は、FLL回路（Flux Locked Loop回路：SQUID磁束計駆動回路）4で電気信号に変換され、アンプ・フィルタ回路5で最適な周波数帯域の信号に処理され、コンピューター6で信号が収集される。

10

【0031】

なお、磁場発生用コイル10を用いてアクティブに環境磁気ノイズをキャンセルする方法だけでなく、SQUID磁束計2で検出した環境磁気ノイズとFLL回路4からの出力信号を減算回路11に通して生体磁気信号を補正することや、ソフトウェア的にデジタル信号処理で補正することも同様に可能である。

20

【0032】

図2を用いて、本発明でリファレンスセンサーとして使用した光ポンピング磁束計について説明する。

【0033】

光ポンピング磁束計は、磁場検出部の蒸気セル17と、半導体レーザー12、コリメートレンズ14、偏光子15、波長板16、集光レンズ18、光検出器19から成る光学系と、ヘルムホルツコイル20、RFコイル21から成る磁気系と、ロックインアンプ22、電圧制御発振器23から成る信号処理系で構成されている。カリウム、ルビジウム、セシウムなどのアルカリ金属が封入された蒸気セル17に、ヘルムホルツコイル20を用いて静磁場 B_0 を印加する。このとき、蒸気セル17内のアルカリ金属原子のエネルギー準位はゼーマン効果によって複数に分裂する。半導体レーザー12から、静磁場印加状態の蒸気セル17に光を照射する。その際に、半導体レーザー12からの光はコリメートレンズ14により平行光にされ、偏光子15と波長板16を介して生成された円偏光が照射される。

30

【0034】

円偏光照射によってゼーマン分裂した基底準位の原子は励起され、その後、原子はエネルギー失活とともに励起準位から基底準位に戻る。円偏光照射から十分時間が経過すると、蒸気セル17内の原子のエネルギー準位は特定の基底準位ばかりになる偏極状態となる。原子が偏極状態になると、円偏光の吸収は生じなくなる。この偏極状態の原子は蒸気セル17に印加した静磁場 B_0 の強度に比例して歳差運動しており、静磁場印加方向と直交する面内に電圧制御発振器23を介して蒸気セル17の周囲に設置したRFコイル21で振動磁場 B_{RF} を印加する。その際に原子の歳差周波数と振動磁場 B_{RF} の周波数が一致すると、振動磁場印加によって生じる光磁気共鳴によって偏極状態が消失して再び原子は光を吸収する。

40

【0035】

光ポンピング磁束計は、RF変調による光磁気共鳴現象によって生じる蒸気セル17の透過光変化を利用する。蒸気セル17を透過した光は集光レンズ18を介して光検出器19で検知されて電気信号に変換される。光検出器19からの電気信号を入力信号とし、電圧制御発振器23からの電気信号を参照信号として、ロックインアンプ22に入力する。蒸

50

気セル 17 に静磁場印加方向から入った測定対象からの磁場を、ロックインアンプ 22 からの出力の位相変化からロックイン検出する。

【0036】

図 3 は、本発明の実施例 1 の磁場計測装置の構成例を示す図である。蒸気セル 17 内のアルカリ金属原子の吸収スペクトル線である D_1 線もしくは D_2 線のどちらか一方のみの波長を発光帯域に持つ半導体レーザー 12 からのスポット光を、コリメートレンズ 14 により平行光にして偏光子 15 と波長板 16 を通過させて円偏光に変換する。得られた円偏光を、ヘルムホルツコイル 20 で静磁場 B_0 を印加した蒸気セル 17 に照射して、蒸気セル 17 内の原子が特定の基底準位ばかりになる偏極状態を生じさせる。その際に、静磁場 B_0 と直交する面内にセル内の原子の歳差周波数と同一の周波数を持つ振動磁場 B_{RF} を、電圧制御発振器 23 を介して RF コイル 21 より印加することで、光磁気共鳴を生じさせ偏極状態を消失させる。偏極消失とともにセル内の原子による光吸収が生じるので、セル透過光は低下する。振動磁場 B_{RF} の RF 変調による光磁気共鳴現象を、光検出器 19 からの出力電気信号と RF 変調用の電圧制御発振器 23 からの出力信号との位相差をロックインアンプ 22 でロックイン検出し、位相変動から磁場変動を求める。

10

【0037】

蒸気セル 17 の中心で、蒸気セル 17 を通過するレーザー光に対して 45 度の角度方向（Z 軸方向）に静磁場 B_0 を発生するヘルムホルツコイル 20 を設置する。また、Z 軸方向と直交する方向（X 軸方向もしくは Y 軸方向）に振動磁場 B_{RF} を印加する RF コイル 21 を設置する。その際に、Y 軸方向、X 軸方向の位置にフラックスゲート型磁束計 7 と磁場発生用コイル 10 をそれぞれ設置する。また、各フラックスゲート型磁束計 7 と各磁場発生用コイル 10 は、ヘルムホルツコイル 20 と RF コイル 21 よりも蒸気セル 17 から離れた同方向に位置する。Y 軸方向と X 軸方向から蒸気セル 17 へ入る環境磁気ノイズを各フラックスゲート型磁束計 7 で検出し、磁束計駆動回路 8 から出力される電気信号が電流変換装置 9 を介して磁場発生用コイル 10 へ入力される。

20

【0038】

本実施例の磁場計測装置によると、磁場発生用コイル 10 から生じる磁場によって X 軸方向と Y 軸方向からの環境磁気ノイズをキャンセルアウトし、蒸気セル 17 には常に安定した静磁場 B_0 と振動磁場 B_{RF} を印加することが可能となる。

【0039】

30

リファレンスセンサーとして使用する光ポンピング磁束計は、振動磁場 B_{RF} の周波数帯域を生体磁気信号と SQUID 磁束計に影響がないように制限するのが望ましい。生体磁気計測で測定対象となる脳や心臓からの生体磁気信号の周波数帯域は 0.1 ~ 200 [Hz] であるため、振動磁場 B_{RF} の周波数帯域が 200 [Hz] よりも大きい帯域であれば生体磁気信号と誤認することがない。また、SQUID 磁束計は SQUID 内部にジョセフソンジャンクション（JJ：超伝導接合部）を有しており、JJ は数 [MHz] のシャピロステップ（JJ に直流成分と交流成分を含んだ電圧を印加する時に電流電圧特性に現れるステップ状の構造）を生じている。外部から数 [MHz] の振動磁場 B_{RF} が入ると、ノイズラウンディングと呼ばれるシャピロステップの角が丸くなる現象が生じて SQUID 磁束計が正常に動作しなくなる（図 4）。したがって、振動磁場 B_{RF} の周波数帯域は 1 [MHz] よりも小さくする必要がある。つまり、リファレンスセンサーとして使用する光ポンピング磁束計の振動磁場 B_{RF} の周波数帯域（ ）は 200 [Hz] < < 1 [MHz] の範囲とするのが好ましい。

40

【0040】

振動磁場 B_{RF} の周波数は、蒸気セルに印加する静磁場強度と蒸気セル内のアルカリ金属の種類によって決まる。蒸気セル内に封入されるアルカリ金属は主に、セシウム（ ^{133}Cs ）、ルビジウム（ ^{85}Rb 、 ^{87}Rb ）、カリウム（ ^{39}K 、 ^{41}K ）などがある。本発明による光ポンピング磁束計において蒸気セルに印加する静磁場強度は、蒸気セル内のアルカリ金属に ^{133}Cs を使用した場合は約 57.14 [nT] ~ 285.71 [μT]、 ^{85}Rb を使用した場合は約 42.85 [nT] ~ 214.27 [μT]、 ^{87}Rb を使用した場合は約 28.57 [nT] ~ 142.85 [μT]、 ^{39}K を使用した場合は約 28.57 [nT] ~ 142.85 [μT]、 ^{41}K を使用した場合は約 28.57 [nT] ~ 142.85 [μT] の範囲内とする

50

のが好ましい。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、本発明の実施例 2 の磁場計測装置の構成例を示す図である。実施例 2 の磁場計測装置は、蒸気セル周囲部のヘルムホルツコイル 2 0、フラックスゲート型磁束計 7 そして磁場発生用コイル 1 0 の配置が実施例 1 と異なる。

【 0 0 4 2 】

蒸気セル 1 7 を中心にして、レーザー光の蒸気セル 1 7 を透過する方向 (Z 軸方向) とその方向に直交する一方向 (X 軸方向もしくは Y 軸方向) に、静磁場 B_0 を発生する 2 対のヘルムホルツコイル 2 0 を設置する。また、Z 軸方向に直交する残りの一方向 (Y 軸方向もしくは X 軸方向) に、振動磁場 B_{RF} を発生する RF コイル 2 1 を設置する。蒸気セル 1 7 に印加する静磁場 B_0 は 2 対のヘルムホルツコイル 2 0 から発生する静磁場のベクトル和であり、各ヘルムホルツコイル 2 0 からの静磁場強度を変えることで、レーザー光と静磁場 B_0 と成す角度が 45 度になるよう調整する。各ヘルムホルツコイル 2 0 と RF コイル 2 1 よりも蒸気セル 1 7 から離れた同方向に、フラックスゲート型磁束計 7 と磁場発生用コイル 1 0 を設置する。X 軸方向、Y 軸方向、Z 軸方向から蒸気セル 1 7 へ入る環境磁気ノイズをフラックスゲート型磁束計 7 で検出し、それぞれの磁束計駆動回路 8 から出力される電気信号が電流変換装置 9 を介して磁場発生用コイル 1 0 へ入力される。

【 0 0 4 3 】

本実施例の磁場計測装置によると、磁場発生用コイル 1 0 から生じる磁場によって、X 軸方向、Y 軸方向、Z 軸方向からの環境磁気ノイズをキャンセルアウトし、蒸気セル 1 7 に常に安定した静磁場 B_0 と振動磁場 B_{RF} を印加することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、本発明の実施例 3 の磁場計測装置の構成例を示す図である。本実施例では、蒸気セル 1 7、ヘルムホルツコイル 2 0、RF コイル 2 1 を透磁率の良いパーマロイやミュンメタルなどの金属製の円筒 2 4 内に収めることで、蒸気セル 1 7 に入る環境磁気ノイズを遮蔽する。なお、円筒 2 4 の大きさは中に入れる蒸気セル 1 7、ヘルムホルツコイル 2 0、RF コイル 2 1 の大きさに依存し、蒸気セル 1 7、ヘルムホルツコイル 2 0、RF コイル 2 1 が全て完全に収まる十分な大きさが必要である。円筒 2 4 の孔 A を通して蒸気セル 1 7 にレーザー光を入射させ、孔 A の正面に設置したフラックスゲート型磁束計 7 で孔 A から入る環境磁気ノイズを検出し、磁束計駆動回路 8 から出力される電気信号が電流変換装置 9 を介して磁場発生用コイル 1 0 へ入力される。

【 0 0 4 5 】

磁場発生用コイル 1 0 から生じる磁場によって孔 A から入る環境磁気ノイズがキャンセルアウトされ、蒸気セル 1 7 には常に安定した静磁場 B_0 と振動磁場 B_{RF} を印加することが可能となる。また、円筒 2 4 の側面に使用する蒸気セル 1 7 と同じ大きさの孔 B を設けその孔 B から測定する磁気を入射させる。本実施例によると、円筒 2 4 を使用することで蒸気セルに入る環境磁気ノイズの影響だけでなく、RF コイル 2 1 から出る振動磁場 B_{RF} が外に出ることを円筒 2 4 が遮蔽するため、ペースメーカーを取り付けている心臓の刺激伝導障害や不整脈の治療を行っている患者を対象に心臓磁場の計測を行う際に、振動磁場 B_{RF} がペースメーカーに与える影響を抑制することもできる。

【 0 0 4 6 】

図 7 は、本発明の実施例 4 の磁場計測装置の構成例を示す図である。本実施例では、実施例 3 と同様に、蒸気セル 1 7、ヘルムホルツコイル 2 0、RF コイル 2 1 は円筒 2 4 内に収められ、ヘルムホルツコイル 2 0 で円筒 2 4 の孔 A の方向から静磁場 B_0 を蒸気セル 1 7 に印加し、RF コイル 2 1 で静磁場 B_0 と直交する方向から振動磁場 B_{RF} を蒸気セル 1 7 に印加し、側面に設けた使用するレーザー光の径と同サイズの孔 B からレーザー光を蒸気セル 1 7 に入射する。円筒 2 4 の側面の孔 B の正面に設置したフラックスゲート型磁束計 7 で孔 B から入る環境磁気ノイズを検出し、磁束計駆動回路 8 から出力される電気信号が電流変換装置 9 を介して磁場発生用コイル 1 0 へ入力される。

【 0 0 4 7 】

10

20

30

40

50

本実施例によると、磁場発生用コイル10から生じる磁場によって孔Bから入る環境磁気ノイズがキャンセルアウトされ、蒸気セル17には常に安定した静磁場 B_0 と振動磁場 B_{RF} を印加することが可能となる。また、円筒24の孔Aから測定する磁気を入射させる。

【0048】

以上、本発明のいくつかの実施例について説明してきたが、これ以外の態様ももちろん可能である。例えば、実施例3及び実施例4で示した構成例において、蒸気セル17に印加する静磁場 B_0 と蒸気セル17を中心にして直交する2方向から入る環境磁気ノイズを円筒24の外部に設置したフラックスゲート型磁束計7で検出し、磁束計駆動回路8から出力される電気信号が電流変換装置9を介して磁場発生用コイル10へ入力されるようにしてもよい。磁場発生用コイル10から発生する磁場によって、円筒24に入る環境磁気ノイズがキャンセルアウトされて、蒸気セル17には常に安定した静磁場 B_0 と振動磁場 B_{RF} を印加することが可能となる。

【0049】

また、蒸気セル内にはアルカリ金属のガスが封入されており、蒸気セル17にレーザー光を照射する際に原子同士の衝突により原子が効率良く光ポンピングされないことがある。また、励起した原子が蒸気セル内壁に衝突することで、光ポンピングの妨げとなることもある。そのため、蒸気セル内にネオン、ヘリウム、アルゴン、キセノンなどの希ガスや、水素や窒素などの非磁性のガスを同封して原子間衝突を緩和するのが好ましい。蒸気セル17の内壁にパラフィンなどの非磁性物質をコーティングすることで、アルカリ金属原子の蒸気セル内壁への衝突を緩和させるのも有効である。これらの処理を施した蒸気セル17は高効率の光ポンピングに寄与するため、半導体レーザー12などの光源の出力を抑えることが可能となり、光源の費用を抑制することに貢献できる。以上のように、高効率の光ポンピングを生じさせる蒸気セル17は、いずれの実施例においても有効である。

【0050】

使用する光源は、安定した動作、出力、波長帯域が得られることから半導体レーザー12が最も好ましいが、非磁性物質をコーティング処理した蒸気セルを使用する光ポンピング磁束計に対してはLEDやランプも使用可能である。LEDやランプは半導体レーザー12に比べて安価であるなどの利点がある。ランプを使用する際は、半導体レーザー12やLEDに比べて発光波長帯域が広いと、ランプからの出力光を光学フィルターに通過させて、使用したいスペクトル線の D_1 線もしくは D_2 線のいずれかが得られるようにする必要がある。また、使用する半導体レーザー12やLEDからの出力光に D_1 線と D_2 線の両方が含まれる場合も、同様に光学フィルターを透過させて一方のスペクトル線のみが得られるようにする。このように、光ポンピング磁束計作動のための光源として半導体レーザー12以外にLEDやランプを使用すること、及び光学フィルターの使用は、いずれの実施例に対しても適用可能である。

【0051】

また、上記実施例において、RFコイル21を1対用いて高周波の振動磁場 B_{RF} を発生させる代わりに、静磁場 B_0 と直交する2方向に設置した2対のRFコイル21を用いて位相が90度ずれた振動磁場 B_{RF} を組み合わせた回転磁場を発生させるようにしてもよい。回転磁場強度は、振動磁場 B_{RF} を使用する場合に比べて振動磁場強度の1/2の強度でよい。

図8は、本発明による、生体磁気計測用にSQUID磁束計112を、環境磁気ノイズ計測用に光ポンピング磁束計116を用いた磁場計測システムを示す構成図である。液体ヘリウム（もしくは液体窒素）が入ったデュワー111内に、SQUID磁束計112は収められている。SQUID磁束計112で検知された測定対象からの生体磁気信号は、FLL回路（Flux Locked Loop回路：SQUID磁束計駆動回路）113で電気信号に変換され、アンプ・フィルター回路114で最適な周波数帯域の信号に処理され、コンピューター115で信号が収集される。測定対象からの生体磁気信号と同じ方向の環境磁気ノイズを、SQUID磁束計112の上部に設置した光ポンピング磁束計116で検知する。

【0052】

図9は、本発明による、SQUID磁束計112で検知された生体磁気信号に入る環境磁気ノイ

10

20

30

40

50

ズを、光ポンピング磁束計116で検知された環境磁気ノイズで除去する構成例を示す図である。光ポンピング磁束計116で検知された環境磁気ノイズ信号は、電流変換装置117で電流量に変換され、測定対象とSQUID磁束計112との間に設置された磁場発生用コイル118に送られる。測定対象からの生体磁気と同方向の環境磁気ノイズと同じ大きさの逆位相の磁場を、磁場発生用コイル118から発することで、SQUID磁束計112に入る環境磁気ノイズをキャンセルする。

【0053】

図10は、本発明による、SQUID磁束計112で検知された生体磁気信号に入る環境磁気ノイズを、光ポンピング磁束計116で検知された環境磁気ノイズで除去する別の構成例を示す図である。SQUID磁束計112で検知された生体磁気は、FLL回路113を介して電気信号に変換される。環境磁気ノイズを検知する光ポンピング磁束計116から出力される電気信号と、FLL回路113から出力される電気信号を、それぞれ減算回路119に入力することで、SQUID磁束計112に入る環境磁気ノイズをキャンセルする。

【0054】

図11を用いて、一般的な光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計を説明する。光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計は、磁場検出部の蒸気セル124と、光源120、コリメートレンズ121、偏光子122、波長板123、集光レンズ125、光検出器126から成る光学系と、静磁場印加用コイル127、RFコイル128から成る磁気系と、ロックインアンプ129、電圧制御発振器130から成る信号処理系で構成されている。カリウム、ルビジウム、セシウムなどのアルカリ金属のガスが封入された蒸気セル124に、静磁場印加用コイル127を用いて静磁場 B_0 を印加する。このとき、蒸気セル124内のアルカリ金属原子のエネルギー準位はゼーマン効果によって複数に分裂する。光源120から、静磁場印加状態の蒸気セル124に光を照射する。その際に、光源120からの光はコリメートレンズ121により平行光にされ、偏光子122と波長板123を介して生成された円偏光が照射される。円偏光照射によってゼーマン分裂した基底準位のアルカリ金属原子は励起され、その後、アルカリ金属原子はエネルギー失活とともに励起準位から基底準位に戻る。円偏光照射から十分時間が経過すると、蒸気セル124内の原子のエネルギー準位は特定の基底準位ばかりになる偏極状態となる。原子が偏極状態になると、円偏光の吸収は生じなくなる。

【0055】

この偏極状態の原子は蒸気セル124に印加した静磁場 B_0 の強度に比例して歳差運動しており、静磁場印加方向と直交する面内に電圧制御発振器130を介して蒸気セル124の周囲に設置したRFコイル128で振動磁場 B_{RF} を印加する。その際に原子の歳差周波数と振動磁場 B_{RF} の周波数が一致すると、振動磁場印加によって生じる光磁気共鳴によって偏極状態が消失して再び原子は光を吸収する。光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計は、RF変調による光・マイクロ波共鳴現象によって生じる蒸気セル124の透過光変化を利用する。蒸気セル124を透過した光は集光レンズ125を介して光検出器126で検知されて電気信号に変換される。光検出器126からの電気信号を入力信号とし、電圧制御発振器130からの電気信号を参照信号として、ロックインアンプ129に入力する。蒸気セル124に静磁場印加方向から入った測定対象からの磁場を、ロックインアンプ129からの出力の位相変化からロックイン検出する。

【0056】

図12を用いて、本発明のCPT共鳴型の光ポンピング磁束計を説明する。磁場検出部の蒸気セル124と、光源120、コリメートレンズ121、偏光子122、波長板123、集光レンズ125、光検出器126から成る光学系と、静磁場印加用コイル127から成る磁気系と、電気光学変調器131と、マイクロ波シンセサイザー132から成る光学変調系と、ロックインアンプ129から成る信号処理系で構成されている。カリウム、ルビジウム、セシウムなどのアルカリ金属のガスが封入された蒸気セル124に、静磁場印加用コイル127を用いて静磁場 B_0 を印加する。このとき、蒸気セル124内のアルカリ金属原子のエネルギー準位はゼーマン効果によって複数に分裂する。光源120の光は、コリメートレンズ121で平行光にされて、偏光子122と波長板123を介して円偏光に変換される。当該円偏光は、 LiNbO_3 などの強誘電体光学結

晶から成る電気光学変調器131に入射される。電気光学変調器131はマイクロ波シンセサイザー132で高周波の電場が印加され、電気光学変調器131を通過した円偏光は位相変調した光として出力される。電気光学変調器131を通過した位相変調光は、反射鏡133を介して静磁場印加方向と同方向から蒸気セル124に入射される。蒸気セル124を通過した光は、集光レンズ125を介して光検出器126で検知される。

【0057】

マイクロ波シンセサイザー132で電気光学変調器131に印加する電場の周波数がゼーマン分裂したアルカリ金属原子の超微細構造間のエネルギーに一致すると、位相変調光によって励起されるアルカリ金属原子の異なるエネルギー遷移同士が干渉するために、アルカリ金属原子が位相変調光を吸収しなくなるCPT現象が生じる。CPT共鳴型の光ポンピング磁束計は、電気光学変調器131とマイクロ波シンセサイザー132によるCPT共鳴現象によって生じる蒸気セル124の透過光変化を利用する。蒸気セル124を透過した位相変調光は集光レンズ125を介して光検出器126で検知されて電気信号に変換される。光検出器126からの電気信号を入力信号とし、マイクロ波シンセサイザー132からの電気信号を参照信号として、ロックインアンプ129に入力する。蒸気セル124に静磁場印加方向から入った測定対象からの磁場を、ロックインアンプ129からの出力の位相変化からロックイン検出する。その際に、ロックインアンプ129の出力の位相信号がゼロになる状態をロック点として、ロック点から正もしくは負の値だけずれた位相信号をエラー信号としてマイクロ波シンセサイザー132にフィードバックすることでマイクロ波シンセサイザー132から電気光学変調器に入力される電圧が振幅変調され、常にロック点を維持する。

【0058】

図13を用いて、一般的なCPT共鳴型の光ポンピング磁束計を説明する。磁場検出部の蒸気セル124と、垂直共振器面発光半導体レーザー134、コリメートレンズ121、偏光子122、波長板123、集光レンズ125、光検出器126から成る光学系と、静磁場印加用コイル127から成る磁気系と、電流変調器135から成る光学変調系と、ロックインアンプ129から成る信号処理系で構成されている。カリウム、ルビジウム、セシウムなどのアルカリ金属のガスが封入された蒸気セル124に、静磁場印加用コイル127を用いて静磁場 B_0 を印加する。このとき、蒸気セル124内のアルカリ金属原子のエネルギー準位はゼーマン効果によって複数に分裂する。垂直共振器面発光半導体レーザー134の光は、コリメートレンズ121で平行光にされて、偏光子122と波長板123を介して円偏光に変換される。その際に、電流変調器135で変調した電流を垂直共振器面発光半導体レーザー134に注入することで、位相変調した光が垂直共振器面発光半導体レーザー134から出力される。波長板123を通過した位相変調光は、反射鏡133を介して静磁場印加方向と同方向から蒸気セル124に入射される。蒸気セル124を通過した光は、集光レンズ125を介して光検出器126で検知される。

【0059】

電流変調器135で垂直共振器面発光半導体レーザー134に注入される電流の周波数がゼーマン分裂したアルカリ金属原子の超微細構造間のエネルギーに一致すると、位相変調光によって励起されるアルカリ金属原子の異なるエネルギー遷移同士が干渉するために、アルカリ金属原子が位相変調光を吸収しなくなるCPT現象が生じる。CPT共鳴型の光ポンピング磁束計は、垂直共振器面発光半導体レーザー134と電流変調器135によるCPT共鳴現象によって生じる蒸気セル124の透過光変化を利用する。蒸気セル124を透過した位相変調光は集光レンズ125を介して光検出器126で検知されて電気信号に変換される。光検出器126からの電気信号を入力信号とし、電流変調器135からの電気信号を参照信号として、ロックインアンプ129に入力する。蒸気セル124に静磁場印加方向から入った測定対象からの磁場を、ロックインアンプ129からの出力の位相変化からロックイン検出する。

【0060】

図14は、本発明による光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図である。磁気検出部の蒸気セル124と、静磁場印加用コイル127とRFコイル128から成る磁気系のみを、高透磁率の金属製（例えば、パーマロイやミューメタルなど）の磁気シールドケース136内に収めることで、静磁場 B_0 や振動磁場 B_{RF} を攪乱する原因となる蒸気セル124

へ入る環境磁気ノイズを抑制できる。また、SQUID磁束計と光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計を組み合わせる使用の際に、振動磁場 B_{RF} が飛び込みノイズとしてSQUID磁束計に入ることによってSQUID磁束計に及ぼす影響を防ぐ効果もある。さらに、ペースメーカーを取り付けている心臓の刺激伝導障害や不整脈の治療を行っている患者を対象に心臓磁場の計測を行う際に、振動磁場 B_{RF} がペースメーカーに与える影響を抑制することもできる。

【0061】

なお、図18と図19に示すように、CPT共鳴型の光ポンピング磁束計においても、磁気シールドケース136を使用することで静磁場 B_0 を撓乱する環境磁気ノイズの影響を同様に抑制できる。また、図15に示すように、磁気シールドケース136内の静磁場印加用コイル127を2対使用して、各静磁場印加用コイル127からの静磁場のベクトル和を蒸気セル124に印加する静磁場として使用する場合においても、同様に磁気シールドケース136を用いた効果が得られる。

【0062】

さらに、図16と図17に示すように、磁気シールドケース136に設けた光源120の光の光軸方向のAAに隣接して設置された磁束計137（例えば、フラックスゲート型磁束計など）で、AAから磁気シールドケース136に入る環境磁気ノイズを検知する。磁束計137で検知された環境磁気ノイズは、磁束計駆動回路138を介して電流変換装置117に送られて電流量に変換され、当該電流量をAAと磁束計137との間に設置された磁場発生用コイル118へ入力する。磁場発生用コイル118は、AAから磁気シールドケース136に入る環境磁気ノイズと逆位相の磁場を発生することで磁気ノイズをキャンセルし、図14と図15で示す磁気シールドケース136のみを使用した効果をさらに高めることができる。

【0063】

また、図20に示すように、電気光学変調器131を高導電率の金属製（例えば、銅やアルミニウムなど）の電磁シールドケース139内に収めることで、電気光学変調器131からの高周波磁気ノイズを抑制できる。なお、磁気シールドケース136のサイズは、光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計では蒸気セル124と静磁場印加用コイル127とRFコイル128に、CPT共鳴型の光ポンピング磁束計では蒸気セル124と静磁場印加用コイル127のサイズに依存する。また、磁気シールドケース136に設けたAAとBBは蒸気セル124のサイズと同程度、電磁シールドケース139に設けたCCは電気光学変調器131の入射窓のサイズと同程度あればよい。なお、静磁場印加用コイル127を2対用いることで、静磁場 B_0 と光源120との成す最適な角度である45度を設定する際に微調整が可能となる利点がある。

【0064】

図21は、本発明による光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図である。静磁場印加方向と直交する2方向から入る環境磁気ノイズを検知する磁束計137を蒸気セル124に隣接して設置する。磁束計137で検知された環境磁気ノイズは磁束計駆動回路138を介して、電流変換装置117に送る。環境磁気ノイズは電流変換装置117で電流量に変換され、磁束計137と蒸気セル124との間に設置された磁場発生用コイル118に入力することで、磁場発生用コイル118から環境磁気ノイズと同じ大きさの逆位相の磁場を発生することで環境磁気ノイズをキャンセルする。図23、図24に示すように、CPT型の光ポンピング磁束計においても、同様の手法で環境磁気ノイズをキャンセルすることは可能である。また、図25に示すように、電気光学変調器131を用いたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計は、電気光学変調器131を電磁シールドケース139内に収めると、より効果的である。さらに、図22に示すように、光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計は静磁場印加用コイル127を2対使用し、各静磁場印加用コイル127からの静磁場のベクトル和を蒸気セル124に印加する静磁場とする場合は、光源120の光の光軸方向と、当該光軸方向と直交する2方向に、それぞれ蒸気セル124に隣接して磁束計137を設置する。各磁束計137で検知された各方向からの環境磁気ノイズは各磁束計駆動回路138を介して、各電流変換装置117に送られる。各方向からの環境磁気ノイズは、各電流変換装置117で電流量に変換されて各磁場発生用コイル118へ入力される。各磁場発生用コイル118から各環境磁気ノイズと同じ大きさで逆

位相の磁場を発することで、各環境磁気ノイズをキャンセルする。なお、静磁場印加用コイル127を2対用いることで、光源120の光と静磁場 B_0 と成す角度の調整が容易になる利点がある。

【0065】

図26は、本発明によるマルチチャネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図である。各チャネルに、個々の蒸気セル124と、個々の静磁場印加用コイル127と、個々のRFコイル128の組み合わせを被検者140の胸部（心臓部位）の真上に格子状に配置する。個々の静磁場印加用コイル127で個々の蒸気セル124に静磁場を被検者140の胸部に対して垂直方向（Z方向）に印加する。個々のRFコイル128で個々の蒸気セル124に振動磁場を静磁場印加方向と直交する方向（XもしくはY方向）に印加する。静磁場を印加した蒸気セル124では、蒸気セル124内の原子が静磁場強度に比例して歳差運動している。蒸気セル124に印加する振動磁場の周波数が原子の歳差運動の周波数と一致する時、共鳴が生じて蒸気セル124を通過した透過光強度が増加する。そのため、振動磁場の周波数を掃引することで、共鳴周波数でピークとなる共鳴曲線（グラフの縦軸：光検出器126の出力値、グラフの横軸：振動磁場の周波数（もしくは、静磁場強度））が得られる。この共鳴曲線を一次微分した波形がロックインアンプ129の出力となり、共鳴曲線の半値の範囲のみを電圧制御発振器130にフィードバックする信号として使用する（図32）。

【0066】

以上を勘案して、個々の蒸気セル124に印加する各静磁場強度を電流制御装置142で全て異なるように調整する。かつ、個々の蒸気セル124の共鳴曲線の交点（A,B）が共鳴曲線のピーク（ P_n ）の半値（ $P_n/2$ ）よりも小さくなるように設定することで、隣同士の蒸気セル124での振動磁場の干渉による磁力計の動作に及ぼす影響を避けることができる（図33）。また、図27と図28に示すように、蒸気セル124、静磁場印加用コイル127、RFコイル128を磁気シールドケース136内に収めれば、蒸気セル124に入る環境磁気ノイズの影響も抑えることができ、より効果的である。その際に、図29と図30に示すように、磁気シールドケース136に設けた光源の光が通過するAAの正面に磁束計137、例えばフラックスゲート型磁束計を設置することでAAから入る環境磁気ノイズを検知する。フラックスゲート型磁束計で検知された環境磁気ノイズは、電流変換装置117で電流量に変換され、AAとフラックスゲート型磁束計との間に設置された磁場発生用コイル118へ送られる。磁場発生用コイル118から、AAから配する環境磁気ノイズと逆位相の磁場が発することで環境磁気ノイズをキャンセルする。また、図31に示すように、CPT共鳴型の光ポンピング磁束計によるマルチチャネル型も同様に磁気シールドケース136内に収めることで使用することができる。その際に、電気光学変調器131を使用する場合には、電磁シールドケース139内に電気光学変調器131を収めると、より効果的である。

【0067】

生体磁気計測で測定対象となる脳や心臓からの生体磁気信号の周波数帯域は0.1～200[Hz]であるため、振動磁場 B_{RF} の周波数帯域が200[Hz]よりも大きい帯域であれば生体磁気信号と誤認することない。つまり、マルチチャネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計で使用する振動磁場 B_{RF} の周波数帯域（ ）は >200[Hz]の範囲とするのが好ましい。

【0068】

マルチチャネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計で使用する振動磁場 B_{RF} の周波数は、蒸気セル124に印加する静磁場強度と蒸気セル124内のアルカリ金属の種類によって決まる。蒸気セル124内に封入されるアルカリ金属は主に、セシウム（ ^{133}Cs ）、ルビジウム（ ^{85}Rb 、 ^{87}Rb ）、カリウム（ ^{39}K 、 ^{41}K ）などがある。本発明による光ポンピング磁束計116において蒸気セル124に印加する静磁場強度は、蒸気セル124内のアルカリ金属に ^{133}Cs を使用した場合は約57.14[nT]よりも大きく、 ^{85}Rb を使用した場合は約42.85[nT]よりも大きく、 ^{87}Rb を使用した場合は約28.57[nT]よりも大きく、 ^{39}K を使用した場合は約28.57[nT]よりも大きく、 ^{41}K を使用した場合は約28.57[nT]よりも大きくするのが好ましい。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】本発明のSQUID磁束計と光ポンピング磁束計を組み合わせた生体磁気計測システムの構成例を示す図。

【図2】光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図3】本発明の第1の実施例の磁場計測装置の構成例を示す図。

【図4】振動磁場によるSQUID磁束計の電圧-電流特性のノイズラウンディングを示す図。

【図5】本発明の第2の実施例の磁場計測装置の構成例を示す図。

【図6】本発明の第3の実施例の磁場計測装置の構成例を示す図。

【図7】本発明の第4の実施例の磁場計測装置の構成例を示す図。

10

【図8】本発明のSQUID磁束計と光ポンピング磁束計を組み合わせた磁場計測システムを示す図。

【図9】光ポンピング磁束計をリファレンスセンサーに用いたSQUID磁束計の生体磁気計測システムの構成例を示す図。

【図10】光ポンピング磁束計をリファレンスセンサーに用いたSQUID磁束計の生体磁気計測システムの構成例を示す図。

【図11】光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図12】CPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図13】CPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図14】磁気シールドケースを備えた光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

20

【図15】磁気シールドケースを備えた光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図16】磁気シールドケースを備えた光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図17】磁気シールドケースを備えた光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図18】磁気シールドケースを備えたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図19】磁気シールドケースを備えたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

30

【図20】磁気シールドケースを備えたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図21】環境磁気ノイズキャンセラーを備えた光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図22】環境磁気ノイズキャンセラーを備えた光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図23】環境磁気ノイズキャンセラーを備えたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図24】環境磁気ノイズキャンセラーを備えたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

40

【図25】環境磁気ノイズキャンセラーを備えたCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図26】マルチチャンネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図27】マルチチャンネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図28】マルチチャンネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図29】マルチチャンネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を

50

示す図。

【図30】マルチチャンネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図31】マルチチャンネル型のCPT共鳴型の光ポンピング磁束計の構成例を示す図。

【図32】光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計の共鳴曲線を用いたロックインアンプの出力信号において使用する範囲を示す図。

【図33】マルチチャンネル型の光・マイクロ波共鳴型の光ポンピング磁束計における共鳴曲線の設定条件を示す図。

【符号の説明】

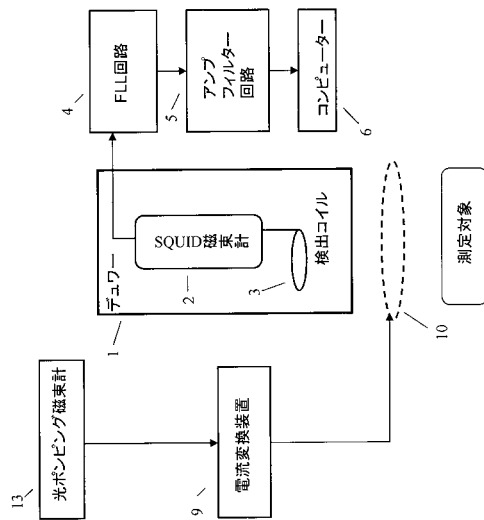
【0070】

1...デュワー、2...SQUID磁束計、3...検出コイル、4...FLL回路、5...アンプ-フィルター回路、6...コンピューター、7...フラックスゲート型磁束計、8...磁束計駆動回路、9...電流変換装置、10...磁場発生用コイル、11...減算回路、12...半導体レーザー、13...光ポンピング磁束計、14...コリメートレンズ、15...偏光子、16...波長板、17...蒸気セル、18...集光レンズ、19...光検出器、20...ヘルムホルツコイル、21...RFコイル、22...ロックインアンプ、23...電圧制御発振器、24...円筒、A...円筒の軸方向に設けた孔、B...円筒の側面に設けた孔、111...デュワー、112...SQUID磁束計、113...FLL回路、114...アンプフィルター回路、115...コンピューター、116...光ポンピング磁束計、117...電流変換装置、118...磁場発生用コイル、119...減算回路、120...光源、121コリメートレンズ、122...偏光子、123...波長板、124...蒸気セル、125...集光レンズ、126...光検出器、127...静磁場印加用コイル、128...RFコイル、129...ロックインアンプ、130...電圧制御発振器、131...電気光学変調器、132...マイクロ波シンセサイザー、133...反射鏡、134...垂直共振器面発光半導体レーザー、135...電流変調器、136...磁気シールドケース、137...磁束計、138...磁束計駆動回路、139...電磁シールドケース、140...被検者、141...マルチチャンネル型光ポンピング磁束計、142...電流制御装置、143...電流源、A...磁気シールドケースに設けた光源の光の通光孔、B...磁気シールドケースに設けた測定する磁気の入射孔、C...電磁シールドケースに設けた光源の光の通光孔

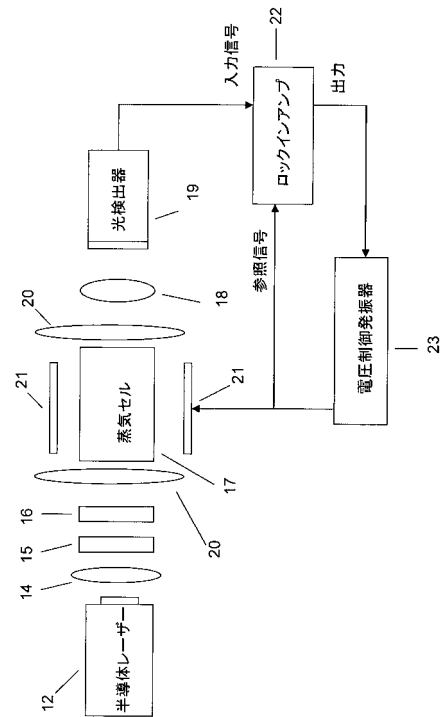
10

20

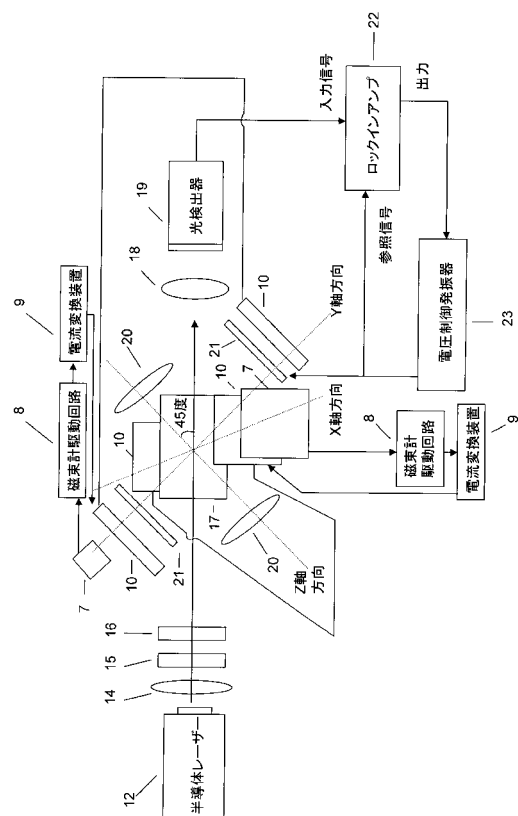
【図 1】



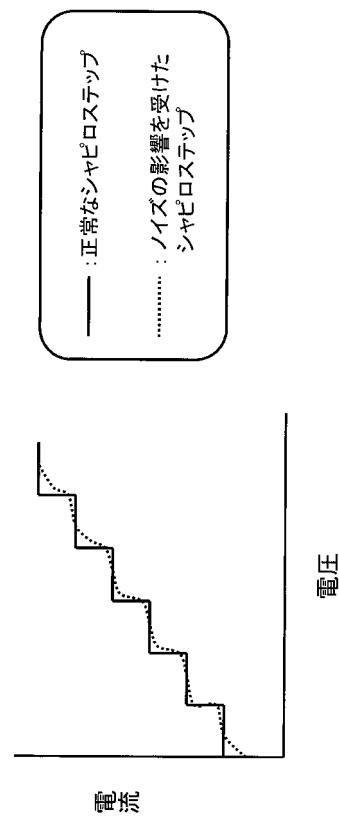
【図 2】



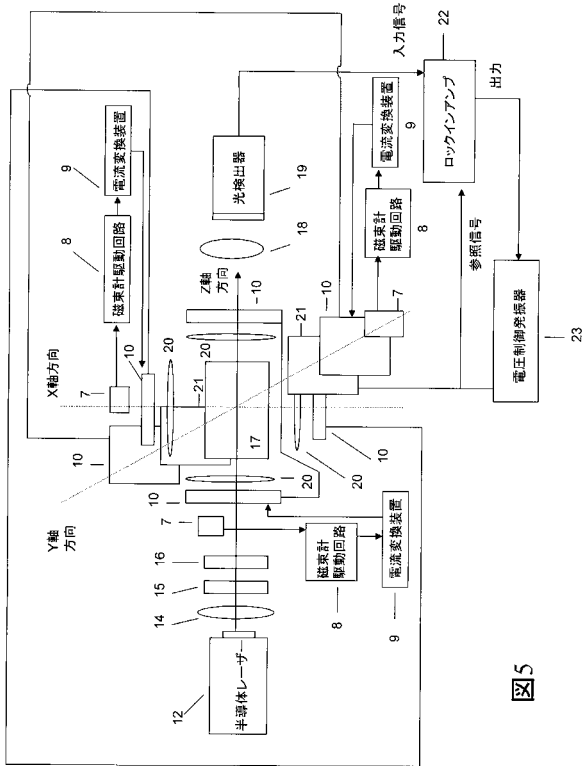
【図 3】



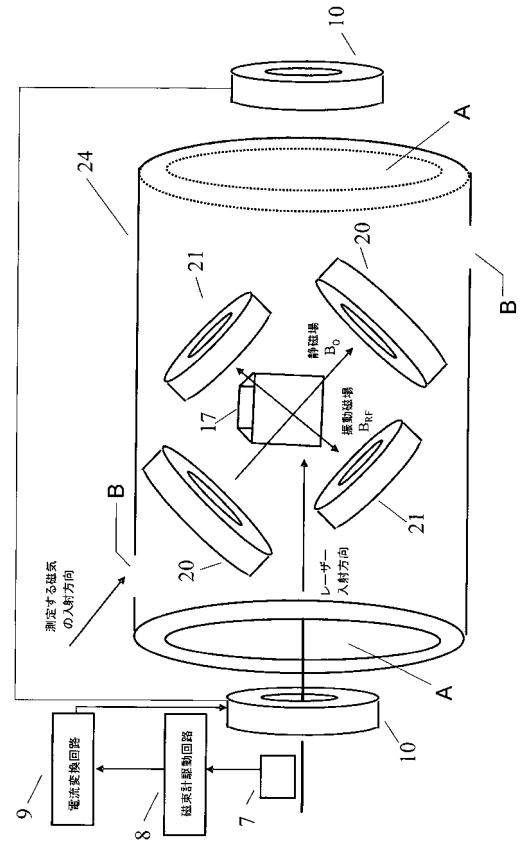
【図 4】



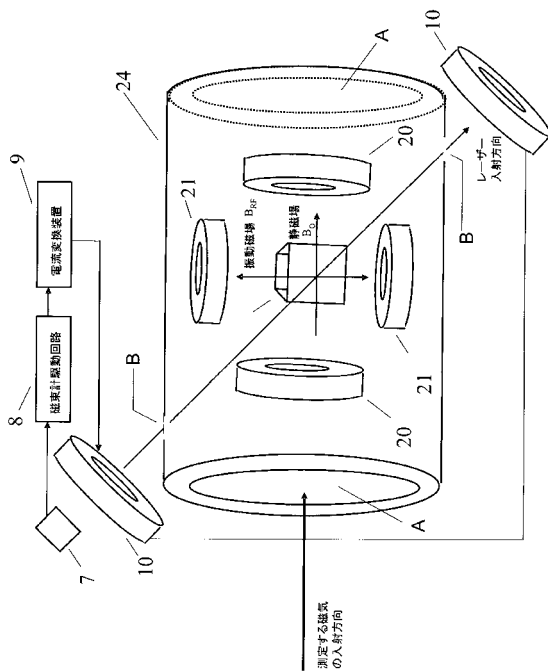
【図5】



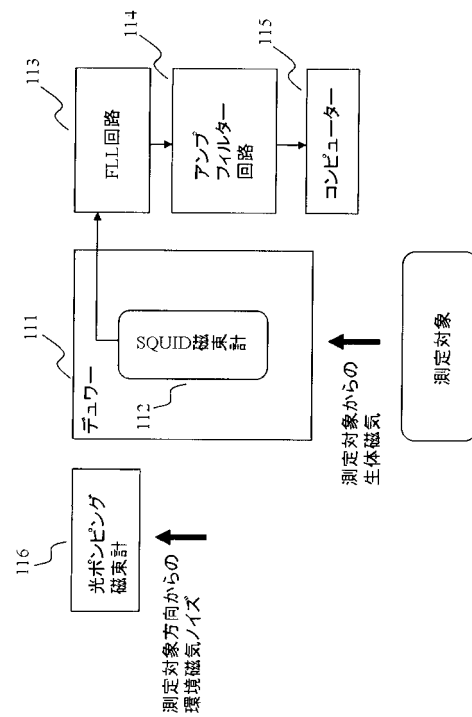
【図6】



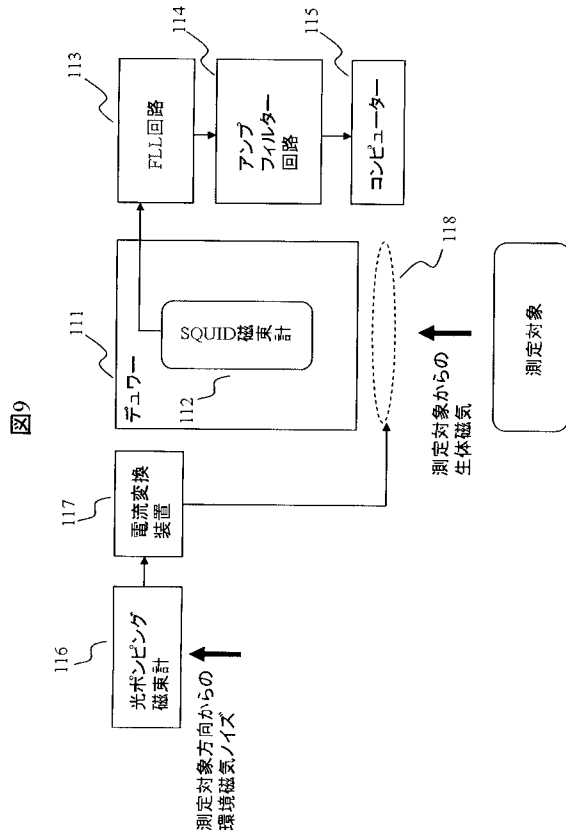
【図7】



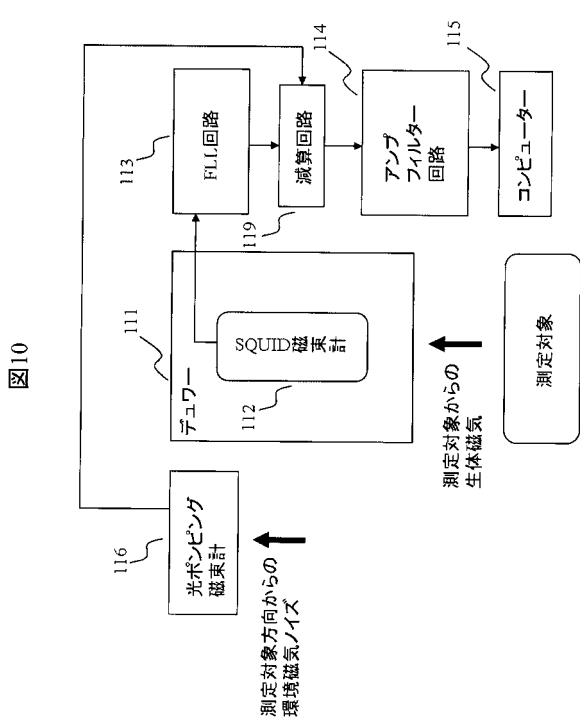
【図8】



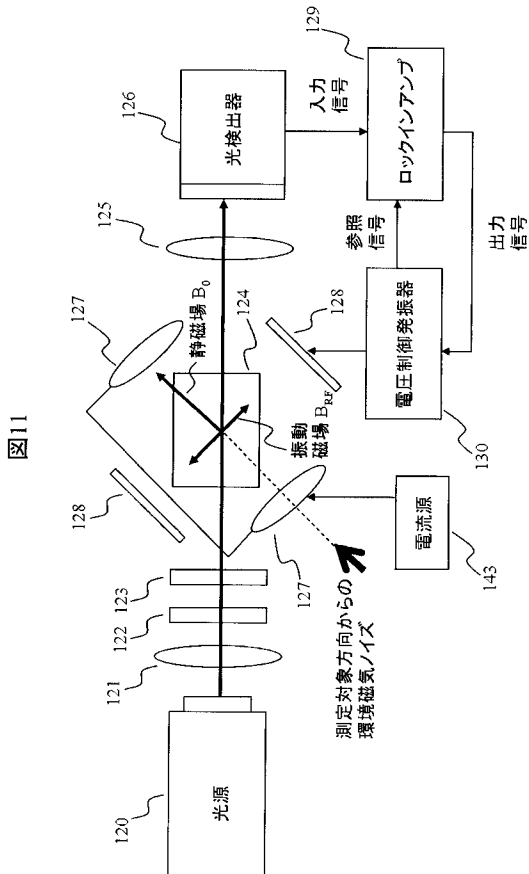
【図 9】



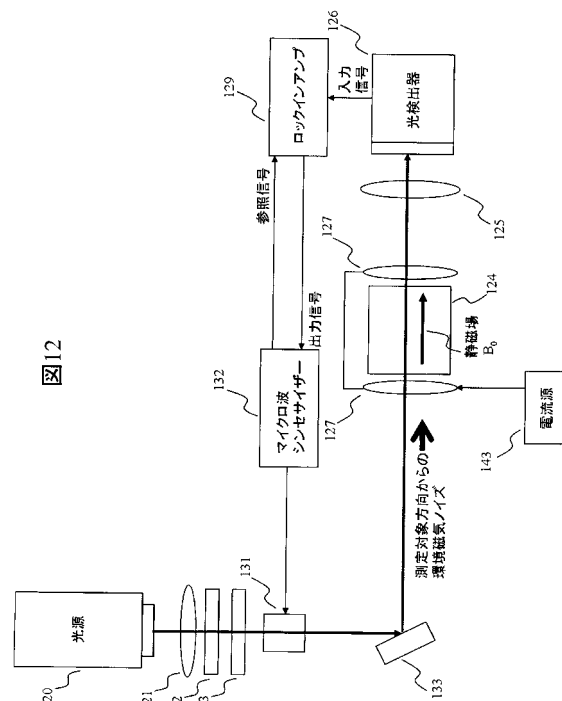
【図 10】



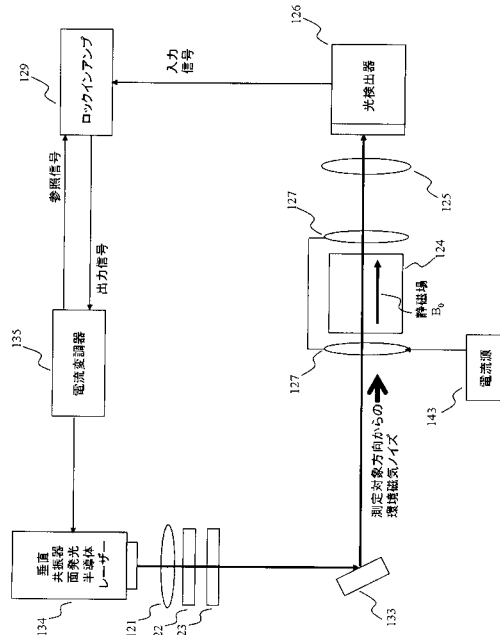
【図 11】



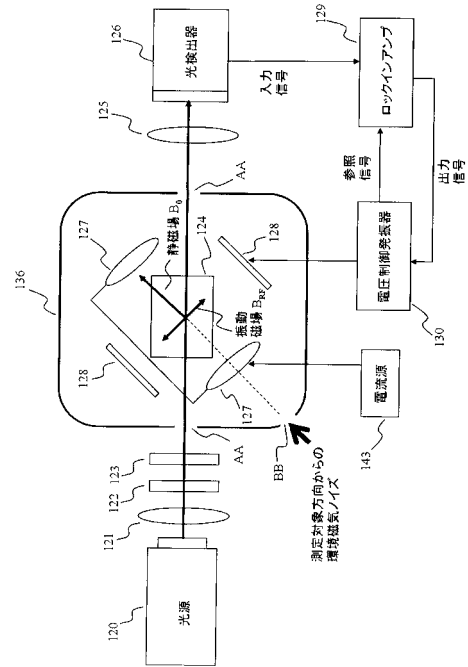
【図 12】



【図13】

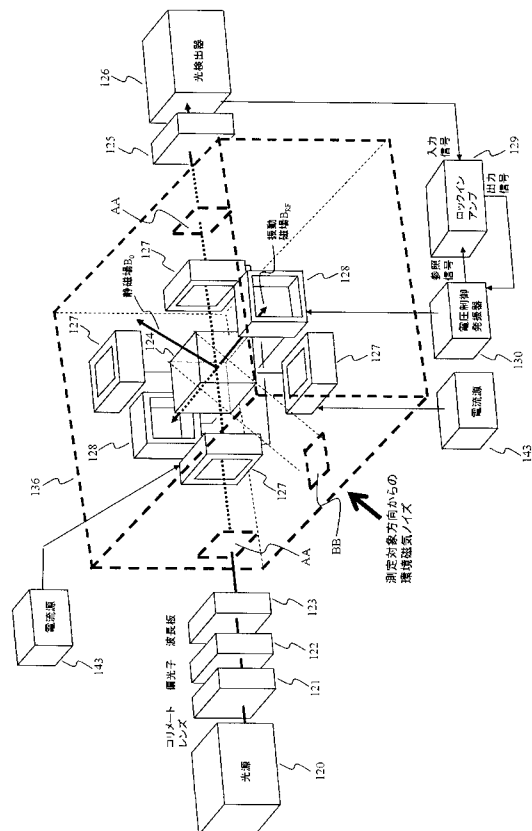


【図14】



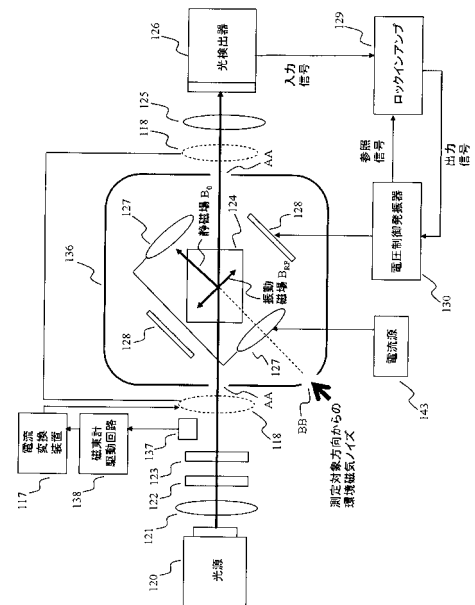
【図15】

図15

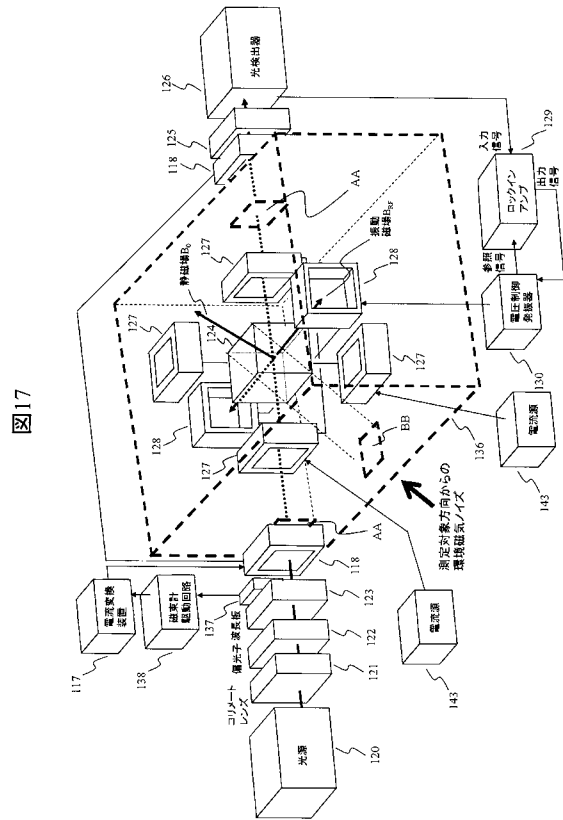


【図16】

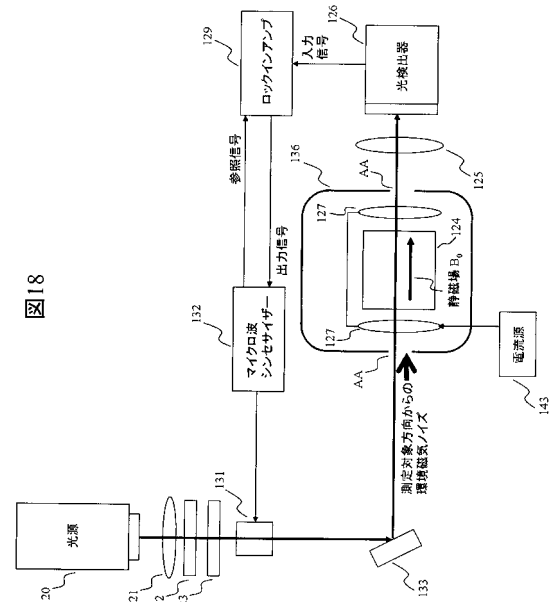
図16



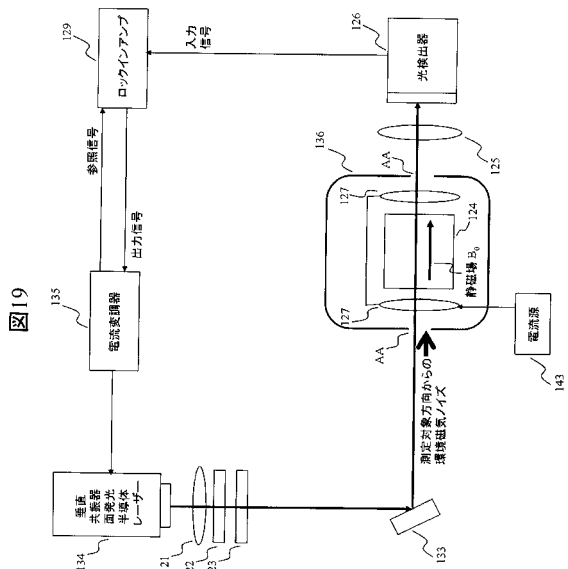
【 図 1 7 】



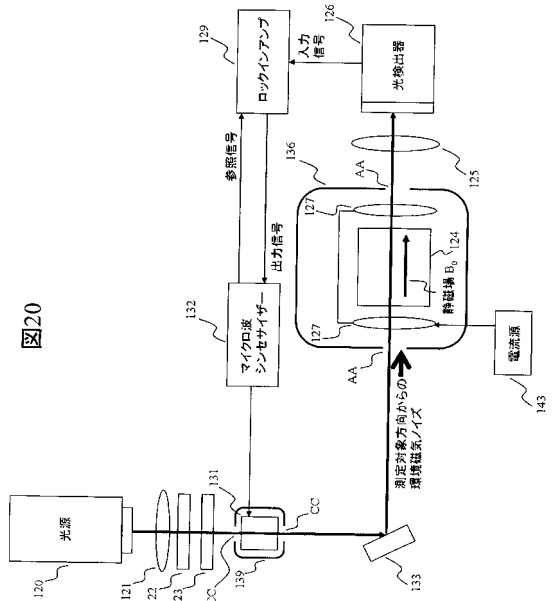
【 図 1 8 】



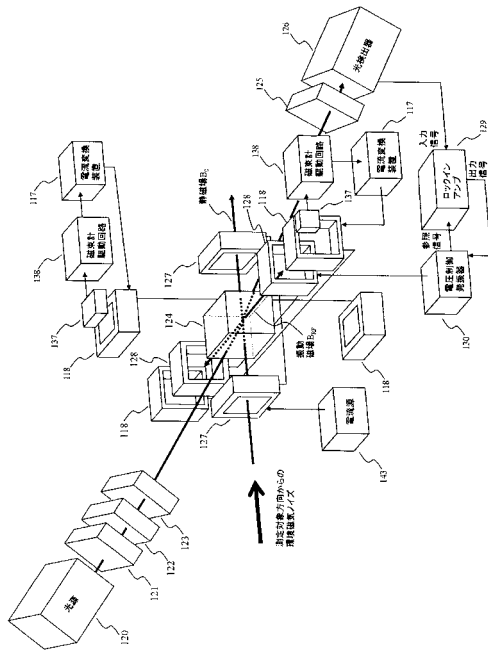
【 図 1 9 】



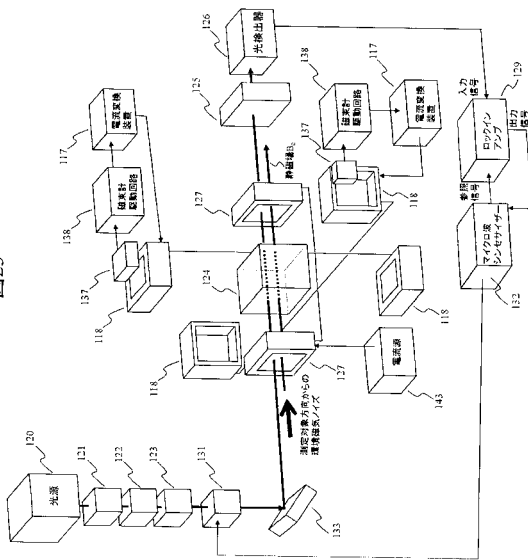
【 図 2 0 】



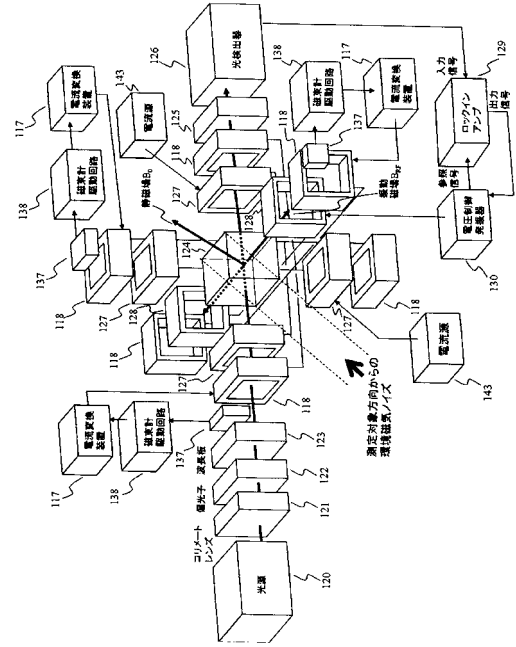
【図 2 1】



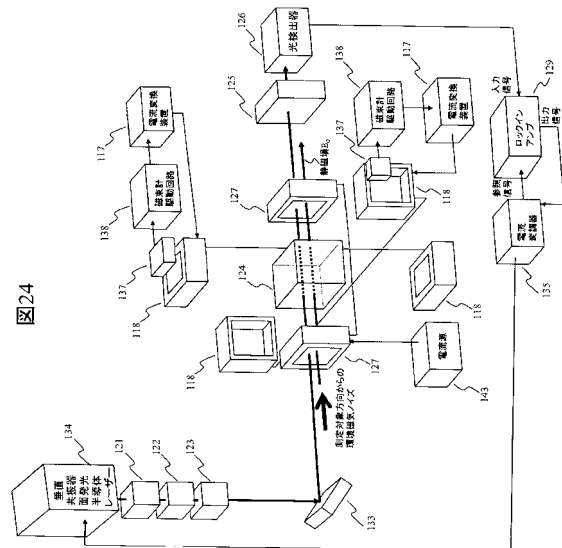
【図 2 3】



【図 2 2】



【図 2 4】



【図25】

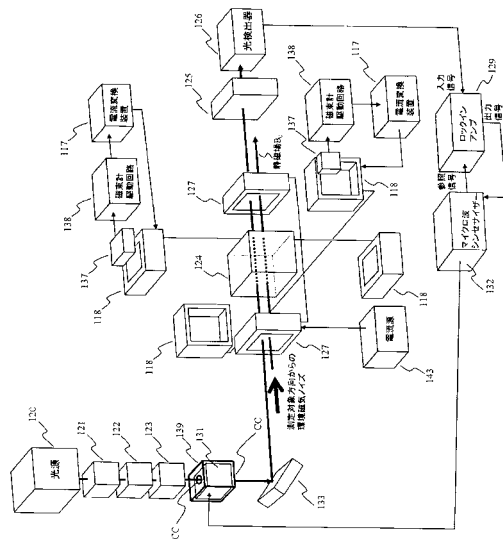


図25

【図26】

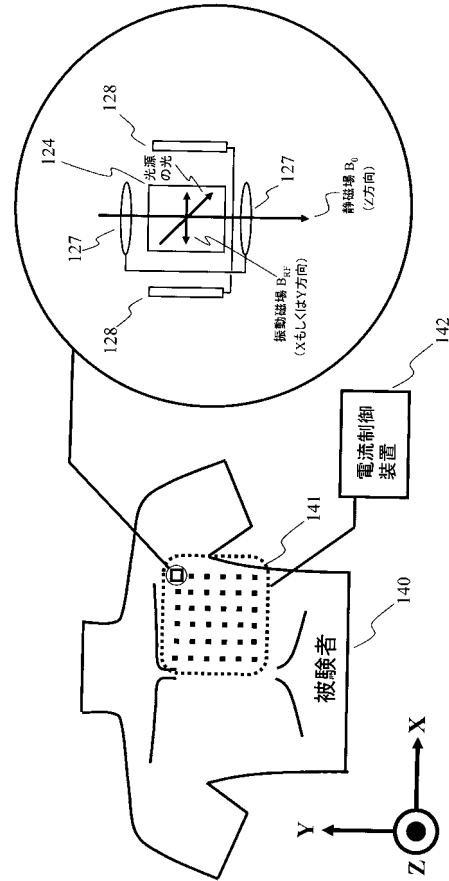


図26

【図27】

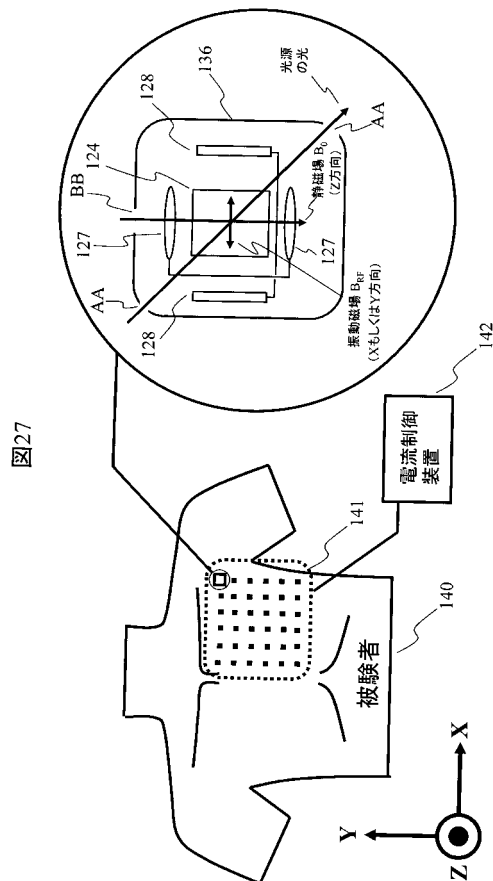


図27

【図28】

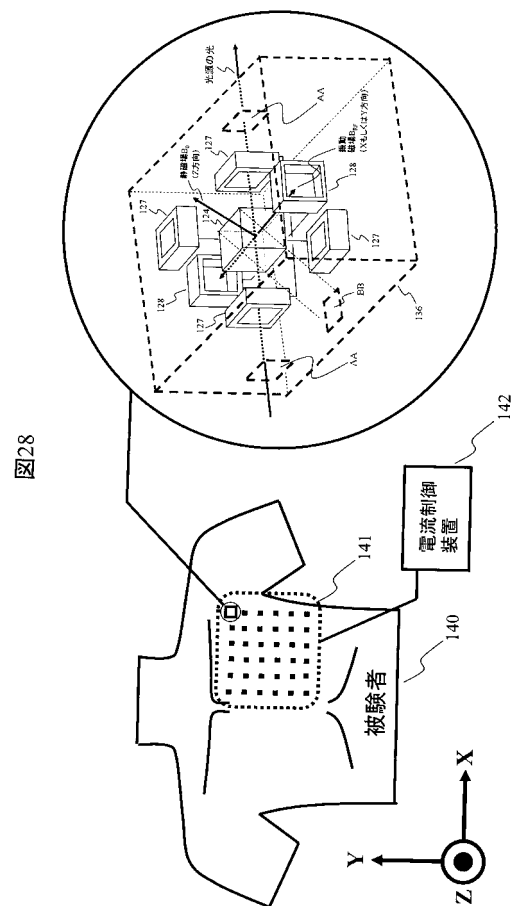
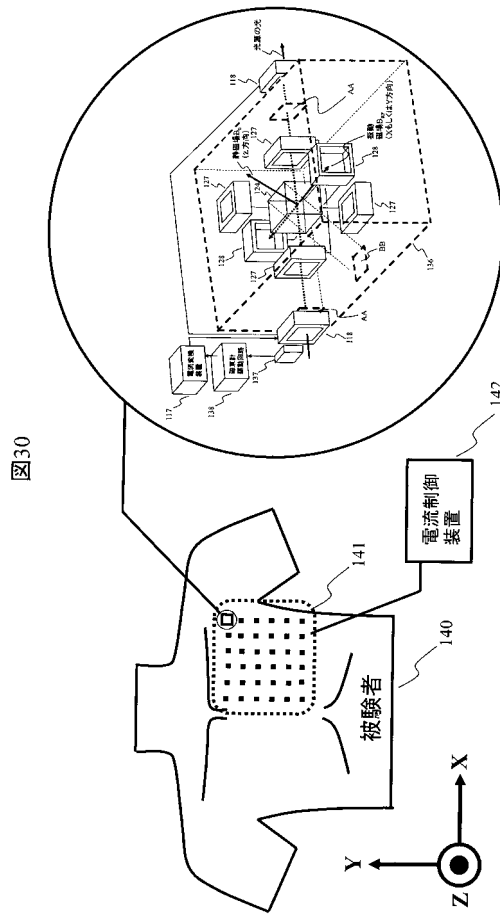
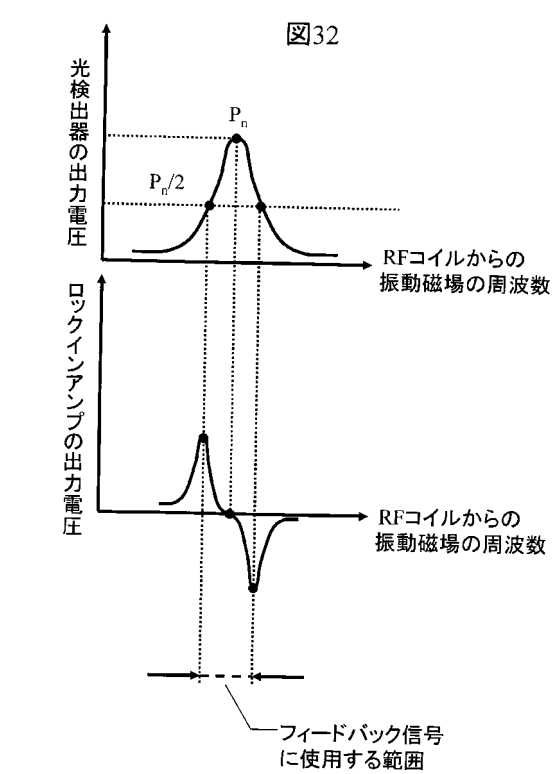


図28

【 図 3 0 】

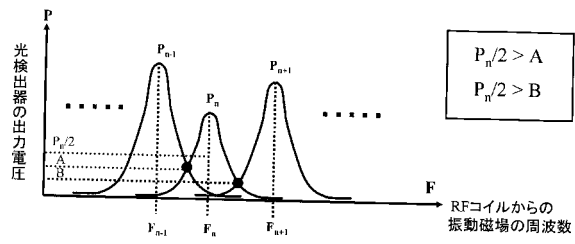


【 図 3 2 】



【図 33】

図33



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-37362(JP,A)
特開平1-191080(JP,A)
実開昭58-12878(JP,U)
特開2002-94280(JP,A)
特公昭44-584(JP,B1)
特許第3451193(JP,B2)
特許第3655425(JP,B2)
特開2002-243817(JP,A)
特許第3379488(JP,B2)
特開平11-330768(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05 - 5/053
G01R 33/000 - 33/64
H01L 39/00 - 39/24
H05K 9/00
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)