

(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2013-124873

(P2013-124873A)

(43) 公開日 平成25年6月24日 (2013.6.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G O 1 R 33/26 (2006.01)	G O 1 R 33/26	4 C O 2 7
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 A	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-272345 (P2011-272345)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成23年12月13日 (2011.12.13)		
			セイコーエプソン株式会社
			東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
		(74) 代理人	110000752
			特許業務法人朝日特許事務所
		(72) 発明者	保刈 龍治
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		Fターム(参考)	4C027 AA10 EE01 KK03 KK05

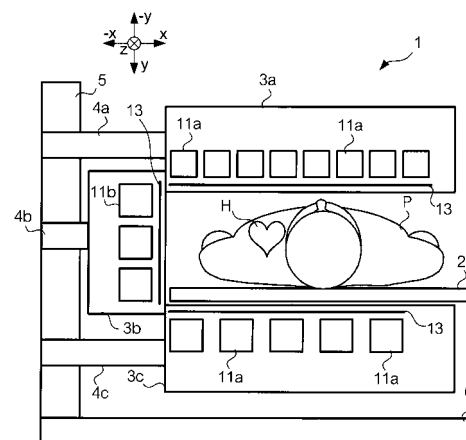
(54) 【発明の名称】 磁場測定装置及びセルアレイ

(57) 【要約】

【課題】磁場の測定における空間分解能を高めつつ、その測定下限を下げる。

【解決手段】磁場測定装置1は、測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさが異なる複数のセル11を有し、単位面積当たりのセル11の数が閾値よりも大きくなるように複数のセル11が配置されるセルアレイと、複数のセル11の各セル11の内部に封入され、磁場の強度に応じて検出光の偏光面を回転させるアルカリ金属原子と、各セル11の検出面に光を照射する照射ユニットと、各セル11を透過した検出光の偏光面の回転角を検出する検出ユニットとを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさが異なる複数のセルを有し、単位面積当たりのセルの数が閾値よりも大きくなるように前記複数のセルが配置されるセルアレイと、

前記複数のセルの各セルの内部に封入され、前記磁場の強度に応じて光の偏光面を回転させる媒体と、

前記各セルの検出面に光を照射する照射手段と、

前記各セルを透過した前記光の偏光面の回転角を検出する検出手段と

を備えることを特徴とする磁場測定装置。

10

【請求項 2】

前記複数のセルは、前記測定対象の磁場の発生源を複数の方向から覆うように配置される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の磁場測定装置。

【請求項 3】

前記発生源は、人間の心臓であり、

前記人間の正面側には、前記複数のセルに含まれる第 1 のセルが配置される

ことを特徴とする請求項 2 に記載の磁場測定装置。

【請求項 4】

前記人間の側面側又は背面側には、前記複数のセルのうち前記第 1 のセルよりも前記検出面の大きい第 2 のセルが配置される

ことを特徴とする請求項 3 に記載の磁場測定装置。

20

【請求項 5】

前記人間の側面側又は背面側において前記心臓から所定の範囲内の領域には、前記第 1 のセルが配置される

ことを特徴とする請求項 4 に記載の磁場測定装置。

【請求項 6】

前記複数のセルは、前記測定対象の磁場の発生源を単一の方向から覆うように配置され、

前記発生源から所定の範囲内の領域には、前記複数のセルに含まれる第 1 のセルが配置され、それ以外の領域には前記第 1 のセルよりも前記検出面の大きい第 2 のセルが配置される

ことを特徴とする請求項 1 に記載の磁場測定装置。

30

【請求項 7】

測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさが異なる複数のセルと、

前記複数のセルの各セルの内部に封入され、前記磁場の強度に応じて光の偏光面を回転させる媒体とを備え、

前記複数のセルは、単位面積当たりのセルの数が閾値よりも大きくなるように配置される

ことを特徴とするセルアレイ。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体から発生する磁場を測定する技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

心臓や脳から発生する微弱な磁場を測定するセンサーとして、SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) センサーが知られている (特許文献 1 ~ 7 参照)

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平11-253412号公報

【特許文献2】特開2000-41965号公報

【特許文献3】特開2008-86675号公報

【特許文献4】特開平7-77564号公報

【特許文献5】特開2006-754403号公報

【特許文献6】特開2006-94984号公報

【特許文献7】特開2005-80951号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一般に、磁気センサーを用いて磁場を測定するときに、空間分解能を上げるには、磁気センサーを小さくして、単位面積当たりの磁気センサーの数を増やす必要がある。しかし、磁気センサーを小さくすると、感度が低くなるため、微弱な磁場を測定できなくなってしまう。

本発明の目的の1つは、磁場の測定における空間分解能を高めつつ、その測定下限を下げることである。

【課題を解決するための手段】

20

【0005】

本発明に係る磁場測定装置は、測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさが異なる複数のセルを有し、単位面積当たりのセルの数が閾値よりも大きくなるように前記複数のセルが配置されるセルアレイと、前記複数のセルの各セルの内部に封入され、前記磁場の強度に応じて光の偏光面を回転させる媒体と、前記各セルの検出面に光を照射する照射手段と、前記各セルを透過した前記光の偏光面の回転角を検出する検出手段とを備えることを特徴とする。この構成によれば、磁場の測定における空間分解能を高めつつ、その測定下限を下げるができる。

【0006】

前記複数のセルは、前記測定対象の磁場の発生源を複数の方向から覆うように配置されてもよい。この構成によれば、複数の軸方向成分の磁場を測定することができる。

30

【0007】

前記発生源は、人間の心臓であり、前記人間の正面側には、前記複数のセルに含まれる第1のセルが配置されてもよい。この構成によれば、人間の正面から磁場を測定するときの空間分解能を高めることができる。

【0008】

前記人間の側面側又は背面側には、前記複数のセルのうち前記第1のセルよりも前記検出面の大きい第2のセルが配置されてもよい。この構成によれば、人間の側面又は背面から磁場を測定するときの測定下限を下げることができる。

【0009】

40

前記人間の側面側又は背面側において前記心臓から所定の範囲内の領域には、前記第1のセルが配置されてもよい。この構成によれば、人間の側面又は背面から磁場を測定する場合であっても、心臓から所定の範囲内の領域については、空間分解能を高めることができる。

【0010】

前記複数のセルは、前記測定対象の磁場の発生源を単一方向から覆うように配置され、前記発生源から所定の範囲内の領域には、前記複数のセルに含まれる第1のセルが配置され、それ以外の領域には前記第1のセルよりも前記検出面の大きい第2のセルが配置されてもよい。この構成によれば、測定対象から所定の範囲内の領域については磁場を測定するときの空間分解能を高めることができ、それ以外の領域については磁場を測定すると

50

きの測定限界を下げることができる。

【 0 0 1 1 】

本発明に係るセルアレイは、測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさが異なる複数のセルと、前記複数のセルの各セルの内部に封入され、前記磁場の強度に応じて光の偏光面を回転させる媒体とを備え、前記複数のセルは、単位面積当たりのセルの数が閾値よりも大きくなるように配置されることを特徴とする。この構成によれば、このセルアレイを用いて磁場を測定したときに、磁場の測定における空間分解能を高めつつ、その測定下限を下げるることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

10

【図 1】磁場測定装置の構成を表すブロック図

【図 2】磁場測定装置の全体構成を示す図

【図 3】被検者の正面側に配置されたセルを図 2 の y 軸方向から見た図

【図 4】被検者の左側面側に配置されたセルを図 2 の x 軸方向から見た図

【図 5】被検者の背面側に配置されたセルを図 2 の - y 軸方向から見た図

【図 6】被検者の正面から磁場を測定する原理を説明する図

【図 7】被検者の左側面から磁場を測定する原理を説明する図

【図 8】被検者の背面から磁場を測定する原理を説明する図

【図 9】心磁を測定した結果を示す図

20

【図 10】変形例に係るセルの配置の一例を示す図

【図 11】変形例に係るセルの配置の一例を示す図

【図 12】変形例に係るセルの配置の一例を示す図

【図 13】変形例に係る磁場の測定原理を説明する図

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

1. 実施形態

図 1 は、実施形態に係る磁場測定装置 1 の構成を表すブロック図である。磁場測定装置 1 は、例えば光ポンピング式の磁気センサーである。磁場測定装置 1 は、例えば心臓から発生する磁場（心磁）を測定する心磁計に用いられる。

【 0 0 1 4 】

30

磁場測定装置 1 は、セルアレイ 10 と、照射ユニット 20（照射手段の一例）と、検出ユニット 30（検出手段の一例）と、解析装置 40 とを備える。セルアレイ 10 は、複数のセル 11 を有する。セル 11 は、石英又はガラス等の光透過性を有する材料で形成されている。セル 11 の内部には、アルカリ金属原子 15（例えばセシウム）が封入されている。アルカリ金属原子 15 は、磁場の強度に応じて光の偏光面を回転させる媒体である。セル 11 は、例えば立方体の形状をしている。セル 11 を構成する面には、セル 11 が測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面 12 が含まれる。

【 0 0 1 5 】

照射ユニット 20 は、光源と偏光部と光分配器とを有する。光源は、レーザ光を放射する。偏光部は、光源から放射されたレーザ光を偏光して、直線偏光成分を有する検出光 L1 を生成する。光分配器は、偏光部により生成された検出光 L1 をセルアレイ 10 に含まれるセル 11 の数に分岐させる。光分配器により複数本に分岐された検出光 L1 は、例えば光ファイバーにより導かれ、セルアレイ 10 に含まれる各セル 11 へと照射される。各セル 11 に照射された検出光 L1 はセル 11 を透過する。このとき、検出光 L1 の偏光面は、セル 11 の内部に封入されたアルカリ金属原子 15 により回転させられる（ファラデー効果）。

40

【 0 0 1 6 】

検出ユニット 30 は、セルアレイ 10 に含まれるセル 11 と同じ数の検出器 31 を有する。検出器 31 は、対応するセル 11 を透過した光の偏光面の回転角を検出し、検出した回転角に応じた信号を出力する。解析装置 40 は、C P U（Central Processing Unit）

50

とメモリーとを有する。メモリーには、予め磁場の強度と検出光 L 1 の偏光面の回転角との対応関係を示す情報が記憶されている。CPU は、メモリーに記憶された情報に基づき、検出ユニット 30 から出力された信号を用いて磁場の強度を算出する。このようにして、磁場が測定される。

【0017】

図 2 は、磁場測定装置 1 の全体構成を示す図である。なお、この図では、照射ユニット 20、検出ユニット 30 及び解析装置 40 の図示を省略している。磁場測定装置 1 は、被験者 P（人間）を寝かせるのに用いられる寝台 2 を備える。被検者 P の心磁を測定する場合、通常、被検者 P は、寝台 2 の上に仰向けの状態で寝かせられる。

【0018】

セルアレイ 10 に含まれる複数のセル 11 は、この被検者 P の正面、左側面及び背面の 3 方向から心臓 H（測定対象の磁場の発生源の一例）を覆うように配置される。なお、「覆う」とは、心臓 H が完全に隠れるように隣接するセル 11 が隙間なく配置される必要はなく、隣接するセル 11 とセル 11 との間に隙間があってもよい。具体的には、複数のセル 11 は、被検者 P の正面側、左側面側及び背面側において被検者 P との距離が最小限度の距離となるように配置される。この正面側とは、被検者 P から見て - y 軸方向にある領域をいう。左側面側とは、被検者 P から見て - x 軸方向にある領域をいう。背面側とは、被検者 P から見て y 軸方向にある領域をいう。

【0019】

磁場測定装置 1 は、被検者 P の正面側に配置されるセル 11 を収容する筐体 3 a と、被検者 P の左側面側に配置されるセル 11 を収容する筐体 3 b と、被検者 P の背面側に配置されるセル 11 を収容する筐体 3 c とを備える。筐体 3 a、3 b 及び 3 c において、セル 11 は、その筐体に固定された図示せぬ支持部により支持されている。また、各セル 11 と被検者 P との間には、ミラー 13 が設けられている。筐体 3 a、3 b、3 c は、それぞれ、支柱 5 に接続されたアーム 4 a、4 b、4 c により支持されている。支柱 5 は、基部 6 により固定されている。

【0020】

図 3 は、被検者 P の正面側に配置されたセル 11 を図 2 に示す y 軸方向から見た図である。被検者 P の正面側には、第 1 のセル 11 a が 8 行 8 列のマトリクス状に配置されている。この第 1 のセル 11 a は、被検者 P の左側面側又は背面側に配置される後述する第 2 のセル 11 b よりも小さい。第 1 のセル 11 a の検出面 12 の大きさは、被検者 P の正面側における磁場の強度に応じて予め設定されている。例えば、第 1 のセル 11 a の検出面 12 は、被検者 P の正面側における磁場の強度以上の測定下限を有する最小限度の大きさに設定される。この測定下限とは、測定できる磁場の最小強度をいう。

【0021】

図 4 は、被検者 P の左側面側に配置された第 2 のセル 11 b を図 2 に示す x 軸方向から見た図である。被検者 P の左側面側には、第 2 のセル 11 b が 3 行 5 列のマトリクス状に配置されている。この第 2 のセル 11 b は、被検者 P の正面側に配置される第 1 のセル 11 a よりも大きい。なお、第 2 のセル 11 b は、全体の大きさだけでなく、検出面 12 の大きさも第 1 のセル 11 a より大きい。

【0022】

図 5 は、被検者 P の背面側に配置された第 2 のセル 11 b を図 2 に示す - y 軸方向から見た図である。被検者 P の背面側には、第 2 のセル 11 b が 5 行 5 列のマトリクス状に配置されている。この第 2 のセル 11 b は、被検者 P の正面側に配置される第 1 のセル 11 a よりも大きい。なお、第 2 のセル 11 b は、全体の大きさだけでなく、検出面 12 の大きさも第 1 のセル 11 a より大きい。

【0023】

第 1 のセル 11 a は、第 2 のセル 11 b に比べて小さいため、その分、単位面積当たりの数が多くなるように配置されている。例えば、図 3 と図 5 では同一の面積に配置されるセル 11 を示しているが、図 5 に示す第 2 のセル 11 b の数は $5 \times 5 = 25$ 個であるのに

10

20

30

40

50

対し、図 3 に示す第 1 のセル 1 1 a の数は $8 \times 8 = 64$ 個である。このように、第 1 のセル 1 1 a は、その単位面積当たりの数が、第 2 のセル 1 1 b の単位面積当たりの数（閾値の一例）よりも大きくなるように配置されている。

【0024】

図 6 は、被検者 P の正面から磁場を測定する原理を説明する図である。図 6 では、3 次元座標系（左手系）を用いて方向が示されている。なお、上述した第 1 のセル 1 1 a と第 2 のセル 1 1 b とは、いずれを用いた場合にも磁場を測定する原理は同じであるため、ここでは、これらのセルを総称して「セル 1 1」という。また、この図では、説明を分かり易くするために、被検者 P の正面側に配置された複数のセル 1 1 のうち一つだけを示している。

10

【0025】

被検者 P の正面側に配置されたセル 1 1 は、 xz 平面に平行な検出面 1 2 を有する。照射ユニット 2 0 は、セル 1 1 の検出面 1 2 に対向する面に検出光 L 1 を照射する。照射ユニット 2 0 から照射された検出光 L 1 は、この面から入射してセル 1 1 を透過する。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 は、ミラー 1 3 で反射されセル 1 1 の検出面 1 2 に入射し、セル 1 1 を $-y$ 軸方向に透過する。このとき、検出光 L 1 の偏光面は、セル 1 1 内のアルカリ金属原子 1 5 により、 $-y$ 軸方向の磁場の強度に応じて回転角 だけ回転させられる。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 はミラー 3 2 により検出器 3 1 に導かれる。検出器 3 1 は、検出光 L 1 を受光すると、検出光 L 1 の偏光面の回転角 を検出する。この回転角 は、セル 1 1 内の $-y$ 軸方向の磁場の強度に応じた値になる。したがって、この回転角 を検出することにより、セル 1 1 内の $-y$ 軸方向の磁場を測定することができる。

20

【0026】

図 7 は、被検者 P の左側面から磁場を測定する原理を説明する図である。図 7 では、3 次元座標系（左手系）を用いて方向が示されている。また、この図では、説明を分かり易くするために、被検者 P の左側面側に配置された複数のセル 1 1 のうち一つだけを示している。

【0027】

被検者 P の左側面側に配置されたセル 1 1 は、 yz 平面に平行な検出面 1 2 を有する。照射ユニット 2 0 は、セル 1 1 の検出面 1 2 と対向する面に対して検出光 L 1 を照射する。照射ユニット 2 0 から照射された検出光 L 1 は、この面から入射してセル 1 1 を透過する。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 は、ミラー 1 3 で反射されセル 1 1 の検出面 1 2 に入射し、セル 1 1 を $-x$ 軸方向に透過する。このとき、検出光 L 1 の偏光面は、セル 1 1 内のアルカリ金属原子 1 5 ガスにより、 $-x$ 軸方向の磁場の強度に応じて回転角 だけ回転させられる。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 はミラー 3 2 により検出器 3 1 に導かれる。検出器 3 1 は、検出光 L 1 を受光すると、検出光 L 1 の偏光面の回転角 を検出する。この回転角 は、セル 1 1 内の $-x$ 軸方向の磁場の強度に応じた値になる。したがって、この回転角 を検出することにより、セル 1 1 内の $-x$ 軸方向の磁場を測定することができる。

30

【0028】

図 8 は、被検者 P の背面から磁場を測定する原理を説明する図である。図 8 では、3 次元座標系（左手系）を用いて方向が示されている。また、この図では、説明を分かり易くするために、被検者 P の背面側に配置された複数のセル 1 1 のうち一つだけを示している。

40

【0029】

被検者 P の背面側に配置されたセル 1 1 は、 xz 平面に平行な検出面 1 2 を有する。照射ユニット 2 0 は、セル 1 1 の検出面 1 2 と対向する面に対して検出光 L 1 を照射する。照射ユニット 2 0 から照射された検出光 L 1 は、この面から入射してセル 1 1 を透過する。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 は、ミラー 1 3 で反射されセル 1 1 の検出面 1 2 に入射し、セル 1 1 を y 軸方向に透過する。このとき、検出光 L 1 の偏光面は、セル 1 1 内のアルカリ金属原子 1 5 により、 y 軸方向の磁場の強度に応じて回転軸 だけ回転させられる

50

。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 はミラーにより検出器 3 1 に導かれる。検出器 3 1 は、検出光 L 1 を受光すると、検出光 L 1 の偏光面の回転角を検出する。この回転角は、セル 1 1 内の y 軸方向の磁場の強度に応じた値になる。したがって、この回転角を検出することにより、セル 1 1 内の y 軸方向の磁場を測定することができる。

【 0 0 3 0 】

被験者 P の正面は、左側面や背面に比べると心臓 H からの距離が小さいため、体表面から発生する心磁の強度が大きい。そのため、第 2 のセル 1 1 b ほど感度が低い第 1 のセル 1 1 a を用いても、磁場を測定することができる。そこで、被験者 P の正面側には、第 2 のセル 1 1 b よりも小さい第 1 のセル 1 1 a を配置するとともに、第 1 のセル 1 1 a を単位面積当たりの数が多くなるように配置にしている。このように、第 1 のセル 1 1 a を高密度で配置することにより、被検者 P の正面から磁場を測定するときの空間分解能を高めることができる。

【 0 0 3 1 】

一方、被検者 P の左側面及び背面は、正面に比べると心臓 H からの距離が大きいため、体表面から発生する心磁の強度が小さい。そのため、被検者 P の左側面側及び背面側には、微弱な磁場を測定できるように、第 1 のセル 1 1 a より大きい第 2 のセル 1 1 b を配置する。上述したように、第 2 のセル 1 1 b は、全体の大きさだけではなく、検出面 1 2 の大きさも第 1 のセル 1 1 a より大きい。したがって、被検者 P の側面及び背面から磁場を測定するときの感度を上げることができる。つまり、被検者 P の側面及び背面から磁場を測定するときの測定下限を下げることができる。

【 0 0 3 2 】

このように、被検者 P の正面側、側面側及び背面側にそれぞれセル 1 1 を配置することにより、被検者 P の正面だけでなく、側面や背面からも磁場を測定することができる。これにより、複数の軸方向成分の磁場を測定することができる。

【 0 0 3 3 】

磁場測定装置 1 を心磁計として用いる場合、測定した磁場の強度に基づき心臓 H の表面を流れる電流の分布を推定し、診断に利用することがある。例えば、測定した磁場の強度から磁界分布図を作成し、ビオ・サバルの法則を用いて心起電力を推定する。このとき、測定した磁場から、ある程度の体積を持って流れる電流の大きさと距離を逆問題などにより推定することは困難であるため、通常は磁界分布の波形から電流の位置と大きさを推定する最小ノルム法や波形のカーブフィッティングなどを用いて最適な解を求める。しかし、例えば 2 つの電流双極子が別の位置と大きさを持つ場合には、被検者 P の正面から心磁を測定しただけでは、それぞれの電流双極子を分離することが困難である。

【 0 0 3 4 】

図 9 は、心磁を測定した結果を示す図である。図 9 (a) に示すグラフは、被検者 P の正面から心磁を測定した結果を示す。図 9 (a) において、横軸は x 軸方向の位置 (任意単位) を、縦軸は測定値 (磁場の強度) (任意単位) を表している。図 9 (b) に示すグラフは、被検者 P の左側面から心磁を測定した結果を示す。図 9 (b) において、横軸は y 軸方向の位置 (任意単位) を、縦軸は測定値 (磁場の強度) (任意単位) を表している。

【 0 0 3 5 】

例えば、図 9 に示す二次元座標系において $(x, y) = (0, 2)$ となる位置 (つまり、y 軸方向の距離が 2 となる位置) に第 1 の電流源が存在する場合を想定する。この第 1 の電流源から出力される電流の大きさは 1 であり、電流の方向は - z 軸方向 (紙面の裏から表に向かう方向) である。この第 1 の電流源だけが存在する場合、被検者 P の心磁を正面から測定したときの測定値は波形 s 1 となる。これに対し、この第 1 の電流源の他に、図 9 に示す二次元座標系において $(x, y) = (0, 4)$ となる位置 (つまり、y 軸方向の距離が 4 となる位置) に第 2 の電流源が存在する場合を想定する。この第 2 の電流源から出力される電流の大きさは 0.3 であり、電流の方向は z 軸方向 (紙面の表から裏に向かう方向) である。このように第 1 の電流源と第 2 の電流源とが存在する場合、被検者 P

の心磁を正面から測定したときの測定値は波形 s 2 となる。この波形 s 1 と波形 s 2 とは波形が似ているため、その差を判断する事は困難である。

【 0 0 3 6 】

そこで、被検者 P の心磁を左側面から測定した結果を見てみると、上述した第 1 の電流源だけが存在する場合、被検者 P の心磁を測定から測定したときの測定値は波形 s 3 となる。これに対し、この第 1 の電流源と上述した第 2 の電流源とが存在する場合、被検者 P の心磁を左側面から測定したときの測定値は波形 s 4 となる。この波形 s 2 と波形 s 4 とは波形が大きく異なる。よって、第 1 の電流源と第 2 の電流源を分離する事が容易になる。

【 0 0 3 7 】

このように、被検者 P の正面だけではなく側面や背面からも磁場を測定することにより、電流双極子の位置 (y 軸方向の距離) を推定することができれば、電流の大きさのみを解く問題となるため、推定の精度を上げることができる。その結果、心臓に流れる電流についてより高精度な電流分布を作成することができる。

【 0 0 3 8 】

2 . 変形例

本発明は上述した実施形態に限定されるものではなく、種々の変形が可能である。以下、変形例をいくつか説明する。以下の変形例のうち 2 つ以上のものが組み合わせて用いられてもよい。

【 0 0 3 9 】

(1) 変形例 1

上述した実施形態では、被検者 P の左側面側及び背面側には第 2 のセル 1 1 b だけが配置されていたが、この左側面側又は背面側にも第 1 のセル 1 1 a が配置されてもよい。この場合、被検者 P の心臓 H から近い領域には第 1 のセル 1 1 a が配置され、心臓 H から遠い領域には第 2 のセル 1 1 b が配置されてもよい。この心臓 H から近い領域とは、心臓 H から所定の範囲内の領域であり、心臓 H から遠い領域とは、それ以外の領域である。

【 0 0 4 0 】

図 1 0 は、この変形例に係る磁場測定装置 1 A におけるセル 1 1 の配置の一例を示す図である。図 1 0 の例では、被検者 P の左側面側に、第 1 のセル 1 1 a と第 2 のセル 1 1 b とが配置されている。この第 1 のセル 1 1 a は、被検者 P の心臓 H に近い中央部に配置されている。一方、第 2 のセル 1 1 b は、被検者 P の心臓 H から遠い端部に配置されている。また、被検者 P の背面側にも、第 1 のセル 1 1 a と第 2 のセル 1 1 b とが配置されている。この第 1 のセル 1 1 a は、被検者 P の心臓 H に近い中央部に配置されている。一方、第 2 のセル 1 1 b は、被検者 P の心臓 H から遠い端部に配置されている。これにより、被検者 P の左側面又は背面から磁場を測定する場合であっても、心臓 H に近い領域については空間分解能を高めることができる。

【 0 0 4 1 】

(2) 変形例 2

上述した実施形態では、被検者 P の正面側には第 1 のセル 1 1 a だけが配置され、側面側及び背面側には第 2 のセル 1 1 b だけが配置されていたが、大きさの異なるセル 1 1 が混在して配置されてもよい。この場合、被検者 P の心臓 H から近い領域には第 1 のセル 1 1 a が配置され、心臓 H から遠い領域には第 2 のセル 1 1 b が配置されてもよい。この心臓 H から近い領域とは、心臓 H から所定の範囲内の領域であり、心臓 H から遠い領域とは、それ以外の領域である。

【 0 0 4 2 】

図 1 1 は、この変形例に係るセル 1 1 の配置の一例を示す図である。この図 1 1 では、被検者 P の正面側に配置されるセル 1 1 が示されている。被検者 P の正面側には、第 1 のセル 1 1 a と第 2 のセル 1 1 b とが配置されている。第 1 のセル 1 1 a は、被検者 P の心臓 H から近い中央部に配置されている。一方、第 2 のセル 1 1 b は、被検者 P の心臓 H から遠い端部に配置されている。これにより、被検者 P の心臓 H に近い領域については空間

10

20

30

40

50

分解能を高めることができ、被検者 P の心臓 H から遠い領域については磁場を測定するときの感度を上げる（測定下限を下げる）ことができる。

【 0 0 4 3 】

（ 3 ）変形例 3

上述した実施形態では、被検者 P の正面側、左側面側及び背面側にはそれぞれ複数のセル 1 1 がマトリクス状に 2 次元配置されていたが、複数のセル 1 1 の配置はこれに限定されない。

図 1 2 は、この変形例に係る磁場測定装置 1 B のセル 1 1 の配置の一例を示す図である。被検者 P の側面は丸みを帯びた形状をしている。そこで、図 1 2 の例では、被検者 P の左側面側のセル 1 1 は、被検者 P の体の丸みに合わせて配置されている。なお、この場合には、図 2 に示す筐体 3 a , 3 b , 3 c に代えて、セルアレイ 1 0 に含まれる全てのセル 1 1 を収容する筐体 3 が設けられていてもよい。このように、セル 1 1 は、被検者 P の体の形状に沿って配置されてもよい。これにより、心臓 H とセル 1 1 との間の距離を小さくすることができる。その結果、磁場を測定するときの感度を上げる（測定下限を下げる）ことができる。

【 0 0 4 4 】

（ 4 ）変形例 4

セル 1 1 の大きさは、2 種類の大きさに限定されない。例えば、3 種類の大きさを有するセル 1 1 が用いられてもよい。この場合、例えば心臓 H から近い領域には、最も小さいセル 1 1 が配置され、心臓 H から遠い領域には、最も大きいセル 1 1 が配置され、その間の領域には、中くらいの大きさのセル 1 1 が配置される。つまり、心臓 H から所定の範囲内の領域には、検出面 1 2 の最も小さいセルが配置され、心臓 H から離れるほど、検出面 1 2 の大きいセルが配置される。また、この場合、検出面 1 2 の小さいセル 1 1 ほど、単位面積当たりのセル 1 1 の数が多くなるように配置される。

【 0 0 4 5 】

（ 5 ）変形例 5

セル 1 1 の数は、実施形態で説明したものに限定されない。セル 1 1 の数は、例えば測定対象の磁場の大きさやその発生源の位置に基づいて決められればよい。セル 1 1 の形状は、立方体に限定されない。例えば、セル 1 1 は直方体又は球体であってもよい。セル 1 1 の配置は、マトリクス状に限定されない。例えば、複数のセル 1 1 が放射線状に配置されていてもよい。また、セル 1 1 の形状を正六角柱にしてハニカム構造で配置してもよい。

【 0 0 4 6 】

（ 6 ）変形例 6

上述した実施形態では、被検者 P の正面側、左側面側及び背面側にセル 1 1 が配置されていたが、これらの全ての領域にセル 1 1 が配置される必要はない。例えば、被検者 P の正面側と背面側、又は正面側と左側面側だけにセル 1 1 が配置されてもよい。この場合、セル 1 1 は、被検者 P の心臓 H を 2 方向から覆うように配置されることになる。あるいは、被検者 P の正面側、左側面側及び背面側に加えて、被検者 P の右側面側にもセル 1 1 が配置されてもよい。この右側面側とは、被検者 P から見て図 2 に示す x 軸方向にある領域をいう。この場合、セル 1 1 は、被検者 P の心臓 H を 4 方向から覆うように配置されることになる。

【 0 0 4 7 】

（ 7 ）変形例 7

磁場測定装置 1 が測定する磁場は、心磁に限定されない。例えば、脳から発生する磁場（脳磁）であってもよい。この場合、セル 1 1 は、被検者 P の正面側、背面側、左側面側、右側面側及び頭上側に配置されてもよい。この頭上側とは、被検者 P が立ったときに頭の上方にある領域という。この場合、セル 1 1 は、被検者 P の頭を 5 方向から覆うように配置されることになる。

【 0 0 4 8 】

10

20

30

40

50

(8) 変形例 8

上述した実施形態では、複数の方向から磁場の測定を行っていた。しかし、1つの方向のみから磁場の測定を行ってもよい。例えば、被検者 P の正面のみから磁場の測定を行う場合には、被検者 P の正面側のみに、第 1 のセル 1 1 a と第 2 のセル 1 1 b とが配置される。この場合、図 1 1 に示すように、被検者 P の心臓 H に近い領域には第 1 のセル 1 1 a が配置され、それ以外の領域には第 2 のセル 1 1 b が配置されてもよい。

【 0 0 4 9 】

(9) 変形例 9

磁場測定装置 1 の構造は、図 2 に示すものに限定されない。例えば、寝台 2 に代えて椅子が用いられてもよい。磁場測定装置 1 は、被検者 P から見て複数の方向にセル 1 1 を配置できるような構造を有していればよい。

【 0 0 5 0 】

(1 0) 変形例 1 0

磁場測定装置 1 は、ポンプ光 L 2 と検出光 L 1 とを用いて磁場を測定してもよい。この場合、磁場測定装置 1 は、ポンプ光 L 2 を照射するポンプ光照射ユニットを備える。このポンプ光照射ユニットは、光源と偏光部と光分配器とを有する。光源は、レーザ光を放射する。偏光部は、光源から放射されたレーザ光を偏光して、円偏光成分を有するポンプ光 L 2 を生成する。光分配器は、偏光部により生成されたポンプ光 L 2 をセルアレイ 1 0 に含まれるセル 1 1 の数に分岐させる。光分配器により複数本に分岐されたポンプ光 L 2 は、例えば光ファイバーにより導かれ、セルアレイ 1 0 に含まれる各セル 1 1 へと照射される。

【 0 0 5 1 】

図 1 3 は、この変形例に係る磁場の測定原理を説明する図である。ポンプ光照射ユニットは、セル 1 1 に対して検出光 L 1 と直交する方向にポンプ光 L 2 を照射する。ポンプ光 L 2 が照射されると、セル 1 1 内のアルカリ金属原子 1 5 の最外殻電子が励起され、スピン偏極が生じる。スピン偏極したアルカリ金属原子 1 5 は、磁場により歳差運動をする。1つのアルカリ金属原子 1 5 のスピン偏極は、時間の経過とともに緩和するが、ポンプ光 L 2 が C W (Continuous Wave) 光であるので、スピン偏極の形成と緩和は、同時平行的かつ連続的に繰り返される。その結果、原子の集団全体としてみれば、定常的なスピン偏極が形成される。次に、照射ユニット 2 0 は、セル 1 1 の検出面 1 2 に検出光 L 1 を照射する。セル 1 1 を透過した検出光 L 1 は、検出器 3 1 により受光され、その偏光面の回転角 が検出される。これにより、磁場を測定することができる。

【 0 0 5 2 】

(1 1) 変形例 1 1

磁場測定装置 1 は、光ポンピング式の磁気センサーに限定されない。例えば、磁場測定装置 1 は、フラックスゲート磁力計であってもよい。このフラックスゲート磁力計は、高透磁率材料の磁化飽和特性を利用して磁場の 1 方向成分を測定する。フラックスゲート磁力計の原理は以下の通りである。まず、パーマロイなどの強磁性体の磁芯に 1 次コイルと 2 次コイルを巻き、1次コイルに正弦波電流を流すと、磁性体の飽和特性のため 2 次コイルには正弦波からずれた交流が現れる。外部磁場が無いときは、2次コイルの波形は基本波と奇数次の高調波のみを含むが、外部磁場が重畳していると偶数次の高調波も含む。従って、元の正弦波の倍周波成分の振幅を抽出することにより、外部磁場のこの磁芯の方向の成分強度が得られる。

【 0 0 5 3 】

このフラックスゲート磁力計は、光ポンピング式の磁気センサーと同様に、測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさにより感度が変わる。つまり、磁場測定装置 1 は、測定対象の磁場の中に配置されたときに磁束が通る検出面の大きさにより感度が変わるという特性を有する磁気センサーであればよい。また、磁気測定装置 1 は、心磁計として用いることができるように、心磁などの微弱な磁場を測定できる感度を有していることが好ましい。さらに、磁場測定装置 1 は、被検者 P の正面だけではなく側面

や背面からも磁場を測定できるように、各部の配置に対して自由度を有するような方式で磁場を測定するものが好ましい。

【 0 0 5 4 】

(1 2) 変形例 1 2

上述した実施形態では、磁場測定装置 1 において、各セル 1 1 と被検者 P との間にはミラー 1 3 が設けられていたが、ミラー 1 3 を設けない構成であってもよい。この場合、セル 1 1 を透過した検出光は、例えば導波路を用いて検出器へ導かれる。あるいは、検出器の磁性の影響が少ない場合には、セル 1 1 と被検者 P との間に検出器を設けてもよい。

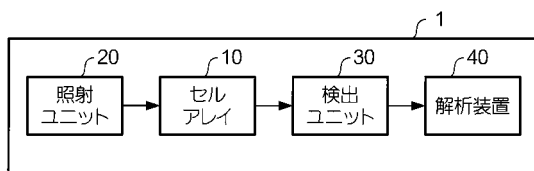
【 符号の説明 】

【 0 0 5 5 】

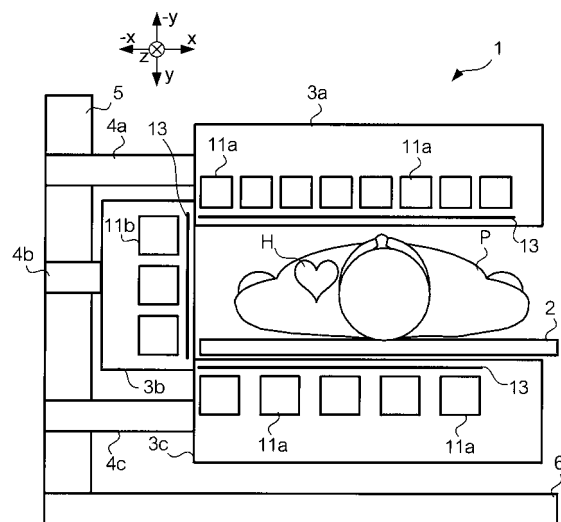
1 ... 磁場測定装置、 1 0 ... セルアレイ、 1 1 ... セル、 1 5 ... アルカリ金属原子、 2 0 ... 照射ユニット、 3 0 ... 検出ユニット、 3 1 ... 検出器、 4 0 ... 解析装置

10

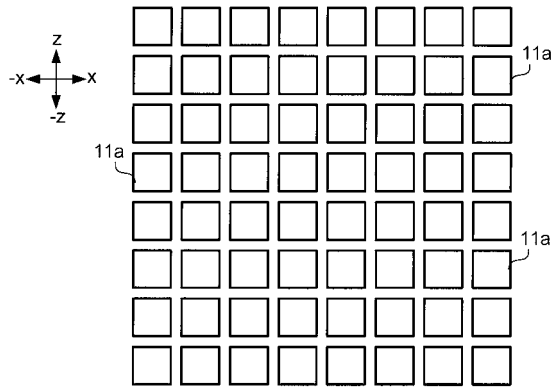
【 図 1 】



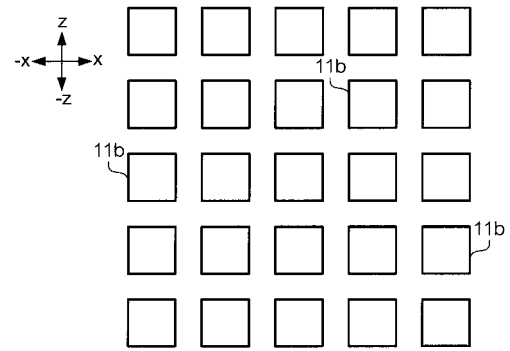
【 図 2 】



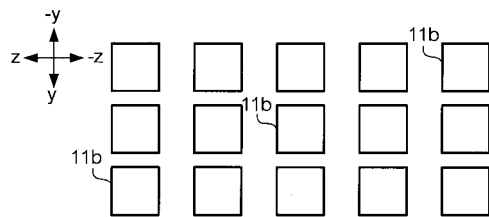
【図 3】



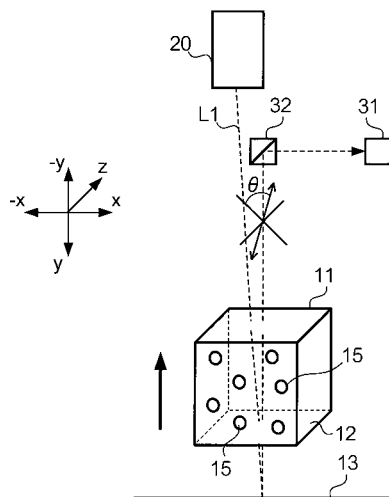
【図 5】



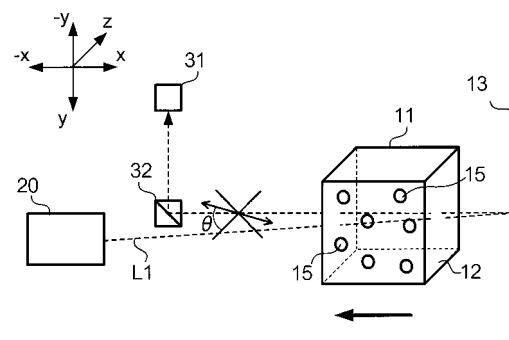
【図 4】



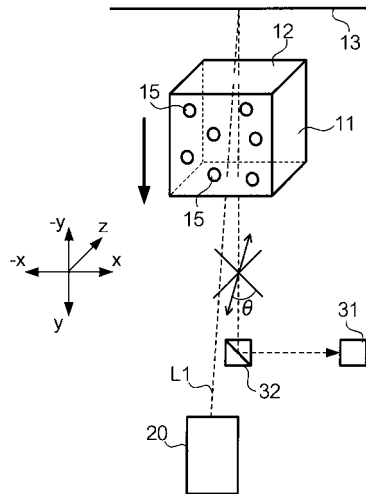
【図 6】



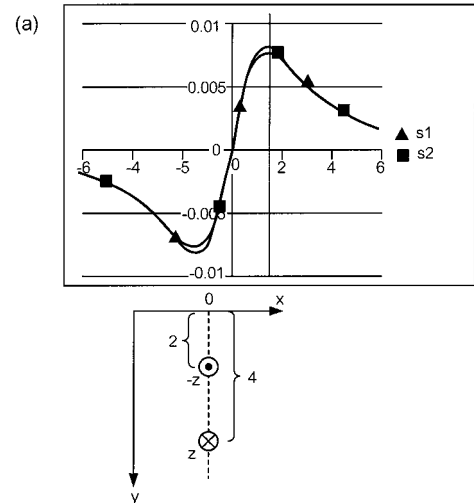
【図 7】



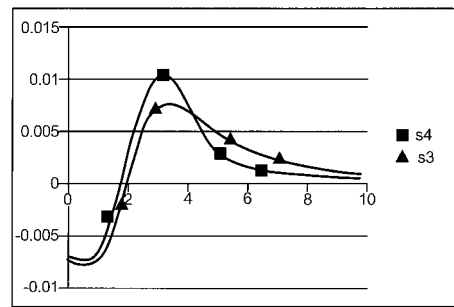
【図 8】



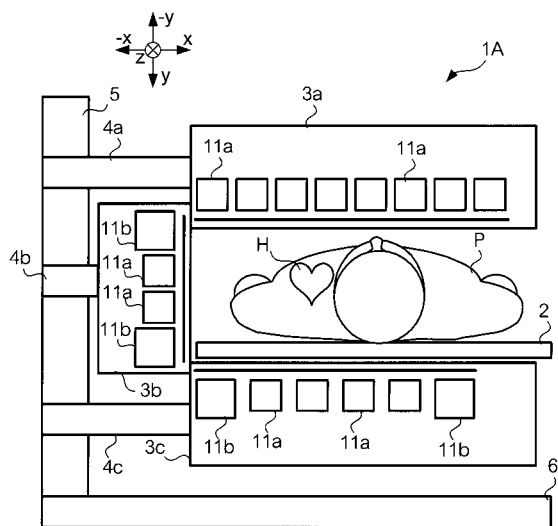
【図 9】



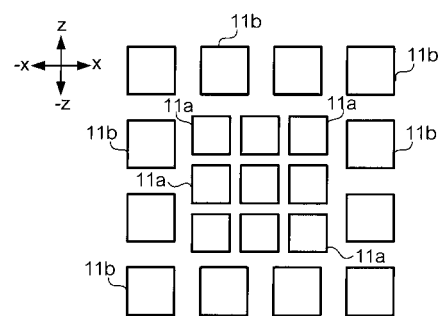
(b)



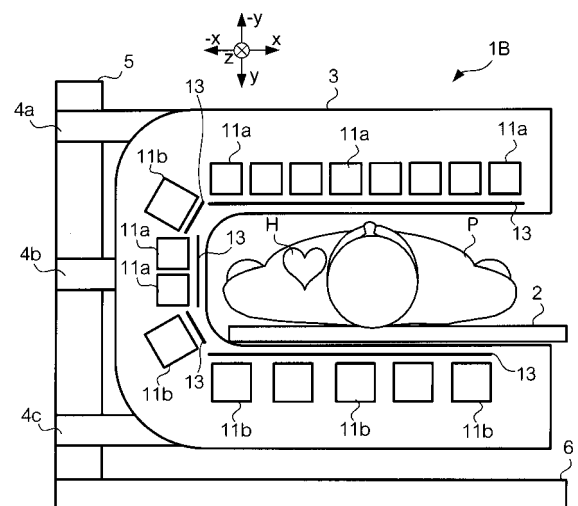
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【図 13】

