

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5105364号
(P5105364)

(45) 発行日 平成24年12月26日(2012.12.26)

(24) 登録日 平成24年10月12日(2012.10.12)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/05 (2006.01) A 6 1 B 5/05 A
G 0 1 R 33/035 (2006.01) G 0 1 R 33/035

請求項の数 2 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-85067 (P2008-85067) (22) 出願日 平成20年3月28日 (2008.3.28) (65) 公開番号 特開2009-233211 (P2009-233211A) (43) 公開日 平成21年10月15日 (2009.10.15) 審査請求日 平成23年3月15日 (2011.3.15)</p> <p>(出願人による申告) 平成19年度、経済産業省、地域 新生コンソーシアム研究開発事業委託研究、産業再生法 第30条の適用を受ける特許出願</p>	<p>(73) 特許権者 593165487 学校法人金沢工業大学 石川県野々市市扇が丘7番1号</p> <p>(74) 代理人 100095511 弁理士 有近 紳志郎</p> <p>(72) 発明者 宮本 政和 東京都渋谷区神宮前1-15-13 学校法人金沢工業大学 東京原宿研究所3F 先端電子技術応用研究所内</p> <p>(72) 発明者 足立 善昭 東京都渋谷区神宮前1-15-13 学校法人金沢工業大学 東京原宿研究所3F 先端電子技術応用研究所内 最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 超伝導生体磁気計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

1以上の超伝導磁気センサ(5a)と、前記超伝導磁気センサ(5a)を移動する超伝導磁気センサ移動手段(6,7)と、前記超伝導磁気センサ(5a)を移動し2以上の計測位置で心磁データを収集するデータ収集手段(20)と、前記超伝導磁気センサ(5a)の移動に実質的に影響されずに心磁信号を検知する心磁検知センサ(5b)と、前記心磁信号をトリガとして前記心磁データの収集を制御するトリガ手段(20)とを具備したことを特徴とする生体磁気計測装置(100)。

【請求項2】

1以上の超伝導磁気センサ(5a)と、前記超伝導磁気センサ(5a)を生体に対して相対移動する超伝導磁気センサ移動手段(6)と、前記超伝導磁気センサ(5a)を移動し2以上の計測位置で心磁データを収集する第1データ収集手段(20)と、前記超伝導磁気センサ(5a)の移動に実質的に影響されずに心磁信号を検知する心磁検知センサ(5b)と、前記超伝導磁気センサ(5a)による心磁データの収集と並行して前記心磁検知センサ(5b)により心磁データを収集するための第2データ収集手段(20)と、前記心磁検知センサ(5b)により収集した心磁データを基に前記超伝導磁気センサ(5a)により収集した心磁データの時相を同期させる心磁データ同期化手段(20)とを具備したことを特徴とする超伝導生体磁気計測装置(100)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、超伝導生体磁気計測装置に関し、さらに詳しくは、心電計を設けることなく、異なる位置で異なる時刻に収集した心磁データの心臓の拍動に対する時相を揃えることが出来る超伝導生体磁気計測装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

従来、マウスのような小動物の心磁を測定するための小動物用生体磁気測定装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 3 1 3 1 5 2 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 3 】

心磁の等磁場線図（コンターマップ）を作成するためには、異なる位置で同じ時刻に収集した心磁データが必要になるが、異なる位置で同じ時刻に心磁データを収集できない場合、異なる位置で異なる時刻に収集した心磁データの心臓の拍動に対する時相を揃えることで、異なる位置で同じ時刻に収集した心磁データとみなしている。

【 0 0 0 4 】

従来、異なる位置で異なる時刻に収集した心磁データの心臓の拍動に対する時相を揃えるために、心電計を利用している。すなわち、異なる位置で異なる時刻に心磁データを収集する際に心電計の信号をデータ収集のトリガとして用いたり、心磁データを収集すると並行して心電計のデータを収集し記録しておいて後処理で各心磁データの心臓の拍動に対する時相を揃えている。

しかし、上記の小動物用生体磁気測定装置のように超伝導磁気センサを用いて微弱な心磁を計測している近傍に心電計を置くことは、心電計の電極や電線がノイズ源となり、微弱な心磁の計測が妨げられる問題点がある。

そこで、本発明の目的は、心電計を設けることなく、異なる位置で異なる時刻に収集した心磁データの心臓の拍動に対する時相を揃えることが出来る超伝導生体磁気計測装置を提供することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

第 1 の観点では、本発明は、1 以上の超伝導磁気センサ（5 a）と、前記超伝導磁気センサ（5 a）を移動する超伝導磁気センサ移動手段（6, 7）と、前記超伝導磁気センサ（5 a）を移動し 2 以上の計測位置で心磁データを収集するデータ収集手段（2 0）と、前記超伝導磁気センサ（5 a）の移動に実質的に影響されずに心磁信号を検知する心磁検知センサ（5 b）と、前記心磁信号をトリガとして前記心磁データの収集を制御するトリガ手段（2 0）とを具備したことを特徴とする超伝導生体磁気計測装置（1 0 0）を提供する。

【 0 0 0 6 】

上記構成において「1 以上の超伝導磁気センサ（5 a）」とは、例えば 1 つの S Q U I D センサや、1 つの基板上に集積化した複数の S Q U I D センサである。

また、「超伝導磁気センサ（5 a）の移動に実質的に影響されずに心磁信号を検知する」とは、心磁検知センサ（5 b）で検知した心磁信号から、超伝導磁気センサ（5 a）の位置に影響されずに、心臓の拍動の位相を検出する、という意味である。

心磁検知センサ（5 b）は、例えば 1 つの S Q U I D センサや、1 つのフラックスゲートセンサや、ループコイルである。

【 0 0 0 7 】

上記第 1 の観点による超伝導生体磁気計測装置（1 0 0）では、超伝導磁気センサ（5 a）の位置に影響されずに、心磁検知センサ（5 b）で検知した心磁信号から心臓の拍動の位相を検出できるので、これをトリガとして超伝導磁気センサ（5 a）で心磁データを収集すれば、異なる位置で異なる時刻に収集しても心磁データの心臓の拍動に対する時相

10

20

30

40

50

が揃う。従って、これらを基に心磁の等磁場線図を作成することが出来る。そして、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

【0008】

第2の観点では、本発明は、1以上の超伝導磁気センサ(5a)と、前記超伝導磁気センサ(5a)を生体に対して相対移動する超伝導磁気センサ移動手段(6)と、前記超伝導磁気センサ(5a)を移動し2以上の計測位置で心磁データを収集する第1データ収集手段(20)と、前記超伝導磁気センサ(5a)の移動に実質的に影響されずに心磁信号を検知する心磁検知センサ(5b)と、前記超伝導磁気センサ(5a)による心磁データの収集と並行して前記心磁検知センサ(5b)により心磁データを収集するための第2データ収集手段(20)と、前記心磁検知センサ(5b)により収集した心磁データを基に前記超伝導磁気センサ(5a)により収集した心磁データの時相を同期させる心磁データ同期化手段(20)とを具備したことを特徴とする超伝導生体磁気計測装置(100)を提供する。

10

上記第2の観点による超伝導生体磁気計測装置(100)では、超伝導磁気センサ(5a)の位置に影響されずに、心磁検知センサ(5b)で収集した心磁データから心臓の拍動の位相を検出できるので、この心磁データの収集と同時に並行して超伝導磁気センサ(5a)で収集した心磁データの心臓の拍動に対する時相も、超伝導磁気センサ(5a)の位置に影響されずに、検出できる。これにより、異なる位置で異なる時刻に収集した心磁データから心臓の拍動に対する時相の揃った心磁データを得ることが出来るので、これらを基に心磁の等磁場線図を作成することが出来る。そして、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明の超伝導生体磁気計測装置によれば、心電計を設けることなく、異なる位置で異なる時刻に収集した心磁データの心臓の拍動に対する時相を揃えることが出来る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図に示す実施の形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

30

【実施例1】

【0011】

図1は、実施例1に係る超伝導生体磁気測定装置100を示す構成図である。

この超伝導生体磁気計測装置100は、磁気・電波シールド1aで囲繞され且つ小動物Aを收容しうる小動物室1と、小動物室1の上に設置されたデュワ室2と、デュワ室2内に設置されたデュワ3と、デュワ3から垂下しデュワ室2の床から小動物室1の天井を突き抜けて小動物室1の中央辺りまで突出した外径35mmのセンサ管4と、センサ管4の下端部に設置された超伝導磁気センサ5aと、センサ管4の中であるが超伝導磁気センサ5aよりも上方に設置された心磁検知センサ5bと、小動物室1の下に設置され且つ超伝導磁気センサ5aや心磁検知センサ5bを駆動する電子回路を收容した基台15と、電子回路からの信号を処理し心磁検知センサ5bから心磁信号を検出したり超伝導磁気センサ5aから心磁データを収集したりする情報処理装置20とを具備している。

40

【0012】

小動物室1の磁気・電波シールド1aは、2層のパーマロイと1層の銅板の積層材からなる。

デュワ室2も、1層のパーマロイと1層のアルミ板の積層材からなる磁気・電波シールドで囲繞されている。

【0013】

センサ管4は、フッ素樹脂製であり、可撓性を有している。

50

【 0 0 1 4 】

小動物室 1 内の床面には、ツマミ 6 1 を回すことにより上下に移動する Z ステージ 6 z と、ツマミ 6 2 を回すことにより前後に移動する X ステージ 6 x と、ツマミ 6 3 を回すことにより左右に移動する Y ステージ 6 y とを有する小動物移動台 6 が設置されている。小動物移動台 6 は、プラスチックや真鍮のような非磁性材料により構成されている。

【 0 0 1 5 】

小動物室 1 は、観音開きする左扉 8 L および右扉 8 R を有する。

右扉 8 R には、左扉 8 L との合わせ目側の辺に開放された切欠孔 9 が設けられている。この切欠孔 9 に麻酔液チューブ 1 0 を通すことにより、左扉 8 L および右扉 8 R を閉じて小動物 A の心磁や脳磁を測定しながら、小動物室 1 外に置いた麻酔液注入装置から麻酔液を小動物 A に注入することが出来る。

10

【 0 0 1 6 】

また、温調ベッド 1 1 を使うときは、切欠孔 9 に温水チューブ 1 2 を通すことにより、左扉 8 L および右扉 8 R を閉じて小動物 A の心磁や脳磁を測定しながら、小動物室 1 外に置いた温水循環装置から温調ベッド 1 1 に温水を給排することが出来る。

【 0 0 1 7 】

超伝導磁気センサ 5 a は、1 つの S Q U I D センサであり、小動物 A のごく近傍にあるので、心臓磁場分布の細かいところまで見ることが出来る（空間分解能が高い）。よって、超伝導磁気センサ 5 a では、心臓に対する相対位置が異なることによって異なる信号が得られ、心磁の等磁場線図を作成するためのデータとして使うことが出来る。

20

【 0 0 1 8 】

心磁検知センサ 5 b も、1 つの S Q U I D センサであるが、小動物 A からやや離れた位置にあるので、心臓磁場分布をぼんやりと見ることが出来る（空間分解能が低い）。よって、心磁検知センサ 5 b では、心臓に対する相対位置が異なってもほとんど変化しない信号が得られ、超伝導磁気センサ 5 a で得たデータの時相を揃える基準の信号として使うことが出来る。

【 0 0 1 9 】

図 2 に示すように、心磁の等磁場線図を作成するために、小動物 A の心臓の近傍に計測点 K (1 , 1) ~ K (4 , 4) が決められている。

小動物移動台 6 を移動することによって、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 1) ~ P (4 , 4) に相対移動すれば、計測点 K (1 , 1) ~ K (4 , 4) での心磁データを超伝導磁気センサ 5 a で収集することが出来る。

30

【 0 0 2 0 】

図 3 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 1) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 t (1 , 1) を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ d (1 , 1) の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ d (1 , 1) は、計測点 K (1 , 1) での心磁データである。

【 0 0 2 1 】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 2) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 t (1 , 2) を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ d (1 , 2) の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ d (1 , 2) は、計測点 K (1 , 2) での心磁データである。

40

なお、小動物 A に対する心磁検知センサ 5 b の位置も動くため、心磁信号 t (1 , 1) と心磁信号 t (1 , 2) には若干の波形の違いが生じるが、心臓の拍動の位相を検出する上での違いは生じない。換言すれば、そのような位置に心磁検知センサ 5 b を設置している。

【 0 0 2 2 】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 3) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 t (1 , 3) を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の

50

位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $d(1, 3)$ の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ $d(1, 3)$ は、計測点 $K(1, 3)$ での心磁データである。

【0023】

以後、同様にして計測点 $K(1, 3) \sim K(4, 4)$ での心磁データ $d(1, 3) \sim d(4, 4)$ を収集する。

【0024】

以上のようにして得られた計測点 $K(1, 1) \sim K(4, 4)$ での心磁データ $d(1, 1) \sim d(4, 4)$ は、異なる時刻に収集した心磁データであるが、心臓の拍動に対する時相は揃っている。そこで、情報処理装置 20 は、これらを基に心磁の等磁場線図を作成する。

10

【0025】

実施例 1 によれば、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

【実施例 2】

【0026】

実施例 2 は、心臓の拍動に対する時相が揃った心磁データを後処理で切り出すように実施例 1 を変形したものである。

【0027】

図 4 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(1, 1)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(1, 1)$ の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $D(1, 1)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

20

【0028】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(1, 2)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(1, 2)$ の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $D(1, 2)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【0029】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(1, 3)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(1, 3)$ の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $D(1, 3)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

30

【0030】

以後、同様にして位置 $P(1, 3) \sim P(4, 4)$ で心磁データ $T(1, 3) \sim T(4, 4)$ および $D(1, 3) \sim D(4, 4)$ を収集する。

【0031】

その後、情報処理装置 20 は、心磁データ $T(1, 1)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(1, 1)$ を心磁データ $D(1, 1)$ から切り出す。次に、心磁データ $T(1, 2)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(1, 2)$ を心磁データ $D(1, 2)$ から切り出す。次に、心磁データ $T(1, 3)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(1, 3)$ を心磁データ $D(1, 3)$ から切り出す。以後、同様にして心磁データ $d(1, 3) \sim d(4, 4)$ を切り出す。

40

【0032】

以上のようにして切り出した心磁データ $d(1, 1) \sim d(4, 4)$ は、異なる時刻に収集した心磁データであるが、心臓の拍動に対する時相は揃っている。そこで、情報処理装置 20 は、これらを基に心磁の等磁場線図を作成する。

【0033】

実施例 2 によれば、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

50

【実施例 3】

【0034】

図5に示すように、1つの半導体基板7上に、超伝導磁気センサ5aとして4つのSQUIDセンサ5a-1~5a-4を2×2の配列で形成すると共に、それらSQUIDセンサ5a-1~5a-4を囲むように心磁検知センサ5bとしてループコイルを形成する。なお、1つの半導体基板上に複数のSQUIDセンサを集積する技術は特開2006-349496号公報に開示されている。

【0035】

図6に示すように、心磁の等磁場線図を作成するために、小動物Aの心臓の近傍に計測点K(1,1)~K(4,4)が決められている。

10

小動物移動台6を移動することによって、超伝導磁気センサ5aを位置P(1,1)~P(2,2)に相対移動すれば、計測点K(1,1)~K(4,4)での心磁データを超伝導磁気センサ5aで収集することが出来る。

【0036】

図7に示すように、超伝導磁気センサ5aを位置P(1,1)に相対移動した後、情報処理装置20は、心磁検知センサ5bから心磁信号t(1,1)を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ5aによる心磁データd(1,1), d(1,2), d(2,1), d(2,2)の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データd(1,1), d(1,2), d(2,1), d(2,2)は、計測点K(1,1), K(1,2), K(2,1), K(2,2)での心磁データである。

20

【0037】

次に、超伝導磁気センサ5aを位置P(1,2)に相対移動した後、情報処理装置20は、心磁検知センサ5bから心磁信号t(1,2)を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ5aによる心磁データd(1,3), d(1,4), d(2,3), d(2,4)の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データd(1,3), d(1,4), d(2,3), d(2,4)は、計測点K(1,3), K(1,4), K(2,3), K(2,4)での心磁データである。

【0038】

次に、超伝導磁気センサ5aを位置P(2,1)に相対移動した後、情報処理装置20は、心磁検知センサ5bから心磁信号t(2,1)を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ5aによる心磁データd(3,1), d(3,2), d(4,1), d(4,2)の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データd(3,1), d(3,2), d(4,1), d(4,2)は、計測点K(3,1), K(3,2), K(4,1), K(4,2)での心磁データである。

30

【0039】

最後に、超伝導磁気センサ5aを位置P(2,2)に相対移動した後、情報処理装置20は、心磁検知センサ5bから心磁信号t(2,2)を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ5aによる心磁データd(3,3), d(3,4), d(4,3), d(4,4)の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データd(3,3), d(3,4), d(4,3), d(4,4)は、計測点K(3,3), K(3,4), K(4,3), K(4,4)での心磁データである。

40

【0040】

以上のようにして得られた計測点K(1,1)~K(4,4)での心磁データd(1,1)~d(4,4)は、異なる時刻に収集した心磁データであるが、心臓の拍動に対する時相は揃っている。そこで、情報処理装置20は、これらを基に心磁の等磁場線図を作成する。

【0041】

実施例3によれば、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

【実施例 4】

【0042】

50

実施例 4 は、心臓の拍動に対する時相が揃った心磁データを後処理で切り出すように実施例 3 を変形したものである。

【 0 0 4 3 】

図 8 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 1) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b よる心磁データ T (1 , 1) の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ D (1 , 1) , D (1 , 2) , D (2 , 1) , D (2 , 2) の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【 0 0 4 4 】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 2) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b よる心磁データ T (1 , 2) の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ D (1 , 3) , D (1 , 4) , D (2 , 3) , D (2 , 4) の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【 0 0 4 5 】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (2 , 1) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b よる心磁データ T (2 , 1) の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ D (3 , 1) , D (3 , 2) , D (4 , 1) , D (4 , 2) の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【 0 0 4 6 】

最後に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (2 , 2) に相対移動した後、情報処理装置 2 0 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b よる心磁データ T (2 , 2) の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ D (3 , 3) , D (3 , 4) , D (4 , 3) , D (4 , 4) の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【 0 0 4 7 】

その後、情報処理装置 2 0 は、心磁データ T (1 , 1) から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ d (1 , 1) , d (1 , 2) , d (2 , 1) , d (2 , 2) を心磁データ D (1 , 1) , D (1 , 2) , D (2 , 1) , D (2 , 2) から切り出す。次に、心磁データ T (1 , 2) から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ d (1 , 3) , d (1 , 4) , d (2 , 3) , d (2 , 4) を心磁データ D (1 , 3) , D (1 , 4) , D (2 , 3) , D (2 , 4) から切り出す。次に、心磁データ T (2 , 1) から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ d (3 , 1) , d (3 , 2) , d (4 , 1) , d (4 , 2) を心磁データ D (3 , 1) , D (3 , 2) , D (4 , 1) , D (4 , 2) から切り出す。最後に、心磁データ T (2 , 2) から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ d (3 , 3) , d (3 , 4) , d (4 , 3) , d (4 , 4) を心磁データ D (3 , 3) , D (3 , 4) , D (4 , 3) , D (4 , 4) から切り出す。

【 0 0 4 8 】

以上のようにして切り出した心磁データ d (1 , 1) ~ d (4 , 4) は、異なる時刻に収集した心磁データであるが、心臓の拍動に対する時相は揃っている。そこで、情報処理装置 2 0 は、これらを基に心磁の等磁場線図を作成する。

【 0 0 4 9 】

実施例 4 によれば、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

【実施例 5】

【 0 0 5 0 】

実施例 5 は、空間分解能を実施例 3 の 2 倍に高めるため、超伝導磁気センサ 5 a の移動ピッチを実施例 3 の 1 / 4 に変形したものである。

【 0 0 5 1 】

心磁の等磁場線図を作成するために、小動物 A の心臓の近傍に計測点 K (1 , 1) ~ K (4 , 4) を決める。但し、計測点 K (1 , 1) ~ K (4 , 4) のピッチは、実施例 3 の 1 / 2 とする。

【 0 0 5 2 】

図 9 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 P (1 , 1) に相対移動した後、情報処理

10

20

30

40

50

装置 20 は、図 13 に示すように、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 $t(1, 1)$ を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $d(1, 1)$, $d(1, 3)$, $d(3, 1)$, $d(3, 3)$ の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ $d(1, 1)$, $d(1, 3)$, $d(3, 1)$, $d(3, 3)$ は、計測点 $K(1, 1)$, $K(1, 3)$, $K(3, 1)$, $K(3, 3)$ での心磁データである。

【0053】

次に、図 10 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(1, 2)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、図 13 に示すように、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 $t(1, 2)$ を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $d(1, 2)$, $d(1, 4)$, $d(3, 2)$, $d(3, 4)$ の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ $d(1, 2)$, $d(1, 4)$, $d(3, 2)$, $d(3, 4)$ は、計測点 $K(1, 2)$, $K(1, 4)$, $K(3, 2)$, $K(3, 4)$ での心磁データである。

10

【0054】

次に、図 11 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(2, 1)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、図 13 に示すように、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 $t(2, 1)$ を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $d(2, 1)$, $d(2, 3)$, $d(4, 1)$, $d(4, 3)$ の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ $d(2, 1)$, $d(2, 3)$, $d(4, 1)$, $d(4, 3)$ は、計測点 $K(2, 1)$, $K(2, 3)$, $K(4, 1)$, $K(4, 3)$ での心磁データである。

【0055】

20

次に、図 12 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(2, 2)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、心磁検知センサ 5 b から心磁信号 $t(2, 2)$ を検出し、心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相をトリガとして、超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $d(2, 2)$, $d(2, 4)$, $d(4, 2)$, $d(4, 4)$ の収集を開始し、一定時間後に収集を終了する。得られた心磁データ $d(2, 2)$, $d(2, 4)$, $d(4, 2)$, $d(4, 4)$ は、計測点 $K(2, 2)$, $K(2, 4)$, $K(4, 2)$, $K(4, 4)$ での心磁データである。

【0056】

以上のようにして得られた計測点 $K(1, 1) \sim K(4, 4)$ での心磁データ $d(1, 1) \sim d(4, 4)$ は、異なる時刻に収集した心磁データであるが、心臓の拍動に対する時相は揃っている。そこで、情報処理装置 20 は、これらを基に心磁の等磁場線図を作成する。

30

【0057】

実施例 5 によれば、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

【実施例 6】

【0058】

実施例 6 は、心臓の拍動に対する時相が揃った心磁データを後処理で切り出すように実施例 5 を変形したものである。

【0059】

図 14 に示すように、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(1, 1)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(1, 1)$ の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $D(1, 1)$, $D(1, 3)$, $D(3, 1)$, $D(3, 3)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

40

【0060】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(1, 2)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(1, 2)$ の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $D(1, 2)$, $D(1, 4)$, $D(3, 2)$, $D(3, 4)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【0061】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(2, 1)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(2, 1)$ の収集および超伝導磁気

50

センサ 5 a による心磁データ $D(2, 1)$, $D(2, 3)$, $D(4, 1)$, $D(4, 3)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【0062】

次に、超伝導磁気センサ 5 a を位置 $P(2, 2)$ に相対移動した後、情報処理装置 20 は、任意のタイミングで心磁検知センサ 5 b による心磁データ $T(2, 2)$ の収集および超伝導磁気センサ 5 a による心磁データ $D(2, 2)$, $D(2, 4)$, $D(4, 2)$, $D(4, 4)$ の収集を同時に並行して開始し、一定時間後に収集を終了する。

【0063】

その後、情報処理装置 20 は、心磁データ $T(1, 1)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(1, 1)$, $d(1, 3)$, $d(3, 1)$, $d(3, 3)$ を心磁データ $D(1, 1)$, $D(1, 3)$, $D(3, 1)$, $D(3, 3)$ から切り出す。次に、心磁データ $T(1, 2)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(1, 2)$, $d(1, 4)$, $d(3, 2)$, $d(3, 4)$ を心磁データ $D(1, 2)$, $D(1, 4)$, $D(3, 2)$, $D(3, 4)$ から切り出す。次に、心磁データ $T(2, 1)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(2, 2)$, $d(2, 3)$, $d(4, 1)$, $d(4, 3)$ を心磁データ $D(2, 2)$, $D(2, 3)$, $D(4, 1)$, $D(4, 3)$ から切り出す。次に、心磁データ $T(2, 2)$ から心臓の拍動の位相を検出し、所定の位相から一定時間後までの心磁データ $d(2, 2)$, $d(2, 4)$, $d(4, 2)$, $d(4, 4)$ を心磁データ $D(2, 2)$, $D(2, 4)$, $D(4, 2)$, $D(4, 4)$ から切り出す。

【0064】

以上のようにして切り出した心磁データ $d(1, 1) \sim d(4, 4)$ は、異なる時刻に収集した心磁データであるが、心臓の拍動に対する時相は揃っている。そこで、情報処理装置 20 は、これらを基に心磁の等磁場線図を作成する。

【0065】

実施例 6 によれば、心電計を設ける必要がないため、心電計の電極や電線がノイズ源となって微弱な心磁の計測が妨げられることがなくなる。

【産業上の利用可能性】

【0066】

例えばマウスのような小動物から発せられる磁場を測定するのに利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図 1】実施例 1 に係る小動物用生体磁気測定装置を示す正面図である。

【図 2】実施例 1 に係る計測点と超伝導磁気センサの位置を示す概念図である。

【図 3】実施例 1 に係る心磁信号と心磁データの時間関係を示す概念図である。

【図 4】実施例 2 に係る心磁データの時間関係を示す概念図である。

【図 5】実施例 3 に係る超伝導磁気センサと心磁検知センサを示す平面図である。

【図 6】実施例 3 に係る計測点と超伝導磁気センサの位置を示す概念図である。

【図 7】実施例 3 に係る心磁信号と心磁データの時間関係を示す概念図である。

【図 8】実施例 4 に係る心磁データの時間関係を示す概念図である。

【図 9】実施例 5 に係る超伝導磁気センサの第 1 位置を示す概念図である。

【図 10】実施例 5 に係る超伝導磁気センサの第 2 位置を示す概念図である。

【図 11】実施例 5 に係る超伝導磁気センサの第 3 位置を示す概念図である。

【図 12】実施例 5 に係る超伝導磁気センサの第 4 位置を示す概念図である。

【図 13】実施例 5 に係る心磁信号と心磁データの時間関係を示す概念図である。

【図 14】実施例 6 に係る心磁データの時間関係を示す概念図である。

【符号の説明】

【0068】

- | | |
|-----|-----------|
| 1 | 小動物室 |
| 1 a | 磁気・電波シールド |
| 2 | デュワ室 |

10

20

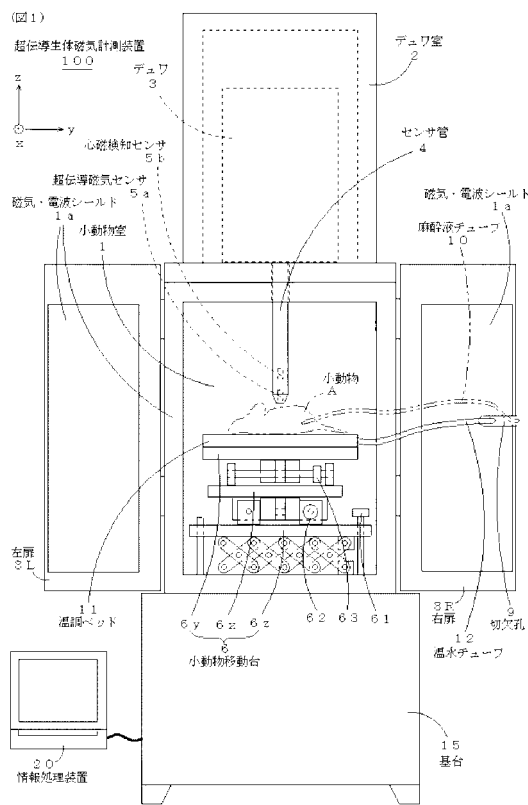
30

40

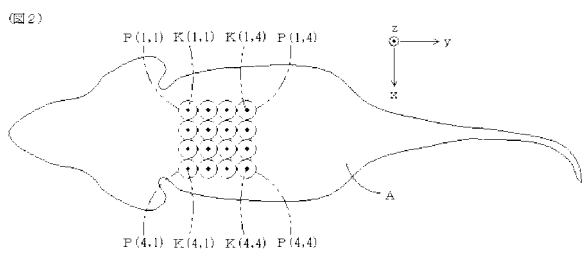
50

- 3 デュワ
- 4 センサ管
- 5 a 超伝導磁気センサ
- 5 b 心磁検知センサ
- 6 小動物移動台
- 7 センサ移動機構
- 8 L , 8 R 扉
- 9 切欠孔
- 10 麻醉液チューブ
- 11 温調ベッド
- 12 温水チューブ
- 100 小動物用生体磁気測定装置
- A 小動物

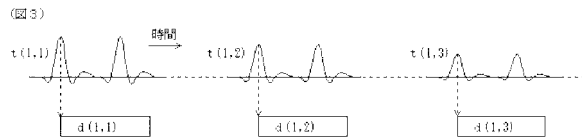
【図1】



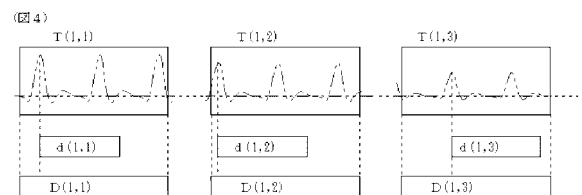
【図2】



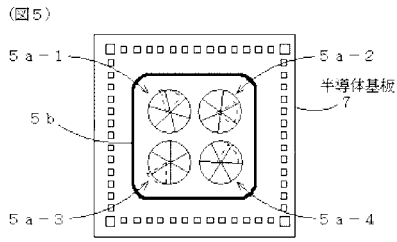
【図3】



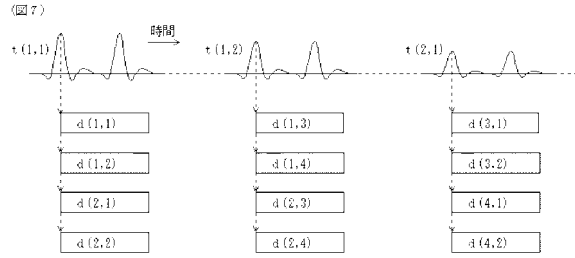
【図4】



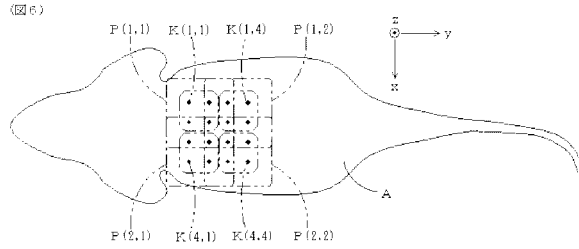
【図5】



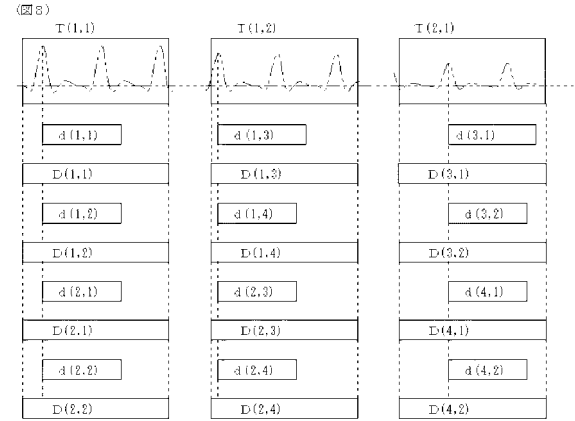
【図7】



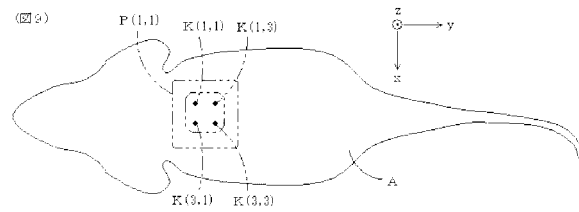
【図6】



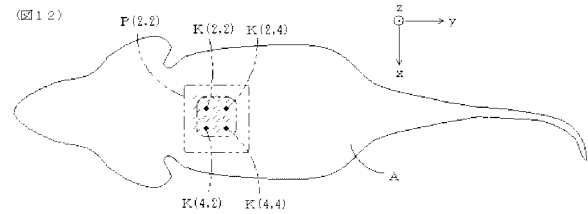
【図8】



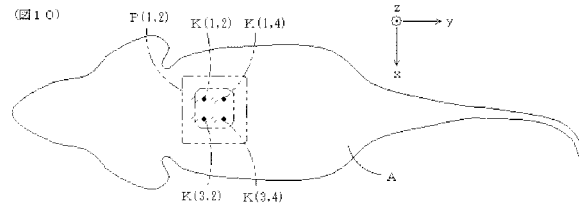
【図9】



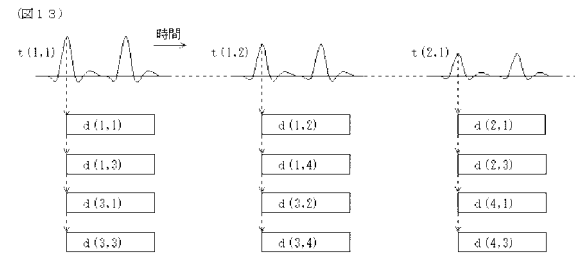
【図12】



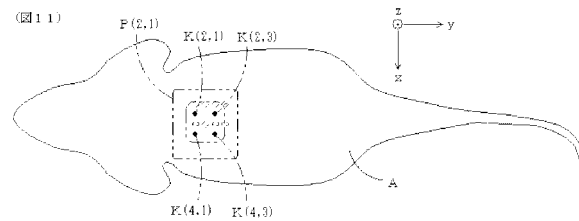
【図10】



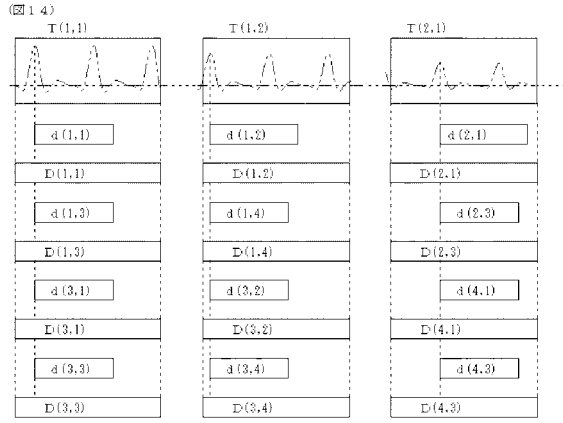
【図13】



【図11】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2004-81894(JP,A)
特開2004-249124(JP,A)
特開昭59-214428(JP,A)
特開2002-153436(JP,A)
駒村和雄 外5名,小動物超小型心磁計,生体医工学,日本,2006年,Vol.44, No.4, pp.7
47-754

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)
Cinii
A61B 5/05
G01R 33/035