

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4803768号  
(P4803768)

(45) 発行日 平成23年10月26日(2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月19日(2011.8.19)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 1 1  
**A 6 1 B 5/05 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 8 2  
 A 6 1 B 5/05 A

請求項の数 9 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-6366 (P2010-6366)                  (22) 出願日 平成22年1月15日 (2010.1.15)                  (65) 公開番号 特開2011-143069 (P2011-143069A)                  (43) 公開日 平成23年7月28日 (2011.7.28)                  審査請求日 平成23年6月30日 (2011.6.30)</p> <p>(出願人による申告) 平成21年度文部科学省知的クラスター創成事業(第2期)「ほくりく健康創造 クラスター」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 593165487                  学校法人金沢工業大学                  石川県石川郡野々市町扇が丘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 樋口 正法                  石川県石川郡野々市町扇が丘7番1号                  学校法人金沢工業大学                  学内</p> <p>審査官 大▲瀬▼ 裕久</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体磁場測定方法、生体磁場強調画像作成方法および磁気共鳴撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体に分極磁場を印加して分極磁場方向に磁化の向きを揃える第1過程と、生体に測定磁場を印加して測定磁場方向に磁化の向きを変える第2過程と、前記測定磁場の極性を逆転して前記磁化の向きを反転させることを1回以上行って前記磁化から生じるエコー信号より磁気共鳴データを収集する第3過程とを有する生体磁場測定方法において、前記第2過程での測定磁場を生体磁場が前記磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とし、前記第3過程での測定磁場を前記エコー信号が観測に必要な大きさになるような高磁場とすることを特徴とする生体磁場測定方法。

【請求項2】

請求項1に記載の生体磁場測定方法において、前記第2過程での測定磁場を0.5 μT以下とし、前記第3過程での測定磁場を2 μT以上とすることを特徴とする生体磁場測定方法。

【請求項3】

請求項1または請求項2に記載の生体磁場測定方法において、前記生体磁場が前記第2過程で発生するように生体に刺激を与えることを特徴とする生体磁場測定方法。

【請求項4】

請求項1から請求項3のいずれかに記載の生体磁場測定方法において、前記第2過程または前記第3過程で勾配磁場を印加することを特徴とする生体磁場測定方法。

【請求項5】

請求項 4 に記載の生体磁場測定方法において、前記第 3 過程で前記測定磁場の極性を逆転させずに前記勾配磁場の極性を逆転させることを特徴とする生体磁場測定方法。

【請求項 6】

前記第 4 または前記第 5 の観点による生体磁場測定方法により収集した磁気共鳴データから有生体磁場磁気画像を再構成し、前記第 4 または前記第 5 の観点による生体磁場測定方法における前記第 2 過程で生体磁場が磁化へ影響を与えない状態で収集した磁気共鳴データから無生体磁場画像を再構成し、前記有生体磁場磁気画像と無生体磁場磁気画像の差分画像を作成し、差分画像を加工し、加工した差分画像と無生体磁場磁気画像とを合成して生体磁場強調画像を作成することを特徴とする生体磁場強調画像作成方法。

【請求項 7】

分極磁場を発生する分極磁場コイルと、前記分極磁場に直交する測定磁場を発生する測定磁場コイルと、勾配磁場を発生する勾配磁場コイルと、磁気共鳴データを収集する SQUID と、生体に前記分極磁場を印加して分極磁場方向に磁化の向きを揃える第 1 過程と、生体に前記測定磁場を印加して測定磁場方向に前記磁化の向きを変える第 2 過程と、前記測定磁場の極性を逆転して前記磁化の向きを反転させることを 1 回以上行って前記磁化から生じるエコー信号より磁気共鳴データを収集する第 3 過程とを制御する制御装置とを具備した低磁場磁気共鳴撮像装置において、前記制御装置は、前記第 2 過程での測定磁場を生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とし、前記第 3 過程での測定磁場を前記エコー信号が観測に必要な大きさになるような高磁場とすることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の磁気共鳴撮像装置において、前記第 2 過程での測定磁場を  $0.5 \mu\text{T}$  以下とし、前記第 3 過程での測定磁場を  $2 \mu\text{T}$  以上とすることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【請求項 9】

請求項 7 または請求項 8 に記載の磁気共鳴撮像装置において、前記制御装置は、前記第 3 過程で前記測定磁場の極性を逆転させずに前記勾配磁場の極性を逆転させることを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体磁場測定方法、生体磁場強調画像作成方法および磁気共鳴撮像装置に関し、さらに詳しくは、生体の神経活動を直接測定するものであって、生体表面に垂直な方向に流れる電流源による生体磁場をも測定できる生体磁場測定方法、その生体磁場測定方法を利用した生体磁場強調画像作成方法および磁気共鳴撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、磁気共鳴撮像法を用いた脳機能検出方法が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。  
また、SQUID を用いた MEG (Magnetoencephalography : 脳磁図) 測定が知られている（例えば、非特許文献 1 参照。）。  
また、SQUID を用いた低磁場磁気共鳴撮像装置が知られている（例えば、非特許文献 1 ~ 4 参照。）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2005 - 137411

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】Vadim S Zotev et al, "Multi-Channel SQUID System for MEG and UI

10

20

30

40

50

tra-Low-Field MRI ”、インターネット <URL:http://arxiv.org/ftp/physics/papers/0611/0611290.pdf >

【非特許文献 2】A. N. Matlashov et al、 “ SQUIDs for Magnetic Resonance Imaging at Ultra-low Magnetic Field ”、PIERS ONLINE, Vol.5, No.5, 2009、インターネット <URL:http://piers.mit.edu/piersonline/download.php?file=MDkwMzEwMTQwMjEzFzFZvbDVObzVQYWdINDY2dG80NzAucGRm >

【非特許文献 3】Michelle Espy et al、 “ Ultra-low-field MRI for Detection of Liquid Explosives Using SQUIDs ”、IEEE/CSC & ESAS EUROPEAN SUPERCONDUCTIVITY NEWS FORUM (ESNF), No.8, April 2009、インターネット <URL:http://ewh.ieee.org/tc/csc/europe/newsforum/pdf/ST114-EspyMetal\_MagViz\_Final\_042009.pdf >

10

【非特許文献 4】Vadim S Zotev et al、 “ SQUID-based instrumentation for ultra-low-field MRI ”、インターネット <URL:http://arxiv.org/ftp/arxiv/papers/0705/0705.0661.pdf >

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

従来の磁気共鳴撮像法を用いた脳機能検出方法では、血流分布の変化を測定しており、脳神経活動を直接測定するものではなかった。

一方、従来の S Q U I D を用いた M E G 測定は、脳表面に沿った方向に流れる電流源による脳磁場が頭部の外周空間に出てくるのを検出するものであり、脳神経活動を直接測定するものであった。しかし、脳表面に垂直な方向（ラジアル方向）に流れる電流源による脳磁場は、頭部の外周空間に出てこないため、検出できない問題点があった。

20

また、従来の S Q U I D を用いた低磁場磁気共鳴撮像装置では、生体磁場情報を含んだ画像を得られない問題点があった。

【 0 0 0 6 】

そこで、本発明の目的は、生体の神経活動を直接測定するものであって、生体表面に垂直な方向に流れる電流源による生体磁場をも測定できる生体磁場測定方法、その生体磁場測定方法を利用した生体磁場強調画像作成方法および磁気共鳴撮像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

30

【 0 0 0 7 】

第 1 の観点では、本発明は、生体に分極磁場を印加して分極磁場方向に磁化の向きを揃える第 1 過程と、生体に測定磁場を印加して測定磁場方向に磁化の向きを変える第 2 過程と、前記測定磁場の極性を逆転して前記磁化の向きを反転させることを 1 回以上行って前記磁化から生じるエコー信号より磁気共鳴データを収集する第 3 過程とを有する生体磁場測定方法において、前記第 2 過程での測定磁場を生体磁場が前記磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とし、前記第 3 過程での測定磁場を前記エコー信号が観測に必要な大きさになるような高磁場とすることを特徴とする生体磁場測定方法を提供する。

上記第 1 の観点による生体磁場測定方法では、第 2 過程での測定磁場を、生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とする。これにより、第 2 過程において、生体磁場の強さに応じて、ラーモア周波数が変化する。そして、磁化は生体中に在るから、生体表面に垂直な方向に流れる電流源による生体磁場の影響をも受ける。次に、第 3 過程での測定磁場を、エコー信号が観測に必要な大きさになるような高磁場とする。これにより、生体磁場の影響を含んだ磁気共鳴データを好適に収集できる。すなわち、生体の神経活動を直接測定するものであって、生体表面に垂直な方向に流れる電流源による生体磁場をも測定できるようになる。

40

【 0 0 0 8 】

第 2 の観点では、本発明は、前記第 1 の観点による生体磁場測定方法において、前記第 2 過程での測定磁場を  $0.5 \mu\text{T}$  以下とし、前記第 3 過程での測定磁場を  $2 \mu\text{T}$  以上とすることを特徴とする生体磁場測定方法を提供する。

50

上記第2の観点による生体磁場測定方法では、第2過程での測定磁場を $0.5\mu\text{T}$ 以下とするため、生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げない。また、第3過程での測定磁場を $2\mu\text{T}$ 以上とするため、エコー信号が観測に必要な大きくなる。

【0009】

第3の観点では、本発明は、前記第1または前記第2の観点による生体磁場測定方法において、前記生体磁場が前記第2過程で発生するように生体に刺激を与えることを特徴とする生体磁場測定方法を提供する。

上記第3の観点による生体磁場測定方法では、生体に刺激を与えるタイミングと第2過程の開始のタイミングを調整することで、第2過程で生体磁場を発生させることが出来る。

10

【0010】

第4の観点では、本発明は、前記第1から前記第3のいずれかの観点による生体磁場測定方法において、前記第2過程または前記第3過程で勾配磁場を印加することを特徴とする生体磁場測定方法を提供する。

上記第4の観点による生体磁場測定方法では、エコー信号に位置情報が付与されるため、画像を作成することが出来る。

【0011】

第5の観点では、本発明は、前記第4の観点による生体磁場測定方法において、前記第3過程で前記測定磁場の極性を逆転させずに前記勾配磁場の極性を逆転させることを特徴とする生体磁場測定方法を提供する。

20

上記第5の観点による生体磁場測定方法では、グラジエントエコー信号を観測することが出来る。なお、前記第1の観点による生体磁場測定方法では、スピンエコー信号を観測することが出来る。

【0012】

第6の観点では、本発明は、前記第4または前記第5の観点による生体磁場測定方法により収集した磁気共鳴データから有生体磁場磁気画像を再構成し、前記第4または前記第5の観点による生体磁場測定方法における前記第2過程で生体磁場が磁化へ影響を与えない状態で収集した磁気共鳴データから無生体磁場画像を再構成し、前記有生体磁場磁気画像と無生体磁場磁気画像の差分画像を作成し、差分画像を加工し、加工した差分画像と無生体磁場磁気画像とを合成して生体磁場強調画像を作成することを特徴とする生体磁場強調画像作成方法を提供する。

30

上記第6の観点による生体磁場強調画像作成方法では、生体磁場の発生位置を明確にした画像を作成することが出来る。

【0013】

第7の観点では、本発明は、分極磁場を発生する分極磁場コイルと、前記分極磁場に直交する測定磁場を発生する測定磁場コイルと、勾配磁場を発生する勾配磁場コイルと、磁気共鳴データを収集するSQUIDと、生体に前記分極磁場を印加して分極磁場方向に磁化の向きを揃える第1過程と、生体に前記測定磁場を印加して測定磁場方向に前記磁化の向きを変える第2過程と、前記測定磁場の極性を逆転して前記磁化の向きを反転させることを1回以上行って前記磁化から生じるエコー信号より磁気共鳴データを収集する第3過程とを制御する制御装置とを具備した低磁場磁気共鳴撮像装置において、前記制御装置は、前記第2過程での測定磁場を生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とし、前記第3過程での測定磁場を前記エコー信号が観測に必要な大きくなるような高磁場とすることを特徴とする磁気共鳴撮像装置を提供する。

40

上記第7の観点による磁気共鳴撮像装置では、前記第1の観点による生体磁場測定方法を好適に実施できる。

【0014】

第8の観点では、本発明は、前記第7の観点による磁気共鳴撮像装置において、前記第2過程での測定磁場を $0.5\mu\text{T}$ 以下とし、前記第3過程での測定磁場を $2\mu\text{T}$ 以上とすることを特徴とする磁気共鳴撮像装置を提供する。

50

上記第 8 の観点による磁気共鳴撮像装置では、前記第 2 の観点による生体磁場測定方法を好適に実施できる。

【 0 0 1 5 】

第 9 の観点では、本発明は、前記第 7 または前記第 8 の観点による磁気共鳴撮像装置において、前記制御装置は、前記第 3 過程で前記測定磁場の極性を逆転させずに前記勾配磁場の極性を逆転させることを特徴とする磁気共鳴撮像装置を提供する。

上記第 9 の観点による磁気共鳴撮像装置では、前記第 4 の観点による生体磁場測定方法を好適に実施できる。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明の生体磁場測定方法によれば、生体の神経活動を直接測定するものであって、生体表面に垂直な方向に流れる電流源による生体磁場をも測定できる。

本発明の生体磁場強調画像作成方法によれば、生体磁場の発生位置を明確にした画像を作成できる。

本発明の磁気共鳴撮像装置によれば、本発明の生体磁場測定方法を好適に実施できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】実施例 1 に係る磁気共鳴撮像装置を示す模式図である。

【図 2】実施例 1 に係るパルスシーケンス図である。

【図 3】有生体磁場画像と無生体磁場画像と差分画像の模式図である。

【図 4】生体磁場強調画像の模式図である。

【図 5】実施例 2 に係るパルスシーケンス図である。

【図 6】実施例 3 に係るパルスシーケンス図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

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。

【実施例】

【 0 0 1 9 】

- 実施例 1 -

図 1 は、実施例 1 に係る磁気共鳴撮像装置 10 を示す構成説明図である。

この磁気共鳴撮像装置 10 は、分極磁場  $B_p$  を発生する分極磁場コイル 1 p と、分極磁場  $B_p$  に直交する測定磁場  $B_m$  を発生する測定磁場コイル 2 m と、勾配磁場  $G_x$  ,  $G_y$  ,  $G_z$  を発生する勾配磁場コイル 3 x , 3 y , 3 z と、磁気共鳴データを収集する S Q U I D 4 と、制御装置 5 と、生体に光、音、触覚などの刺激を与える刺激装置 6 とを具備している。

【 0 0 2 0 】

分極磁場コイル 1 p と S Q U I D 4 の間の空間が測定空間であり、この測定空間に測定対象の生体磁場を発生する生体を入れる。

【 0 0 2 1 】

以下では、脳磁気を測定対象の生体磁場とする場合を想定する。この場合、測定空間に生体の頭部を入れる。

【 0 0 2 2 】

図 2 は、実施例 1 に係るパルスシーケンス図である。

[ 第 1 過程 ]

制御装置 5 は、分極磁場コイル 1 p を駆動し、生体に分極磁場  $B_p$  を印加して、分極磁場方向に生体の磁化の向きを揃える。分極磁場  $B_p$  の強さは、例えば 30 m T である。

制御装置 5 は、次の第 2 過程中に脳磁場が発生するように、刺激から脳磁場発生までの遅延時間だけ前に刺激装置 6 より生体へ刺激を付与する。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

50

## [ 第 2 過程 ]

制御装置 5 は、分極磁場コイル 1 p の駆動を停止し、測定磁場コイル 2 m を駆動し、生体に測定磁場  $B_m$  を印加して、測定磁場方向に生体の磁化の向きを変える。第 2 過程における測定磁場  $B_m$  の強さは、生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とし、例えば  $0.5 \mu T$  以下とする。

## 【 0 0 2 4 】

## [ 第 3 過程 ]

制御装置 5 は、測定磁場コイル 2 m を駆動し、測定磁場  $B_m$  の極性を逆転して、磁化の向きを反転させる。また、撮像のために勾配磁場コイル  $3_x$  ,  $3_y$  ,  $3_z$  を駆動し、勾配磁場  $G_x$  ,  $G_y$  ,  $G_z$  を印加する。

制御装置 5 は、測定磁場  $B_m$  の極性を繰り返し逆転させる。これにより、スピンエコー信号  $e_1$  ,  $e_2$  ,  $e_3$  , ... が発生する。

第 3 過程における測定磁場  $B_m$  の強さは、エコー信号  $e_1$  ,  $e_2$  ,  $e_3$  , ... が観測に必要な大きさになるような高磁場とし、例えば  $2 \mu T$  以上とする。

## 【 0 0 2 5 】

制御装置 5 は、S Q U I D 4 によりエコー信号  $e_1$  ,  $e_2$  ,  $e_3$  , ... から磁気共鳴データを収集する。

## 【 0 0 2 6 】

なお、第 1 のエコー信号  $e_1$  は、勾配磁場  $G_y$  ,  $G_z$  と重なって観測し難い。このため、第 2 のエコー信号  $e_2$  から磁気共鳴データの収集を始めてもよい。

従って、測定磁場  $B_m$  の極性を逆転させることを 2 回以上行うことが好ましく、第 3 過程での測定磁場をエコー信号  $e_2$  が観測に必要な大きさになるような高磁場とすることが好ましい。

## 【 0 0 2 7 】

制御装置 5 は、勾配磁場  $G_y$  ,  $G_z$  の大きさを変えて磁気共鳴データの収集を繰り返す。

## 【 0 0 2 8 】

制御装置 5 は、画像作成に必要な磁気共鳴データを収集できたら、有生体磁場画像を作成する。

図 3 の ( a ) に、有生体磁場画像を例示する。

## 【 0 0 2 9 】

次に、制御装置 5 は、生体へ刺激を付与することを止める以外は、図 2 と同じパルスシーケンスで画像作成に必要な磁気共鳴データを収集し、無生体磁場画像を作成する。

図 3 の ( b ) に、無生体磁場画像を例示する。

## 【 0 0 3 0 】

次に、制御装置 5 は、有生体磁場画像と無生体磁場画像の差分画像を作成する。

図 3 の ( c ) に、差分画像を例示する。

## 【 0 0 3 1 】

次に、制御装置 5 は、例えば着色するなどの加工を差分画像に施してから、無生体磁場画像と合成し、生体磁場強調画像を作成する。

図 4 に、生体磁場強調画像を例示する。

## 【 0 0 3 2 】

実施例 1 の磁気共鳴撮像装置 1 0 によれば、次の効果が得られる。

- ( 1 ) 生体磁場の影響を磁化へ与えることが出来る。
- ( 2 ) 生体表面に垂直な方向に流れる電流源による生体磁場の影響をも磁化へ与えることが出来る。
- ( 3 ) エコー信号を観測に必要な大きさにすることが出来る。
- ( 4 ) 生体の神経活動を直接測定することが出来る。
- ( 5 ) 生体磁場強調画像を作成することが出来る。

## 【 0 0 3 3 】

10

20

30

40

50

## - 実施例 2 -

図 5 は、実施例 2 に係るパルスシーケンス図である。

## [ 第 1 過程 ]

制御装置 5 は、分極磁場コイル 1 p を駆動し、生体に分極磁場  $B_p$  を印加して、分極磁場方向に生体の磁化の向きを揃える。

制御装置 5 は、次の第 2 過程中に脳磁場が発生するように、刺激から脳磁場発生までの遅延時間だけ前に刺激装置 6 より生体へ刺激を付与する。

## 【 0 0 3 4 】

## [ 第 2 過程 ]

制御装置 5 は、分極磁場コイル 1 p の駆動を停止し、測定磁場コイル 2 m を駆動し、生体に測定磁場  $B_m$  を印加して、測定磁場方向に生体の磁化の向きを変える。第 2 過程における測定磁場  $B_m$  の強さは、生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とする。

制御装置 5 は、脳磁場が発生し終息した後、撮像のために勾配磁場コイル  $3_x$  ,  $3_y$  ,  $3_z$  を駆動し、勾配磁場  $G_x$  ,  $G_y$  ,  $G_z$  を印加する。

## 【 0 0 3 5 】

## [ 第 3 過程 ]

制御装置 5 は、測定磁場コイル 2 m を駆動し、測定磁場  $B_m$  の極性を逆転して、磁化の向きを反転させる。

制御装置 5 は、測定磁場  $B_m$  の極性を繰り返し逆転させる。これにより、スピンエコー信号  $e_1$  ,  $e_2$  ,  $e_3$  , ... が発生する。

第 3 過程における測定磁場  $B_m$  の強さは、エコー信号  $e_1$  ,  $e_2$  ,  $e_3$  , ... が観測に必要な大きさになるような高磁場とする。

## 【 0 0 3 6 】

制御装置 5 は、SQUID 4 によりエコー信号  $e_1$  ,  $e_2$  ,  $e_3$  , ... から磁気共鳴データを収集する。

## 【 0 0 3 7 】

制御装置 5 は、勾配磁場  $G_y$  ,  $G_z$  の大きさを変えて磁気共鳴データの収集を繰り返す。

## 【 0 0 3 8 】

制御装置 5 は、画像作成に必要な磁気共鳴データを収集できたら、有生体磁場画像を作成する。

## 【 0 0 3 9 】

次に、制御装置 5 は、生体へ刺激を付与することを止める以外は、図 5 と同じパルスシーケンスで画像作成に必要な磁気共鳴データを収集し、無生体磁場画像を作成する。

## 【 0 0 4 0 】

次に、制御装置 5 は、有生体磁場画像と無生体磁場画像の差分画像を作成する。

## 【 0 0 4 1 】

次に、制御装置 5 は、例えば着色するなどの加工を差分画像に施してから、無生体磁場画像と合成し、生体磁場強調画像を作成する。

## 【 0 0 4 2 】

実施例 2 の磁気共鳴撮像装置によれば、実施例 1 の磁気共鳴撮像装置 10 と同じ効果が得られる。

## 【 0 0 4 3 】

## - 実施例 3 -

図 6 は、実施例 3 に係るパルスシーケンス図である。

## [ 第 1 過程 ]

制御装置 5 は、分極磁場コイル 1 p を駆動し、生体に分極磁場  $B_p$  を印加して、分極磁場方向に生体の磁化の向きを揃える。

制御装置 5 は、次の第 2 過程中に脳磁場が発生するように、刺激から脳磁場発生までの

10

20

30

40

50

遅延時間だけ前に刺激装置 6 より生体へ刺激を付与する。

【 0 0 4 4 】

[ 第 2 過程 ]

制御装置 5 は、分極磁場コイル 1 p の駆動を停止し、測定磁場コイル 2 m を駆動し、生体に測定磁場 B m を印加して、測定磁場方向に生体の磁化の向きを変える。第 2 過程における測定磁場 B m の強さは、生体磁場が磁化へ影響を与えるのを妨げないような低磁場とする。

【 0 0 4 5 】

[ 第 3 過程 ]

制御装置 5 は、測定磁場コイル 2 m を駆動し、測定磁場 B m の極性を逆転して、磁化の向きを反転させる。また、撮像のために勾配磁場コイル 3 x , 3 y , 3 z を駆動し、勾配磁場 G x , G y , G z を印加する。

制御装置 5 は、測定磁場 B m の極性を変えないで、勾配磁場 G x を繰り返し逆転させる。これにより、グラジエントエコー信号 e 1 , e 2 , e 3 , …… が発生する。

第 3 過程における測定磁場 B m の強さは、エコー信号 e 1 , e 2 , e 3 , …… が観測に必要な大きさになるような高磁場とする。

【 0 0 4 6 】

制御装置 5 は、S Q U I D 4 によりエコー信号 e 1 , e 2 , e 3 , …… から磁気共鳴データを収集する。

なお、第 1 のエコー信号 e 1 は、勾配磁場 G y , G z と重なって観測し難いため、第 2 のエコー信号 e 2 から磁気共鳴データの収集を始めてもよい。

【 0 0 4 7 】

制御装置 5 は、勾配磁場 G y , G z の大きさを変えて磁気共鳴データの収集を繰り返す。

【 0 0 4 8 】

制御装置 5 は、画像作成に必要な磁気共鳴データを収集できたら、有生体磁場画像を作成する。

【 0 0 4 9 】

次に、制御装置 5 は、生体へ刺激を付与することを止める以外は、図 6 と同じパルスシーケンスで画像作成に必要な磁気共鳴データを収集し、無生体磁場画像を作成する。

【 0 0 5 0 】

次に、制御装置 5 は、有生体磁場画像と無生体磁場画像の差分画像を作成する。

【 0 0 5 1 】

次に、制御装置 5 は、例えば着色するなどの加工を差分画像に施してから、無生体磁場画像と合成し、生体磁場強調画像を作成する。

【 0 0 5 2 】

実施例 3 の磁気共鳴撮像装置によれば、実施例 1 の磁気共鳴撮像装置 1 0 と同じ効果が得られる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 3 】

本発明の生体磁場測定方法、生体磁場強調画像作成方法および磁気共鳴撮像装置は、例えば脳機能の試験・研究などに利用できる。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

1 p	分極磁場コイル
2 m	測定磁場コイル
3 x , 3 y , 3 z	勾配コイル
4	S Q U I D
5	制御装置
6	刺激装置

10

20

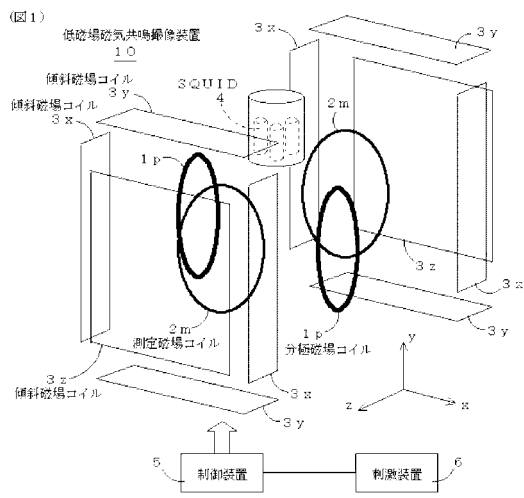
30

40

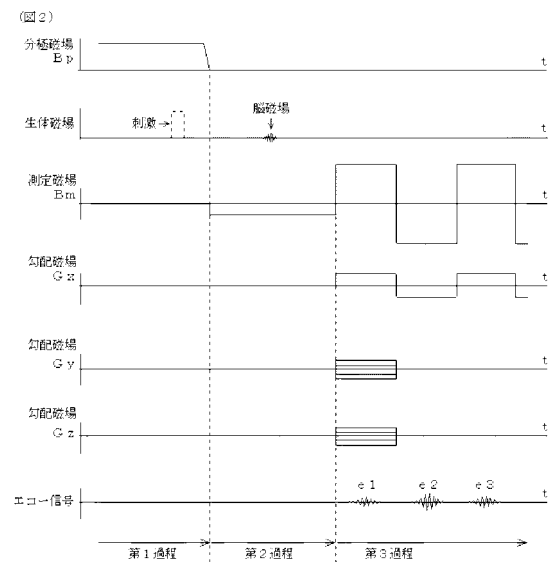
50



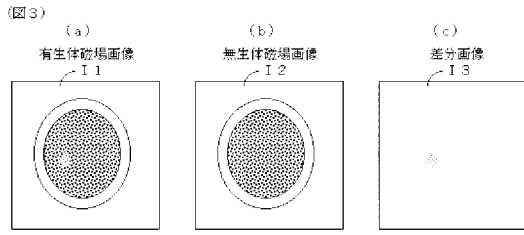
【図1】



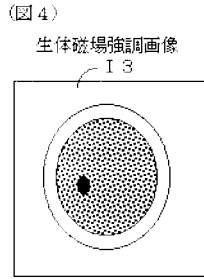
【図2】



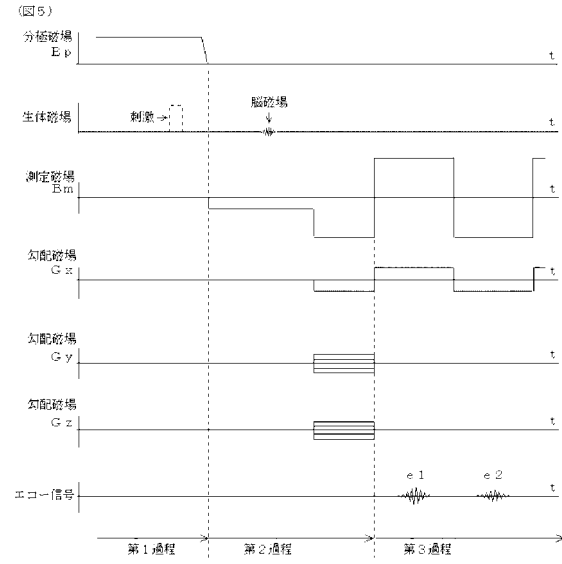
【 図 3 】



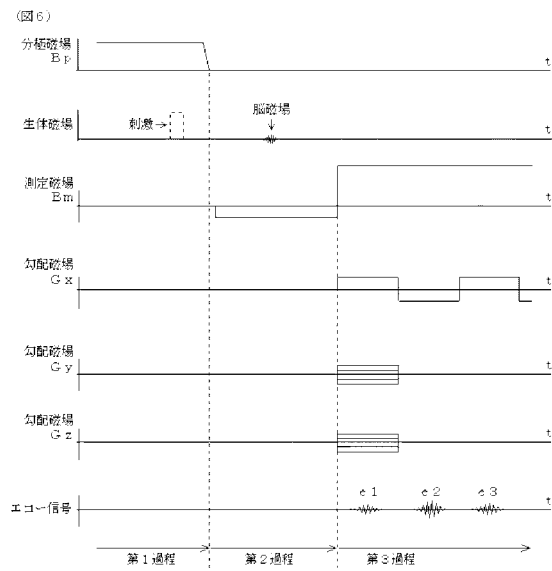
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2006/052236(WO, A1)

Michelle Espy et al., "Ultra-low Field MRI for the Detection of Liquid Explosives Using SQUIDS", EUROPEAN SUPERCONDUCTIVITY NEWS FORUM, 2009年4月, No.8, p.1-12

Vadim S Zotev et al., "SQUID-based instrumentation for ultralow-field MRI", Superconductor Science and Technology, 2007年, Volume.20, Number.11, S367-373

B.Eom et al., "Development of Cryogen-Free Ultra-Low Field MRI Instrument", Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2009年4月18日, #599

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 5/05

A61B 10/00

G01R 33/00 - 33/64

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

Wiley InterScience