

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 11 月 29 日(29.11.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/161037 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/05 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/062452
- (22) 国際出願日: 2012 年 5 月 16 日(16.05.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-113055 2011 年 5 月 20 日(20.05.2011) JP
特願 2011-123990 2011 年 6 月 2 日(02.06.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタアドバンスドレイヤー株式会社
(KONICA MINOLTA ADVANCED LAYERS, INC.)
[JP/JP]; 〒1928505 東京都八王子市石川町 2 9 7
0 番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 西川 卓男
(NISHIKAWA, Takuo) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日
野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロ
ジーセンター株式会社内 Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人光陽国際特許事務所
(KOYO INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒
1000006 東京都千代田区有楽町一丁目 1 番 3
号 東京宝塚ビル 1 7 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX,
MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST,
SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ,
VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

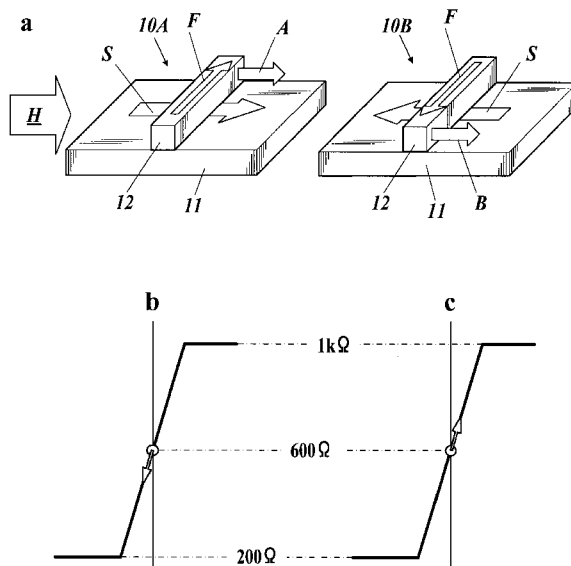
[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC SENSOR AND BIOMAGNETISM MEASUREMENT SYSTEM

(54) 発明の名称: 磁気センサ及び生体磁気計測システム

[図9]

FIG.9



(57) Abstract: The invention uses tunneling magnetoresistive elements as sensor devices for detecting biomagnetic signals and offsets external magnetic fields, etc. outside of the detection subject by means of multiple tunneling magnetoresistive elements. The invention is a magnetic sensor in which multiple assemblies are combined, the assemblies comprising tunneling magnetoresistive elements (10) that change the current flowing from a fixed magnetic layer to a free magnetic layer according to the angle between the orientation of the magnetization of the fixed magnetic layer and the orientation of the free magnetic layer magnetization. The assemblies are configured from: multiple tunneling magnetoresistive elements that are connected in series in an arrangement wherein the respective orientations of the fixed magnetic layer magnetizations and of the free magnetic layer magnetizations without an applied magnetic field coincide; a capacitor connected in parallel to the multiple tunneling magnetoresistive elements; and a fixed resistor connected in series to the multiple tunneling magnetoresistive elements and the capacitor. The magnetic sensor is configured by disposing the multiple assemblies with the orientations of the fixed magnetic layer magnetizations thereof being reversed with respect to each other with relative angles exceeding 90° and connecting same in series and/or in parallel.

(57) 要約:

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

生体磁気信号を検出するセンサデバイスとしてトンネル磁気抵抗素子を適用し、複数のトンネル磁気抵抗素子により検出対象外の外部磁界等を相殺する。固定磁性層の磁化の向きとフリー磁性層の磁化の向きとの角度差に従って固定磁性層からフリー磁性層に流れる電流を変化させるトンネル磁気抵抗素子 10 を含む集積体が複数組み合わせられた磁気センサであって、集積体は、固定磁性層の磁化の向き及び磁場のかからない状態でのフリー磁性層の磁化の向きをそれぞれ一致させた配置で直列に接続された複数のトンネル磁気抵抗素子と、当該複数のトンネル磁気抵抗素子に並列に接続されたコンデンサと、当該複数の複数のトンネル磁気抵抗素子及びコンデンサに対して直列に接続された固定抵抗とから構成され、複数の集積体同士が固定磁性層の磁化の向きを 90 度を超える相対角をもって逆向きに配置されて直列及び／又は並列で接続されて構成される。

明 細 書

発明の名称：磁気センサ及び生体磁気計測システム

技術分野

[0001] 本発明は、磁気センサ及び生体磁気計測システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、生体から発生する磁気を計測する装置として、SQUID (Superconducting Quantum Interference Device: 超伝導量子干渉素子) センサを用いた生体磁気計測装置が研究されている (特許文献1-5等)。多数のSQUIDセンサを配列させて生体磁気の計測に用いることで、脳磁図、心磁図等の2次元磁気情報を得ることができる。

SQUIDセンサにより生体磁気計測するには、SQUIDセンサを冷媒により超伝導状態に保つ必要がある。そのため、SQUIDセンサは、冷媒が貯留されたデュフに内蔵され、この冷媒に浸漬された状態で計測に用いられる。

このデュフの冷媒槽の外壁部の一部を、生体の計測対象部位、例えば頭蓋に対応した形状に形成し、この外壁部の内側に多数のSQUIDセンサを配列させて冷媒に浸漬し、外壁部の外側を生体に接触させることにより、多数のSQUIDセンサを生体に対して一定の距離に近接させて計測し、脳磁図等を得ることができる生体磁気計測装置が提案されている。

[0003] ところで、微弱な生体磁気信号を検出するためには、大きな外部磁場を取り除いてこれを検出する必要がある。

生体磁気信号の信号強度は 10^{-10} ~ 10^{-15} Tのオーダーであるが、大きな外部磁場 (雑磁場) は非常に大きく、例えば都市の磁気ノイズは 10^{-7} T、地磁気は 10^{-5} Tといったオーダーであり、同時にセンシングした場合、生体由来の信号はこれらの雑磁場によってかき消されてしまう。

そこで雑磁場のない環境で計測を行うため、磁気シールドルームなどが提

案されている。

また外部磁場を取り除く目的で、SQUIDを用いた生体磁気検出装置ではグラジオメータなどが提案されている。

グラジオメータは、間隔をあけて配置された2つのピックアップコイルを有しており、例えば特許文献6-8に記載されている。

[0004] 磁気シールドルームは、大きな外部磁界（雑磁場）を遮断することができるが、例えば脳磁界測定において心臓から発生する磁界がノイズとなる場合のように、人体から発生する磁場も検出対象の生体磁気信号からみるとノイズの一つになることがあり、十分な対策にならないという問題がある。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開平2-40578号公報

特許文献2：特開平3-1839号公報

特許文献3：特開2000-193364号公報

特許文献4：特開2004-65605号公報

特許文献5：特開2007-17248号公報

特許文献6：特開2009-125396号公報

特許文献7：特開2010-148578号公報

特許文献8：特開2010-151508号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] SQUIDセンサを用いた生体磁気計測装置にあつては、センサを低温に保つ冷媒が必要となり、そのために大型化し、被検部に対してセンサを近接して柔軟に対応するように配置したり、センサを高密度に配置したりすることが難しいなどの問題がある。

そこで本願発明者は、常温で使用可能で、小型軽薄化、高密度化等が可能なセンサデバイスとして、トンネル磁気抵抗素子（TMR（Tunnel Magneto

Resistive) 素子) を生体磁気の計測に適用することを考える。

トンネル磁気抵抗素子を磁気センサとして採用することで磁気センサの高密度化等を進めることができるが、上述の外部磁場等の問題を解決する必要がある。

[0007] 本発明は以上の問題に鑑みてなされたものであって、生体から発生する磁気を計測するために、生体磁気信号を検出するセンサデバイスとしてトンネル磁気抵抗素子を適用するにあたり、複数のトンネル磁気抵抗素子により検出対象外の外部磁界等を相殺しつつ、トンネル磁気抵抗素子により生体磁気信号を検知可能に構成することを課題とする。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明の第1の側面によれば、磁化の向きが固定された固定磁性層、外部からの磁束の影響を受けて磁化の向きが変化するフリー磁性層、及び、前記固定磁性層及び前記フリー磁性層との間に配置された絶縁層を有し、前記固定磁性層の磁化の向きと前記フリー磁性層の磁化の向きとの角度差に従って前記固定磁性層から前記フリー磁性層に流れる電流を変化させるトンネル磁気抵抗素子を含む集積体が複数組み合わせられた磁気センサであって、

前記集積体は、前記固定磁性層の磁化の向き及び磁場のかからない状態での前記フリー磁性層の磁化の向きをそれぞれ実質的に一致させた配置で直並列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子と、当該直並列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子に並列に接続されたコンデンサと、前記直並列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子及び前記コンデンサに対して直列に接続された固定抵抗とから構成され、

複数の前記集積体同士が前記固定磁性層の磁化の向きを90度を超える相対角をもって配置されて直列及び／又は並列で接続された磁気センサである。

[0009] 上記の磁気センサにおいて、前記相対角が実質的に180度であることが好ましい。

[0010] 上記の磁気センサにおいて、前記複数の集積体が所定の間隔を隔てて配置

されたことが好ましい。

[0011] 上記の磁気センサにおいて、前記トンネル磁気抵抗素子は、磁場のかからない状態での前記フリー磁性層の磁化の向きと、前記固定磁性層の磁化の向きとが異なることが好ましい。

[0012] 上記の磁気センサにおいて、前記集積体における前記固定抵抗は、当該集積体において当該固定抵抗に対して直列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子の磁界のかからない状態での抵抗値を R [Ω] とするとき、 $0.4R$ 以上 $2.5R$ 以下であることが好ましい。

[0013] 上記の磁気センサにおいて、複数の前記トンネル磁気抵抗素子及び前記コンデンサは同一の基板に実装されており、複数の前記トンネル磁気抵抗素子の磁界のかからない状態での抵抗値を R [Ω]、前記コンデンサの容量を C [F] とするとき、 $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R$ [$\Omega \cdot F$] $< 4.0 \times 10^{-4}$ を満たすことが好ましい。

[0014] 上記の磁気センサにおいて、複数の前記トンネル磁気抵抗素子と、前記固定抵抗とが直列にして定電圧源に接続され、前記トンネル磁気抵抗素子と前記固定抵抗との間から検出信号の出力線が取り出されていることが好ましい。

[0015] 上記の磁気センサにおいて、前記基板は、ガラスエポキシ基板、ポリイミド基板、セラミック基板、ガラス基板のうちのいずれかであることが好ましい。

[0016] 上記の磁気センサにおいて、前記基板の配線に磁性体が含まれないことが好ましい。

[0017] 本発明の第2の側面によれば、生体磁気計測システムは、請求項1から請求項9のうちいずれか一に記載の磁気センサを複数備え、当該複数の磁気センサの検出信号に基づき生体磁気情報を生成する演算装置を備える。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、固定磁性層が少なくとも90度の相対角を超えて逆向き（好ましくは実質的に180度）にされたトンネル磁気抵抗素子の集積体同

土は、大きな外部磁気や検出対象外の人体から比較的広範に発せられる磁気に由来した一様な磁界に対して相反する抵抗値変化をするために相殺されて、これらが直列及び／又は並列で接続された構成の抵抗値を一定に保つ。その一方で、検出対象（例えば脳）から発せられ、局地的に異なる微弱な磁界に対しては、集積体同士は相殺されない異なった抵抗値変化を示し、これを検出する、すなわち、検出対象の生体磁気信号を検知することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本発明の一実施形態に係る集積体の回路構成を示す模式図である。

[図2A]集積体が搭載された集積ユニットの一例を示す縦断面図である。

[図2B]集積体が搭載された集積ユニットの一例を示す斜視図である。

[図3A]固定磁性層の磁化の向きが相互に反対向きにされた2種の集積ユニットのうち、一方の集積ユニットを示す斜視図である。

[図3B]固定磁性層の磁化の向きが相互に反対向きにされた2種の集積ユニットのうち、他方の集積ユニットを示す斜視図である。

[図4]複数の集積ユニットの接続例を示す模式図である。

[図5]多数の集積ユニットを3次的に配置する構成例を示す斜視図である。

[図6]図5に示す構成が湾曲した状態を示す斜視図である。

[図7]図5に示す構成をヘルメット型の磁気シールド装具に内蔵した構成例を示す斜視図である。

[図8]図7に示す構成を被検者の頭部に装着した状態を示す斜視図である。

[図9]固定磁性層の磁化の向きが異なる2つのトンネル磁気抵抗素子を示した斜視図a、及びこれらのトンネル磁気抵抗素子の各々の抵抗値の変化を示すグラフb、cである。

[図10]固定磁性層の磁化の向きが異なる2つのトンネル磁気抵抗素子を示した斜視図a1、b1、c1、d1、これらのトンネル磁気抵抗素子の各々の抵抗値の変化を示すグラフa2、b2、c2、d2、及びa3、b3、c3、d3、合成抵抗を示すグラフeである。

[図11]固定磁性層の磁化の向きが異なる2つのトンネル磁気抵抗素子を示し

た斜視図a1、b1、c1、これらのトンネル磁気抵抗素子の各々の抵抗値の変化を示すグラフa2、b2、c2、及びa3、b3、c3、合成抵抗を示すグラフeである。

[図12]本発明の一実施形態に係る磁気センサの周波数対電圧減衰特性を示すグラフである。

[図13]トンネル磁気抵抗素子に直列に接続された固定抵抗の抵抗値と、トンネル磁気抵抗素子の抵抗値が0.01%変化した時の出力Vの変化 ΔV との関係を示すグラフa及び同関係が測定される対象の回路図bである。

[図14]本発明一実施形態の変形例に係る生体磁気計測システムのブロック回路図である。

[図15A]本発明の一実施形態の変形例に係るTMRモジュールの等価回路図の例である。

[図15B]本発明の一実施形態の変形例に係るTMRモジュールの等価回路図の例である。

[図15C]本発明の一実施形態の変形例に係るTMRモジュールの等価回路図の例である。

[図16]本発明の一実施形態の変形例に係るTMRモジュールの等価回路図の一例においてトンネル磁気抵抗素子を立体的なモデルで示したものである。

[図17]本発明の一実施形態の他の変形例に係る集積体のブロック回路図である。

[図18]本発明の一実施形態の他の変形例に係る集積体のブロック回路図である。

[図19]本発明の一実施形態の他の変形例に係る集積体のブロック回路図である。

[図20]本発明の一実施形態の他の変形例に係る集積体のブロック回路図である。

[図21]本発明の一実施形態の他の変形例に係る集積体のブロック回路図である。

発明を実施するための形態

[0020] 以下に本発明の一実施形態につき図面を参照して説明する。以下は本発明の一実施形態であって本発明を限定するものではない。

[0021] 本実施形態の磁気センサは、図1に示す回路構成を有した集積体を一つの単位として複数の集積体を組み合わせて構成される。

本集積体は、直並列に接続された複数のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・と、複数のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・に並列に接続されたコンデンサCaと、複数のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・及びコンデンサCaに対して直列に接続された固定抵抗Rcとから構成される。ここで、直並列とは、直列に接続されたトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・を複数組並列に接続すること、又は並列に接続されたトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・を複数組直列に接続すること、またはこれらを組み合わせたものを言う（図15A～図15C参照）。

各トンネル磁気抵抗素子10は、磁化の向きが固定された固定磁性層11、外部からの磁束の影響を受けて磁化の向きが変化するフリー磁性層12、及び、固定磁性層11及びフリー磁性層12との間に配置された絶縁層13を有する。

各トンネル磁気抵抗素子10は、固定磁性層11の磁化の向きとフリー磁性層12の磁化の向きとの角度差に従って固定磁性層11からフリー磁性層12に流れる電流を変化させる。したがって、トンネル磁気抵抗素子10の抵抗値が変化する。

同一集積体においては、複数のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・の固定磁性層11の磁化の向きは実質的に互いに一致している。全ての素子の固定磁性層の磁化の向きが互いに一致しているのが理想的であるが、生体磁気の測定に支障のない範囲で概ね磁化の向きが揃っていればよい。

また、同一集積体においては、複数のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・の磁場のかからない状態でのフリー磁性層12の磁化の向きは実質的に互いに一致している。全ての素子の磁場のかからない状態でのフリー

磁性層の磁化の向きが互いに一致しているのが理想的であるが、生体磁気の測定に支障のない範囲で概ね磁化の向きが揃っていればよい。

図 1 に示す回路構成において、電極 1 は、定電圧源 20 の高電位側に接続され、電極 2 はグラウンドに接続され、電極 3 の電位は検出信号として出力される。磁界の影響によりトンネル磁気抵抗素子 10, 10, 10・・・の抵抗値が変化することで、電極 3 の電位が変化するため、これを検出することで磁界を検出することができる。

以上のように多数のトンネル磁気抵抗素子が磁化の向きを同一にして接続されるので、個々の素子の個体差が吸収されショットノイズが低減され、素子が多数になることにより、抵抗値が分散され、熱の発生が抑制されて熱ノイズが低減される。これは内部由来のノイズ低減に関することであり、環境ノイズに関してはさらに以下のようにして低減する。

[0022] 以上のような集積体を複数組み合わせることで磁気センサが構成される。その組合せを容易に実現するために集積体を搭載した集積ユニットの例が図 2 A の断面図及び図 2 B の斜視図に示される。

図 2 A、図 2 B に示す集積ユニット 4 においては、チップ 10 C に上述の複数のトンネル磁気抵抗素子 10, 10, 10・・・が集積回路として構成され、チップ 10 C とコンデンサ C a とが同一基板 5 に実装されている。

コンデンサ C a の一端は端子 60 に電氣的に接続され、コンデンサ C a の他端は出力信号端子としての電極 3 に電氣的に接続されている。端子 60 は集積ユニット 4 の内面に形成された金属層を通じてグラウンド接続端子としての電極 2 に接続されている。集積ユニット 4 の上部は円筒状に形成されており、その内周面に端子 60 に接続する金属層が形成され、集積ユニット 4 の上端縁に電極 2 が形成されている。集積ユニット 4 の上部の円筒中央には電極 3 が設けられており、金属層と電極 3 との間に、開口を有する円形の絶縁体 70 が、その開口を電極 3 が貫くようにはめ込まれている。

チップ 10 C に構成されるトンネル磁気抵抗素子 10, 10, 10・・・の固定磁性層 11 の磁化の向きを図 3 A、図 3 B において矢印 S で示す。

このチップ10Cを相互逆向きに実装して固定磁性層11の磁化の向きSが相互に反対向きにされた2種の集積ユニット4A（図3A）、集積ユニット4B（図3B）を構成する。

そして、複数の集積ユニットを接続することで、図4のa又はbに示すように集積ユニット4Aと集積ユニット4Bとを直列に接続して組み合わせる。又は、図4のcに示すように集積ユニット4Aと集積ユニット4Bとを並列に接続して組み合わせる。

それとともに、組み合わせられた集積ユニット4Aと集積ユニット4Bとの相対位置を図5に示すような組立ユニット6に保持させて所定の間隔を隔てて固定する。

同様に集積ユニット4A及び集積ユニット4Bを搭載した組立ユニット6, 6, 6...を保持グリッド7の挿入部7a, 7a, 7a...に挿入して縦横に配置し保持する。但し、挿入部7a, 7a間は伸縮性のジョイント7bで連結されており、図6に示すように検出対象の人体の表面（例えば頭部）に沿って組立ユニット6, 6, 6...の配置面が湾曲する。

脳磁界を検出対象とする場合は、頭部に装着するために、図7に示すように集積ユニット実装済みの保持グリッド7をヘルメット型の磁気シールド装具8に内蔵し、図8に示すように被検者の頭部に装着させて生体磁気検出を実行する。もちろん、装具8の内面にあっては、頭部が保持グリッド7に直接又は布等の柔軟な介在物を介して当たるように構成される。頭部の押圧力が保持グリッド7に加わって保持グリッド7が頭蓋に沿って湾曲するようにするためである。

[0023] さて、以上のようにして構成された集積ユニット4A及び4B内のチップ10Cに構成されるトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10...を代表してそれぞれ1つ抜き出して模式的に描くと、例えば図9のaに示すように配置されている。

すなわち、図9のaに示すように、一方のトンネル磁気抵抗素子10Aの固定磁性層11の磁化の向きSは、他方のトンネル磁気抵抗素子10Bの固定

磁性層 11 の磁化の向き S と 180 度の相対角を有して相互逆向きとなっている。

図 9 の a においては、磁場のかからない状態でのフリー磁性層 12 の磁化の向きを矢印 F で表示している。磁場のかからない状態でのフリー磁性層 12 の磁化の向き F は、固定磁性層 11 の磁化の向き S と異なる方向とされる。図 9 の a においては 90 度異なる。

図 9 の a においては、一方のトンネル磁気抵抗素子 10 A に係るフリー磁性層 12 の磁化の向き F と、他方のトンネル磁気抵抗素子 10 B に係るフリー磁性層 12 の磁化の向き F とが逆向きとなっているが、これは同方向でもよい。また、図 9 の a においては、フリー磁化層 12 を上側に固定磁化層 11 を下側に図示しているが、これに限るものではなく、フリー磁化層 12 と固定磁化層 11 が図 9 の a とは逆の態様でも構わない。

[0024] これらのトンネル磁気抵抗素子 10 A, 10 B に外部磁場等により大きな磁界 H が掛かると、一方のトンネル磁気抵抗素子 10 A に係るフリー磁性層 12 の磁化の向き F は、矢印 A の方向へ振れ、他方のトンネル磁気抵抗素子 10 B に係るフリー磁性層 12 の磁化の向き F は、矢印 B の方向へ振れる。

このとき、トンネル磁気抵抗素子 10 A においては、フリー磁性層 12 の磁化の向き F が振れる方向 A は、固定磁性層 11 の磁化の向き S と同方向である。トンネル磁気抵抗素子 10 B においては、フリー磁性層 12 の磁化の向き F が振れる方向 B は、固定磁性層 11 の磁化の向き S と反対方向である。

トンネル磁気抵抗素子 10 において、フリー磁性層 12 の磁化の向き F が固定磁性層 11 の磁化の向き S と同方向に振れると、抵抗値は下がり、反対方向に振れると抵抗値が上がる。

したがって、図 9 の b に示すようにトンネル磁気抵抗素子 10 A の抵抗値は下がり、図 9 の c に示すようにトンネル磁気抵抗素子 10 B の抵抗値は上がる。トンネル磁気抵抗素子 10 の抵抗値は、磁界 H の強さに従って所定の範囲（例えば 200 Ω から 1 k Ω ）で変化する。トンネル磁気抵抗素子 10 A と

トンネル磁気抵抗素子 10B とに掛かる磁界 H が同一であれば、抵抗値の振れ幅は同一となり、合成抵抗値は変化せず一定の値を示す。このように、組立ユニット 6 内のトンネル磁気抵抗素子 10 に作用する磁界が同一のときに組立ユニット 6 の合成抵抗が変化しないようにこれを構成する。

以上の原理によって組立ユニット 6 は外部磁界等のノイズを相殺する機能を有した一つの磁気センサとして機能する。

[0025] 以上のように構成して抵抗値が相殺されることで、ノイズキャンセルがなされる。具体的には、自然界に存在する大きな磁界や、人体から広範に放射される磁界を検知しても、上述したように一方の素子 (10A) と他方の素子 (10B) とが示す抵抗値は符号が異なり、絶対値が等しい値であることから、相殺することで磁気検出信号として出力しないようにすることができる。

一方、検出対象 (たとえば脳) から放射される微弱な磁界については、磁束密度／磁界の大きさが異なるために、組立ユニット 6 内の異なる集積ユニット 4A と 4B に対して、異なった作用を与える。すなわち、一方の抵抗値変化が大きく、他方の抵抗値変化が小さいといった不均衡が生じる。多数の集積ユニットを接続している場合も同様に、抵抗値変化が大きく発生する集積ユニットと小さく発生する集積ユニットが生じる。

したがって、集積体を組み合わせたセンサから近い微弱な磁束に対しては、双方の集積体が出力する抵抗値の絶対値が異なることとなり、この総和となる磁気検出信号はゼロから変化する。そして上記した通り、ノイズとなる大きな磁界はキャンセルされているので、検出目的の微小磁界のみを磁気検出信号として取り出すことが可能になる。

[0026] このようなノイズキャンセルの原理を図 10 及び図 11 を参照して改めて説明する。図 10 の a1 に示すように、トンネル磁気抵抗素子 10m と、トンネル磁気抵抗素子 10n とが配置された構成を磁気センサの基本要素とする場合につき説明する。トンネル磁気抵抗素子 10m と、トンネル磁気抵抗素子 10n とは、その固定磁性層 11 やフリー磁性層 12 の積層方向に所定

の間隔を隔てて近接して配置されている。なお、図9のaにあっては、固定磁性層11及びフリー磁性層12をそれぞれ同一面に配置して所定の間隔を隔てて近接して配置したが、このように積層方向に所定の間隔を隔てて配置しても同様の効果が得られる。

[0027] 一方のトンネル磁気抵抗素子10mの固定磁性層11の磁化の向きSは、他方のトンネル磁気抵抗素子10nの固定磁性層11の磁化の向きSと180度の相対角を有して相互逆向きとなっている。図10のa1においては、磁場のかからない状態を示す。この状態でフリー磁性層12の磁化の向きFは、固定磁性層11の磁化の向きSと90度交差する方向であり、一方のトンネル磁気抵抗素子10mに係るフリー磁性層12の磁化の向きFと、他方のトンネル磁気抵抗素子10nに係るフリー磁性層12の磁化の向きFとが同方向である。これは逆方向でもよい。

なお、2つのトンネル磁気抵抗素子10mと10nの磁化の向きの相対角を180度とする場合、丁度180度とするだけでなく、実質的に180度と同等とみなせる範囲で180度から僅かにずれていてもよい。具体的には、180度±3度程度までの範囲の角度であれば実質的には180度であるとみなすことができる。

[0028] 図10のa1と同様の構成が図10のb1、c1、d1に示される。但し、磁界が異なっている。図10のa1、b1、c1、d1の各状態に対応するトンネル磁気抵抗素子10mの抵抗値変化を図10のa2、b2、c2、d2に、トンネル磁気抵抗素子10nの抵抗値変化を図10のa3、b3、c3、d3に、トンネル磁気抵抗素子10m及びトンネル磁気抵抗素子10nが直列又は並列に接続された回路の合成抵抗を図10のeに示した。

図10のb1、c1、d1に示すように、方向が異なる大きな磁界H1、H2、H3が生じると、フリー磁性層12の磁化の向きFはそれぞれ異なった振れ方をするが、その抵抗値は相反する変化をしており、合成抵抗が一定となる。これがノイズとなる大きな磁界をキャンセルする原理である。

[0029] 図11に図10と同様の図を示した。但し、図11のc1にあっては、トン

ネル磁気抵抗素子 10 m の方に対して比較的大きく影響する微小磁界 H_s が生じている。微小磁界 H_s が検出対象となる脳等から発せられる磁界に相当する。

図 11 の a1 に示す磁界が生じていない場合に対し、図 11 の b1 に示すように素子 10 m、10 n に対して影響が異なる大きな磁界 H が生じてても、合成抵抗は変化せず一定である。図 10 で確認したように磁界 H が如何なる方向であっても同様である。このような状況下で、図 11 の c1 に示すように素子 10 m の位置に微小磁界 H_s が生じると、図 11 の c2 に示すように素子 10 m の抵抗値は変化するが、離れた位置にある素子 10 n では微小磁界 H_s の影響がほとんど無く、図 11 の c3 に示すように抵抗値がほとんど変化しない。このようにして、磁界 H 、すなわち、自然界に存在する大きな磁界や、検出対象外の人体の部位（例えば心臓）から広範に放射される磁界をキャンセルしつつ、磁界 H_s 、すなわち、検出対象の生体磁気信号を検知することができる。なお、上述した実施形態においては、複数の集積体同士を、固定磁性層の磁化の向きを実質的に 180 度の相対角をもって配置しているが、これに限るものではなく、固定磁性層の磁化の向きが 90 度を超える相対角を持って配置されていけばよい。

[0030] 図 5～図 7 に示した構成にあっては、組立ユニット 6 内に保持される集積ユニット 4、4、4・・・は、検出対象の生体部位表面に対して離れる方向に配置される。

このように配置することで、生体部位表面から深さ方向の磁界を検出することが可能となる。

検出対象に最も近接配置した集積ユニット 4 と、その集積ユニット 4 から遠ざかる方向に第二、第三の集積ユニット 4、4、4・・・を配置していく場合、これらの集積ユニット 4、4、4・・・の間隔は検出対象の深さと同等に配置する。すなわち、生体表面から 30 mm の深部の磁束を検出したい場合、第一の集積ユニット 4 と第二の集積ユニット 4 の距離を 30 mm にして配置する。さらに第三の集積ユニット 4、第四の集積ユニット 4 と離して

配置することで、集積ユニット4, 4, 4・・・の距離に対応した深部の磁束を検出することができる。

以上のように深さ方向に対応して集積ユニット4, 4, 4・・・を保持する組立ユニット6が、さらに図5～図7にも示すように、生体表面に沿ってグリッド状に多数配置される。これにより、検出対象の磁界を3次元的に捕えることができる。各集積ユニット4, 4, 4・・・の出力電極3が演算装置100に接続されて、集積ユニット4, 4, 4・・・の出力信号が演算装置100に入力される。演算装置100は、入力された信号をデジタルデータに変換するとともに、演算によって生体磁気の信号源の3次元的な位置（頭蓋に沿う方向及び頭部の深さ方向における位置）や生体磁気の強度等を表すデータを生成する。例えば、演算装置100は、3次元の磁界分布を表わす生体磁気データを生成し、これをディスプレイ等の出力装置に対してグラフィック化して表示出力する。以上の構成により、生体磁気計測システム200が実現される。

[0031] 図7に示す構成は脳磁界の検出に適用する例であるが、検出対象の生体部位はこれに限られない。また、図5～図7に示す構成は、生体に臨む最先端の集積ユニット4を生体表面に密着させる非侵襲の構成を想定したものである。これに拘わらず、集積ユニット4が内蔵される先端を極細径の針状に形成して生体に対して侵襲的に挿入してもよいし、あるいは生体に穿刺してもよい。

[0032] なお、図1に示した集積体においてトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・に並列に接続されたコンデンサC_aは、出力電極3から高周波の環境ノイズをカットオフするためのものである。これについては以下の構成条件が有効である。

すなわち、コンデンサC_aと並列のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・の磁界のかからない状態での抵抗の合計値をR〔Ω〕、コンデンサC_aの容量をC〔F〕とすると、 $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R [\Omega \cdot F] < 4.0 \times 10^{-4}$ を満たすことを構成条件とする。

[0033] コンデンサ C_a を接続した場合、カットオフ周波数は次式 1 で定義される。

$$f = 1 / (2\pi RC) \cdots (\text{式 1})$$

生体系の磁気信号の最大値は、400 [Hz] ~ 2 [kHz] 程度に存在する。この上限以上の周波数帯域はノイズとして除去することが好ましいが、カットオフ周波数を上記上限値 2 [kHz] 又はその近傍に設定すると、必要な信号が歪んでしまう恐れがある。そこで、本実施形態においては、ノイズを十分抑制することができ、かつ、信号歪みの発生を確実に回避できるカットオフ周波数の上限値を 4 [kHz] としている。

これを式 1 より $C \cdot R$ に置き換えると、次式 2 のとおりとなる。

$$4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R [\Omega \cdot F] < 4.0 \times 10^{-4} \cdots (\text{式 2})$$

トンネル磁気抵抗素子の抵抗値 R を 1 [k Ω] と設定する場合、式 2 を満たすコンデンサの容量値 C は 0.04 [μF] から 0.4 [μF] となる。

$C \cdot R [\Omega \cdot F] = 4.0 \times 10^{-5}$ としたときと、 $C \cdot R [\Omega \cdot F] = 4.0 \times 10^{-4}$ としたときの定電圧源 20 (電極 1 に接続) に対するグラウンド電極 2 - 出力電極 3 間の周波数対電圧減衰特性は図 12 のグラフに示す通りとなる。図 12 に示すグラフにおいて縦軸は定電圧源 20 に対する減衰率である。

図 12 に示すグラフにおいて比較的低周波帯のフラットな最高値から 3 [dB] 落ちた周波数をカットオフ周波数とすると、 $C \cdot R [\Omega \cdot F] = 4.0 \times 10^{-5}$ としたときのカットオフ周波数は 4 [kHz] であり、 $C \cdot R [\Omega \cdot F] = 4.0 \times 10^{-4}$ としたときのカットオフ周波数は 400 [Hz] である。なお、図 12 のグラフは、一例として、固定抵抗 R_c の抵抗値を 1 [k Ω]、トンネル磁気抵抗素子 10, 10, 10... の抵抗値 R を 1 [k Ω] とした時、コンデンサ C_a の容量 C の値を変化させて作成したものである。

[0034] 以上説明した並列接続のコンデンサを含めた簡素な構成によって、10 [kHz] で 10 [dB] から 30 [dB]、100 [kHz] では 30 [dB]

B〕から50〔dB〕もの減衰が達成でき、トンネル磁気抵抗素子の出力から高周波の環境ノイズを低減させることができる。なお、少なくともトンネル磁気抵抗素子10及びコンデンサCaは、同一の基板に実装することが好ましい。同基板としては、ガラスエポキシ基板、ポリイミド基板、セラミック基板、ガラス基板のうちのいずれかーを選択して適用し、基板上の配線としては、磁性体が含まれない導電材料により構成された配線を適用する。例えば、同配線としては、Cu層に、Auメッキを施したものを適用し、Niなどの磁性体層を設けない。生体磁気の検出信号への影響を避けるためである。

[0035] また、検出信号を増幅するために、固定抵抗Rcの抵抗値は0.4R以上2.5R以下の抵抗値とすることが好ましい。

トンネル磁気抵抗素子は、磁場の影響を受けてその抵抗値を変化させる。図13のbに示す回路において、トンネル磁気抵抗素子TMRの抵抗値が変化すると出力Vが変化するため、この出力Vによってトンネル磁気抵抗素子TMRの置かれる磁場の変化を検出することができる。図13のbに示す回路においてトンネル磁気抵抗素子TMRの抵抗値が0.01%変化した時の出力Vの変化ΔVの固定抵抗Rcの抵抗値に対する特性を図13のaに示した。初期のトンネル磁気抵抗素子TMRの抵抗値を1000〔Ω〕とし抵抗値が0.01%変化するときの変化前と変化後の出力差がΔVである。固定抵抗Rcの抵抗値が1000〔Ω〕であるときに、出力差ΔVはほぼ最大値をとる。このとき、固定抵抗Rcの抵抗値は、初期のトンネル磁気抵抗素子TMRの抵抗値の1倍である。固定抵抗Rcの抵抗値が、400〔Ω〕から2500〔Ω〕、すなわち、初期のトンネル磁気抵抗素子TMRの抵抗値の0.4倍から2.5倍の範囲で出力差ΔVが最大値の約80%を超えており、トンネル磁気抵抗素子TMRの微小な抵抗値の変化を大きな出力差ΔVで伝えていることがわかる。

したがって、集積体におけるトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・の磁界のかからない状態での抵抗値Rに対して、固定抵抗Rcの抵抗値は

0.4 R以上2.5 R以下の抵抗値とすることが好ましい。これにより生体磁気の検出信号を大きな変化で取り出すことができる。

[0036] 生体信号は周波数帯域が低いため、以上のように直列に配置した固定抵抗 R_c と並列に配置したコンデンサ C_a によって高周波の信号をカットオフし、更に生体と同等の周波数を持つ検出対象外の磁場由来の信号を上述したように2つ以上のトンネル磁気抵抗素子（図9の10Aと10B、図10及び図11の10mと10n）で相殺させることによって高精度な生体磁気計測システムが実現できる。

トンネル磁気抵抗素子は微細なセンサであるため、小型化が可能であり、上述したように多数のユニットを使用して生体に対して2次元のさらには3次元的に高密度に配置することができ、空間分解能が向上しその意味でも高精度化が図られる。

[0037] [変形例]

上記の生体磁気計測システム200は、図14に示すように、上述の集積体にさらに増幅回路及びローパスフィルター回路（LPF）からなるプリアンプ部30を有する構成としてもよい（これを図14において集積体40として図示する）。即ち、集積体40は、図14に示すように、TMRモジュール1と、固定抵抗 R_c と、定電圧源20と、プリアンプ部30と、コンデンサ C_a とを備えることとしてもよい。TMRモジュール1は、図1で説明した、直並列に接続された複数のトンネル磁気抵抗素子10, 10, 10・・・・により構成される。

集積体40においては、図14に示すようにTMRモジュール1と、コンデンサ C_a とが並列に接続される。定電圧源20が固定抵抗 R_c を介してTMRモジュール1及びコンデンサ C_a の一端側に接続される。TMRモジュール1及びコンデンサ C_a の両端の接続電気導線（Line-a、Line-b）がプリアンプ部30の入力に接続される。このような集積体40が複数設けられ、各集積体40, 40, 40・・・・のプリアンプ部30の出力が演算装置100の入力に接続されて、生体磁気計測システム200が構成される。一方

、各集積体40、40、40、・・・のTMRモジュール1、1、1、・・・が生体（例えば人体の頭部や胸部など）に対して配置され、生体からの磁気信号を検出する。各TMRモジュール1に対応するプリアンプ部30の出力信号が演算装置100に入力され、演算装置100は、生体磁気の信号源の位置、強さ等を同出力信号に基づき演算して推定する。

[0038] 少なくともTMRモジュール1及びコンデンサCaは、上述のように同一の基板に実装される。同基板としては、ガラスエポキシ基板、ポリイミド基板、セラミック基板、ガラス基板のうちのいずれかーを選択して適用し、基板上の配線としては、磁性体が含まれない導電材料により構成された配線を適用する。例えば、同配線としては、Cu層に、Auメッキを施したものを適用し、Niなどの磁性体層を設けない。生体磁気の検出信号への影響を避けるためである。

[0039] TMRモジュール1は、トンネル磁気抵抗素子10を一つの抵抗として示すと、例えば図15A～図15Cに示すような態様の、互いに直列又は／及び並列に接続された複数のトンネル磁気抵抗素子10により構成される。

図15Aに示すTMRモジュール1は、トンネル磁気抵抗素子10を直列に接続した構成同士を並列に接続した構成である。図15Bに示すTMRモジュール1は、トンネル磁気抵抗素子10を直列に接続した構成同士を並列に接続し、これによりできた構成同士をさらに直列に接続した構成である。図15Cに示すTMRモジュール1は、トンネル磁気抵抗素子10を並列に接続した構成同士を直列に接続した構成である。接続の仕方は問わないが、トンネル磁気抵抗素子10を並列に接続することによりTMRモジュール1全体としては、ショットノイズ、量子化ノイズが低減され、トンネル磁気抵抗素子を直列に接続することによりTMRモジュール1全体としては、熱ノイズ、量子化ノイズが低減される。

[0040] TMRモジュール1を構成する一つのトンネル磁気抵抗素子10の構造は、すでに述べたとおりである。即ち、トンネル磁気抵抗素子10は、磁化の向きが固定された固定磁性層11（又は12）、外部からの磁束の影響を受

けて磁化の向きが変化するフリー磁性層 12（又は 11）、及び、固定磁性層及び前記フリー磁性層との間に配置された絶縁層 13を有し、固定磁性層の磁化の向きとフリー磁性層の磁化の向きとの角度差に従ってトンネル効果により絶縁層 13の抵抗を変化させる作用を奏する（図 16 参照）。

[0041] さらに高周波の環境ノイズの低減対策として、TMRモジュール 1の磁界のかからない状態での抵抗値を R [Ω]、コンデンサ C_a の容量を C [F] とするとき、 $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R$ [$\Omega \cdot F$] $< 4.0 \times 10^{-4}$ を満たすことを構成条件とする。

図 14におけるTMRモジュール 1の磁界のかからない状態での抵抗値を R とした場合、TMRモジュール 1の両端におけるカットオフ周波数（ここでは、入力信号の周波数を変化させたときの、TMRモジュール 1からの出力が十分小さくなったみなすことができる周波数）は上述の式 1（ $f = 1 / (2\pi RC)$ ）で定義される。上述のように、生体系の磁気信号の最大値は、 400 [Hz] ~ 2 [kHz] 程度に存在するので、ノイズを十分抑制することができ、かつ、信号歪みの発生を確実に回避できるようにカットオフ周波数を 400 [Hz] ~ 4 [kHz] とし、これを式 1より $C \cdot R$ に置き換えると、上記式 2（ $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R$ [$\Omega \cdot F$] $< 4.0 \times 10^{-4}$ ）となる。 $C \cdot R$ [$\Omega \cdot F$] $= 4.0 \times 10^{-5}$ としたときと、 $C \cdot R$ [$\Omega \cdot F$] $= 4.0 \times 10^{-4}$ としたときの定電圧源 20に対するTMRモジュール 1の両端部の周波数対電圧減衰特性のシミュレーション結果は、図 12に示すグラフと同様となる。

よって、上記構成要件を満たすことにより、上記説明した並列接続のコンデンサ C_a を含めた簡素な構成によって、例えば、 10 [kHz] で 10 [dB] から 30 [dB]、 100 [kHz] では 30 [dB] から 50 [dB] もの減衰が達成でき、トンネル磁気抵抗素子の出力から高周波の環境ノイズを低減させることができる。

したがって、接続電気導線（Line-a、Line-b）に載る振幅も激減され、接続電気導線（Line-a、Line-b）から周囲に対する電磁結合にノイズ通減効果

とともに、その後の初段増幅回路のゲインを上げることが可能となることでダイナミックレンジが上がりプリアンプ系での信号精度向上が図られるとともに、ローパスフィルタ（LPF）によるノイズの逓減効果も上がる。

[0042] 即ち、図14に示す集積体40は、生体磁気信号を検知するトンネル磁気抵抗素子を含むトンネル磁気抵抗モジュールと、該トンネル磁気抵抗モジュールの出力を一時的に受けて後段の回路に出力するコンデンサとを備え、前記トンネル磁気抵抗モジュール及び前記コンデンサは同一の基板に実装されており、前記トンネル磁気抵抗モジュールの磁界のかからない状態での抵抗値を R 〔 Ω 〕、前記コンデンサの容量を C 〔F〕とすると、 $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R$ 〔 $\Omega \cdot F$ 〕 $< 4.0 \times 10^{-4}$ を満たすことが好ましい。 $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R$ 〔 $\Omega \cdot F$ 〕 $< 4.0 \times 10^{-4}$ の条件を満たすことにより、生体磁気信号の周波数帯を超える高周波信号がカットされるので、トンネル磁気抵抗素子の出力から高周波の環境ノイズ成分を低減させ、増幅回路系への混入を入り口で可及的に除去することができ、高周波の環境ノイズ成分と生体磁気信号とを分離するという効果がある。また、ダイナミックレンジを広げ、検出性能を向上することが可能となる。

[0043] さらに、TMRモジュール1の検出信号を増幅するために、固定抵抗 R_c の抵抗値は $0.4R$ 以上 $2.5R$ 以下の抵抗値とすることが好ましい（ R はTMRモジュール1の磁界のかからない状態での抵抗値）。トンネル磁気抵抗素子10の抵抗値に伴って変化する出力 V は、上記実施の形態において図13のaに示すグラフを用いて説明したように、固定抵抗 R_c の抵抗値は $0.4R$ 以上 $2.5R$ 以下のとき、出力差 ΔV が最大値の約80%を超えており、トンネル磁気抵抗素子TMRの微小な抵抗値の変化を大きな出力差 ΔV で伝えるからである。

[0044] なお、本実施の形態の変形例としては、図14に示したものに限らず、図17から図21に示した回路構成でも同様の作用効果を得ることができる。図17から図21に示した回路構成にあつては、コンデンサとしては $C_{a1} \sim C_{a4}$ が適用される。なお、電極50は接地される。

図 1 7 に示すように、TMR モジュール 1 及びコンデンサを 2 組 (C a 1、C a 2) 接続し、後段の TMR モジュール 1 及びコンデンサ C a 1 の直前のプリアンプ部 3 0 への接続線と固定抵抗 R c との間に、並列接続された TMR モジュール 1 とコンデンサ C a 2 を接続してもよい。

図 1 8 ～図 2 1 に示す回路のように、複数の TMR モジュール 1 を配置する (図 1 9 ～図 2 1) か、TMR モジュール 1 と抵抗とを配置する (図 1 8) ことによって、差動増幅型の回路を構成するようにしてもよい。特に、図 1 9 ～図 2 0 の回路は、ホイートストンブリッジのような回路を構成しているので、簡単な回路構成で正確に信号の変化を検出することができる。図 1 9 のように一つの TMR モジュール 1 と 3 つの抵抗 R c 1 ～R c 3 とでブリッジを構成すると、TMR モジュール 1 の数が少ないため、回路を作製しやすくなるメリットがある。

図 2 1 に示した回路は、4 つの TMR モジュール 1 でブリッジを構成し、中間点を接続するようにコンデンサ C a 1 を配している。このようにしても、プリアンプ部 3 0 に入力される前に、TMR モジュール 1 の出力をコンデンサ C a 1 によって高周波帯域の環境ノイズを抑制することができる。

[0045] なお、明細書、請求の範囲、図面及び要約を含む 2 0 1 1 年 5 月 2 0 日に
出願された日本特許出願 N o. 2 0 1 1 - 1 1 3 0 5 5 号及び 2 0 1 1 年 6
月 2 日に
出願された日本特許出願 N o. 2 0 1 1 - 1 2 3 9 9 0 号の全ての
開示は、そのまま本出願の一部に組み込まれる。

産業上の利用可能性

[0046] 医療の分野において生体の磁気を計測する磁気センサ及び生体磁気計測システムとして利用可能性がある。

符号の説明

- [0047] 4 集積ユニット
6 組立ユニット
7 保持グリッド
1 0 トンネル磁気抵抗素子

- 1 1 固定磁性層
- 1 2 フリー磁性層
- 2 0 コンデンサ
- 3 0 固定抵抗

請求の範囲

- [請求項1] 磁化の向きが固定された固定磁性層、外部からの磁束の影響を受けて磁化の向きが変化するフリー磁性層、及び、前記固定磁性層及び前記フリー磁性層との間に配置された絶縁層を有し、前記固定磁性層の磁化の向きと前記フリー磁性層の磁化の向きとの角度差に従って前記固定磁性層から前記フリー磁性層に流れる電流を変化させるトンネル磁気抵抗素子を含む集積体が複数組み合わせられた磁気センサであって、
- 前記集積体は、前記固定磁性層の磁化の向き及び磁場のかからない状態での前記フリー磁性層の磁化の向きをそれぞれ実質的に一致させた配置で直並列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子と、当該直並列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子に並列に接続されたコンデンサと、前記直並列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子及び前記コンデンサに対して直列に接続された固定抵抗とから構成され、
- 複数の前記集積体同士が前記固定磁性層の磁化の向きを90度を超える相対角をもって配置されて直列及び／又は並列で接続された磁気センサ。
- [請求項2] 前記相対角が実質的に180度である請求項1に記載の磁気センサ。
- [請求項3] 前記複数の集積体が所定の間隔を隔てて配置された請求項1又は請求項2に記載の磁気センサ。
- [請求項4] 前記トンネル磁気抵抗素子は、磁場のかからない状態での前記フリー磁性層の磁化の向きと、前記固定磁性層の磁化の向きとが異なる請求項1から請求項3のうちいずれかに記載の磁気センサ。
- [請求項5] 前記集積体における前記固定抵抗は、当該集積体において当該固定抵抗に対して直列に接続された複数の前記トンネル磁気抵抗素子の磁界のかからない状態での抵抗値を R 〔 Ω 〕とするとき、 $0.4R$ 以上

2. 5 R 以下である請求項 1 から請求項 4 のうちいずれかに記載の磁気センサ。

[請求項6] 複数の前記トンネル磁気抵抗素子及び前記コンデンサは同一の基板に実装されており、複数の前記トンネル磁気抵抗素子の磁界のかからない状態での抵抗値を R [Ω]、前記コンデンサの容量を C [F] とするとき、 $4.0 \times 10^{-5} < C \cdot R [\Omega \cdot F] < 4.0 \times 10^{-4}$ を満たす請求項 1 から請求項 5 のうちいずれかに記載の磁気センサ。

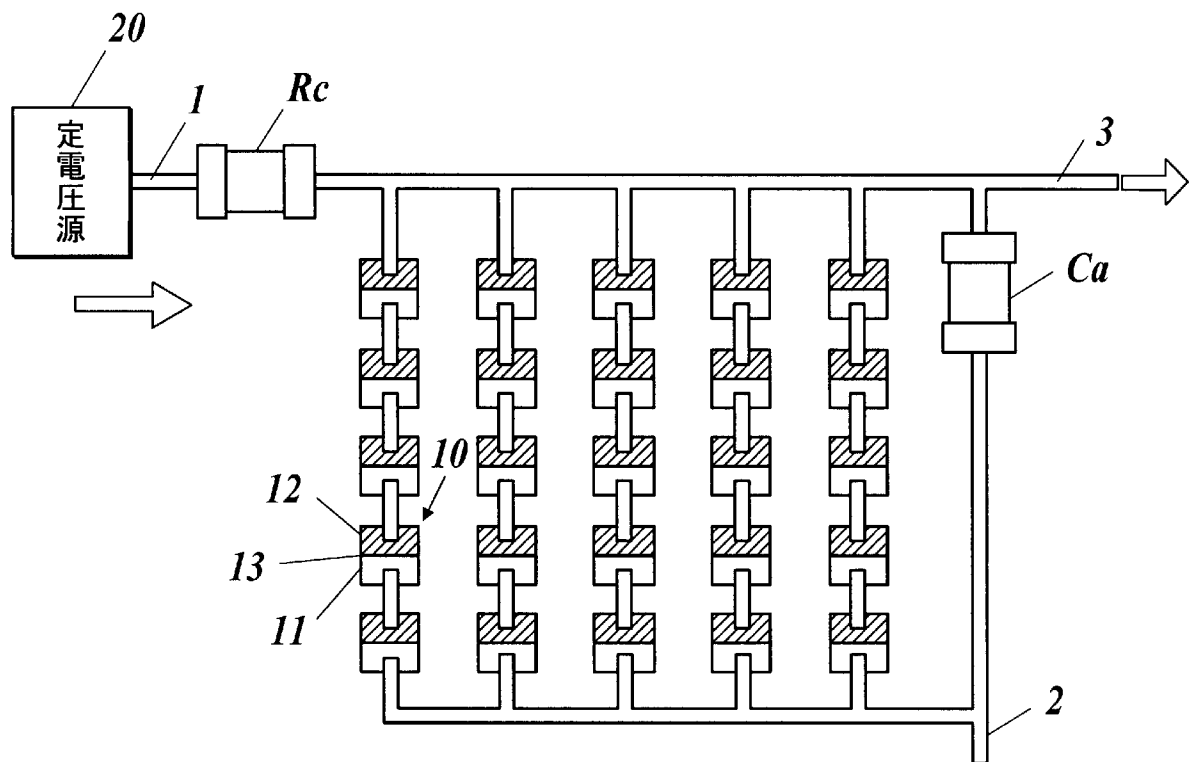
[請求項7] 複数の前記トンネル磁気抵抗素子と、前記固定抵抗とが直列にして定電圧源に接続され、前記トンネル磁気抵抗素子と前記固定抵抗との間から検出信号の出力線が取り出されている請求項 1 から請求項 6 のうちいずれかに記載の磁気センサ。

[請求項8] 前記基板は、ガラスエポキシ基板、ポリイミド基板、セラミック基板、ガラス基板のうちのいずれかであることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のうちいずれかに記載の磁気センサ。

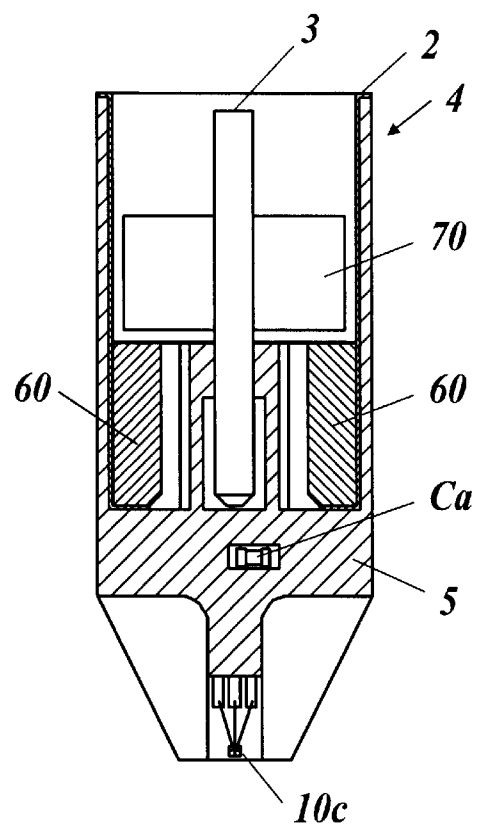
[請求項9] 前記基板の配線に磁性体が含まれないことを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のうちいずれかに記載の磁気センサ。

[請求項10] 請求項 1 から請求項 9 のうちいずれかに記載の磁気センサを複数備え、当該複数の磁気センサの検出信号に基づき生体磁気情報を生成する演算装置を備える生体磁気計測システム。

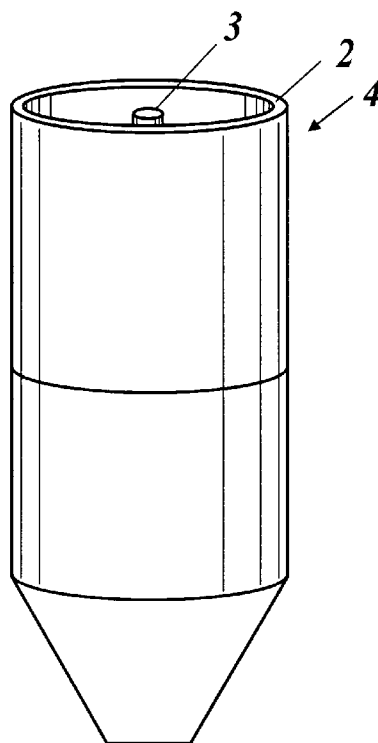
[図1]

FIG.1

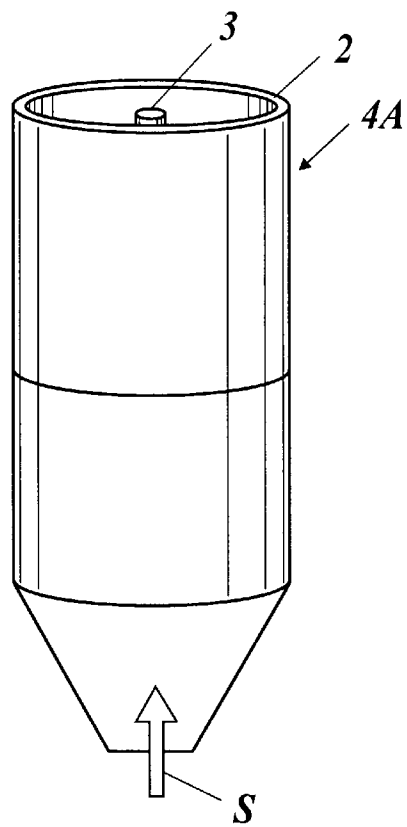
[図2A]

FIG.2A

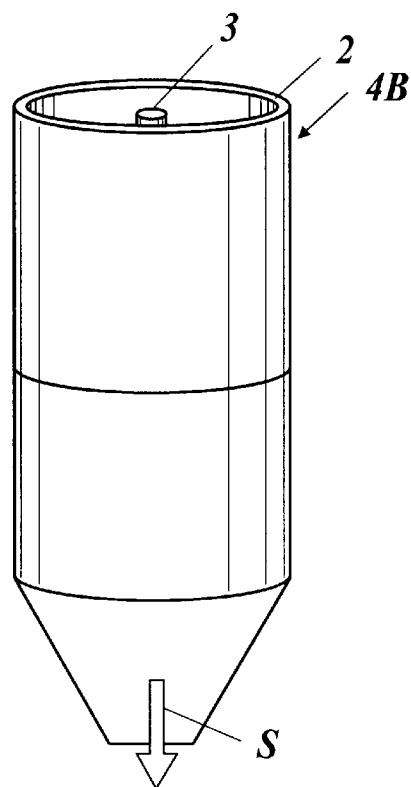
[図2B]

FIG.2B

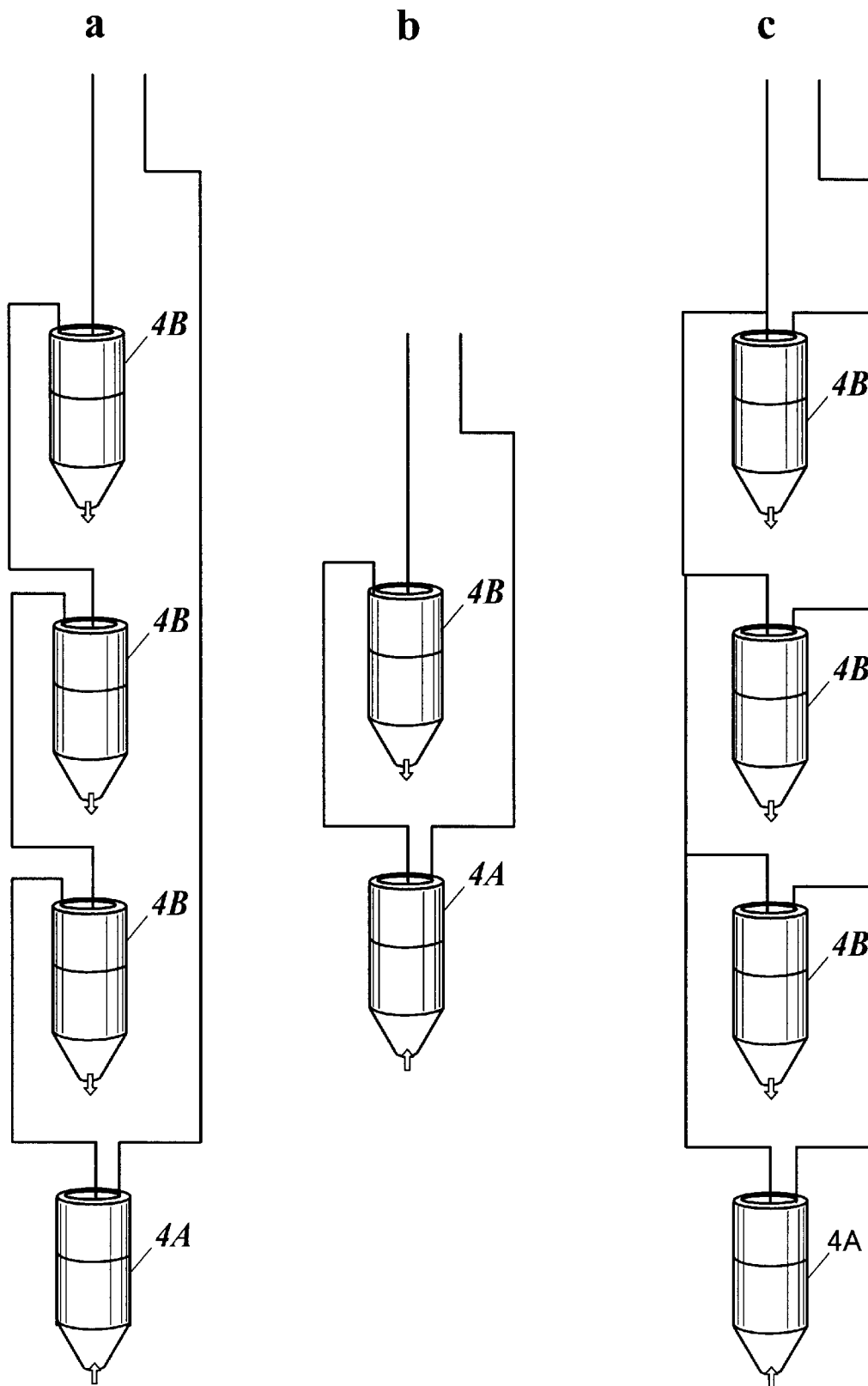
[図3A]

FIG.3A

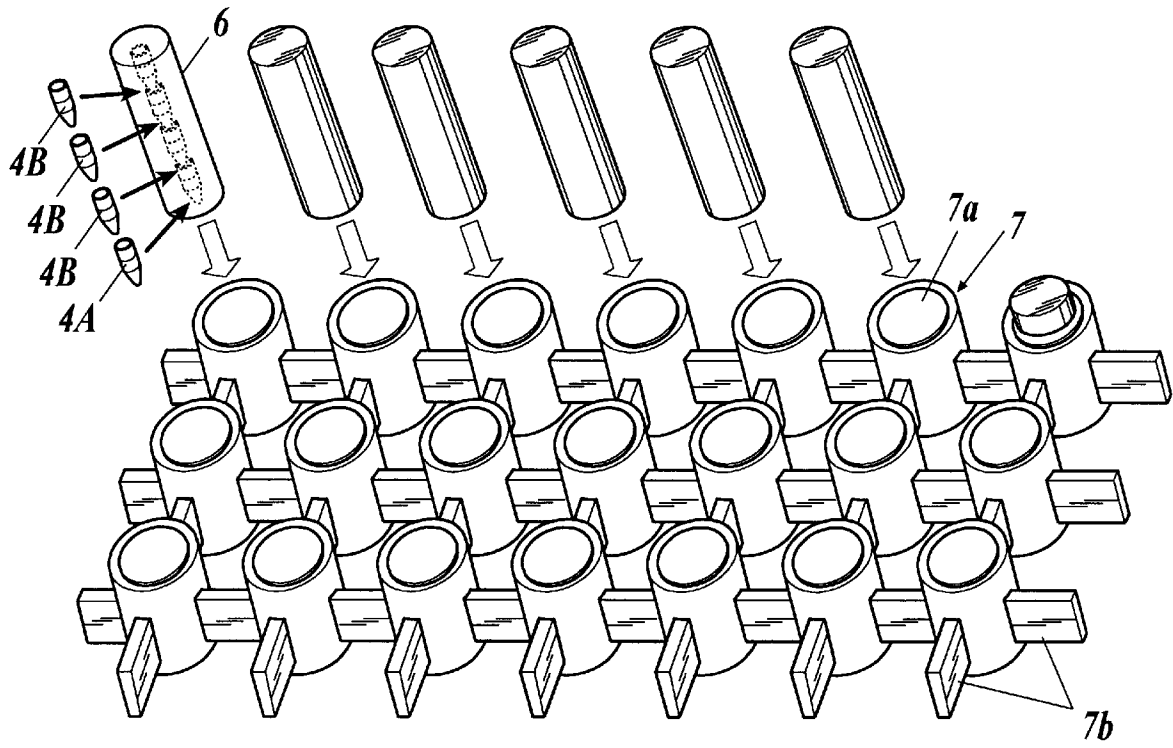
[図3B]

FIG.3B

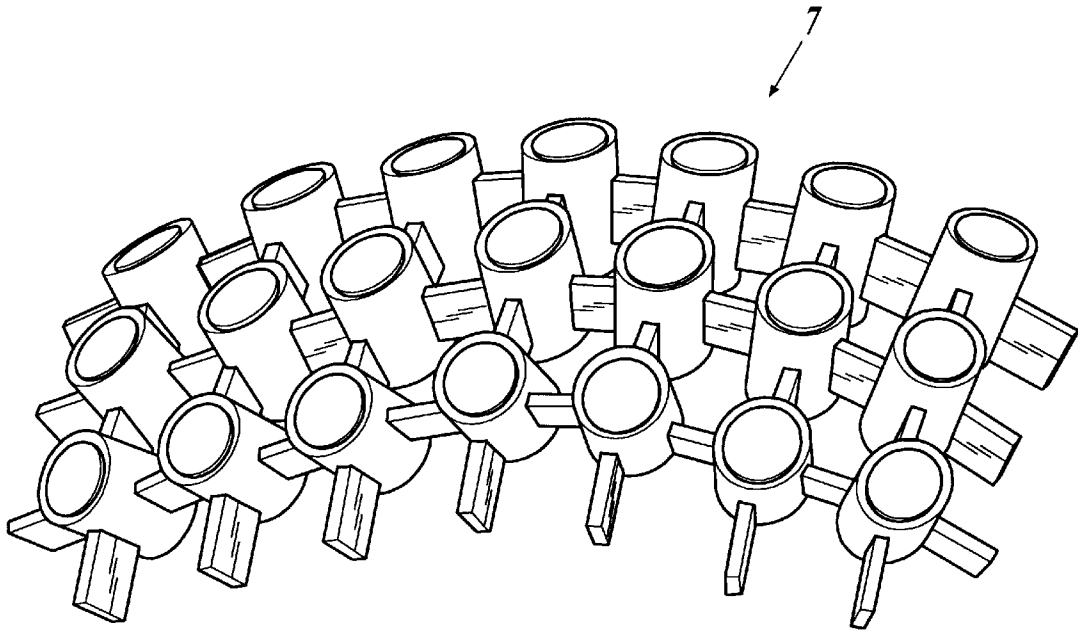
[図4]

FIG.4

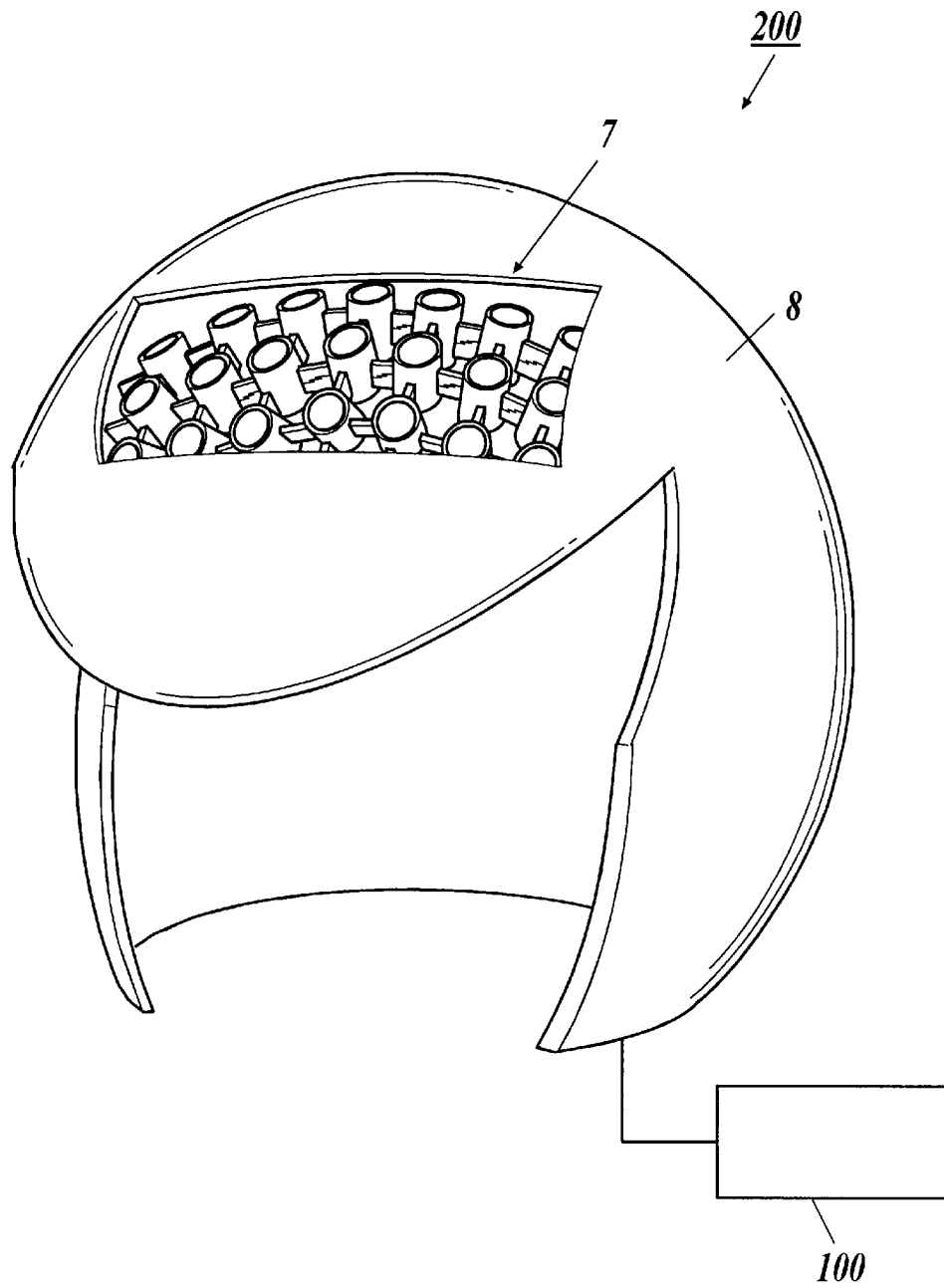
[図5]

FIG.5

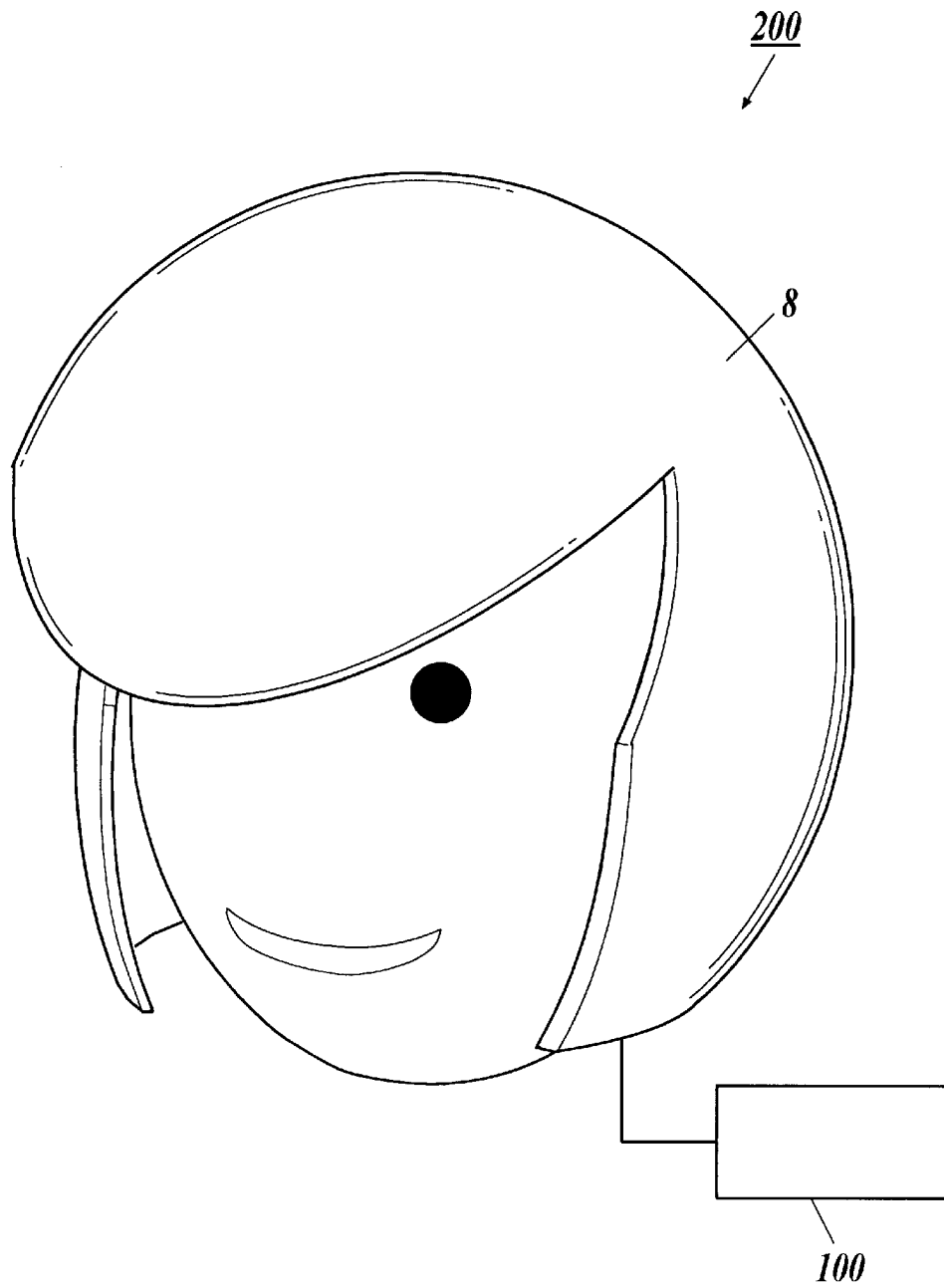
[図6]

FIG. 6

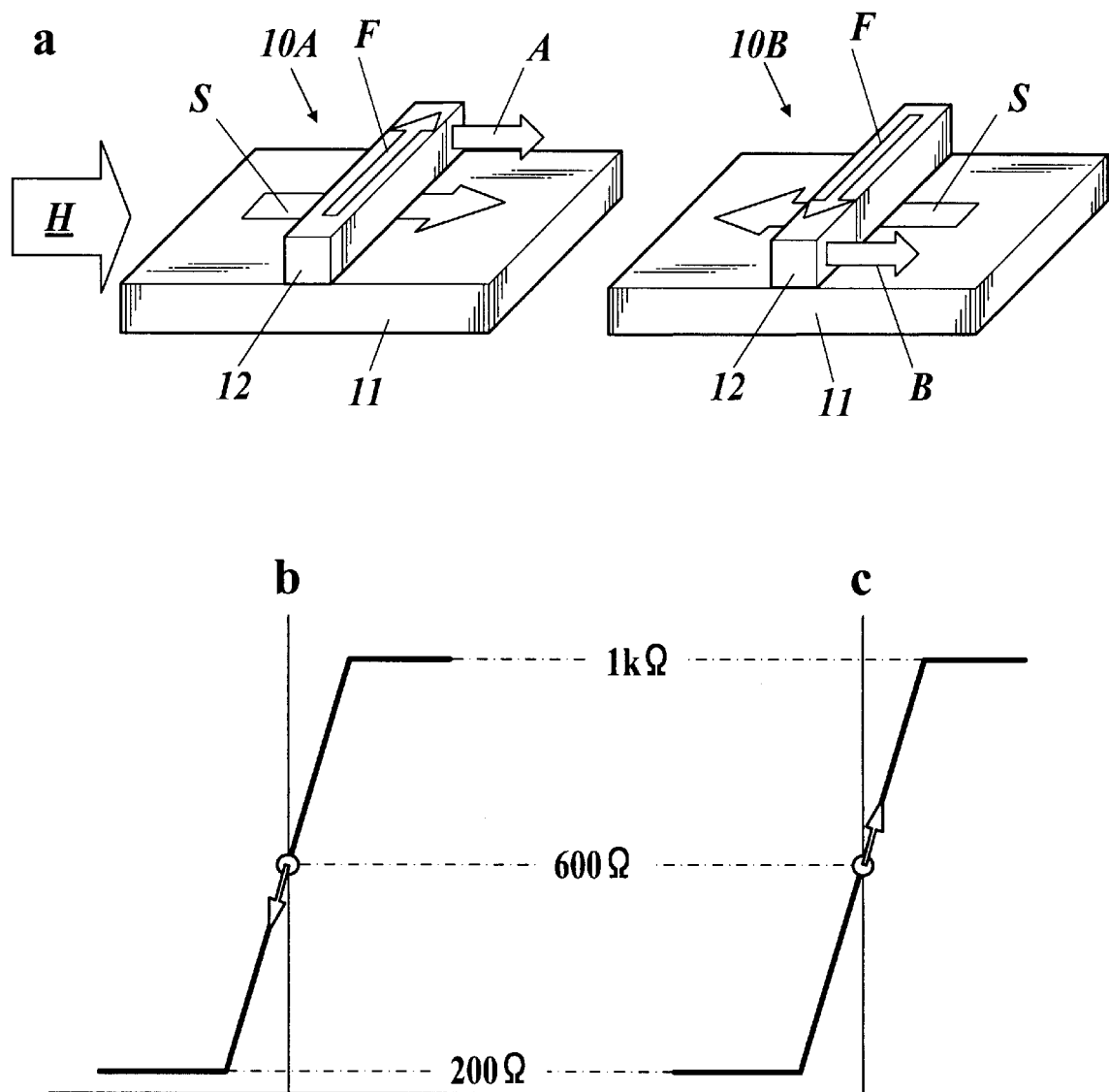
[図7]

FIG. 7

[図8]

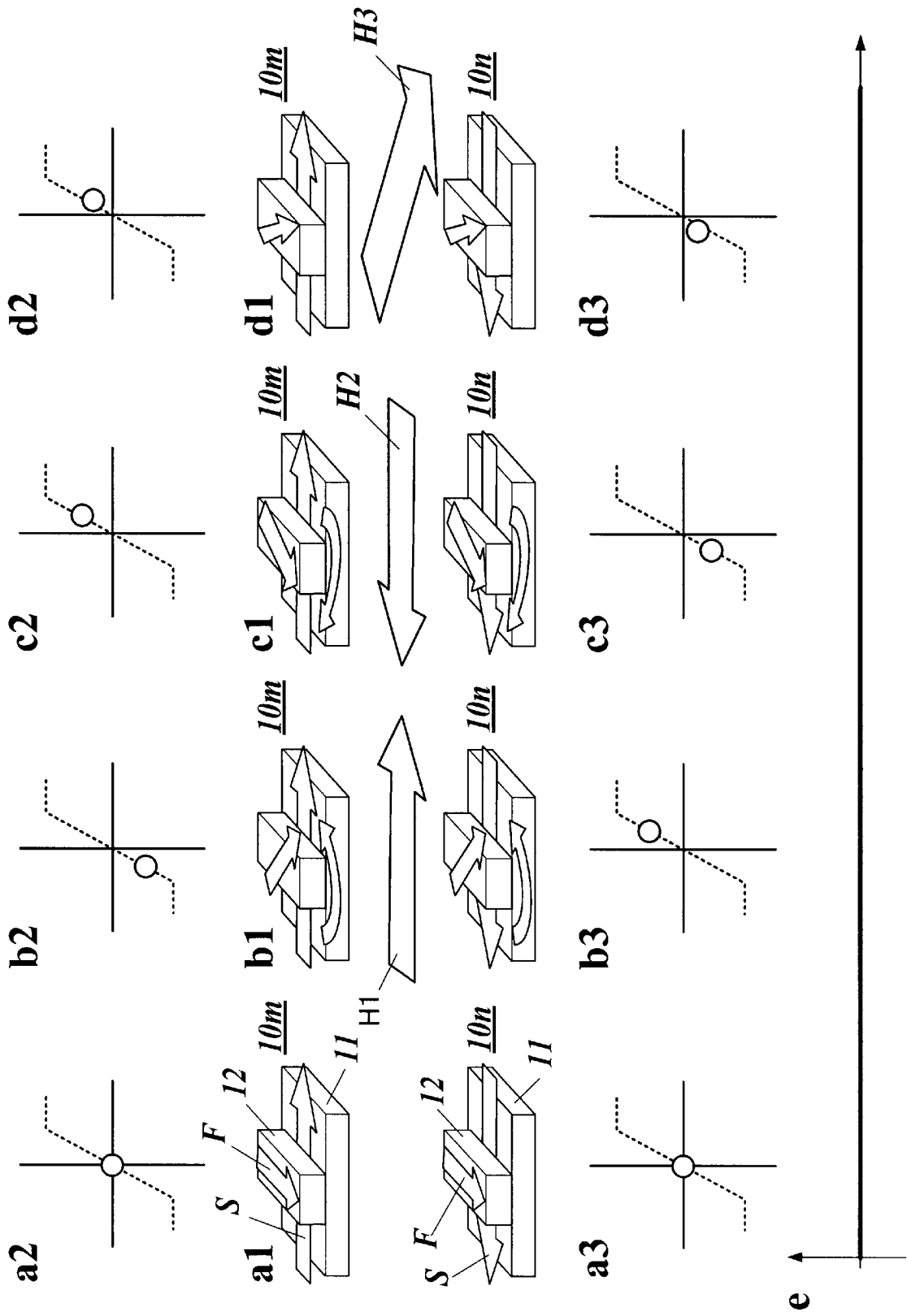
FIG.8

[図9]

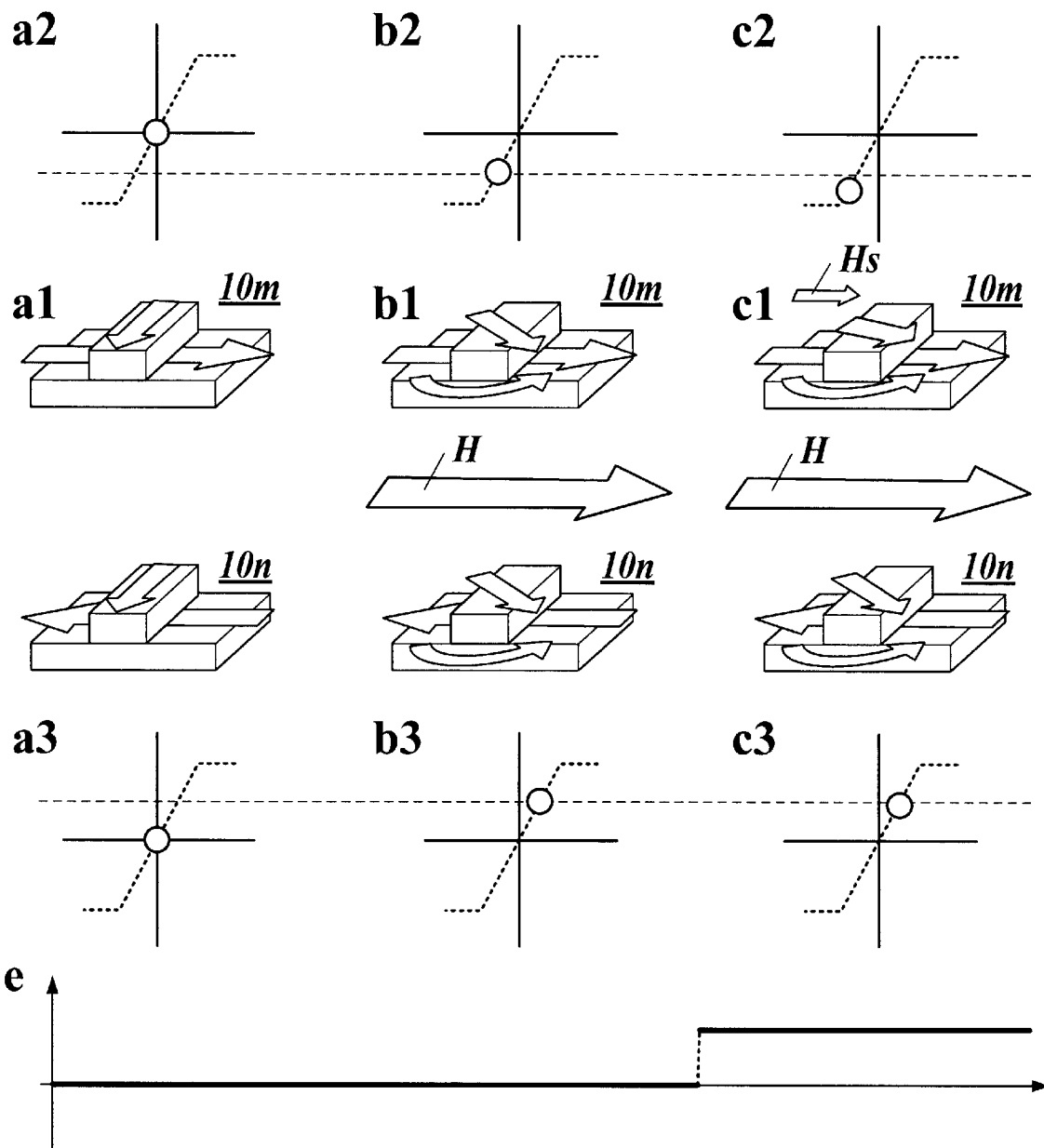
FIG.9

[図10]

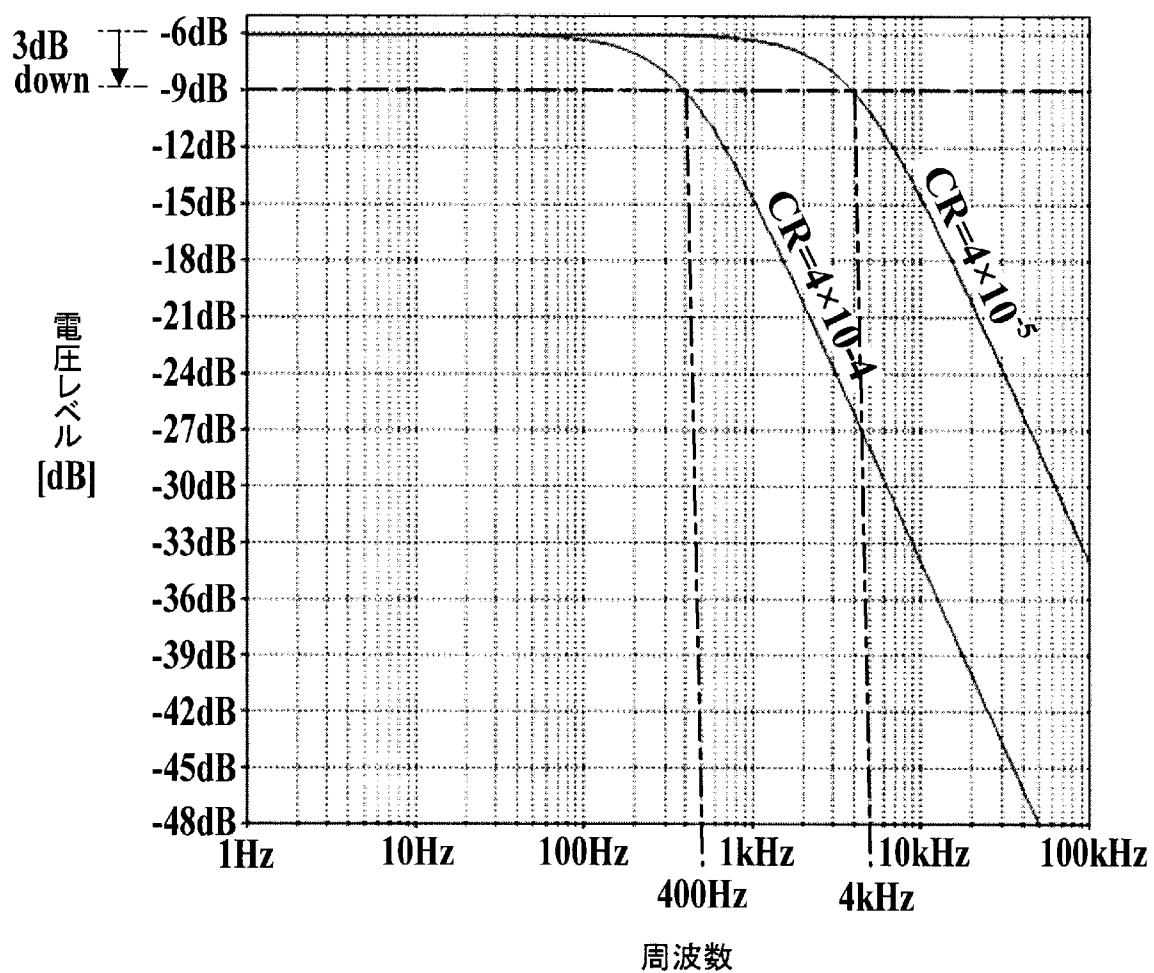
FIG. 10



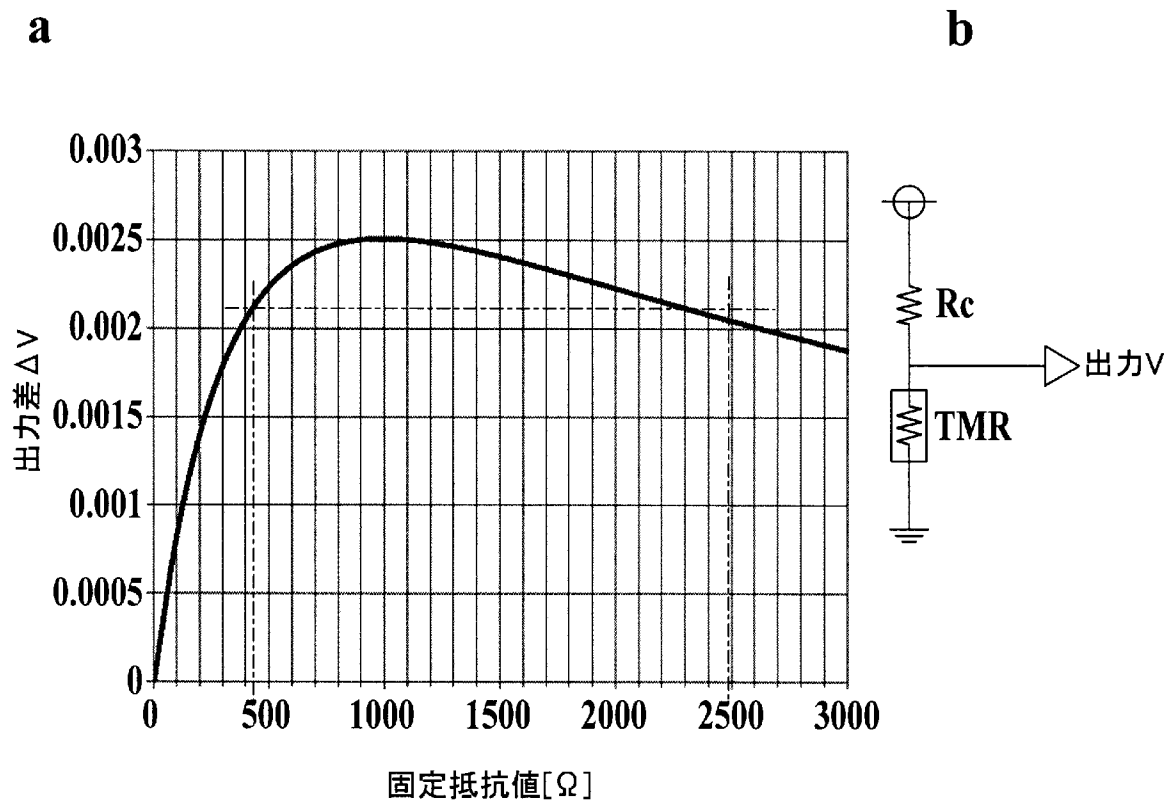
[図11]

FIG.11

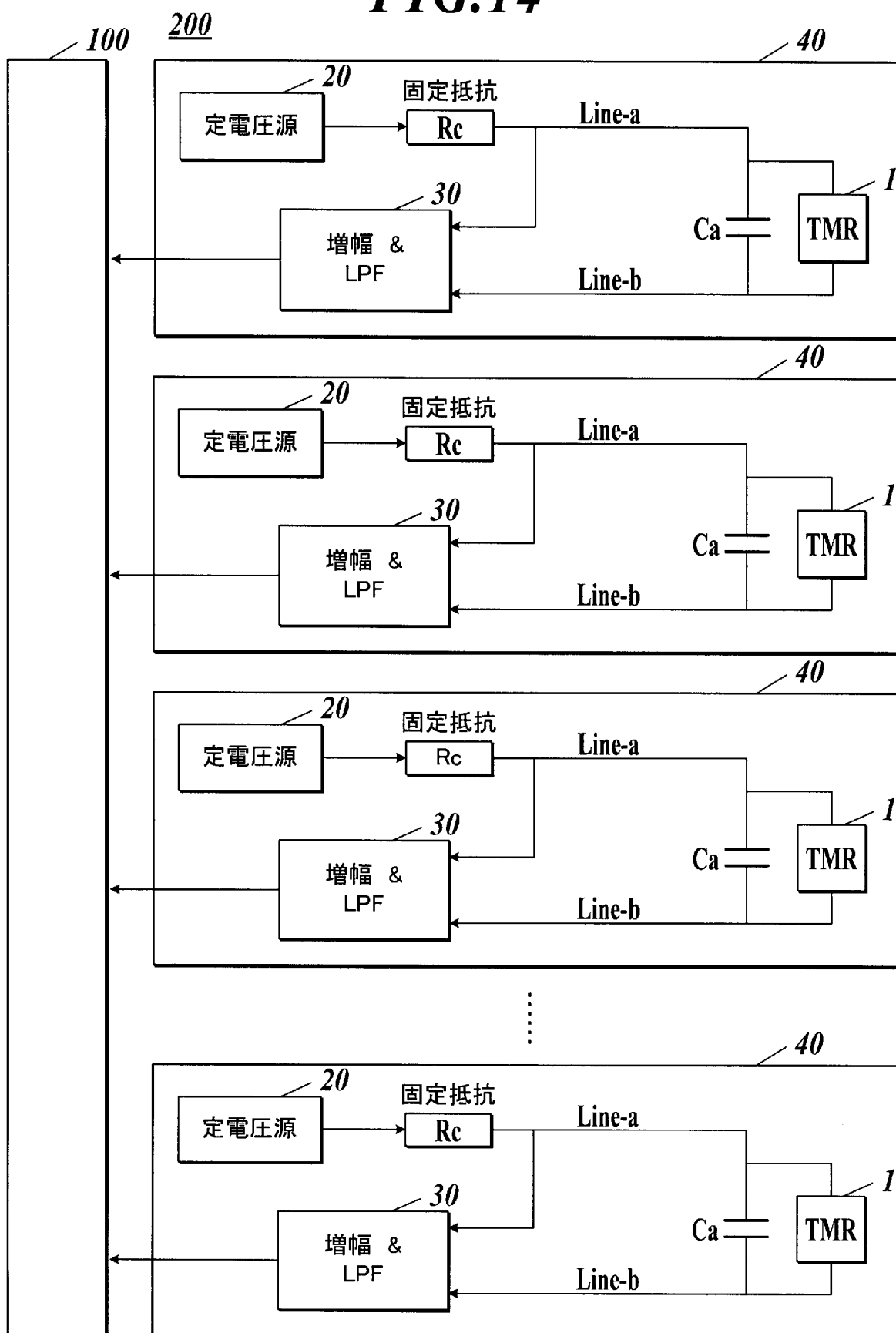
[図12]

FIG.12

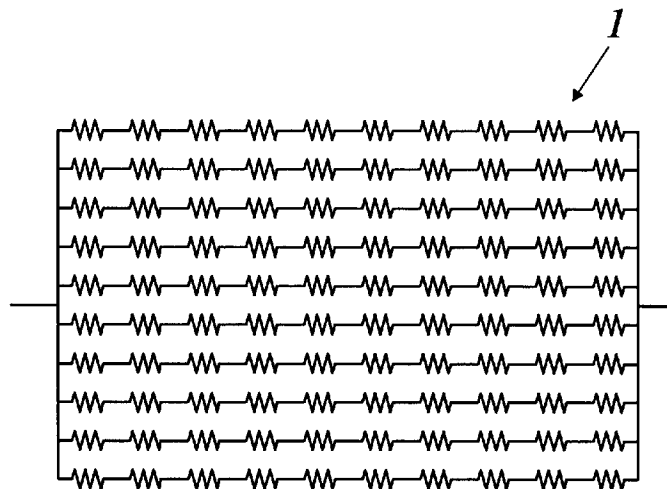
[図13]

FIG.13

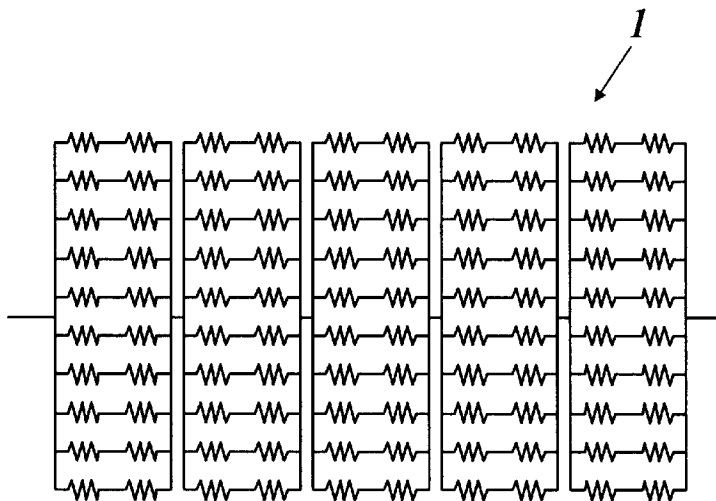
[図14]

FIG.14

[図15A]

FIG.15A

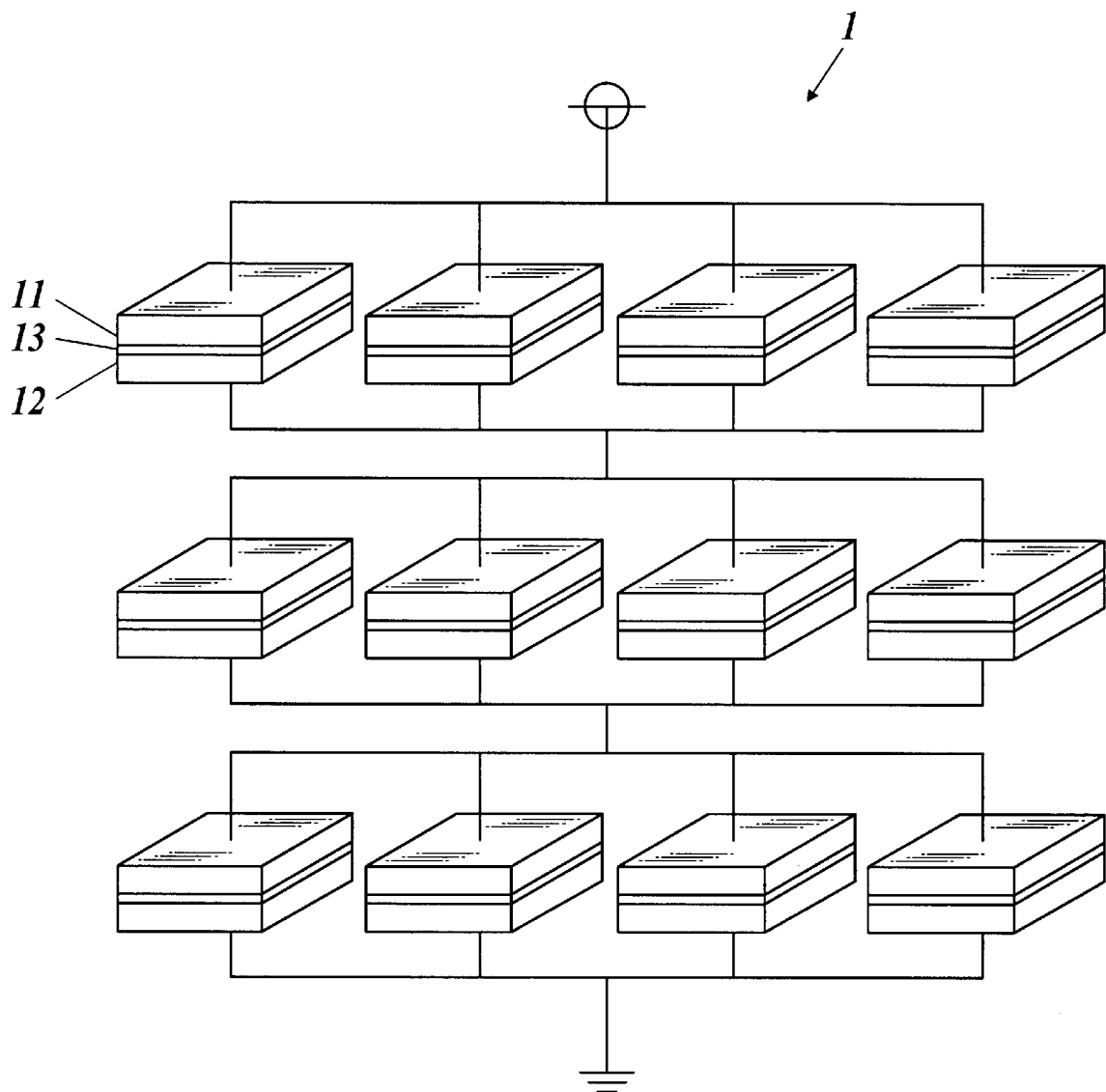
[図15B]

FIG.15B

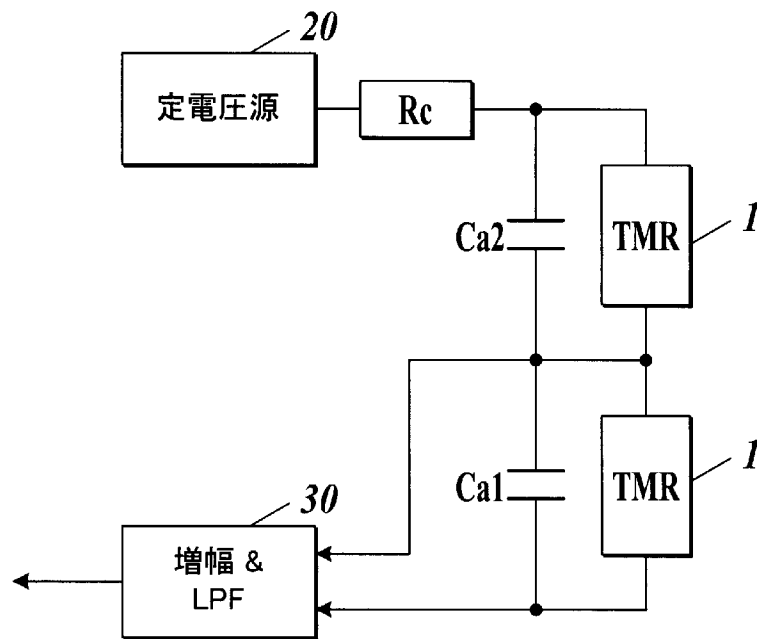
[図15C]

FIG.15C

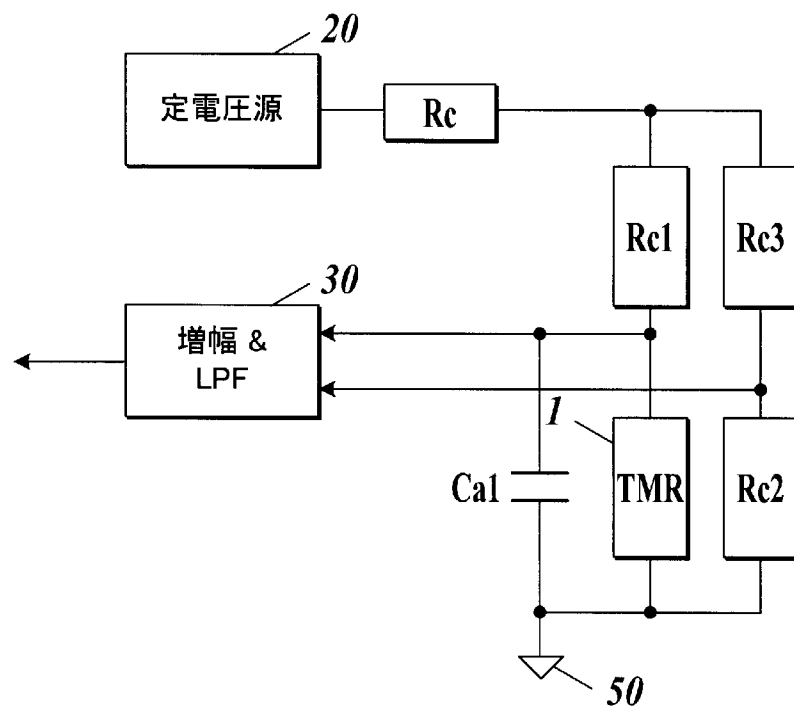
[図16]

FIG.16

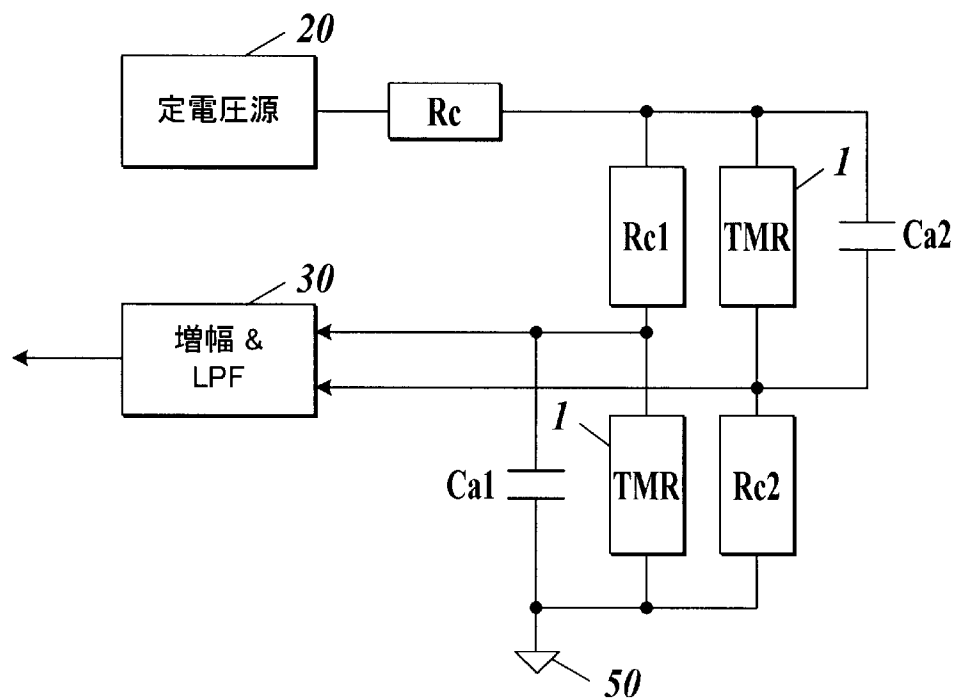
[図17]

FIG.17

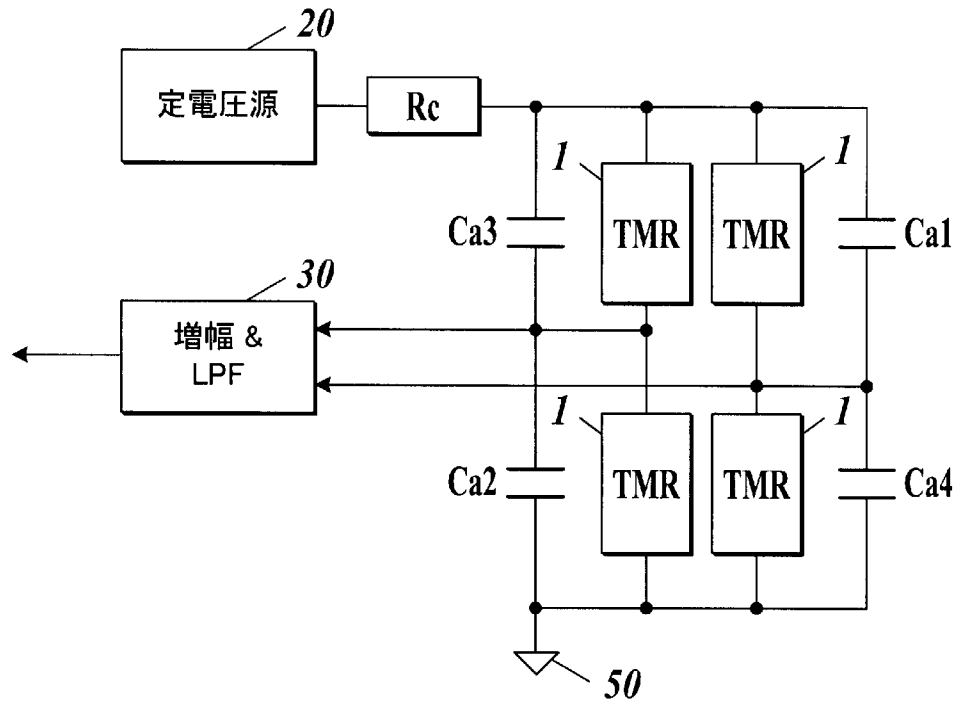
[図18]

FIG.18

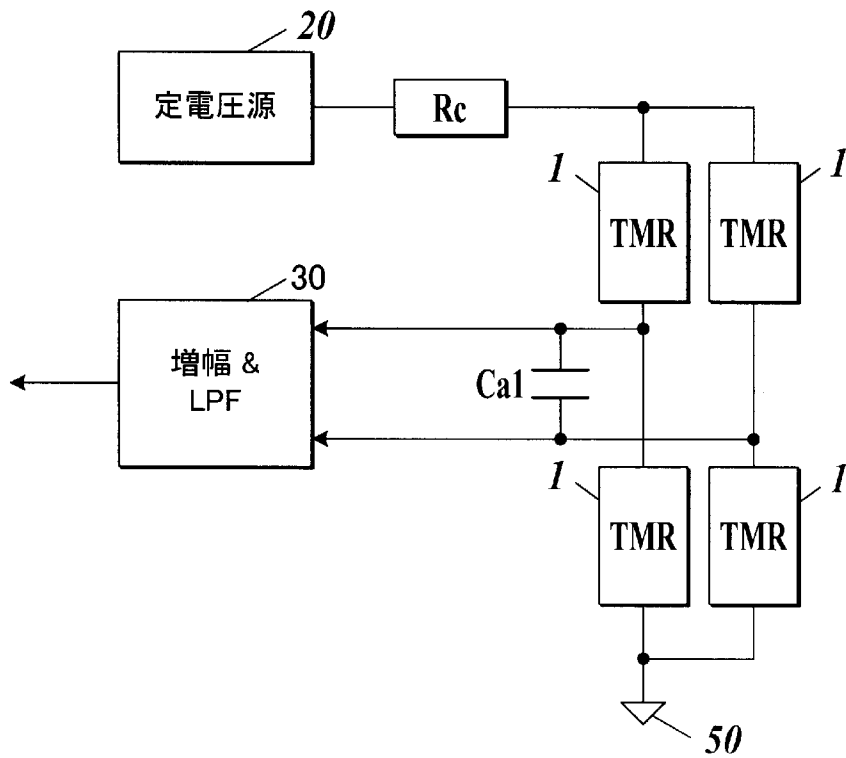
[図19]

FIG.19

[図20]

FIG.20

[図21]

FIG.21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062452

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/05 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/04-5/053, G01R33/00-33/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-52963 A (Denso Corp.), 12 March 2009 (12.03.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2007-24598 A (Denso Corp.), 01 February 2007 (01.02.2007), entire text; all drawings & US 2007/0013367 A1	1-10
A	JP 2007-108083 A (Hitachi High-Technologies Corp.), 26 April 2007 (26.04.2007), entire text; all drawings & US 2007/0085534 A1	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
30 July, 2012 (30.07.12)

Date of mailing of the international search report
07 August, 2012 (07.08.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/062452

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Saeko YOKOTA et al., "Tunnel magnetoresistance and noise in magnetic tunnel junction array", 2010 Nen Shuki Dai 71 Kai Extended abstracts; the Japan Society of Applied Physics, 2010, 14p-J-6	1-10
A	P Gomez et al, A method to design high SNR nanoscale magnetic sensors using an array of tunnelling magneto-resistance(TMR) devices, J. Phys. D: Appl. Phys., 2007, Vol. 40, p4396 - p4404	1-10

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/05(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B 5/04 - 5/053
G01R33/00 - 33/26

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-52963 A (株式会社デンソー) 2009.03.12, 全文全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2007-24598 A (株式会社デンソー) 2007.02.01, 全文全図 & US 2007/0013367 A1	1-10
A	JP 2007-108083 A (株式会社日立ハイテクノロジーズ) 2007.04.26, 全文全図 & US 2007/0085534 A1	1-10

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 0 . 0 7 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

0 7 . 0 8 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

渡▲辺▼ 純也

2 Q

3 6 0 6

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	横田沙会子 他, アレイ状トンネル磁気抵抗素子の磁気抵抗および ノイズ特性 Tunnel magnetoresistance and noise in magnetic tunnel junction array, 2010年秋季第71回応用物理学会学術 講演会講演予稿集, 2010, 14p-J-6	1-10
A	P Gomez et al, A method to design high SNR nanoscale magnetic sensors using an array of tunnelling magneto-resistance (TMR) devices, J. Phys. D: Appl. Phys., 2007, Vol. 40, p4396 - p4404	1-10