

(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
2011年9月9日(09.09.2011)

PCT

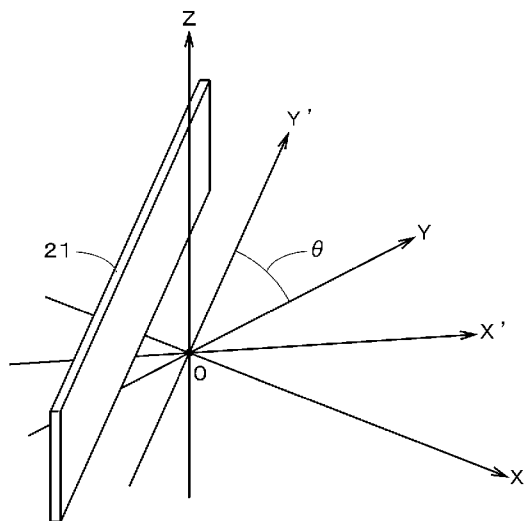
(10) 国際公開番号
WO 2011/108543 A1

- (51) 国際特許分類:
G01R 33/02 (2006.01) G01R 29/14 (2006.01)
A61B 5/055 (2006.01) G01R 33/34 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/054635
- (22) 国際出願日: 2011年3月1日(01.03.2011)
- (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 2010-044218 2010年3月1日(01.03.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人神戸大学(National University Corporation Kobe University) [JP/JP]; 〒6578501 兵庫県神戸市灘区六甲台町1-1 Hyogo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 木村 建次郎(KIMURA, Kenjiro) [JP/JP]; 〒6578501 兵庫県神戸市灘区六甲台町1-1 国立大学法人神戸大学内 Hyogo (JP).
- (74) 代理人: 松阪 正弘(MATSUSAKA, Masahiro); 〒5420081 大阪府大阪市中央区南船場1丁目11番9号 長堀八千代ビル6階 Osaka (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, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: POTENTIAL OBTAINING DEVICE, MAGNETIC FIELD MICROSCOPE, INSPECTION DEVICE AND METHOD OF OBTAINING POTENTIAL

(54) 発明の名称: ポテンシャル取得装置、磁場顕微鏡、検査装置およびポテンシャル取得方法

[図1]



(57) Abstract: Disclosed is a magnetic field obtaining device, wherein a measuring unit (21), which is sufficiently long compared to the width of the region to be measured, is disposed on the measuring surface which satisfies $z = \alpha$, and wherein in the X' direction orthogonal to the longitudinal direction of the measuring unit (21) scanning is repeated while changing multiple times the angle θ which is defined between a given reference direction on the measuring surface and the longitudinal direction of the measuring unit (21). Subsequently, a measured value $f(x', \theta)$ which is obtained by repeating the scanning, is Fourier transformed, where the coordinate parameter in the X' direction is defined as x' , and $g(kx', \theta)$ is obtained (where kx' is the number of waves in the X' direction). Then, by substituting $g(kx', \theta)$ into a given two-dimensional potential obtaining formula, $\phi(x, y, \alpha)$ representing a two-dimensional potential on the measuring surface is obtained. Thus, a two-dimensional potential can be measured with higher resolution using the measuring unit (21) which is sufficiently large compared to the width of the region to be measured.

(57) 要約:

[続葉有]



磁場取得装置では、測定の対象領域の幅に比べて十分に長い測定部（21）が $z = \alpha$ を満たす測定面上に配置され、測定面上の所定の基準方向と、測定部（21）の長手方向とがなす角度 θ を複数通りに変更しつつ、測定部（21）の長手方向に垂直な X' 方向への走査が繰り返される。続いて、 X' 方向の座標パラメータを x' として、走査の繰り返しにより取得される測定値 $f(x', \theta)$ をフーリエ変換することにより、 $g(k_{x'}, \theta)$ が取得される（ただし、 $k_{x'}$ は X' 方向の波数である。）。そして、所定の2次元ポテンシャル取得式に $g(k_{x'}, \theta)$ を代入することにより、測定面における2次元ポテンシャルを示す $\varphi(x, y, \alpha)$ が求められる。これにより、対象領域の幅に比べて十分に大きい測定部（21）を用いて、2次元のポテンシャルの測定を高い分解能にて行うことができる。

明 細 書

発明の名称：

ポテンシャル取得装置、磁場顕微鏡、検査装置およびポテンシャル取得方法

技術分野

[0001] 本発明は、磁位、電位、温度等に由来する2次元ポテンシャル分布を測定により取得する技術に関する。

背景技術

[0002] 従来より、超伝導量子干渉計（以下、「SQUID」という。）や、磁気抵抗センサ（magnetoresistive sensor）を用いて磁場の分布を取得することが行われており、磁場の分布に基づいて、例えば、電気回路の不良（短絡）部分を特定することが行われている。磁場測定の分解能は、SQUIDコイルや磁気抵抗センサのサイズに依存するため、当該サイズを小さくすることにより、測定の分解能を向上することが試みられている。

[0003] また、磁気力顕微鏡（Magnetic Force Microscopy、以下、「MFM」という。）を用いて磁場の空間分布を取得することも行われている。特表2006-501484号公報では、MFMにおいて、ナノスケールの強磁性材料を含むカーボンナノチューブをカンチレバーとして利用することが提案されている。

[0004] なお、国際公開第2008/123432号パンフレット（文献2）では、3次元ポテンシャル分布を取得する手法が開示されており、当該手法では、磁区を有する試料の上方において、MFMを用いて特定の測定面での磁気力の分布が2次元の磁場分布画像として取得される。また、上記測定面から微小距離 d だけ離れた他の測定面にて測定を行って補助磁場分布画像が取得され、これらの差分を微小距離 d で除算して2次元の磁場勾配分布画像が取得される。磁場分布画像および磁場勾配分布画像はフーリエ変換されてラプラス方程式の一般解から導かれる3次元ポテンシャル分布取得式に代入され

、磁場の3次元分布を示す画像が高精度に取得される。

- [0005] ところで、SQUIDコイルや磁気抵抗センサの微細化には露光技術で用いられる波長に由来する限界があるため、測定の分解能の向上にも一定の限界が生じる。また、異方性エッチングによって形成されるシリコン探針では、探針の先端曲率半径を数nmにまで極めて小さくすることが可能であるが、当該シリコン探針をMFMにおいて利用する際には、探針の先端に磁性材料の薄膜を形成する必要がある。よって、“磁性体薄膜の膜厚+探針先端曲率半径+磁性体薄膜”の厚みの磁気力センサとなり、例えば磁性体薄膜の膜厚=10nm、探針先端曲率半径=10nmの場合には、合計30nmの径を持つことになる。少なくとも測定の分解能が探針の先端曲率半径より向上することは無い。また、実用的に探針先端部のみに磁性体薄膜を被覆することは困難であるため、有効磁気力センサは、さらに大きくなる。

発明の概要

- [0006] 本発明は、磁位、電位、温度等に由来する2次元ポテンシャル（2次元ポテンシャル分布）の測定の分解能を向上することを目的としている。
- [0007] 本発明は、対象物の存在に起因して少なくとも前記対象物の周囲に形成される3次元ポテンシャルを示すポテンシャル関数を $\phi(x, y, z)$ （ただし、 x, y, z は、前記対象物に対して設定される互いに垂直なX, Y, Z方向にて規定される直交座標系の座標パラメータを示す。）として、前記対象物の外部に設定された $z = \alpha$ （ただし、 α は任意の値）を満たす測定面における $\phi(x, y, \alpha)$ を取得するポテンシャル取得装置に向けられており、装置は、XY平面に平行な前記測定面上において前記測定面に平行な長手方向に伸びる複数の線状領域を、前記長手方向に垂直なX'方向に配列設定するとともに、Y方向に平行な前記測定面上の基準方向と、前記長手方向とがなす角度を θ として、前記角度 θ を複数通りに変更した状態にて前記複数の線状領域のそれぞれにおける前記3次元ポテンシャルに由来する測定値を取得する測定ユニットと、X'方向の座標パラメータを x' として（ただし、原点はZ軸上である。）、前記測定ユニットにより取得される測定値 f （

x' , θ) を用いて、数 1 (ただし、 $k_{x'}$ は X' 方向の波数である。) により $\phi(x, y, \alpha)$ を求める演算部とを備える。

[0008] [数1]

$$\phi(x, y, \alpha) = \iint \left[\int f(x', \theta) \exp(-ik_{x'} x') dx' \right] \exp(ik_{x'}(x \cos \theta + y \sin \theta)) k_{x'} dk_{x'} d\theta$$

[0009] 本発明の一の好ましい実施の形態では、前記測定ユニットが、前記長手方向に伸びるとともに、前記 3 次元ポテンシャルに由来する測定値を取得する測定部と、前記基準方向と、前記測定部の前記長手方向との間の前記角度 θ を変更する角度変更部と、前記測定面上において前記測定部を X' 方向に前記対象物に対して相対的に移動して、前記対象物の測定領域上を前記測定部が通過する走査を行う移動機構と、前記角度変更部および前記移動機構を制御することにより、前記角度 θ を複数通りに変更しつつ前記走査を繰り返す制御部とを備え、前記走査の繰り返しにより、前記測定ユニットにおいて測定値 $f(x', \theta)$ が取得される。

[0010] また、前記 3 次元ポテンシャルが、磁位のポテンシャルを Z 方向に関して 1 回以上微分したものであり、前記測定部が、前記長手方向および Z 方向に広がるとともに、前記 3 次元ポテンシャルに由来する信号を生成する薄膜素子であることが好ましく、この場合、測定部の走査における走査方向の測定分解能を向上することができる。

[0011] より好ましいポテンシャル取得装置は、前記測定部を Z 方向に前記対象物に対して相対的に移動するもう 1 つの移動機構をさらに備え、前記 3 次元ポテンシャルがラプラス方程式を満たし、前記制御部が、 $z = 0$ を満たす前記測定面において $\phi(x, y, 0)$ を 2 次元の第 1 画像として取得し、前記測定部を Z 方向に微小距離だけ相対移動した後、前記第 1 画像と同様の手法により 2 次元の中間画像を取得し、前記演算部が、前記第 1 画像と前記中間画像との差分画像を求め、前記差分画像を前記微小距離で除算した微分画像を第 2 画像として取得し、前記第 1 画像である $\phi(x, y, 0)$ および前記第 2 画像である $\phi_z(x, y, 0)$ をそれぞれフーリエ変換して $\psi(k_x, k_y)$

および $\psi_z(k_x, k_y)$ (ただし、 k_x, k_y はX方向およびY方向の波数である。)を求め、さらに、 $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を用いて、数2により $\phi(x, y, z)$ を求める。

[0012] [数2]

$$\begin{aligned} \phi(x, y, z) &= \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left[\psi(k_x, k_y) + \frac{\psi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{2} \left[\psi(k_x, k_y) - \frac{\psi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(-z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y \end{aligned}$$

[0013] 前記3次元ポテンシャルは、磁位、電位、温度または重力に由来するポテンシャルであることが好ましい。

[0014] 本発明は、上記ポテンシャル取得装置を利用する磁場顕微鏡、および、核磁気共鳴を利用した検査装置にも向けられており、また、ポテンシャル取得方法にも向けられている。

[0015] 上述の目的および他の目的、特徴、態様および利点は、添付した図面を参照して以下に行うこの発明の詳細な説明により明らかにされる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1] 2次元ポテンシャル取得方法の原理を説明するための図である。

[図2] 磁場取得装置の構成を示す図である。

[図3] コンピュータの構成を示す図である。

[図4] コンピュータが実現する機能構成を示すブロック図である。

[図5] 2次元ポテンシャルを取得する処理の流れを示す図である。

[図6] 3次元ポテンシャルを取得する処理の流れを示す図である。

[図7] 測定部および測定面を示す図である。

[図8] 基板に磁性材料の薄膜を形成する様子を示す図である。

[図9] 基板に磁性材料の薄膜を形成する様子を示す図である。

[図10] 検査装置を説明するための図である。

[図11] 制御ユニットの機能構成を示す図である。

[図12] 第2の実施の形態に係る磁場取得装置の一部を示す図である。

[図13] 温度分布取得装置の構成を示す図である。

[図14] 素子群の底面図である。

[図15] 磁場分布画像を取得する他の例を説明するための図である。

[図16] 試料の着磁を説明するための図である。

発明を実施するための形態

- [0017] まず、本発明に係る2次元ポテンシャル取得方法の原理について説明する。図1は、2次元ポテンシャル取得方法の原理を説明するための図である。図1では、互いに垂直なX、Y、Z方向にて規定される直交座標系を示しており、以下の説明では、X、Y、Z方向の座標パラメータをx、y、zにて示す。図1中にて符号21を付す薄膜状の測定部は、 $z = \alpha$ （ただし、 α は任意の値）を満たす任意の測定面（XY平面に平行な測定面）上において測定面に平行な方向に伸びる。
- [0018] 本発明に係る2次元ポテンシャル取得方法の一例では、磁化された磁性体が周囲に形成する磁位のポテンシャル、あるいは、多層の半導体装置の内部を流れる電流が半導体装置の周囲（および内部）に形成する磁位のポテンシャル等、対象物の存在に起因して少なくとも対象物の周囲に形成される磁位のポテンシャルの存在を前提として、当該磁位のポテンシャルに由来する3次元ポテンシャルの測定面における2次元ポテンシャル（ポテンシャル分布）が取得される。具体的には、測定部21が磁場のZ方向成分（およそZ方向に沿う磁場であってもよく、以下、単に「磁場」ともいう。）を取得するものである場合には、磁位のポテンシャル Φ のZ方向の勾配をスカラー値とする3次元ポテンシャルの測定面における2次元ポテンシャルが取得される。すなわち、磁位のポテンシャルを示すポテンシャル関数を $\Phi(x, y, z)$ 、上記3次元ポテンシャルを示すポテンシャル関数を $\phi(x, y, z)$ とすると、 $\phi(x, y, z)$ は、 $\Phi(x, y, z)$ のzによる1回微分である $\Phi_z^{(1)}(x, y, z)$ （以下、 $\Phi_z(x, y, z)$ と表す。）であり、2次元ポテンシャル取得方法は、 $z = \alpha$ となる任意の測定面における $\phi(x, y,$

α) を取得するものとなる。

[0019] 以下の説明では、Y方向に平行な測定面上の方向を基準方向、測定部21の長手方向をY'方向、測定面上において長手方向(Y'方向)に垂直な方向をX'方向、基準方向とY'方向とがなす角度を θ 、X'方向およびY'方向の座標パラメータをx'およびy'(ただし、X'方向およびY'方向の原点はZ軸上であり、図1ではX、Y、Z方向にて規定される直交座標系の原点と同じである。)とする。

[0020] 2次元ポテンシャル取得方法では、測定部21をX'方向に移動して測定面上の所定の領域(対象物上にて注目する測定領域を測定面上に投影した領域であり、以下、「測定対象領域」という。)を通過する走査が行われる。そして、走査時においてX'方向の各位置x'にて測定部21の全体が受ける磁場(測定部21内を通過する磁力線の総和)を示す信号が生成され(すなわち、測定部21が磁場を検出し、当該磁場に相当する電気信号を生成し)、測定値として取得される。実際には、角度 θ を 0° 以上 180° 未満の範囲内にて複数通りに変更しつつ、測定面上において長手方向に垂直な方向への走査が繰り返され、3次元ポテンシャルに由来する測定値を示す関数 $f(x', \theta)$ (以下、単に「測定値 $f(x', \theta)$ 」という。)が、x'および θ をパラメータとして取得される。なお、Z軸は、測定対象領域のおよそ中央を通過するものとする。

[0021] ここで、Z方向に沿って見た場合に、X' Y'座標系は、XY座標系をZ軸を中心として角度 θ だけ回転させたものであるため、数3が満たされる。

[0022] [数3]

$$\begin{cases} x = x' \cos \theta - y' \sin \theta \\ y = x' \sin \theta + y' \cos \theta \end{cases}$$

[0023] また、既述のように、測定部21をX'方向に移動する各走査時には、測定部21の全体が受ける磁場が取得されるため、測定値 $f(x', \theta)$ は数4にて表される。なお、測定部21の長手方向(Y'方向)に関して、測定

部 2 1 は測定対象領域の幅に比べて十分に長くなるように設定されている。

[0024] [数4]

$$f(x', \theta) = \int \phi(x' \cos \theta - y' \sin \theta, x' \sin \theta + y' \cos \theta, \alpha) dy'$$

[0025] ここで、 $\phi(x, y, \alpha)$ を X 方向および Y 方向にフーリエ変換した $\psi(k_x, k_y) |_{z=\alpha}$ (以下、単に $\psi(k_x, k_y)$ と表す。) は数 5 のように表される。ただし、数 5 において、 k_x, k_y は X 方向および Y 方向の波数である。

[0026] [数5]

$$\phi(k_x, k_y) = \iint \phi(x, y, \alpha) \exp(-ik_x x - ik_y y) dx dy$$

[0027] 数 5 において、 $(k_x = k_{x'} \cos \theta)$ 、 $(k_y = k_{y'} \sin \theta)$ 、 $(x' = x \cos \theta + y \sin \theta)$ とおくと、数 6 が得られる。ただし、数 6 において、 $k_{x'}$ 、 $k_{y'}$ は X' 方向および Y' 方向の波数である。

[0028] [数6]

$$\begin{aligned} \phi(k_{x'} \cos \theta, k_{y'} \sin \theta) &= \iint \phi(x, y, \alpha) \exp(-ik_{x'}(x \cos \theta + y \sin \theta)) dx dy \\ &= \iint \phi(x, y, \alpha) \exp(-ik_{x'} x') dx dy \end{aligned}$$

[0029] また、数 6 中の $(dx dy)$ は数 7 にて表される。

[0030] [数7]

$$\begin{aligned} dx dy &= \begin{vmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{vmatrix} dx' dy' \\ &= dx' dy' \end{aligned}$$

[0031] したがって、数 6 は、数 3、数 4 および数 7 を用いて数 8 のように変形することができる。数 8 では $\psi(k_{x'} \cos \theta, k_{y'} \sin \theta)$ を $g(k_{x'}, \theta)$ と表している。

[0032]

[数8]

$$\begin{aligned}
g(k_x, \theta) &= \phi(k_x \cos \theta, k_x \sin \theta) \\
&= \iint \phi(x' \cos \theta - y' \sin \theta, x' \sin \theta + y' \cos \theta, \alpha) \exp(-ik_x x') dx' dy' \\
&= \int \left\{ \int \phi(x' \cos \theta - y' \sin \theta, x' \sin \theta + y' \cos \theta, \alpha) dy' \right\} \exp(-ik_x x') dx' \\
&= \int f(x', \theta) \exp(-ik_x x') dx'
\end{aligned}$$

[0033] 一方で、 $\phi(x, y, \alpha)$ は数9のように表すことができる。ただし、 $(k_x = k_x \cdot \cos \theta)$ 、 $(k_y = k_x \cdot \sin \theta)$ 、 $(x' = x \cos \theta + y \sin \theta)$ とおいている。

[0034] [数9]

$$\begin{aligned}
\phi(x, y, \alpha) &= \iint \phi(k_x, k_y) \exp(ik_x x + ik_y y) dk_x dk_y \\
&= \iint \phi(k_x \cos \theta, k_x \sin \theta) \exp(ik_x (x \cos \theta + y \sin \theta)) k_x dk_x d\theta
\end{aligned}$$

[0035] 数9に数8の $\psi(k_x \cdot \cos \theta, k_x \cdot \sin \theta)$ を代入することにより、 $\phi(x, y, \alpha)$ は数10にて表される。

[0036] [数10]

$$\begin{aligned}
\phi(x, y, \alpha) &= \iint g(k_x, \theta) \exp(ik_x (x \cos \theta + y \sin \theta)) k_x dk_x d\theta \\
&= \iint \left[\int f(x', \theta) \exp(-ik_x x') dx' \right] \exp(ik_x (x \cos \theta + y \sin \theta)) k_x dk_x d\theta
\end{aligned}$$

[0037] 以上のことから、基準方向と測定部21の長手方向とがなす角度 θ を複数通りに変更しつつ、測定面上における測定部21の走査を行って測定値 $f(x', \theta)$ を取得し、さらに、測定値 $f(x', \theta)$ を x' に関してフーリエ変換した $g(k_x, \theta)$ を求めることにより、数10（以下、「2次元ポテンシャル取得式」と呼ぶ。）を用いて $\phi(x, y, \alpha)$ を取得することができる。

[0038] 次に、上記2次元ポテンシャル取得方法を用いる磁場取得装置について説

明する。図 2 は磁場取得装置 1 の構成を示す図である。磁場取得装置 1 は、センサーと試料の距離をコントロールするために、試料とセンサー間の相互作用力を検出するヘッド部 2、試料 9 を水平面上にて保持する試料台 3 1、試料台 3 1 を水平面に垂直な軸を中心として回動する回動機構 3 2、回動機構 3 2 と共に試料台 3 1 を水平面内で移動する水平移動機構 3 3、ヘッド部 2（の後述する支持部 2 2）を鉛直方向に移動する昇降機構 3 4、ヘッド部 2 からの信号を処理する信号処理ユニット 5、並びに、磁場取得装置 1 の各構成要素の制御および演算を行うコンピュータ 4 を備える。

[0039] ヘッド部 2 は、薄膜素子である測定部 2 1、および、測定部 2 1 を保持する支持部 2 2 を備える。支持部 2 2 は、法線が水平な支持プレート 2 2 1 を有し、支持プレート 2 2 1 の鉛直方向下側（試料 9 側）の部位に測定部 2 1 が設けられる。支持プレート 2 2 1 の上端は、略矩形のフレームである傾斜部 2 2 2 の一辺に接続される。傾斜部 2 2 2 は水平面に対して傾斜しており、支持プレート 2 2 1 とは反対側の辺が、水平方向に広がるベース部 2 2 3 に接続される。

[0040] 測定部 2 1 は、磁気抵抗効果を利用したセンサ（例えば、GMR (Giant Magnetoresistive) 素子）であり、水平方向に長い矩形形状の複数の膜が支持プレート 2 2 1 上に積層されることにより形成される。測定部 2 1 の出力信号は、信号処理ユニット 5 のプリアンプ 5 4 および信号処理部 5 5 を介してコンピュータ 4 に入力される。測定部 2 1 では、磁場によって生じる電気抵抗の変化が検出されることにより、測定部 2 1 の全体に作用する磁場が取得される。

[0041] ヘッド部 2 は、レーザダイオードモジュール（以下、「LDモジュール」という。） 2 3、および、変位検出フォトダイオード (position sensitive photo-diode)（以下、「PSPD」という。） 2 4 をさらに備える。LDモジュール 2 3 には高周波重畳器 2 3 1 が接続され、高周波重畳器 2 3 1 には RF 発振器 2 3 2 および LD バイアスコントローラ 2 3 3 が接続される。また、LD 温度コントローラ 2 3 4 が LD モジュール 2 3 に接続され、LD モ

ジュール 23 の温度が一定に調整される。磁場取得装置 1 では、制御部であるコンピュータ 4 の制御により、出射部である LD モジュール 23 から、傾斜部 222 の支持プレート 221 側の端部近傍に向けて光が出射され、受光部である PSPD 24 にて支持部 22 からの反射光が受光される。PSPD 24 からの信号は、信号処理ユニット 5 の I-V コンバータ 51、プリアンプ 52 および信号処理部 53 を介してコンピュータ 4 に出力され、支持部 22 の鉛直方向の位置が精度よく取得される。これにより、支持プレート 221 が試料 9 に接触することが防止される。

[0042] 水平移動機構 33 は、試料台 31 を互いに垂直な 2 方向に水平移動する第 1 および第 2 移動機構 331, 332 を備える。第 1 および第 2 移動機構 331, 332 の試料台 31 の移動方向は、測定部 21 に対して相対的に固定されており、第 1 移動機構 331 は試料台 31 を測定部 21 の長手方向に垂直に水平移動し、第 2 移動機構 332 は試料台 31 を長手方向に水平移動する。回動機構 32、水平移動機構 33 および昇降機構 34 は、駆動制御部 30 に接続される。

[0043] コンピュータ 4 は、図 3 に示すように、各種演算を行う CPU 41、基本プログラムを記憶する ROM 42 および各種情報を記憶する RAM 43 をバスラインに接続した一般的なコンピュータシステムとなっている。バスラインにはさらに、情報記憶を行う固定ディスク 44、各種情報の表示を行うディスプレイ 45、操作者からの入力を受け付けるキーボード 46a およびマウス 46b、光ディスク、磁気ディスク、光磁気ディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体 8 から情報の読み取りを行う読取装置 47、並びに、ヘッド部 2 や駆動制御部 30 に制御信号を送り出したり、信号処理部 53, 55 からの信号が入力される通信部 48 が、適宜、インターフェイス (I/F) を介する等して接続される。

[0044] コンピュータ 4 には、事前に読取装置 47 を介して記録媒体 8 からプログラム 441 が読み出され、固定ディスク 44 に記憶される。そして、プログラム 441 が RAM 43 にコピーされるとともに CPU 41 が RAM 43 内

のプログラムに従って演算処理を実行することにより（すなわち、コンピュータ 4 がプログラムを実行することにより）、後述する演算部としての機能が実現される。

[0045] 図 4 は、CPU 4 1 がプログラム 4 4 1 に従って動作することにより、CPU 4 1、ROM 4 2、RAM 4 3、固定ディスク 4 4 等が実現する機能構成を信号処理ユニット 5 と共に示すブロック図である。図 4 においてフーリエ変換部 6 1 1、6 1 2、2次元ポテンシャル分布算出部 6 1 3、6 1 4 および 3次元ポテンシャル分布算出部 6 1 5 を含む演算部 6 1 が CPU 4 1 等により実現される機能を示す。なお、これらの機能は専用の電氣的回路により実現されてもよく、部分的に専用の電氣的回路が用いられてもよい。また、複数のコンピュータにより実現されてもよい。

[0046] 図 5 は磁場取得装置 1 が 2次元ポテンシャル（分布）を取得する処理の流れを示す図である。以下の説明では、既述の 2次元ポテンシャル取得原理における X、Y、Z 直交座標系が試料 9 に対して相対的に固定されて設定され、X 方向および Y 方向が水平であり、Z 方向が鉛直であるものとする。また、試料 9 の表面は XY 平面に平行であり、回動機構 3 2 は、Z 軸を中心に試料台 3 1 を回動する。したがって、回動機構 3 2 により試料 9 が試料台 3 1 と共に回動すると、X、Y 方向も試料 9 と共に水平面上を回動することとなる。また、第 1 移動機構 3 3 1 による試料台 3 1 の移動方向（すなわち、測定部 2 1 の長手方向に垂直な水平方向）を X' 方向とし、第 2 移動機構 3 3 2 による試料台 3 1 の移動方向（すなわち、測定部 2 1 の長手方向に沿う水平方向）を Y' 方向とする。

[0047] 図 2 の磁場取得装置 1 による測定では、試料 9 の外部に設定された $z = \alpha$ を満たす任意の測定面上に測定部 2 1 が配置され、第 1 移動機構 3 3 1 が試料台 3 1 を図 2 中の X' 方向に移動することにより、測定部 2 1 は試料 9 の測定領域上を通過するように、走査を行う（ステップ S 1 1）。これにより、走査方向である X' 方向の各位置 x' にて測定部 2 1 の全体が受ける磁場（の Z 方向成分）が測定値として取得される。

[0048] 次の走査が行われることが確認されると（ステップS 1 2）、角度変更部である回動機構 3 2 が試料台 3 1 を回動することにより、試料 9 に対して相対的に固定された X 方向および Y 方向が試料 9 と共に回動する。これにより、Y 方向に平行な測定面上の基準方向と、測定部 2 1 の長手方向（Y' 方向）とがなす角度 θ が一定の微小角度（例えば、1 度以上 1 5 度以下（好ましくは、1 0 度以下であり、より好ましくは、5 度以下）の角度）だけ変更される（ステップ S 1 3）。そして、測定部 2 1 が測定面上において X' 方向に試料 9 に対して相対的に移動され（すなわち、測定部 2 1 の走査が行われ）、各位置 x' における磁場が取得される（ステップ S 1 1）。磁場取得装置 1 では、コンピュータ 4 の制御により、回動機構 3 2 が角度 θ を複数通りに変更しつつ測定部 2 1 の走査が繰り返され、 x' および θ をパラメータとする測定値 $f(x', \theta)$ が取得される（ステップ S 1 2, S 1 3, S 1 1）。本実施の形態における複数の角度 θ は、 0° 以上 180° 未満の範囲内の一定間隔の角度である。

[0049] 測定部 2 1 の走査の繰り返しにより測定値 $f(x', \theta)$ が取得されると（ステップ S 1 2）、フーリエ変換部 6 1 1 では、 $f(x', \theta)$ を x' に関してフーリエ変換することにより、 $g(k_{x'}, \theta)$ が取得される。そして、2 次元ポテンシャル分布算出部 6 1 3 において、 $g(k_{x'}, \theta)$ を 2 次元ポテンシャル取得式（数 1 0）に代入することにより、測定面上における 2 次元ポテンシャルを示す $\phi(x, y, \alpha)$ が求められる（ステップ S 1 4）。

[0050] ところで、超伝導量子干渉計や磁気抵抗センサを用いて磁場の 2 次元分布を取得する場合、これらのデバイスの微小化には技術的な限界があるため、測定の分解能の向上に一定の限界が生じる。

[0051] これに対し、ポテンシャル取得装置である図 2 の磁場取得装置 1 では、測定対象領域の幅に比べて十分に長い測定部 2 1 が用いられ、測定面上の基準方向と、測定部 2 1 の長手方向とがなす角度 θ を複数通りに変更しつつ、測定面上において測定部 2 1 の長手方向に垂直な方向への走査が繰り返される。そして、走査の繰り返しにより取得される測定値 $f(x', \theta)$ を用いて

2次元ポテンシャル取得式により、測定面における2次元ポテンシャルを示す $\phi(x, y, \alpha)$ が求められる。これにより、測定対象領域の幅に比べて十分に大きい測定部21を用いて、2次元ポテンシャルの測定をX方向およびY方向に高い分解能（例えば、ナノスケールの分解能）にて行うことができる。この場合は分解能は、薄膜状の素子の膜厚にて決定される。薄膜の厚さをコントロールするのは容易であり、原理的には分解能は原子・分子スケールまで高められ得る。なお、測定部21として、水平方向に長い測定範囲を有する超伝導量子干渉計が用いられてもよい（以下同様）。

[0052] 次に、上記2次元ポテンシャル取得方法を用いて3次元ポテンシャル（分布）を取得する手法について説明する。本実施の形態では、国際公開第2008/123432号パンフレット（文献2）と同様の手法により、3次元ポテンシャルが取得される。以下の手法では、ラプラス方程式を満たす3次元ポテンシャルを示す $\phi(x, y, z)$ が求められる。

[0053] まず、3次元ポテンシャルを取得する原理について説明する。ラプラス方程式を満たす3次元ポテンシャルである $\phi(x, y, z)$ はラプラシアン Δ を用いて数11にて表される。

[0054] [数11]

$$\Delta \phi(x, y, z) = 0$$

[0055] この方程式の一般解は、X、Y、Z直交座標系においてZ方向に指数関数的に減衰する項と指数関数的に増大する項との和として数12にて表すことができる。

[0056] [数12]

$$\phi(x, y, z) = \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \{ a(k_x, k_y) \exp(z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) + b(k_x, k_y) \exp(-z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \} dk_x dk_y$$

[0057] ただし、数12において、 k_x 、 k_y はX方向およびY方向の波数であり、 $a(k_x, k_y)$ 、 $b(k_x, k_y)$ は k_x 、 k_y で表される関数である。さらに、数12の両辺をzで1回微分したものは数13にて表される。

[0058] [数13]

$$\phi_z(x,y,z) = \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \sqrt{k_x^2 + k_y^2} \{a(k_x, k_y) \exp(z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) - b(k_x, k_y) \exp(-z \sqrt{k_x^2 + k_y^2})\} dk_x dk_y$$

[0059] ここで、 $z=0$ を満たすXY平面に平行な面における $\phi(x, y, z)$ 、すなわち、 $\phi(x, y, 0)$ は数14にて表される。

[0060] [数14]

$$\phi(x,y,0) = \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \{a(k_x, k_y) + b(k_x, k_y)\} dk_x dk_y$$

[0061] 同様に、数13に $z=0$ を代入することにより $\phi_z(x, y, 0)$ は数15にて表される。

[0062] [数15]

$$\phi_z(x,y,0) = \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \sqrt{k_x^2 + k_y^2} \{a(k_x, k_y) - b(k_x, k_y)\} dk_x dk_y$$

[0063] したがって、 $\phi(x, y, 0)$ と $\phi_z(x, y, 0)$ とをそれぞれフーリエ変換した $\psi(k_x, k_y)|_{z=0}$ および $\psi_z(k_x, k_y)|_{z=0}$ (以下、単に $\psi(k_x, k_y)$ 、 $\psi_z(k_x, k_y)$ と表す。)は、数16および数17にて表される。

[0064] [数16]

$$\phi(k_x, k_y) = a(k_x, k_y) + b(k_x, k_y)$$

[0065] [数17]

$$\phi_z(k_x, k_y) = \sqrt{k_x^2 + k_y^2} \{a(k_x, k_y) - b(k_x, k_y)\}$$

[0066] 数16および数17から $a(k_x, k_y)$ 、 $b(k_x, k_y)$ を求めることができ、これらは数18および数19にて表される。

[0067] [数18]

$$a(k_x, k_y) = \frac{1}{2} \left[\phi(k_x, k_y) + \frac{\phi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right]$$

[0068] [数19]

$$b(k_x, k_y) = \frac{1}{2} \left[\phi(k_x, k_y) - \frac{\phi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right]$$

[0069] ここで、数12に数18および数19の $a(k_x, k_y)$ および $b(k_x, k_y)$ を代入することにより、 $\phi(x, y, z)$ は数20にて表される。

[0070] [数20]

$$\begin{aligned} \phi(x, y, z) &= \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left[\phi(k_x, k_y) + \frac{\phi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{2} \left[\phi(k_x, k_y) - \frac{\phi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(-z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y \end{aligned}$$

[0071] 以上のことから、対象物の外部に設定された $z=0$ を満たす測定面における測定によりディリクレ型境界条件である $\phi(x, y, 0)$ 、および、ノイマン型境界条件である $\phi_z(x, y, 0)$ が得られる場合、これらをフーリエ変換することによって数20に示すように $\phi(x, y, z)$ を x および y に関してフーリエ変換したものを導くとともに逆フーリエ変換を行うことにより、 $\phi(x, y, z)$ を取得することができ、3次元ポテンシャルが厳密に導かれることとなる。

[0072] ところで、数12を z にて奇数回および偶数回微分した関数に対して数20の導出に準じた処理を行うことによっても $a(k_x, k_y)$ 、 $b(k_x, k_y)$ を求めることができ、 $\phi(x, y, z)$ を1回以上微分した数20に相当する式を導くことができる。ここでは、 q 、 p を0以上の整数として q が奇数、 p が偶数であるものとする（すなわち、 $q \equiv 1, p \equiv 0 \pmod{2}$ ）。また、ラプラス方程式を満たす場を示す場関数 $H(x, y, z)$ の z についての q 回微分および p 回微分を $H_z^{(q)}(x, y, z)$ 、 $H_z^{(p)}(x, y, z)$ にて表す。さらに、 $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ （すなわち、数21）を x および y についてフーリエ変換したものを $h_z^{(q)}(k_x, k_y)$ と表し、 $H_z^{(p)}$

($x, y, 0$) を x および y についてフーリエ変換したものを $h_z^{(p)}(k_x, k_y)$ と表すと、 $H_z^{(q)}(x, y, z)$ および $H_z^{(p)}(x, y, z)$ はそれぞれ数 2 2 および数 2 3 にて表される。

[0073] [数21]

$$H_z^{(q)}(x, y, 0) = \frac{\partial^q H_z(x, y, z)}{\partial z^q} \Big|_{z=0}$$

[0074] [数22]

$$\begin{aligned} H_z^{(q)}(x, y, z) = & \\ & \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left(h_z^{(q)}(k_x, k_y) + h_z^{(p)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{q-p}{2}} \right) \exp(z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right. \\ & \left. + \frac{1}{2} \left(h_z^{(q)}(k_x, k_y) - h_z^{(p)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{q-p}{2}} \right) \exp(-z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y \end{aligned}$$

[0075] [数23]

$$\begin{aligned} H_z^{(p)}(x, y, z) = & \\ & \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left(h_z^{(p)}(k_x, k_y) + h_z^{(q)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{p-q}{2}} \right) \exp(z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right. \\ & \left. + \frac{1}{2} \left(h_z^{(p)}(k_x, k_y) - h_z^{(q)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{p-q}{2}} \right) \exp(-z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y \end{aligned}$$

[0076] 以上のことから、測定により $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ および $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ を求めることができる場合、これらをフーリエ変換して $h^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h^{(p)}(k_x, k_y)$ を求め、数 2 2 または数 2 3 を用いて $h^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h^{(p)}(k_x, k_y)$ から $H_z^{(q)}(x, y, z)$ または $H_z^{(p)}(x, y, z)$ をフーリエ変換したものを導くとともに逆フーリエ変換を行うことにより、 $H_z^{(q)}(x, y, z)$ または $H_z^{(p)}(x, y, z)$ を取得することができる。

[0077] 図 2 の磁場取得装置 1 では、上記 3 次元ポテンシャル取得方法を利用して

3次元ポテンシャルの取得も可能となっている。図6は、磁場取得装置1が3次元ポテンシャルを取得する処理の流れを示す図である。

[0078] 3次元ポテンシャル取得処理では、図7中にて破線にて示すように、 $z = 0$ を満たす測定面91上に測定部21の(-Z)側の端面が配置され、図5のステップS11~S14を行うことにより、 $\phi(x, y, 0)$ が取得される。本実施の形態では、2次元ポテンシャル分布算出部613により、測定面91上の各位置における $\phi(x, y, 0)$ の値(磁場の大きさを示す値)が画素値に変換され、測定面91における磁場の2次元分布が磁場分布画像71(正確には画像のデータ)として固定ディスク44(図4参照)に記憶される(図6:ステップS21)。実際には、ステップS21の処理は、既述の図5の処理の実行により既に完了している。

[0079] 続いて、図2に示す昇降機構34により、ヘッド部2がZ方向に微小距離 d ($d > 0$)だけ下降し、図7中に二点鎖線にて示すように測定部21と試料9との間の距離が微小距離 d だけ変更される。すなわち、試料9に対して相対的に固定された測定面91から(-Z)方向に微小距離 d だけ離れた面92が新たな測定面とされる。そして、ステップS21の処理と同様に図5のステップS11~S14を行うことにより、測定面92における磁場の分布(すなわち、 $\phi(x, y, -d)$)が補助磁場分布画像72として取得される(ステップS22)。なお、ステップS22の処理では、図4中の信号処理ユニット5からフーリエ変換部612に測定値 $f(x', \theta)$ が出力され、2次元ポテンシャル分布算出部614にて補助磁場分布画像72が生成される。もちろん、1つのフーリエ変換部および1つの2次元ポテンシャル分布算出部により、磁場分布画像71および補助磁場分布画像72の双方が生成されてよい。

[0080] 磁場分布画像71および補助磁場分布画像72(それぞれポテンシャル分布画像および補助ポテンシャル分布画像と捉えることもできる。)が準備されると、3次元ポテンシャル分布算出部615では、これらの画像の差分画像が求められ、当該差分画像を微小距離 d で除算した微分画像が生成される

。微分画像は測定面 9 1 における磁場の Z 方向の微分、すなわち、磁場勾配を実質的に示す画像となり、磁場勾配分布画像（ポテンシャル勾配分布画像と捉えることもできる。）として記憶される（ステップ S 2 3）。

[0081] 既述のように、磁場分布画像 7 1 は $\phi(x, y, 0)$ にて表される。また、磁場勾配は磁場を z にて微分したものであることから、磁場勾配分布画像は $\phi_z^{(1)}(x, y, 0)$ （以下、 $\phi_z(x, y, 0)$ と表す。）を示す画像となる。磁場分布画像 7 1 を第 1 画像、補助磁場分布画像 7 2 を中間画像、磁場勾配分布画像を第 2 画像とした場合、ステップ S 2 1 ~ S 2 3 は、磁場の分布を示す 2 次元の第 1 画像および中間画像を取得してこれらの画像から磁場の勾配を示す第 2 画像を求める工程となっている。

[0082] 続いて、3次元ポテンシャル分布算出部 6 1 5 では、 $\phi(x, y, 0)$ である磁場分布画像 7 1 および $\phi_z(x, y, 0)$ である磁場勾配分布画像が、x および y に関してフーリエ変換されて $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ （ただし、 k_x, k_y は X 方向および Y 方向の波数である。）が求められる（ステップ S 2 4）。フーリエ変換として具体的には 2 次元の離散フーリエ変換が行われ、フーリエ変換に際して、例えば、 $0 \sim \pi$ の範囲の正弦関数の n 乗（n は 0 以上）を窓関数として両画像に掛ける手法が採用される。

[0083] $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ が求められると、 $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を用いて、数 2 0 で示される式（以下、「3次元ポテンシャル取得式」と呼ぶ。）により $\phi(x, y, z)$ が求められる（ステップ S 2 5）。なお、 $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を 3次元ポテンシャル取得式に代入して k_x および k_y に関して逆フーリエ変換する際には、フーリエ変換時と同様の窓関数が利用される。 $\phi(x, y, z)$ が求められることにより、磁場の z 成分の 3次元分布が厳密に求められることとなる。

[0084] 次に、図 7 に示すように試料 9 の媒質に埋没した測定対象物質表面 9 3 と $z = 0$ の測定面 9 1 との間の距離が h ($h > 0$) である場合、3次元ポテンシャル分布算出部 6 1 5 において $\phi(x, y, z)$ の z に媒質に埋没した測定対象物質表面 9 3 の位置を示す値 ($-h$)（または、媒質に埋没した測定

対象物質表面 93 に近接する位置を示す値) が代入され、媒質に埋没した測定対象物質表面 93 における磁場分布が得られる (ステップ S 26)。媒質に埋没した測定対象物質表面 93 における磁区構造と磁場分布とは対応しているため、磁場取得装置 1 では $\phi(x, y, -h)$ を示す画像が磁区構造を示す磁区画像として固定ディスク 44 に保存される。以上の動作により、保護膜等の磁性体上部に存在する物体の影響でセンサーを媒質に埋没した測定対象物質表面 93 に接近できない場合にも媒質に埋没した測定対象物質表面 93 近傍における磁場分布画像を得ることができ、磁場取得装置 1 により 10 nm 以下 (設計によっては、2~3 nm 以下) の高い空間分解能を有する磁場顕微鏡が実現される。

[0085] 以上のように、磁場取得装置 1 では、Z 方向に微小距離だけ相違する 2 つの測定面にて同様の手法により磁場分布画像 71 および補助磁場分布画像 72 が取得され、これらの画像の差分画像を微小距離で除算した微分画像が磁場勾配分布画像として取得される。そして、磁場分布画像 71 である $\phi(x, y, 0)$ および磁場勾配分布画像である $\phi_z(x, y, 0)$ をそれぞれフーリエ変換して $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を求め、さらに、 $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を用いて、3次元ポテンシャル取得式により $\phi(x, y, z)$ が求められる。これにより、3次元ポテンシャルを精度よく求めることができる。また、演算部 61 が、 $\phi(x, y, z)$ の z に試料 9 の媒質に埋没した測定対象物質表面 93 の位置または媒質に埋没した測定対象物質表面 93 に近接する位置を示す値を代入することにより、媒質に埋没した測定対象物質表面 93 における磁区構造を示す磁区画像を取得することができ、磁場取得装置 1 では、高い空間分解能の磁場顕微鏡を実現することができる。

[0086] ところで、磁性体表面の観察に用いられる他の装置 (例えば、走査トンネル顕微鏡や走査電子顕微鏡) では、極めて清浄な磁性体表面の観察しか行うことができないが、磁場取得装置 1 では、試料 9 の表面が清浄で無く、非磁性体物質に埋没した磁区の測定が可能であるため、実用的な評価装置または

製造ライン上の検査装置としての応用が可能である。なお、磁場取得装置 1 は、ハードディスク駆動装置の検出器として用いることも考えられる。

[0087] 次に、測定部 2 1 の製造に関連して、好ましい薄膜形成手法について述べる。図 8 は、支持部 2 2 の支持プレート 2 2 1 となる矩形の基板（以下、同符号 2 2 1 を付す。）に磁性材料の薄膜を形成する様子を示す図である。既述のように、測定部 2 1 は磁性材料（コバルト（C o）、ニッケル（N i）、鉄（F e）等を含む材料）の多層膜であり、例えば、一の磁性材料の薄膜の形成時には、当該磁性材料の蒸着源 8 1 に対向する位置に基板 2 2 1 が板状の蒸着源 8 1 に対して平行に配置され、蒸着源 8 1 と基板 2 2 1 との間に開口を有するマスク 8 2（図 8 では、断面を示す平行斜線の図示を省略している。図 9 において同様。）が配置される。そして、真空蒸着によりマスク 8 2 の開口形状に対応する基板 2 2 1 上の領域に当該磁性材料の薄膜 2 2 0 が形成される。このようにして、基板 2 2 1 の主面に沿って広がる薄膜素子（すなわち、図 2 中の Y' 方向および Z 方向に広がる測定部 2 1）が、薄膜となる物質の蒸着により形成される。

[0088] 次に、より好ましい薄膜形成手法について述べる。図 9 は、基板 2 2 1 に磁性材料の薄膜を形成する様子を示す図である。図 9 に示す薄膜形成手法では、板状の蒸着源 8 1 と基板 2 2 1 とを対向させつつ、蒸着源 8 1 に対して基板 2 2 1 が傾斜して配置される。より詳細には、図 9 の下側が図 2 の磁場取得装置 1 における（-Z）側に対応しており、矩形の基板 2 2 1 の下側の部位が蒸着源 8 1 から離れるように、基板 2 2 1 が傾けられる。そして、この状態にて蒸着が行われることにより、図 9 に示すように、基板 2 2 1 の下部において、下側に向かうに従って膜厚が薄くなるように薄膜 2 2 0 が形成される。換言すると、基板 2 2 1 の下側（すなわち、磁場取得装置 1 に設けられた場合における試料 9 側）における薄膜 2 2 0 の膜厚が他の部位の膜厚よりも小さい測定部が形成される。測定部では、薄膜 2 2 0 の下端部の膜厚（実際には、多層膜の膜厚）が膜厚方向である X' 方向における分解能に影響するため、図 9 に示す手法にて形成されることにより膜厚が対象物側に向

かって漸次減少する測定部では、図8の手法にて形成される測定部に比べて、X'方向に関する分解能が高い測定値の取得が可能となる。膜厚が対象物側に向かって漸次減少する薄膜素子は他の手法により形成されてもよい。

[0089] 図10は、上記2次元ポテンシャル取得方法を用いる検査装置1aを説明するための図である。検査装置1aは、核磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging (MRI))により画像を取得するMRI装置である。図10中の左側は検査装置1aの構成を示し、右側は対象物9aの検査対象となる断面(図10中のXY平面に平行な断面であり、以下、「検査対象面」という。)のZ方向の位置と、後述の送信コイル12により対象物9aに対して付与される回転磁場の周波数 ω との関係を示している。

[0090] 検査装置1aは、図10中のY方向に横たわる人体である対象物9aに対してZ方向の傾斜磁場を形成する静磁場形成部11、対象物9aに向かって回転磁場を付与する送信コイル12、対象物9aの(+Z)側に配置されるヘッド部2a、ヘッド部2aをZ方向に平行な軸を中心として回転する回転機構32a、回転機構32aと共にヘッド部2aをZ方向に昇降する昇降機構34a、回転機構32aおよび昇降機構34aと共にヘッド部2aをX方向およびY方向に移動する水平移動機構33a、並びに、検査装置1aの各構成要素に接続される制御ユニット40を備える。図10では、符号A1を付す複数の矢印の長さを(+Z)側から(-Z)方向に向かって順に長くすることにより、静磁場形成部11により形成される静磁場の強度が(-Z)方向に向かって漸次大きくなる状態を抽象的に示している。

[0091] ヘッド部2aは、対象物9aのX方向の幅よりも十分に長い(例えば、当該幅の2倍以上)測定部21a、および、測定部21aが固定される支持プレート221aを有し、支持プレート221aは支持棒224を介して回転機構32aに取り付けられる。

[0092] 図11は、制御ユニット40の機能構成を測定部21aおよび送信コイル12と共に示す図である。図11中の制御部62および演算部63が制御ユニット40に含まれるコンピュータにより実現される機能である。

[0093] 制御部62は、走査信号発生器410に接続され、走査信号発生器410からの信号に基づいて水平移動機構33aによりヘッド部2aが走査を行う。また、制御部62は、発振器401、位相調整部402、振幅変調器403および高周波増幅器404を介して送信コイル12に接続され、制御部62の制御に応じた周波数の回転磁場が送信コイル12から対象物9aに付与される。測定部21aは、受信器プリアンプ405に接続されており、測定部21aからの信号は受信器プリアンプ405にて増幅された後、位相検波器406、LPF407、A-Dコンバータ408に順に出力され、A-Dコンバータ408からの出力信号が、測定値 $f(x', \theta)$ としてメモリ409に記憶される。なお、図11では、A-Dコンバータ408から出力される信号の内容を、符号B1を付す破線の矩形にて囲んで示している（矩形B2, B3において同様）。

[0094] 図11中の演算部63の再構成制御部631は、図4中のフーリエ変換部611および2次元ポテンシャル分布算出部613と同様の機能を有し、測定部21aが配置されるとともに $z = \alpha$ を満たす測定面における $\phi(x, y, \alpha)$ が、メモリ409にて記憶される測定値 $f(x', \theta)$ に基づいて求められる。また、3次元磁場再構成部632は、図4中の3次元ポテンシャル分布算出部615と同様の機能を有し、 $\phi(x, y, \alpha)$ に基づいて $\phi(x, y, z)$ を求めるとともに、後述のMRI画像を取得する。

[0095] 対象物9aにおいて $z = z_0$ を満たす平面を検査対象面とする場合には、図10中の右側に示すように、周波数 ω_0 の回転磁場（RFパルス（90度パルス）とも呼ばれる。）を対象物9aに付与することにより、対象物9aの当該検査対象面上にて核磁気共鳴（Nuclear Magnetic Resonance (NMR)）が生じる。また、後述するように、回転磁場の付与に同期して、測定部21aの走査を行うことにより、検査対象面のMRI画像が取得される。以下、検査装置1aにおける検査に係る動作の流れについて、図6に準じて説明する。

[0096] 検査装置1aでは、 $z = 0$ を満たす測定面上に測定部21aの（-Z）側

の端面が配置され、図5のステップS11～S13の処理が行われる。このとき、ステップS11における測定部21aの各走査では、走査方向（すなわち、X'方向）の各位置x'にて測定部21aが停止される。続いて、送信コイル12から対象物9aに周波数 ω_0 の回転磁場が付与され、検査対象面上にて核磁気共鳴が生じる。そして、送信コイル12の駆動の停止後（すなわち、回転磁場の付与の停止後）所定時間の間、測定部21aにおける測定値の変化が取得される。送信コイル12の駆動、および、駆動停止後の測定値の変化の取得は、当該走査におけるX'方向の全ての位置x'に対して行われ、測定部21aの1回の走査が完了する。上記動作は、全ての角度 θ における走査に対して行われることにより、再構成制御部631にて $\phi(x, y, 0)$ である磁場分布画像が取得される（図5：ステップS14、図6：ステップS21）。実際には、送信コイル12の駆動停止後の経過時間tもパラメータとして含む $\phi(x, y, 0, t)$ が、各経過時間tに対する磁場分布画像を示すものとして求められる。

[0097] $\phi(x, y, 0, t)$ が取得されると、昇降機構34aによりヘッド部2aがZ方向に微小距離dだけ移動する。その後、上記ステップS21と同様の処理が行われることにより、 $\phi(x, y, -d, t)$ が各経過時間tに対する補助磁場分布画像を示すものとして取得される（ステップS22）。続いて、 $\phi(x, y, 0, t)$ と $\phi(x, y, -d, t)$ との差を微小距離dで除算した $\phi_z(x, y, 0, t)$ （すなわち、各経過時間tの磁場分布画像および補助磁場分布画像の差分画像を微小距離dで除算した磁場勾配分布画像）が取得される（ステップS23）。そして、 $\phi(x, y, 0, t)$ および $\phi_z(x, y, 0, t)$ をそれぞれフーリエ変換したものをを用いて、3次元ポテンシャル取得式により $\phi(x, y, z, t)$ が求められる（ステップS24, S25）。

[0098] $\phi(x, y, z, t)$ は、検査対象面のZ方向の位置がz0である場合における、送信コイル12の駆動停止後の各経過時間tに対する $\phi(x, y, z)$ を示している。したがって、当該検査対象面に対して取得される $\phi(x$

、 y 、 z 、 t) の z に z_0 を代入することにより、検査対象面の各位置(x 、 y)に対して、回転磁場の付与停止後における磁場の時間的変化を示す $\phi(x, y, z_0, t)$ が、励起状態の緩和現象を示すものとして求められる。そして、所定の演算により、検査対象面の各位置(x 、 y)における緩和現象の相違を示す画像が、MRI画像として取得される(ステップS26)。

[0099] 上記ステップS21～S26処理は、Z方向の複数の位置における複数の平面のそれぞれを検査対象面として繰り返される。このとき、例えば、 $z = (z_0 + \Delta z)$ の平面を検査対象面とする場合には、周波数($\omega_0 - \Delta \omega$)の回転磁場が対象物9aに付与される。ただし、磁気回転比を γ 、傾斜磁場の傾きを G_z として、 $\Delta \omega$ は($\gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$)として表される(すなわち、($\Delta \omega = \gamma \cdot G_z \cdot \Delta z$))。これにより、Z方向の複数の位置における複数の平面でのMRI画像が取得される。

[0100] 以上に説明したように、図10の検査装置1aでは、静磁場形成部11および送信コイル12が協働することにより、Z方向の複数の位置における複数の平面上にて対象物9aの内部に核磁気共鳴が順次生じる。そして、当該複数の平面に含まれる各平面にて核磁気共鳴を生じさせた際に、制御部62が演算部63に各経過時間 t に対する $\phi(x, y, z)$ を取得させ、さらに、演算部63が $\phi(x, y, z)$ の z に当該平面の位置を示す値を代入することにより、検査対象面である当該平面上の各位置(x 、 y)における緩和現象が取得される。これにより、検査対象面の高精度なMRI画像を取得することができる。このように、検査装置1aでは、核磁気共鳴を利用した検査を精度よく行うことができる。また、図10の検査装置1aでは、一般的なトンネル型のMRI装置にて生じる被検者における圧迫感や閉塞感を低減することができる。通常のMRIと異なりX、Y方向には、急峻な磁場勾配を形成する必要がなく、薄膜磁場センサの膜厚がX、Y方向の空間分解能を決定するため、高分解能の検査が可能となる。また装置の小型化が実現され、手術中リアルタイム高分解能検査などの臨床応用も可能となる。

- [0101] 以上の実施の形態では、磁位のポテンシャルをZ方向に1回微分したものにに基づく測定値が測定部21、21aにより取得されるが、磁位のポテンシャルをZ方向に2回微分したものにに基づく測定値が測定部により取得されてもよい。以下の説明における $\phi(x, y, z)$ は、 $\Phi(x, y, z)$ のzによる2回微分である $\Phi_z^{(2)}(x, y, z)$ （以下、 $\Phi_{zz}(x, y, z)$ と表す。）となる。
- [0102] 図12は本発明の第2の実施の形態に係る磁場取得装置1bの一部を示す図である。磁場取得装置1bでは、ヘッド部2bの構成が図2の磁場取得装置1と相違している。他の構成は図2と同様であり、図12では図示を省略している。
- [0103] ヘッド部2bでは、磁性材料にて形成されるとともに磁化された薄膜が測定部21bとして支持部22bの支持プレート221に設けられ、Y'方向に長い測定部21bの全体と試料9との間にて磁気力が作用する。支持プレート221は、傾斜部222を介してベース部223に接続されており、ベース部223には、片持ち状の支持部22b（以下、「カンチレバー22b」という。）を振動させる振動部25が設けられる。また、ヘッド部2bには、図2のヘッド部2と同様のLDモジュール23およびPSPD24が設けられ、測定部21b、カンチレバー22b、振動部25、LDモジュール23およびPSPD24は密閉された容器20内に收容される。容器20内は減圧されており、カンチレバー22bのQ値の向上が図られる。また、容器20の側面および上面（（+Z）側の面）は所定の磁気シールド材料にて形成されており、カンチレバー22bのQ値の向上と相まって、測定におけるノイズの影響を大幅に低減することができる。
- [0104] 磁場取得装置1bでは、振動部25のピエゾによりカンチレバー22bが共振周波数で上下に励振される。カンチレバー22bにはLDモジュール23から光が照射されており、反射光の位置がPSPD24により検出される。これにより、信号処理部53（図2参照）により、カンチレバー22bの共振周波数が試料9との相互作用力によりシフトした量が検出される。ここ

で、カンチレバー振動の周波数のシフト量は相互作用力に由来し、保存力勾配に由来する測定量であるといえる。したがって、磁場取得装置 1 b では、 X' 方向への測定部 2 1 b の走査の際に、 X' 方向の各位置において、カンチレバー 2 2 b の共振周波数のシフト量に基づいて磁気力勾配（測定部 2 1 b の全体における磁気力勾配）を示す値が取得される。よって、 $z = \alpha$ となる測定面上の基準方向と、測定部 2 1 b の長手方向（ Y' 方向）とがなす角度 θ を複数通りに変更しつつ、測定面上において測定部 2 1 b の長手方向に垂直な方向への走査を繰り返すことにより測定値 $f(x', \theta)$ が取得され、図 2 の磁場取得装置 1 と同様の手法にて、磁場勾配分布画像である $\phi(x, y, \alpha)$ が取得される。

[0105] 磁場取得装置 1 b による測定では、 $z = 0$ を満たす測定面上にてカンチレバー 2 2 b の振動周波数のシフト量が取得されて磁場勾配分布画像が第 1 画像として取得され（図 6：ステップ S 2 1）、当該測定面から微小距離だけ離れた測定面にて同様に磁場勾配分布画像が中間画像として取得される（ステップ S 2 2）。続いて、第 1 画像と中間画像との差分画像を微小距離 d で除算した差分画像が磁場勾配の z による微分を示す第 2 画像として取得される（ステップ S 2 3）。この場合、第 1 画像は $\phi(x, y, 0)$ （すなわち、 $\Phi_{zz}(x, y, 0)$ ）に対応し、第 2 画像は $\phi_z(x, y, 0)$ （すなわち、 $\Phi_{zzz}(x, y, 0)$ ）に対応することから、これらの画像をフーリエ変換して数 2 0 の 3 次元ポテンシャル取得式に代入することにより、 $\Phi_{zz}(x, y, z)$ である $\phi(x, y, z)$ が求められる（ステップ S 2 4, S 2 5）。そして、 $\phi(x, y, z)$ の z に試料 9 の表面の位置を示す値が代入されることにより、表面における磁場勾配の分布が取得され、これに基づいて磁区画像が生成される（ステップ S 2 6）。

[0106] このように、磁場取得装置 1 b では、磁位のポテンシャルを Z 方向に 2 回微分したものに基づく測定値 $f(x', \theta)$ が測定部 2 1 b により取得され、 $\Phi_{zz}(x, y, z)$ である $\phi(x, y, z)$ を生成することが実現される。もちろん、磁場取得装置 1 b では、磁位のポテンシャルを Z 方向に 3 回以

上微分したものに基づく測定値を取得可能な測定部が設けられ、磁位のポテンシャルをZ方向に3回以上微分したものが $\phi(x, y, z)$ として取得されてもよい。

[0107] 以上のように、磁場取得装置では、磁位のポテンシャルをZ方向に関して1回以上微分したものが $\phi(x, y, z)$ として取得され、 $\phi(x, y, z)$ のzに対象物である試料9の表面の位置または表面に近接する位置を示す値を代入することにより、高い分解能の磁場顕微鏡を実現することができる。

[0108] なお、図12の磁場取得装置1bにおいて、振動させないカンチレバー22bを走査させつつ、カンチレバー22bの変位量をLDモジュール23およびPSPD24により取得することにより、磁位のポテンシャルをZ方向に1回微分したものに基づく測定値 $f(x', \theta)$ が測定部21bにより求められ、 $\Phi_z(x, y, z)$ である $\phi(x, y, z)$ が取得されてもよい(後述のMRI装置において同様)。

[0109] また、磁場取得装置1bにおいて、振動させないカンチレバー22bの走査による $\Phi_z(x, y, 0)$ の測定と、振動させたカンチレバー22bの走査による $\Phi_{zz}(x, y, 0)$ の測定とを行い、 $\Phi_z(x, y, 0)$ を $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ とし(ただし、 $q=1$)、 $\Phi_{zz}(x, y, 0)$ を $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ として(ただし、 $p=2$)、これらをフーリエ変換して $h^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h^{(p)}(k_x, k_y)$ を求め、数23を用いて $H_z^{(p)}(x, y, z)$ (すなわち、 $\Phi_{zz}(x, y, z)$)が求められてもよい。さらに、測定により $\Phi_{zz}(x, y, 0)$ および $\Phi_{zzz}(x, y, 0)$ が取得可能な場合には、 $\Phi_{zzz}(x, y, 0)$ を $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ とし(ただし、 $q=3$)、 $\Phi_{zz}(x, y, 0)$ を $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ として(ただし、 $p=2$)、これらをフーリエ変換して $h^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h^{(p)}(k_x, k_y)$ を求め、数22を用いて $H_z^{(q)}(x, y, z)$ (すなわち、 $\Phi_{zzz}(x, y, z)$)が求められてもよい。

[0110] このように、 $z=0$ を満たす測定面における任意のポテンシャル $H(x,$

y, z) の z による q 回微分である $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ が一の測定において取得される $\phi(x, y, \alpha)$ であり、当該ポテンシャル $H(x, y, z)$ の z による p 回微分である $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ が他の測定において取得される $\phi(x, y, \alpha)$ である場合に (ただし、 p, q は 0 以上の整数であり、 q が奇数、 p が偶数である。)、 $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ および $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ をそれぞれフーリエ変換して $h_z^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h_z^{(p)}(k_x, k_y)$ (ただし、 k_x, k_y は X 方向および Y 方向の波数である。) を求めることにより、数 22 により $H_z^{(q)}(x, y, z)$ を求める、または、数 23 により $H_z^{(p)}(x, y, z)$ を求めることができる (他の装置において同様)。

[0111] 図 12 の磁場取得装置 1b は、MRI 装置として用いられてもよく、この場合、図 10 の静磁場形成部 11 および送信コイル 12 が磁場取得装置 1b に追加され、 Z 方向の複数の位置における複数の平面上にて対象物の内部に核磁気共鳴が順次生じる。そして、当該複数の平面に含まれる各平面にて核磁気共鳴を生じさせた際に、 $\Phi_{zz}(x, y, z, t)$ である $\phi(x, y, z, t)$ が取得され、さらに、 $\phi(x, y, z, t)$ の z に当該平面の位置を示す値を代入することにより、当該平面上の各位置 (x, y) における緩和現象が取得される。これにより、対象物の検査対象面における高精度な MRI 画像を取得することができる。

[0112] また、このような磁場取得装置において、磁位のポテンシャルを Z 方向に 3 回以上微分したものに基づく測定値を取得可能な測定部が設けられ、磁位のポテンシャルを Z 方向に 3 回以上微分したものが $\phi(x, y, z, t)$ として取得されてもよい。以上のように、磁場取得装置では、磁位のポテンシャルを Z 方向に関して 1 回以上微分したものを $\phi(x, y, z)$ として取得することにより、核磁気共鳴を利用した検査を精度よく行うことが実現される。

[0113] また、2次元ポテンシャル取得式を用いて求められる 2次元ポテンシャル $\phi(x, y, \alpha)$ の基礎となる 3次元ポテンシャル (すなわち、3次元ポテ

ンシャル取得式を用いて求められる $\phi(x, y, z)$ は、磁位のポテンシャルに由来するものに限定されず、容易に2次元ポテンシャル取得方法を応用することができるものとして電位のポテンシャルに由来する3次元ポテンシャル分布を挙げることができる。この場合、例えば、図12の装置において、試料9は電荷が表面に存在するものとされる。また、表面を絶縁体で覆うとともに、当該絶縁体に電荷を保持させた測定部21bが準備される。そして、各角度 θ において、振動させないカンチレバー22bを走査させつつ、カンチレバー22bの変位量が測定値としてLDモジュール23およびPSPD24により取得される。これにより、2次元のポテンシャル分布を示す $\phi(x, y, \alpha)$ 、すなわち、試料9の存在に起因する静電気力（のZ方向成分）の分布を示す静電気力分布画像が取得される。

[0114] 3次元のポテンシャル分布を示す $\phi(x, y, z)$ （ただし、 $\phi(x, y, z)$ はラプラス方程式を満たす。）を取得する際には、測定面のZ方向の位置が微小距離だけ異なる2つの静電気力分布画像の差分を微小距離で除算して静電気力勾配分布画像が取得され、 $z=0$ の測定面における静電気力分布画像および静電気力勾配分布画像をフーリエ変換して3次元ポテンシャル取得式に代入することにより、静電気力を示す3次元ポテンシャルが再現される。さらに、試料9の表面（または表面近傍）の位置を示す z の値が、再現されたポテンシャル関数に代入されて試料9の表面における静電気力の分布を示す画像が電荷の分布に対応する画像として求められる。このように、上記手法によれば、試料9から十分に離れた位置から近距離性の相互作用の影響を受けることなく精度よく電荷の3次元的な分布を反映したポテンシャル分布を求めることができ、例えば、絶縁膜内に電荷が3次元的に分布する場合に、電荷が遠方に作る場から電荷がトラップされている位置を特定することが実現される。

[0115] もちろん、共振するカンチレバー22bの振動周波数のシフト量から静電気力勾配分布画像が $\phi(x, y, \alpha)$ として取得されてもよい。また、測定面のZ方向の位置が微小距離だけ異なる2つの静電気力勾配分布画像に基づ

いて静電気力勾配の3次元分布である $\phi(x, y, z)$ が求められてもよい。

[0116] 上記2次元ポテンシャルおよび3次元ポテンシャル取得方法は、対象物の存在に起因して少なくとも対象物の周囲に形成される任意の3次元ポテンシャルに対して適用可能であり、磁位または電位のポテンシャルに由来するポテンシャル以外に、温度のポテンシャルまたは重力に由来するポテンシャル等にも応用が可能である。例えば、一方向に長い測定範囲の平均的な温度（当該測定範囲における温度の積分値と等価であると捉えられる。）が測定可能な測定部が、対象物の近傍に配置される。そして、対象物内に定常状態の熱の流れを生じさせ、測定面上の基準方向と測定部の長手方向とがなす角度 θ を複数通りに変更しつつ測定部の走査を繰り返すことにより、測定面上の温度分布を示す $\phi(x, y, \alpha)$ を取得することができる。また、Z方向の位置が微小距離だけ異なる2つの測定面の温度分布を求めることにより、対象物内の3次元の温度分布 $\phi(x, y, z)$ を取得して、対象物の内部構造を知ることも可能である。このような測定が可能な3次元の温度分布取得装置1cの一例を図13に示す。

[0117] 図13の温度分布取得装置1cは薄膜型熱電対を有する測定部21cを備える。薄膜型熱電対は、例えば基板上に白金(Pt)およびコンスタントンを順に積層することにより形成される。測定部21cからの信号はアンプを介して、図2の装置と同様のコンピュータ4に入力される。図13では、コンピュータ4を破線の矩形にて示し、コンピュータ4が実現する機能を内部に示している。また、測定の対象物9cは、試料台31上に載置され、試料台31は回動機構32および水平移動機構33により回動および移動可能である。なお、対象物9cには、電圧源90が接続され、対象物9c内に定常状態の熱の流れが生じる。

[0118] 測定部21cは、図示省略の昇降機構によりZ方向に移動可能であり、測定部21cの出力は制御部62aを介して変換部610a, 610bに入力される。変換部610a, 610bでは、図2の装置と同様にして、Z方向

の2つの位置での2次元温度分布が取得される。そして、2つの2次元温度分布に基づいて、対象物9c内の3次元の温度分布（3次元ポテンシャル分布） $\phi(x, y, z)$ が取得される。なお、温度分布取得装置1cでは、図2の装置と同様に、LDモジュール23およびPSPD24が設けられ、LDコントローラ233aがLDドライバ231aを駆動することにより、LDモジュール23からレーザ光が出射される。また、PSPD24からの出力は、IVコンバータ51、信号処理部53およびセクタ541を介して制御部62a（図13では、図示の都合上、測定部21cに接続される制御部62aとは異なるブロックとして示しているが、これらのブロックは同一の制御部62aである。）に入力される。これにより、測定部21cが対象物9cに接触することが防止される。

[0119] 以上、本発明の実施の形態について説明してきたが、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、様々な変形が可能である。

[0120] 上記実施の形態では、測定値 $f(x', \theta)$ を取得する測定ユニットが、測定部、回動機構、水平移動機構およびコンピュータ（または制御部）により実現されるが、測定ユニットは他の構成により実現されてもよい。図14は、他の測定ユニットに設けられる素子群210の底面図である。図14に示すように、それぞれが長手方向に伸びるセンサとなる多数の薄膜素子21dが膜厚方向に積層された素子群210では、一の角度 θ における X' 方向の各位置での測定値が同時に取得される。そして、素子群210または対象物をZ軸を中心として回転することにより角度 θ を複数通りに変更しつつ、素子群210による測定を繰り返すことにより、測定値 $f(x', \theta)$ が取得される。

[0121] ここで、測定面上における各薄膜素子21dの領域を線状領域と捉えると、素子群210は、長手方向に垂直かつ測定面に平行な X' 方向に配列される複数の線状領域の測定値を同時に取得するものとなる。また、上記実施の形態における測定部を走査する測定ユニットでは、長手方向に長い一の測定部を走査する動作は、一の角度 θ において複数の線状領域を X' 方向に配列

設定しつつ、複数の線状領域のそれぞれにおける測定値を取得することと等価である。以上のように、 $\phi(x, y, \alpha)$ を取得するポテンシャル取得装置では、測定面上において測定面に平行な長手方向に伸びる複数の線状領域を長手方向に垂直な X' 方向に配列設定するとともに、基準方向と長手方向とのなす角度 θ を複数通りに変更した状態にて複数の線状領域のそれぞれにおける測定値を取得する測定ユニットは、様々な態様にて実現可能である。

[0122] 図2の磁場取得装置1（他の装置において同様）において、Z方向に微小距離 d だけ離れた2つの位置における磁場分布画像71および補助磁場分布画像72を取得する際に、測定部21のZ方向の幅（高さ）が微小距離 d よりも十分に大きい場合には、例えば、図15に示すように、測定部21の底面をZ方向の3つの高さ z_1 、 z_2 、 z_3 に順に配置して測定が行われてもよい。この場合に、高さ z_1 、 z_2 、 z_3 にて取得される画像をそれぞれ z_1 画像 $\phi(x, y, z_1)$ 、 z_2 画像 $\phi(x, y, z_2)$ 、 z_3 画像 $\phi(x, y, z_3)$ と呼ぶと、 z_1 画像 $\phi(x, y, z_1)$ と z_2 画像 $\phi(x, y, z_2)$ との差分画像が磁場分布画像として扱われ、 z_2 画像 $\phi(x, y, z_2)$ と z_3 画像 $\phi(x, y, z_3)$ との差分画像が補助磁場分布画像として扱われる。これにより、Z方向の幅が微小な測定部を用いて測定を行った場合と等価な磁場分布画像および補助磁場分布画像を取得することが可能となり、磁場の3次元分布を高精度に求めることが可能となる。なお、本手法を用いる際には、測定部21において試料9から最も離れた部位では、試料9に起因する磁場がほぼ0となっていることが重要である。また、測定部の設計によっては、本手法が長手方向およびZ方向に垂直な X' 方向において採用されてもよい。

[0123] 磁場の測定において試料9（例えば、強磁性体あるいはフェリ磁性体のサンプル）を予め着磁する必要がある場合には、図16に示すように、複数のコイル901を試料9に垂直な方向に配列することにより（多段配置することにより）、着磁における磁界の指向性を高めることが好ましい。これにより、限定した範囲のみを着磁することができ（磁気配向した領域が広範囲に

広がることが防止され)、好ましい測定を行うことが可能となる。なお、板状の試料 9 において両主面側からの着磁が可能である場合には、一方の主面側に設けられる複数のコイル 901 に加えて、図 16 中に二点鎖線の矩形にて示すように、他方の主面側にも同様の複数のコイル 901 が設けられ、着磁における磁界の指向性がさらに高められてよい。

[0124] 磁場取得装置において、図 2 の支持部 22 および図 12 のカンチレバー 22b を走査方向に並べることにより、磁場分布画像および磁場勾配分布画像がおおよそ同時に取得され、3次元ポテンシャルの測定の高速化が図られてもよい。

[0125] また、2次元ポテンシャルや3次元ポテンシャルは既述の2次元ポテンシャル取得式や3次元ポテンシャル取得式に厳密に従って求められる必要はなく、適宜、類似もしくは近似する、または、変形された演算により求められてよい。フーリエ変換および逆フーリエ変換も既知の様々な技巧的な手法が採用されてよい。

[0126] 上記実施の形態では、測定部 21, 21a~21c が Y' 方向および Z 方向に広がる薄膜素子とされることにより、測定部 21, 21a~21c の走査における走査方向の測定分解能を向上することができ、さらに、2次元ポテンシャルの測定の分解能も向上することが可能となるが、測定される2次元ポテンシャルに求められる分解能によっては、測定面に平行に伸びるとともに、走査方向に比較的厚い測定部が用いられてもよい。

[0127] 図 2 の磁場取得装置 1 にて測定部 21 が Z 軸を中心として回動され、図 10 の検査装置 1a にて対象物 9a を支持する部材が Z 軸を中心として回動されてもよい。また、図 2 の測定部 21 が測定面上にて移動し、図 10 の対象物 9a を支持する部材が、対象物 9a と共に水平方向に移動してもよい。このように、測定面上における測定部の対象物に対する回動および移動は相対的なものであってよい。

[0128] 上記実施の形態では、昇降機構 34, 34a により測定部 21, 21a, 21b が Z 方向に移動するが、測定部の対象物に対する Z 方向への移動は相

対的なものであってよく、対象物をZ方向に移動する昇降機構が、Z方向の移動機構として設けられてもよい。

[0129] 上記実施の形態および各変形例における構成は、相互に矛盾しない限り適宜組み合わせられてよい。

[0130] 発明を詳細に描写して説明したが、既述の説明は例示的であって限定的なものではない。したがって、本発明の範囲を逸脱しない限り、多数の変形や態様が可能であるといえる。

符号の説明

- [0131] 1, 1 b 磁場取得装置
- 1 a 検査装置
- 1 c 温度分布取得装置
- 4 コンピュータ
- 9 試料
- 9 a, 9 c 対象物
- 1 1 静磁場形成部
- 1 2 送信コイル
- 2 1, 2 1 a ~ 2 1 c 測定部
- 3 2, 3 2 a 回動機構
- 3 3, 3 3 a 水平移動機構
- 3 4, 3 4 a 昇降機構
- 6 1, 6 3 演算部
- 6 2, 6 2 a 制御部
- 7 1 磁場分布画像
- 7 2 補助磁場分布画像
- 8 1 蒸着源
- 9 1, 9 2 測定面
- 9 3 (試料の) 表面
- 2 2 0 薄膜

221 基板

S11~S14, S21~S25 ステップ

請求の範囲

[請求項1] 対象物（9，9 a，9 c）の存在に起因して少なくとも前記対象物の周囲に形成される3次元ポテンシャルを示すポテンシャル関数を $\phi(x, y, z)$ （ただし、 x, y, z は、前記対象物に対して設定される互いに垂直な X, Y, Z 方向にて規定される直交座標系の座標パラメータを示す。）として、前記対象物の外部に設定された $z = \alpha$ （ただし、 α は任意の値）を満たす測定面（9 1，9 2）における $\phi(x, y, \alpha)$ を取得するポテンシャル取得装置（1，1 a～1 c）であって、

XY 平面に平行な前記測定面上において前記測定面に平行な長手方向に伸びる複数の線状領域を、前記長手方向に垂直な X' 方向に配列設定するとともに、 Y 方向に平行な前記測定面上の基準方向と、前記長手方向とがなす角度を θ として、前記角度 θ を複数通りに変更した状態にて前記複数の線状領域のそれぞれにおける前記3次元ポテンシャルに由来する測定値を取得する測定ユニットと、

X' 方向の座標パラメータを x' として（ただし、原点は Z 軸上である。）、前記測定ユニットにより取得される測定値 $f(x', \theta)$ を用いて、

[数24]

$$\phi(x, y, \alpha) = \iint \left[\int f(x', \theta) \exp(-ik_x x') dx' \right] \exp(ik_x (x \cos \theta + y \sin \theta)) k_x dk_x d\theta$$

（ただし、 k_x は X' 方向の波数である。）により $\phi(x, y, \alpha)$ を求める演算部（6 1，6 3）と、を備える。

[請求項2] 請求項1に記載のポテンシャル取得装置であって、前記測定ユニットが、

前記長手方向に伸びるとともに、前記3次元ポテンシャルに由来する測定値を取得する測定部（2 1，2 1 a～2 1 c）と、

前記基準方向と、前記測定部の前記長手方向との間の前記角度 θ を変更する角度変更部（32, 32a）と、

前記測定面上において前記測定部を X' 方向に前記対象物に対して相対的に移動して、前記対象物の測定領域上を前記測定部が通過する走査を行う移動機構（33, 33a）と、

前記角度変更部および前記移動機構を制御することにより、前記角度 θ を複数通りに変更しつつ前記走査を繰り返す制御部（4, 62, 62a）と、

を備え、

前記走査の繰り返しにより、前記測定ユニットにおいて測定値 $f(x', \theta)$ が取得される。

[請求項3]

請求項2に記載のポテンシャル取得装置であって、

前記3次元ポテンシャルが、磁位のポテンシャルをZ方向に関して1回以上微分したものであり、

前記測定部が、前記長手方向およびZ方向に広がるとともに、前記3次元ポテンシャルに由来する信号を生成する薄膜素子である。

[請求項4]

請求項3に記載のポテンシャル取得装置であって、

前記薄膜素子の膜厚が前記対象物側に向かって漸次減少する。

[請求項5]

請求項2ないし4のいずれかに記載のポテンシャル取得装置であって、

前記測定部をZ方向に前記対象物に対して相対的に移動するもう1つの移動機構（34, 34a）をさらに備え、

前記3次元ポテンシャルがラプラス方程式を満たし、

前記制御部が、 $z=0$ を満たす前記測定面において $\phi(x, y, 0)$ を2次元の第1画像（71）として取得し、前記測定部をZ方向に微小距離だけ相対移動した後、前記第1画像と同様の手法により2次元の中間画像（72）を取得し、

前記演算部が、前記第1画像と前記中間画像との差分画像を求め、

前記差分画像を前記微小距離で除算した微分画像を第2画像として取得し、前記第1画像である $\phi(x, y, 0)$ および前記第2画像である $\phi_z(x, y, 0)$ をそれぞれフーリエ変換して $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ （ただし、 k_x, k_y はX方向およびY方向の波数である。）を求め、さらに、 $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を用いて、

[数25]

$$\begin{aligned} \phi(x, y, z) &= \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left[\psi(k_x, k_y) + \frac{\psi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{2} \left[\psi(k_x, k_y) - \frac{\psi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(-z \sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y \end{aligned}$$

により $\phi(x, y, z)$ を求める。

[請求項6]

請求項1ないし4のいずれかに記載のポテンシャル取得装置であつて、

前記3次元ポテンシャルがラプラス方程式を満たし、

$z=0$ を満たす前記測定面における任意のポテンシャル $H(x, y, z)$ の z による q 回微分である $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ が一の測定において取得される $\phi(x, y, \alpha)$ であり、前記任意のポテンシャル $H(x, y, z)$ の z による p 回微分である $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ が他の測定において取得される $\phi(x, y, \alpha)$ であり（ただし、 p, q は0以上の整数であり、 q が奇数、 p が偶数である。）、

前記演算部が、 $H_z^{(q)}(x, y, 0)$ および $H_z^{(p)}(x, y, 0)$ をそれぞれフーリエ変換して $h_z^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h_z^{(p)}(k_x, k_y)$ （ただし、 k_x, k_y はX方向およびY方向の波数である。）を求め、さらに、 $h_z^{(q)}(k_x, k_y)$ および $h_z^{(p)}(k_x, k_y)$ を用いて、

[数26]

$$H_z^{(q)}(x,y,z) = \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left(h_z^{(q)}(k_x, k_y) + h_z^{(p)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{q-p}{2}} \right) \exp(z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) + \frac{1}{2} \left(h_z^{(q)}(k_x, k_y) - h_z^{(p)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{q-p}{2}} \right) \exp(-z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y$$

により $H_z^{(q)}(x, y, z)$ を求める、または、

[数27]

$$H_z^{(p)}(x,y,z) = \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left(h_z^{(p)}(k_x, k_y) + h_z^{(q)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{p-q}{2}} \right) \exp(z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) + \frac{1}{2} \left(h_z^{(p)}(k_x, k_y) - h_z^{(q)}(k_x, k_y) (k_x^2 + k_y^2)^{\frac{p-q}{2}} \right) \exp(-z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y$$

により $H_z^{(p)}(x, y, z)$ を求める。

[請求項7] 請求項1ないし6のいずれかに記載のポテンシャル取得装置であつて、

前記3次元ポテンシャルが、磁位、電位、温度または重力に由来するポテンシャルである。

[請求項8] 磁場顕微鏡(1)であつて、

磁位のポテンシャルをZ方向に関して1回以上微分したものを $\phi(x, y, z)$ として取得する請求項5に記載のポテンシャル取得装置を備え、

前記演算部が、 $\phi(x, y, z)$ の z に前記対象物の表面の位置または表面に近接する位置を示す値を代入する。

[請求項9] 核磁気共鳴を利用した検査装置(1a)であつて、

磁位のポテンシャルをZ方向に関して1回以上微分したものを $\phi(x, y, z)$ として取得する請求項5に記載のポテンシャル取得装置

と、

Z方向の複数の位置における複数の平面上にて前記対象物の内部に核磁気共鳴を順次生じさせる手段（11, 12）と、

を備え、

前記制御部が、前記複数の平面に含まれる各平面にて核磁気共鳴を生じさせた際に、 $\phi(x, y, z)$ を取得し、

前記演算部が、前記各平面に対して取得される $\phi(x, y, z)$ のzに前記各平面の位置を示す値を代入する。

[請求項10]

対象物（9, 9a, 9c）の存在に起因して少なくとも前記対象物の周囲に形成される3次元ポテンシャルを示すポテンシャル関数を $\phi(x, y, z)$ （ただし、x, y, zは、前記対象物に対して設定される互いに垂直なX, Y, Z方向にて規定される直交座標系の座標パラメータを示す。）として、前記対象物の外部に設定された $z = \alpha$ （ただし、 α は任意の値）を満たす測定面（91, 92）における $\phi(x, y, \alpha)$ を取得するポテンシャル取得方法であって、

a) XY平面に平行な前記測定面上において前記測定面に平行な長手方向に伸びる複数の線状領域を、前記長手方向に垂直なX'方向に配列設定するとともに、Y方向に平行な前記測定面上の基準方向と、前記長手方向とがなす角度を θ として、前記角度 θ を複数通りに変更した状態にて前記複数の線状領域のそれぞれにおける前記3次元ポテンシャルに由来する測定値を取得する工程（S11～S13）と、

b) X'方向の座標パラメータをx'として（ただし、原点はZ軸上である。）、前記a)工程により取得される測定値 $f(x', \theta)$ を用いて、

[数28]

$$\phi(x, y, \alpha) = \iint \left[\int f(x', \theta) \exp(-ik_x x') dx' \right] \exp(ik_x (x \cos \theta + y \sin \theta)) k_x dk_x d\theta$$

（ただし、 k_x はX'方向の波数である。）により $\phi(x, y, \alpha)$

) を求める工程 (S 1 4) と、
を備える。

[請求項11]

請求項 1 0 に記載のポテンシャル取得方法であって、
前記 a) 工程が、

a 1) 前記長手方向に伸びるとともに、前記 3 次元ポテンシャルに由来する測定値を取得する測定部 (2 1, 2 1 a ~ 2 1 c) を、前記測定面上において X' 方向に前記対象物に対して相対的に移動して、前記対象物の測定領域上を前記測定部が通過する走査を行う工程 (S 1 1) と、

a 2) 前記基準方向と、前記測定部の前記長手方向との間の前記角度 θ を複数通りに変更しつつ、前記 a 1) 工程を繰り返すことにより測定値 $f(x', \theta)$ を取得する工程 (S 1 2 ~ S 1 3) と、
を備える。

[請求項12]

請求項 1 1 に記載のポテンシャル取得方法であって、

前記 3 次元ポテンシャルが、磁位のポテンシャルを Z 方向に関して 1 回以上微分したものであり、

前記測定部が、前記長手方向および Z 方向に広がるとともに、前記 3 次元ポテンシャルに由来する信号を生成する薄膜素子である。

[請求項13]

請求項 1 1 または 1 2 に記載のポテンシャル取得方法であって、

前記 3 次元ポテンシャルがラプラス方程式を満たし、かつ、前記測定面が $z = 0$ を満たし、

前記 a) および b) 工程により $\phi(x, y, 0)$ が 2 次元の第 1 画像 (7 1) として取得され、

前記ポテンシャル取得方法が、

c) 前記測定部を Z 方向に微小距離だけ相対移動した後、前記第 1 画像と同様の手法により 2 次元の中間画像 (7 2) を取得する工程 (S 2 2) と、

d) 前記第 1 画像と前記中間画像との差分画像を求め、前記差分画

像を前記微小距離で除算した微分画像を第2画像として取得する工程 (S23) と、

e) 前記第1画像である $\phi(x, y, 0)$ および前記第2画像である $\phi_z(x, y, 0)$ をそれぞれフーリエ変換して $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ (ただし、 k_x, k_y はX方向およびY方向の波数である。) を求める工程 (S24) と、

f) $\psi(k_x, k_y)$ および $\psi_z(k_x, k_y)$ を用いて、

[数29]

$$\begin{aligned} \phi(x, y, z) &= \iint \exp(ik_x x + ik_y y) \left\{ \frac{1}{2} \left[\psi(k_x, k_y) + \frac{\psi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{2} \left[\psi(k_x, k_y) - \frac{\psi_z(k_x, k_y)}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} \right] \exp(-z\sqrt{k_x^2 + k_y^2}) \right\} dk_x dk_y \end{aligned}$$

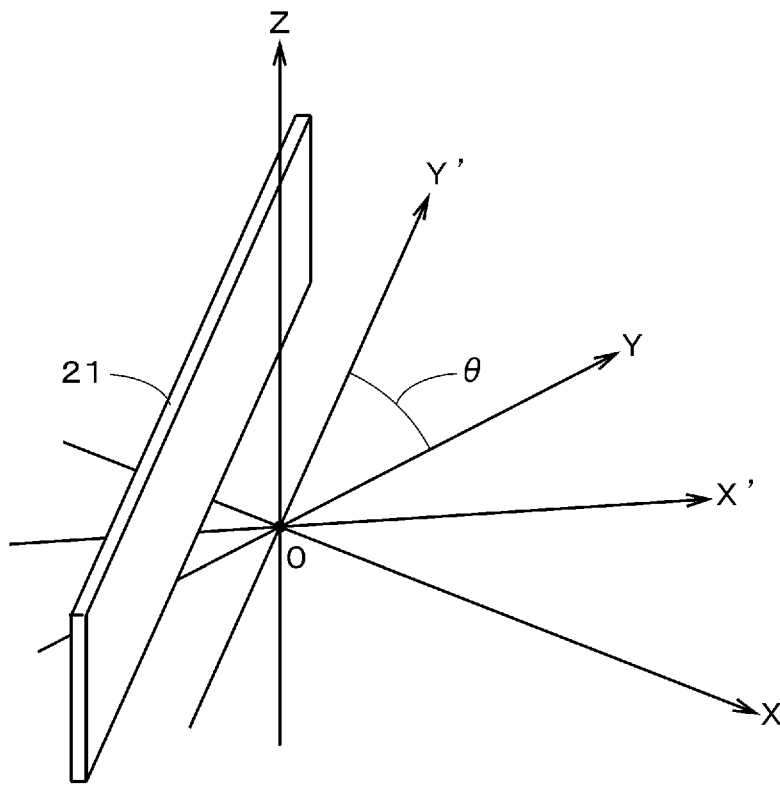
により $\phi(x, y, z)$ を求める工程 (S25) と、
を備える。

[請求項14]

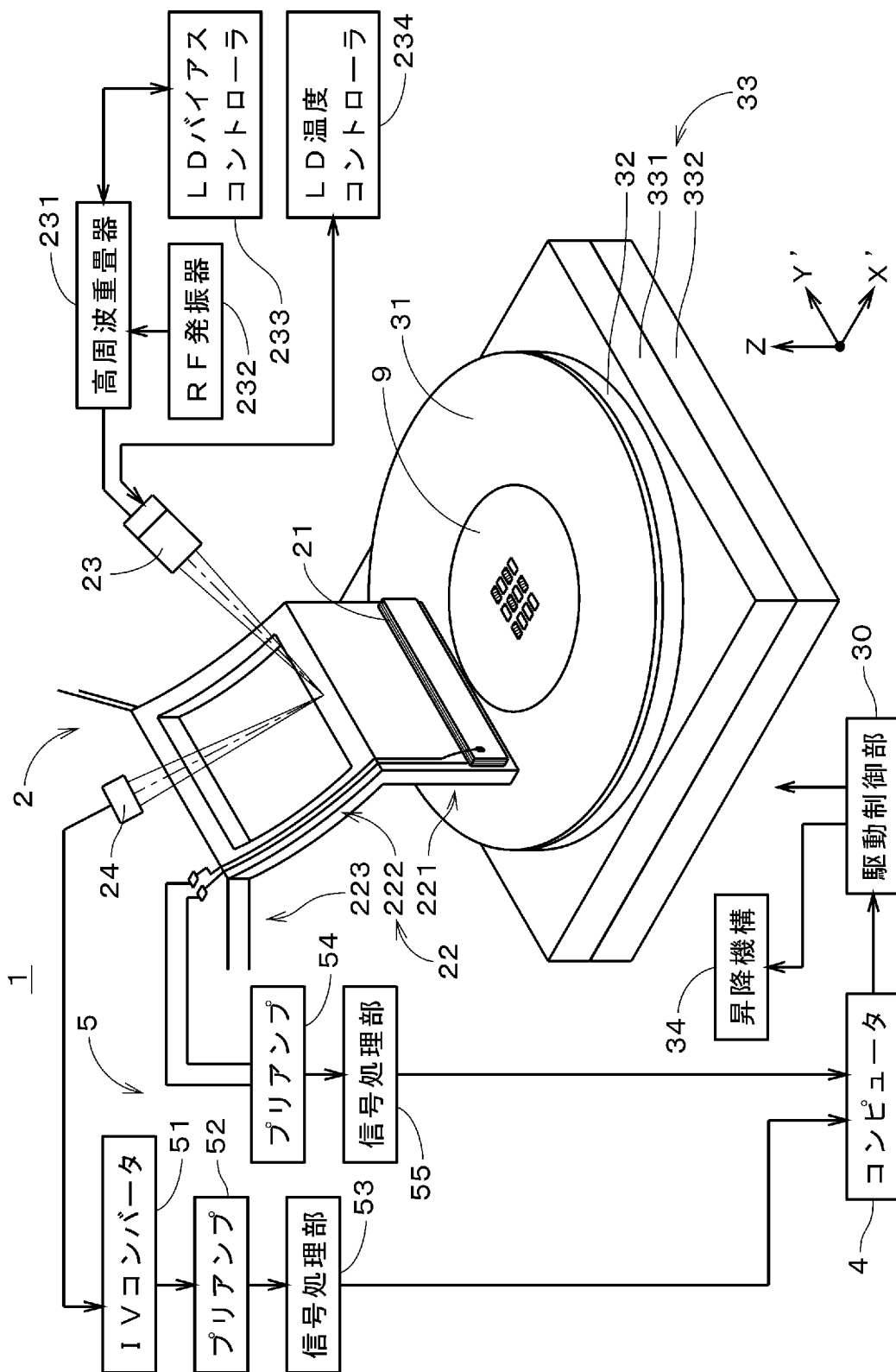
請求項10ないし13のいずれかに記載のポテンシャル取得方法であって、

前記3次元ポテンシャルが、磁位、電位、温度または重力に由来するポテンシャルである。

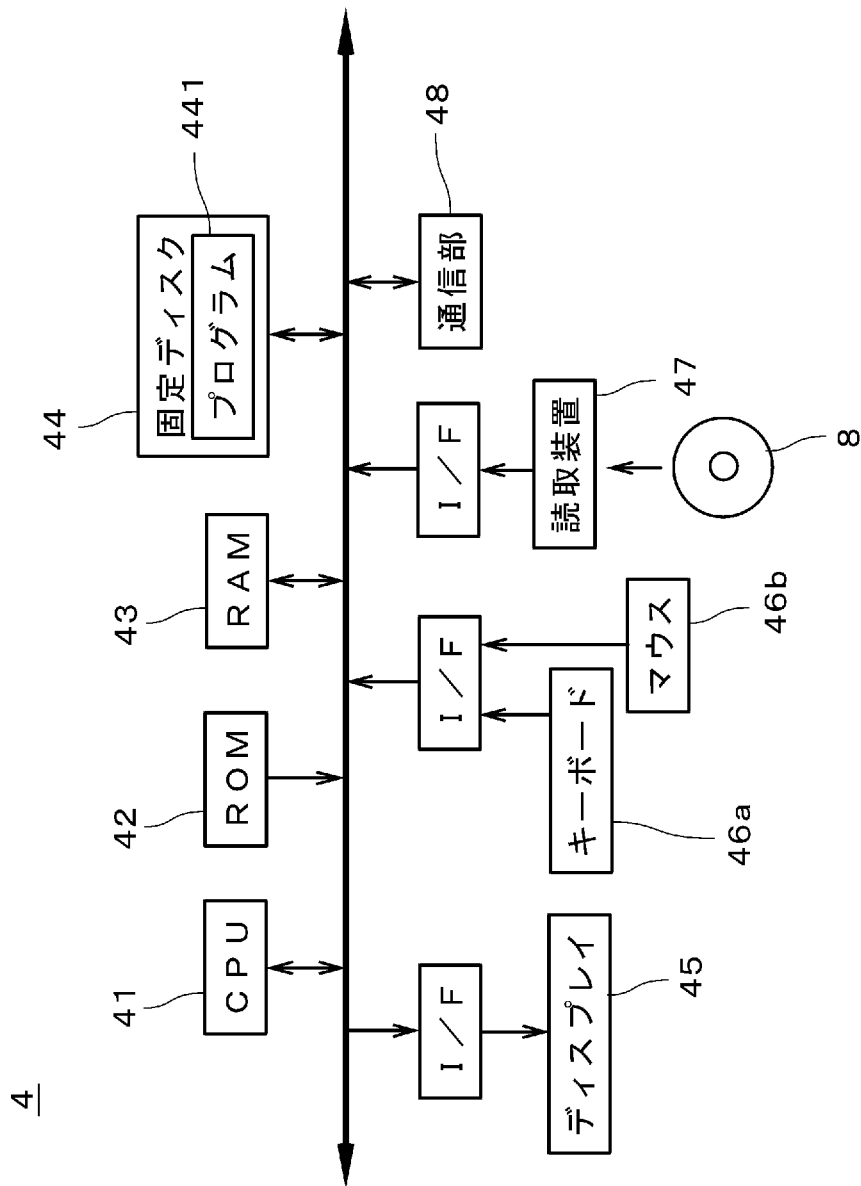
[図1]



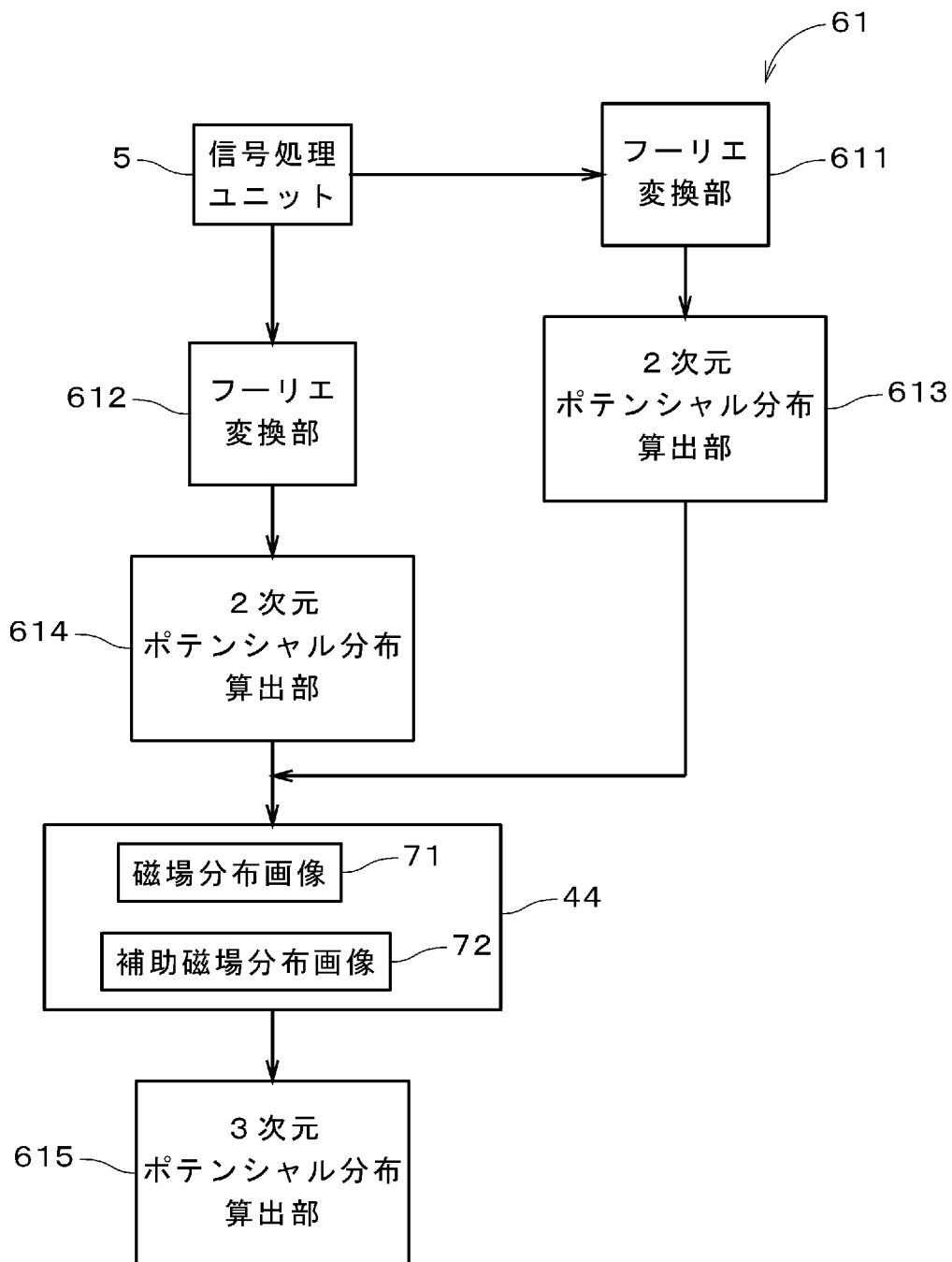
[図2]



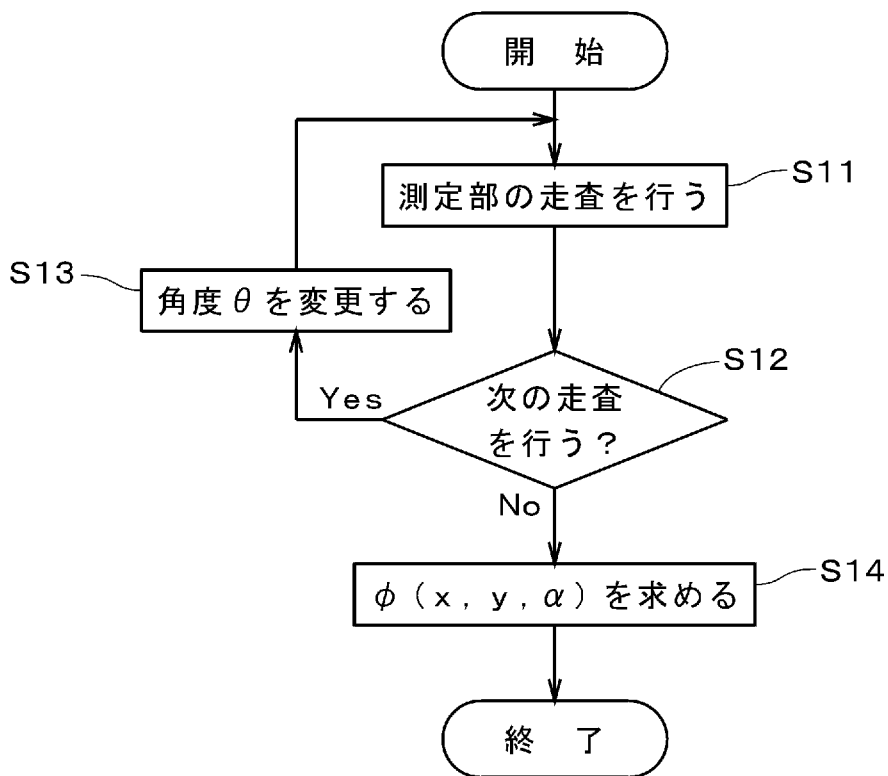
[図3]



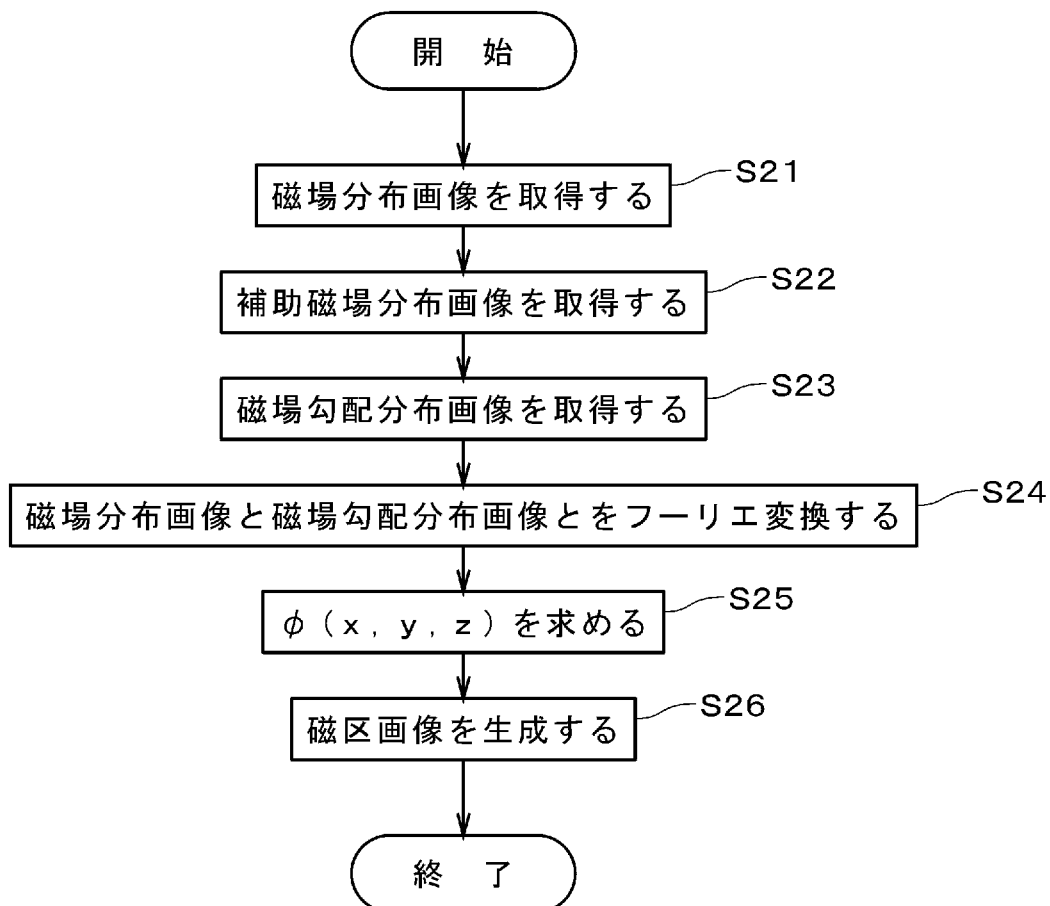
[図4]



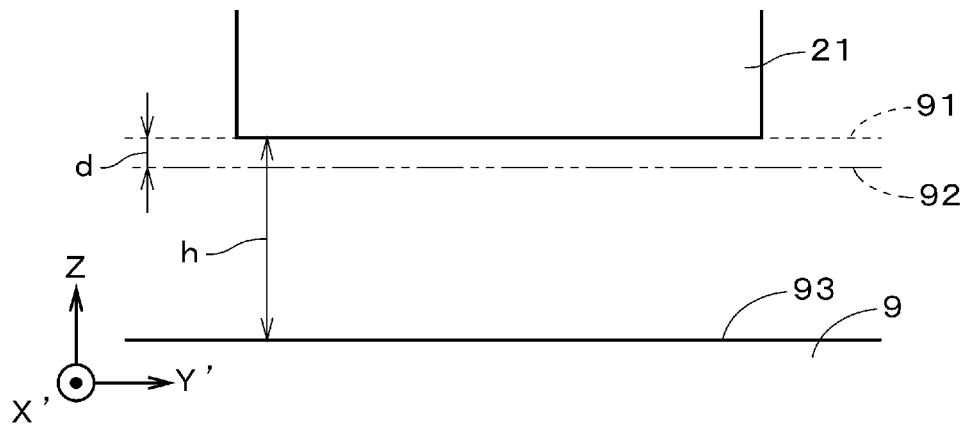
[図5]



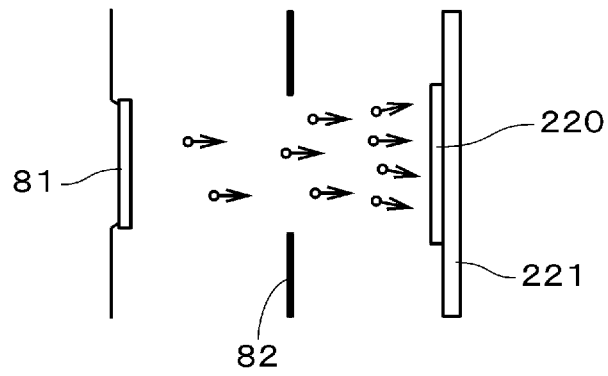
[図6]



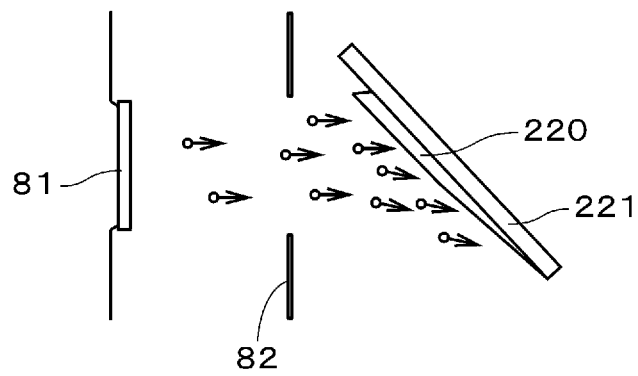
[図7]



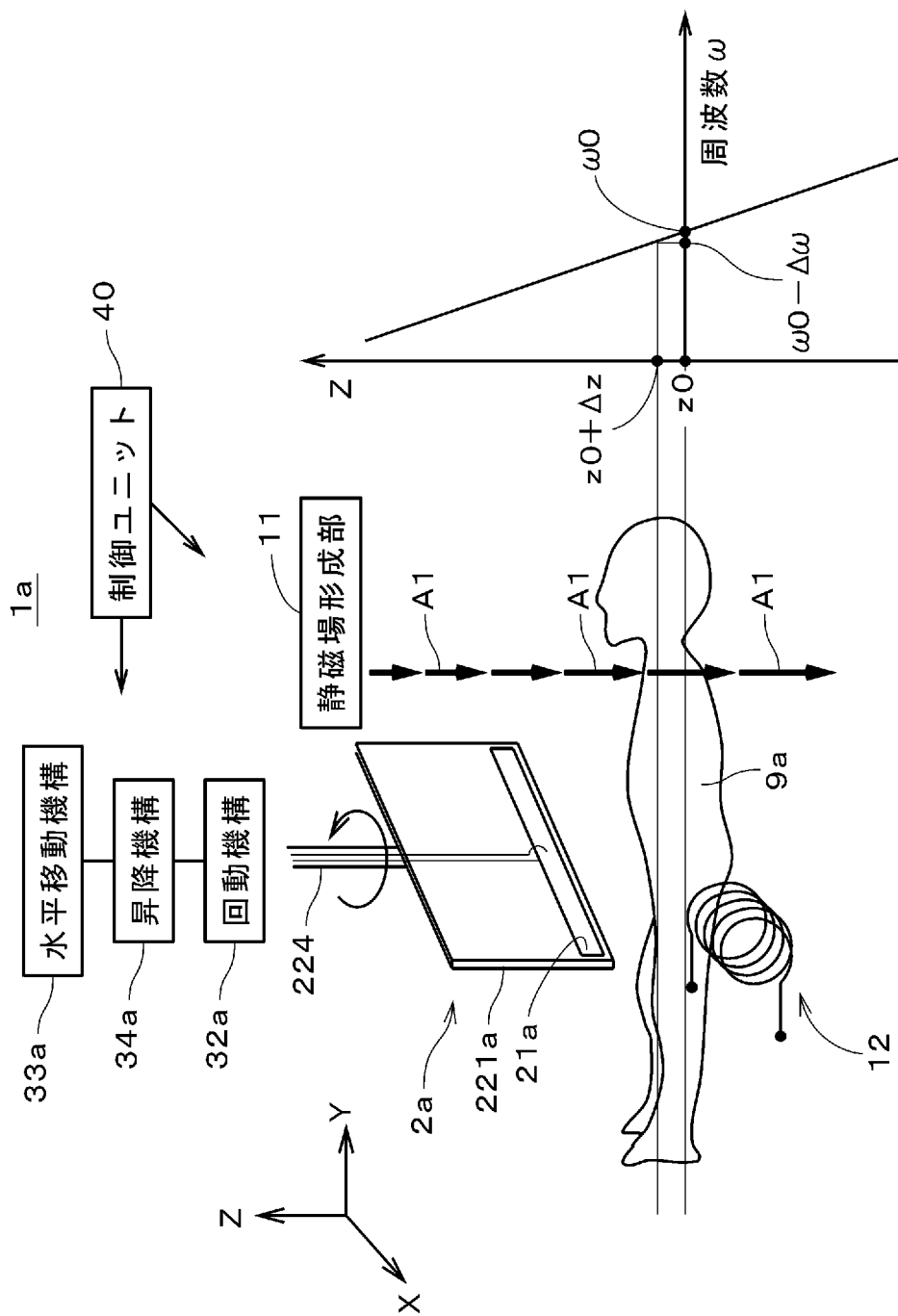
[図8]



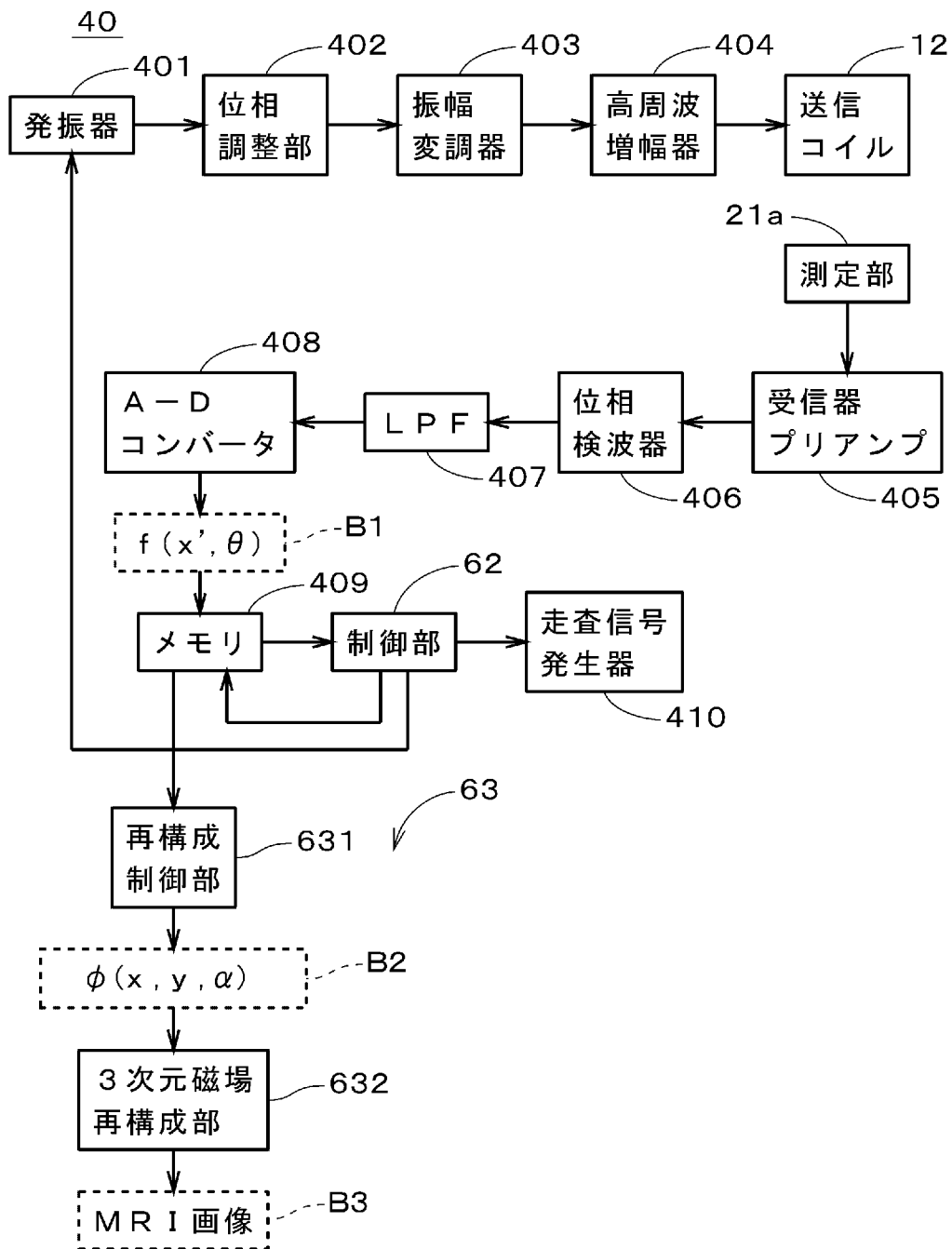
[図9]



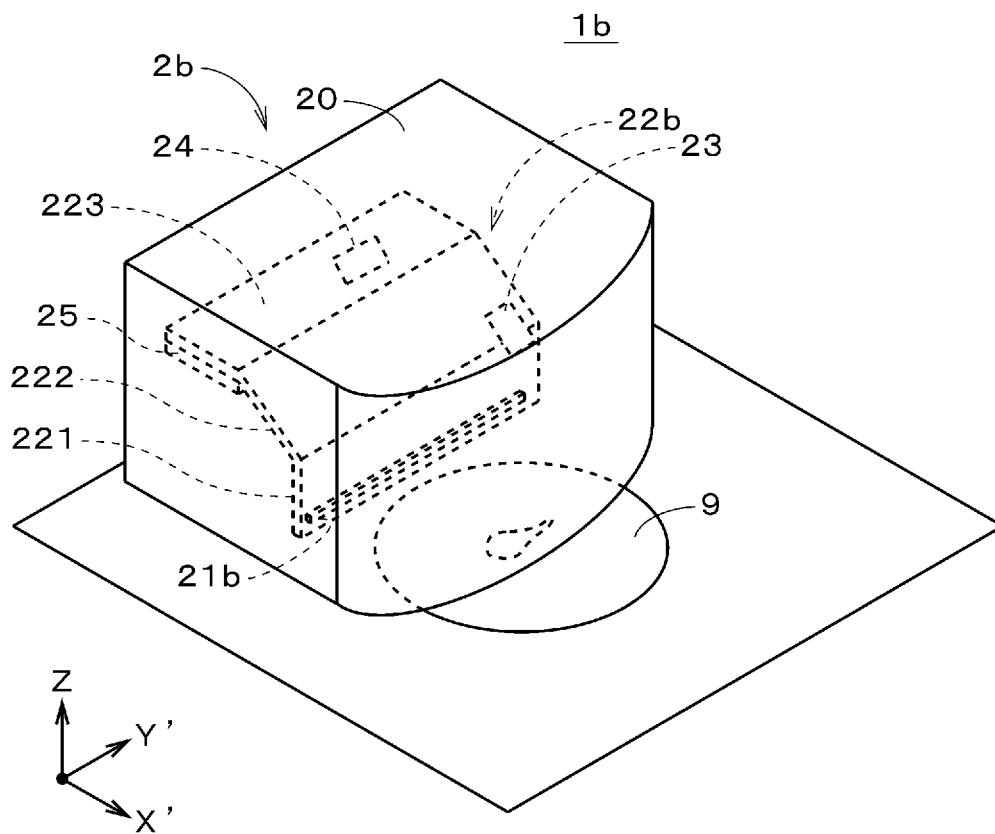
[図10]



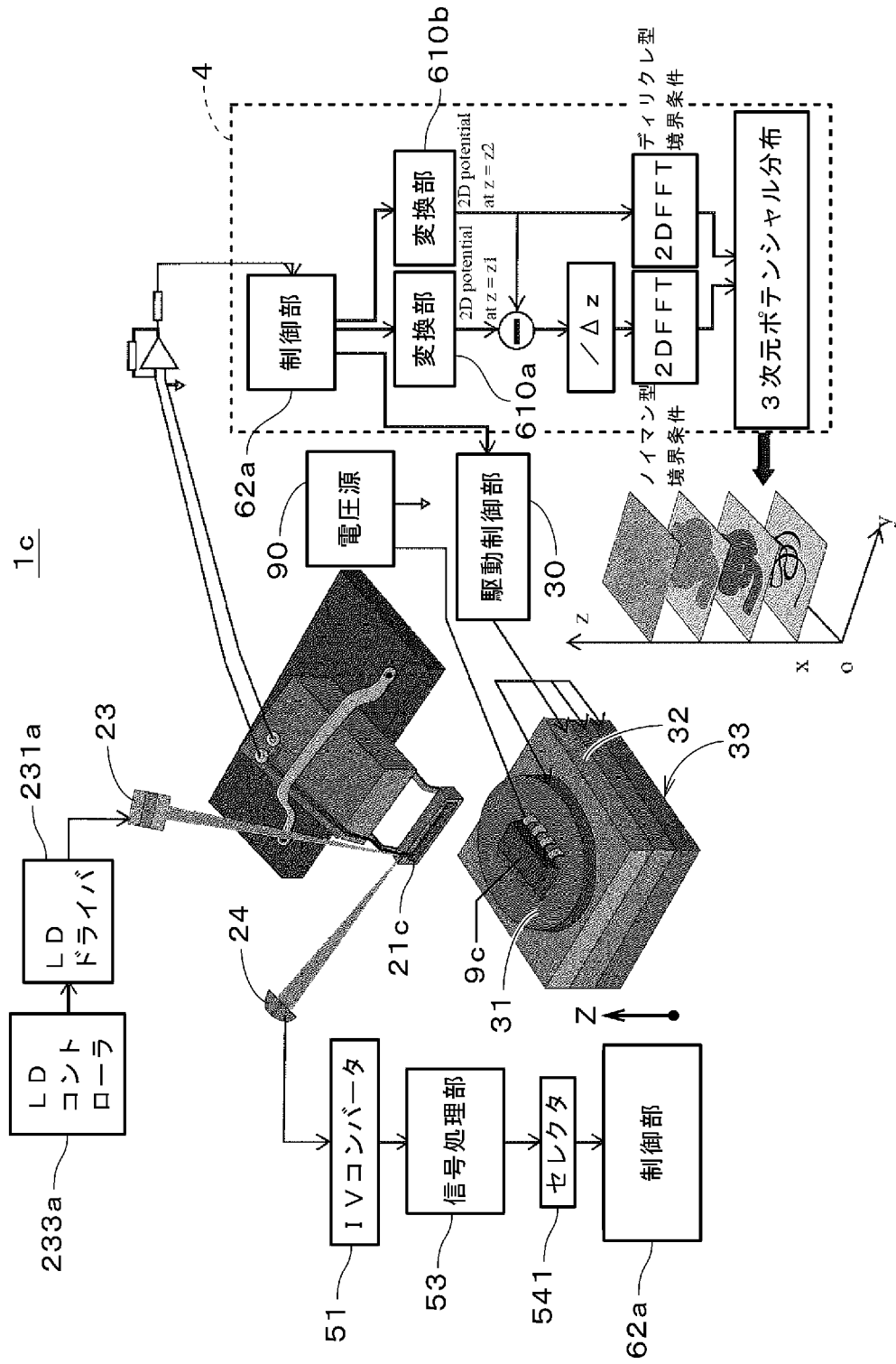
[図11]



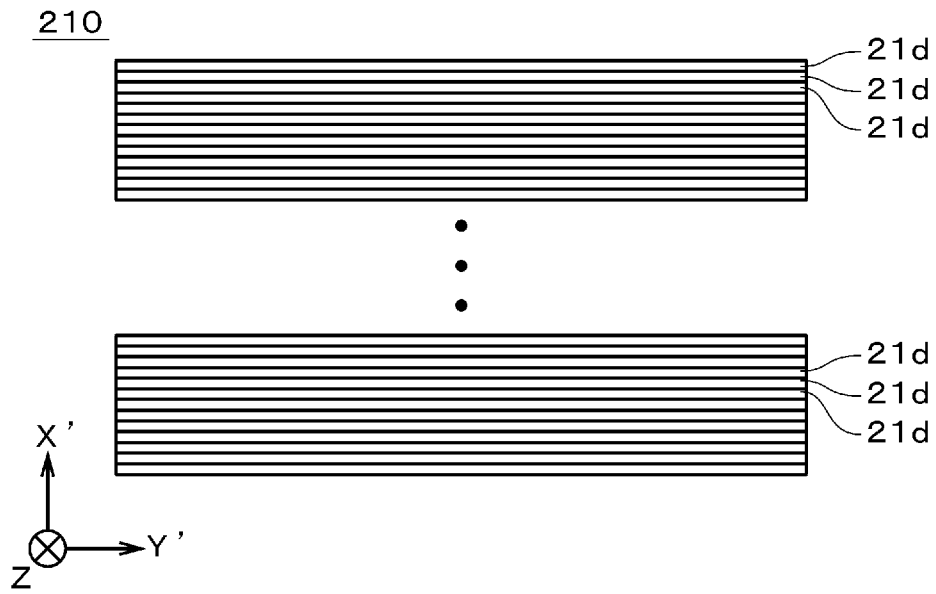
[図12]



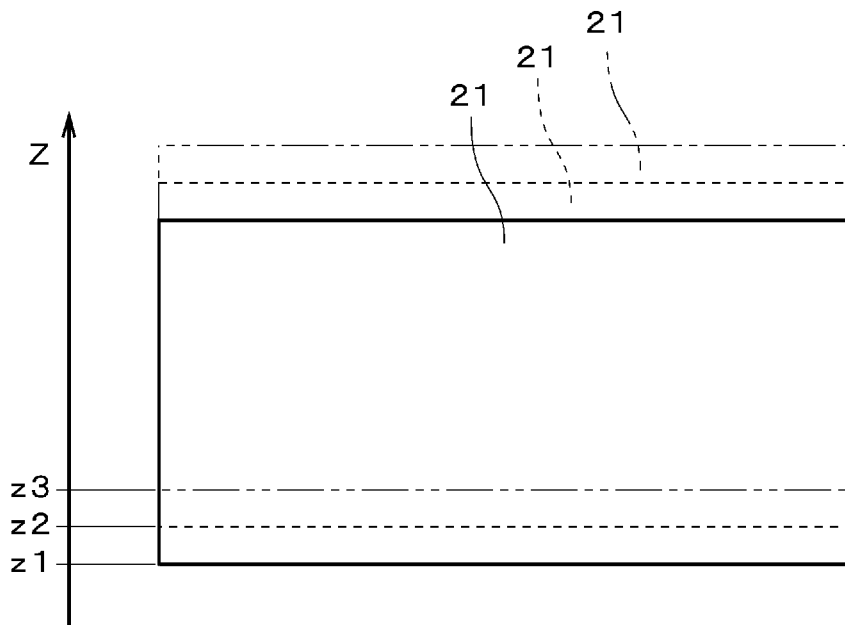
[図13]



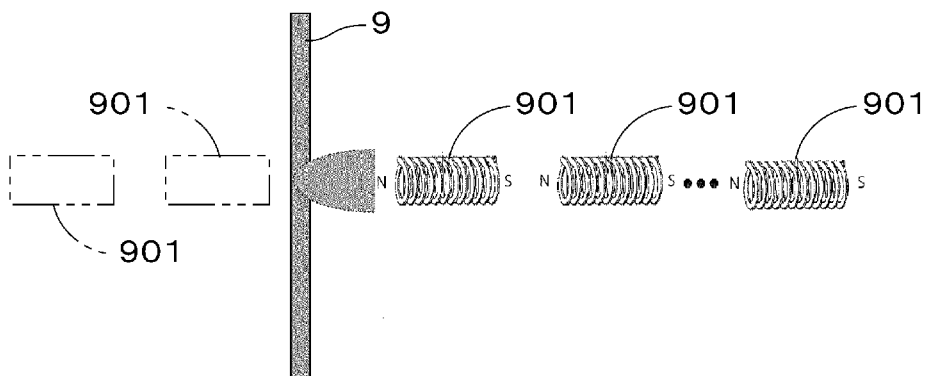
[圖14]



[圖15]



[圖16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/054635

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01R33/02(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, G01R29/14(2006.01)i, G01R33/34(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)

G01R33/02, A61B5/055, G01R29/14, G01R33/34

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 4-98159 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.), 30 March 1992 (30.03.1992), page 2, lower right column, line 16 to page 4, lower left column, line 11; fig. 1 (Family: none)	1, 6-7, 10, 14 2-5, 8-9, 11-13
Y	JP 9-243725 A (Kanazawa Institute of Technology), 19 September 1997 (19.09.1997), paragraph [0014]; fig. 3 (Family: none)	1, 6-7, 10, 14
Y	WO 2008/123432 A1 (Kyoto University), 16 October 2008 (16.10.2008), paragraphs [0016] to [0038] & US 2010/0219819 A & EP 2141481 A1	6

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
25 May, 2011 (25.05.11)

Date of mailing of the international search report
07 June, 2011 (07.06.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/054635

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3-90877 A (Hitachi, Ltd.), 16 April 1991 (16.04.1991), page 3, lower left column, line 19 to page 5, upper left column, line 4 (Family: none)	1-14

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. G01R33/02(2006.01)i, A61B5/055(2006.01)i, G01R29/14(2006.01)i, G01R33/34(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 (IPC))
 Int.Cl. G01R33/02, A61B5/055, G01R29/14, G01R33/34

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 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2011年
 日本国実用新案登録公報 1996-2011年
 日本国登録実用新案公報 1994-2011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)

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
Y A	JP 4-98159 A (日本電信電話株式会社) 1992.03.30, 第2頁右下欄 第16行-第4頁左下欄第11行, 第1図 (ファミリーなし)	1, 6-7, 10, 14 2-5, 8-9, 11-13
Y	JP 9-243725 A (学校法人金沢工業大学) 1997.09.19, 段落【0014】, 【図3】 (ファミリーなし)	1, 6-7, 10, 14
Y	WO 2008/123432 A1 (国立大学法人京都大学) 2008.10.16, 段落 [0016] - [0038] & US 2010/0219819 A & EP 2141481 A1	6

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。

<p>* 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</p>	<p>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</p>
---	---

国際調査を完了した日 25.05.2011	国際調査報告の発送日 07.06.2011
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 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) 中村 和正 電話番号 03-3581-1101 内線 3258

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	JP 3-90877 A (株式会社日立製作所) 1991.04.16, 第3頁左下欄第19行-第5頁左上欄第4行 (ファミリーなし)	1-14