



- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/301983
- (22) 国際出願日: 2006 年 2 月 6 日 (06.02.2006)
- (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2005-126691 2005 年 4 月 25 日 (25.04.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立製作所 (HITACHI, LTD.) [JP/JP]; 〒1008280 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 6 号 Tokyo (JP). 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 越智 久晃 (OCHI, Hisaaki) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪

一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 谷口 陽 (TANIGUCHI, Yo) [JP/JP]; 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目 2 8 0 番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP). 竹内博幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒1010047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

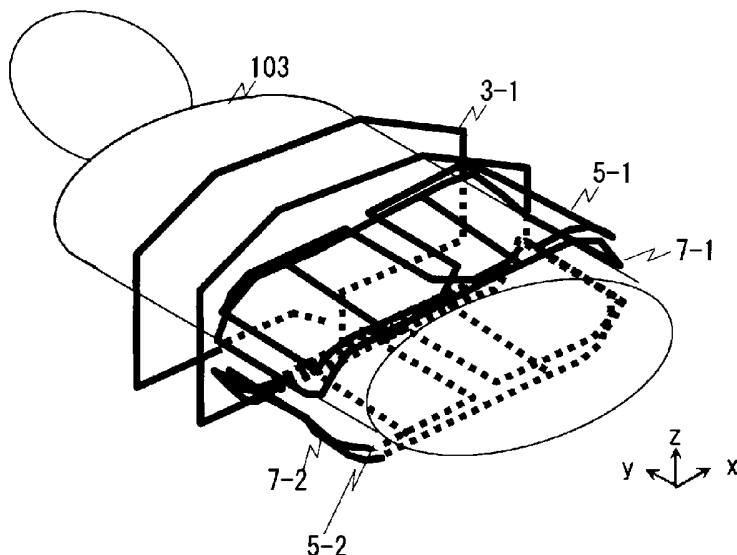
- (74) 代理人: 多田 公子, 外 (TADA, Kimiko et al.); 〒1000013 東京都千代田区霞が関 3 丁目 6 番 1 5 号 グローリアビル 9 F Tokyo (JP).

- (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, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: INSPECTION EQUIPMENT EMPLOYING MAGNETIC RESONANCE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴を用いた検査装置および核磁気共鳴信号受信用コイル



(57) Abstract: An MRI system in which an arbitrary direction can be selected as a phase encoding direction and excellent S/N can be achieved when a photography time shortening technology is applied. The vertical magnetic field MRI system employs a receiving coil combining a first coil (solenoid coil)(3-1) forming a current loop on the outer circumference of a subject, second coils (5-1, 5-2) forming even number of current loops in a direction intersecting the current loop surface, and third coils (7-1, 7-2) forming odd number of current loops. The second and third coils are arranged such that each of the current loops is arranged to have the position where the sensitivity of one coil is minimized substantially match the position where the sensitivity of the other coil is maximized, in the arrangement direction, so that electromagnetic coupling is suppressed.

[続葉有]





(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, 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 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(57) 要約: 撮影時間短縮技術を適用する際に、任意の方向を位相エンコード方向として選択でき、良好なS/Nが実現できるMRI装置を提供する。垂直磁場MRI装置の受信用コイルとして、被検体の外周に電流ループを形成する第1のコイル(ソレノイドコイル)3-1と、その電流ループ面と交差する方向に偶数の電流ループを形成する第2のコイル5-1、5-2と、奇数の電流ループを形成する第3のコイル7-1、7-2とを組合わせた受信用コイルを用いる。第2、第3のコイルは、互いの電流ループがその配列方向において、一方の感度が最小となる位置と他方の感度が最大となる位置が略一致するように配置され、電磁氣的結合が抑制されている。

明 細 書

磁気共鳴を用いた検査装置および核磁気共鳴信号受信用コイル

技術分野

- [0001] 本発明は磁気共鳴を用いた検査装置(以下、MRI装置という)に係わり、特に核磁気共鳴信号を検出する受信用のRFコイルにかかわる。

背景技術

- [0002] MRI装置は、均一な磁場に置かれた検査対象(被検者)から核磁気共鳴により信号を得て画像化するものであり、撮像視野は静磁場磁石が発生する均一な磁場空間に限られている。しかし近年、被検体を載せたテーブルを移動しながら撮像する手法が開発され、例えば被検体の全身などの広視野を撮像することが可能になってきている。上述したテーブルの移動を伴う広視野撮像は、計測時間を被検者の耐えられる時間以内とするため、撮像時間の短縮が望まれる。
- [0003] 撮像時間の短縮を図るための高速撮像法の一つとして、複数のサブコイルからなる受信コイルを用いて通常の位相エンコードより間隔をあけた位相エンコードで撮像を行ない、画像に生じる折り返しを複数の受信コイルの感度分布情報を用いて除去する技術(パラレルイメージングなどと称される。ここでは撮像時間短縮技術という)が開発されている(非特許文献1)。この撮像方法は、通常の撮像に比べ位相エンコードステップを少なくできるので、全体としての撮像時間が短縮される。理論的には、位相エンコードの間引き率(=間引いた後の位相エンコード数/通常の位相エンコード数)は[サブコイルの数]分の1にすることができ、位相エンコードの間引き率に対応する撮像時間の短縮が可能となる。
- [0004] このような撮像時間短縮技術を実現するためには、まず複数個のサブコイル間の互いの電磁氣的結合が十分小さい必要がある。サブコイル間の電磁氣的結合があると、コイル間でノイズが干渉し、画像のS/Nを劣化させる。2つのコイルの電磁氣的結合を抑制する方法として、信号検出に低入力インピーダンスのアンプを用いる方法が非特許文献2に記載されている。ただし2つのコイル間の距離に対してコイルの寸法が大きい場合にはこの方法だけでは磁気結合を抑制しきれない。

[0005] また撮像時間短縮技術においては、複数のサブコイルの幾何学的配置を適切なものとする必要がある。複数の受信コイルの幾何学的配置が適切でないと、画像のS/Nが部分的に劣化する。複数の受信コイルの幾何学的配置は、具体的には、受信コイルの合成感度分布が撮像領域をカバーし且つ互いにできるだけ異なっていることが望ましく、それを評価する基準の一つとしてGファクターと呼ばれる基準がある。Gファクターは、次の式で求めることができる(非特許文献3)。

[0006] [数1]

$$G = \sqrt{\{(S^H \Psi^{-1} S)^{-1} (S^H \Psi^{-1} S)\}} \geq 1$$

式中、Sは、コイル数 n_c の受信コイルの重なり数が n_p であるとき、重なった位置における感度マトリックス($n_p \times n_c$)であり、上付きのHは、転置複素共役であることを表す。 Ψ は受信コイルのノイズマトリックス($n_c \times n_c$)である。

[0007] Gファクターは、用いられたコイル構成で、折り返しにより重なったピクセルを分離できる程度を表しており、1以上の数値である。

このように上記撮像時間短縮技術に用いる受信コイルでは、サブコイルの電磁氣的結合とGファクターの改善が重要な課題となる。

[0008] これまで撮像時間短縮技術は、主に高磁場の水平磁場機上で開発が行なわれ、受信コイルの構成についても水平磁場機対応のものは種々提案されている。MRI装置では静磁場方向(z方向)と直交する方向のRF磁場が検出され、通常、水平磁場機では、静磁場方向は被検体の体軸方向と一致するので、水平磁場機用の受信コイルとしては、図26(A)～(C)に示すような表面コイル26-1～26-10が用いられる。(A)のものは、x方向とy方向に感度分布の異なるサブコイルが存在するので、MR画像の位相エンコード方向をx方向或いはy方向に選べば画像の折り返しを分離できる。また(B)、(C)のものは、x、y、zの3方向に感度分布の異なるサブコイルが存在するので、位相エンコード方向をいずれの方向に選んだ場合にも画像の折り返しを分離できる。

[0009] また水平磁場機用の受信コイルとして、図27に示すように、異なる種類のコイルを組合わせたものも提案されている(特許文献1)。この受信コイルでは、コイル27-1と2

7-3はz軸に対して左右対称に配置することにより電磁氣的にカップリングしない。またコイル27-2が作る磁界の向きはy方向であり、コイル27-1、27-3がコイル27-2と重なっている領域で作る磁界の向きは主にx方向であるので電磁氣的結合は弱い。

[0010] 一方、垂直磁場機では、静磁場の向きが垂直方向であり、通常、被検体はその体軸方向が静磁場方向と直交する方向に置かれるので、受信コイルとしては被検体の外周に配置されたソレノイドコイルを使用することができる。被検体の外周に配置されたソレノイドコイルは被検体表面に置かれたループコイルとは異なり、被写体の深部においても強い感度を有する。このため、同じ磁場強度であれば、ソレノイドコイルを使用可能な垂直磁場型MRIの方が、水平磁場型MRIよりも一般に被写体深部の感度が高い。垂直磁場機用の受信コイルとして、特許文献2には、図28に示すように、被検体の外周に配置された複数個のソレノイドコイル28-1、28-2、28-3と表面コイル29-1、29-2の組合せたものが開示され、この受信コイルを用いることにより、被検体深部である心臓近辺領域において、非特許文献1記載の撮影時間短縮技術を適用して高感度かつ高速に撮像することが開示されている。

[0011] この受信コイルは心臓近辺領域など局所的な領域には有効であるが、前述したテーブル移動を伴う広視野撮像に適用することは難しい。

非特許文献1: J.B.Ra, C.Y.Rim : “Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors”, Magnetic Resonance in Medicine, vol.30, pp.142-145(1993)

非特許文献2: P. B. Roemer, W. A. Edelstein, C. E. Hayes, S. P. Souza, and O. M. Mueller, : “The NMR Phased Array”, Magnetic Resonance in Medicine, vol.16, pp.192-225(1990)

非特許文献3: Klaas P. Pruessmann, Markus Weiger, Markus B. Scheidegger, and Peter Boesiger : “SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI”, Magnetic Resonance in Medicine, vol.42, pp.952-962(1999)

特許文献1: 米国特許公開20040196042号公報

特許文献2: 特開2002-153440公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

- [0012] そこで本発明は、撮影時間短縮技術やそれを適用した広視野撮像に好適であり、どの方向に位相エンコード方向を選んでも撮影断面全体においてGファクターが小さくなる垂直磁場用受信コイルとそれを備えたMRI装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0013] 上記課題を解決するために本発明のMRI装置は、垂直方向に静磁場を発生する手段と、前記静磁場に置かれた検査対象に印加する励起RFパルスが発生する手段と、前記静磁場に重畳する傾斜磁場を発生する手段と、複数のサブコイルから構成され前記検査対象から発生する核磁気共鳴信号を検出する受信用コイルとを具備し、

前記複数のサブコイルが、前記静磁場方向に平行な軸を含む面内に配置され前記検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、前記第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、前記第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有し、

前記第2のコイルと第3のコイルは、第2のコイルが形成する電流ループの配列方向と第3のコイルが形成する電流ループの配列方向が等しく、且つ当該電流ループの配列方向において、前記第2のコイルの感度が最小となる位置と第3のコイルの感度が最大となる位置が略一致するように配置されていることを特徴とする。

- [0014] また本発明のMRI装置は、受信用コイルを構成する複数のサブコイルが、前記静磁場方向に平行な軸を含む面内に配置され前記検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、前記第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、前記第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有し、

前記第2のコイルと第3のコイルは、電流ループの配列方向が略同一であって且つその配列方向について互いの電流ループの中心が交互となるように配置されていることを特徴とする。

- [0015] 本発明のMRI装置において、例えば、第2のコイル及び第3のコイルの少なくとも一

方が、前記電流ループの配列方向と交差する方向に複数配置された構成とすることができる。

また、第2のコイル及び第3のコイルの少なくとも一方が、前記検査対象を挟んで略平行な2つの面に配置された構成とすることができる。この場合、好適には、検査対象を挟んで略平行な面に配置された一対のサブコイルは、その電流ループ面に直交する軸について互いの電流ループが異なる位置となるように配置される。

[0016] さらに本発明のMRI装置の好適な態様では、第2のコイルと第3のコイルは、互いの電流ループが、前記電流ループの配列方向と直交する方向にずれた位置に配置されている。

第2のコイルは、例えば2つの電流ループを有し、第3のコイルは、例えば3つの電流ループを有する。

[0017] また本発明のMRI装置において、受信用コイルは、サブコイルとして、前記第1のコイルの電流ループ面と平行な複数の面にそれぞれ電流ループを形成する第4のコイルを有していてもよい。

本発明のMRI装置において、第1のコイルは、その電流ループ面と直交する方向に複数配置されていてもよい。この場合、例えば、受信用コイルは、複数の第1のコイルの各々を電磁氣的に切り離す手段を有する。

[0018] また本発明の核磁気共鳴信号受信用コイルは、外部から印加される静磁場の方向に平行な軸を含む面内に配置され検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有する。第2のコイルと第3のコイルは、第2のコイルが形成する電流ループの配列方向と第3のコイルが形成する電流ループの配列方向が等しく、且つ当該電流ループの配列方向において、前記第2のコイルの感度が最小となる位置と第3のコイルの感度が最大となる位置が略一致するように配置されている。あるいは、第2のコイルと第3のコイルは、電流ループの配列方向が略同一であって且つその配列方向について互いの電流ループの中心が交互となるように配置されている。

発明の効果

- [0019] 本発明によれば互いの電磁氣的結合が抑制され且つ適切に配置された3種類のサブコイルからなる受信用コイルを備えたことにより、撮影時間短縮技術を採用した場合にS/Nの劣化のない画像を得ることができる。また3種類のサブコイルを、例えば被検体の体軸方向に複数並べた構成とすることにより、x、y、zの全ての方向を位相エンコード方向に選ぶことができ撮像の自由度が増すとともに、テーブル移動を伴う広視野撮像に適用できる。これによりテーブル移動を伴う広視野撮像において大幅な撮影時間の短縮を図ることができる。

発明を実施するための最良の形態

- [0020] 以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

図1は、本発明が適用される垂直磁場型MRI装置の全体構成を示すブロック図である。図29はその外観を示す図である。このMRI装置は、垂直方向(本明細書では、以下、静磁場の方向をz方向として説明する)の静磁場を発生するマグネット101、傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル102、検査対象(被検体)103、例えば人体に印加するRFパルスを発生する照射用コイル107、被検体103から発生した核磁気共鳴(NMR)信号を受信する受信用コイル116、撮像の制御を行なうシーケンサ104、受信用コイル116が受信したNMR信号を信号処理し、画像再構成に必要な各種演算を行なう計算機109及び被検体103をマグネット101が発生する静磁場内に搬入するためのテーブル(図29、120)などを備え、被検体103はテーブルに載せた状態で、静磁場空間に搬入される。

- [0021] マグネット101は、永久磁石、常電導磁石、超電導磁石など公知の磁石装置が採用される。傾斜磁場コイル102は、マグネット101が発生する静磁場に磁場勾配を与えるもので、互いに直交する3軸方向(例えばx、y、z方向)に傾斜磁場を発生する3つの傾斜磁場コイルからなり、シーケンサ104の制御によって3軸方向の傾斜磁場電源105を駆動することにより所望の方向の傾斜磁場を発生する。傾斜磁場の与え方により、被検体の撮影断面を決定することができ、またNMR信号に位置情報を付与することができる。また静磁場の均一度を高めるために必要に応じてシムコイルが配置される。傾斜磁場コイルがシムコイルの一部を兼ねる場合もある。

- [0022] 照射用コイル107はRFパワーアンプ115を介してRFパルス発生器106に接続されている。シーケンサ104からの命令によってRFパルス発生器106から出力されたRFパルスはRFパワーアンプ115により増幅され、照射用コイル107を通じて被検体103に印加される。
- [0023] 受信用コイル116は、RFパルスを照射することによって被検体103から発生したNMRを受信する。本発明においては受信用コイル116は、複数のサブコイル116-1～116-nから構成され、それぞれA/D変換、検波のための回路を備えた受信器108に接続されている。但しサブコイルによっては、複数のサブコイルを切り換え器を介して一つの受信器108に接続され、切り換え器を切り換えることにより選択的に一つのサブコイルからの信号が受信器108に入力される。受信器において検波の基準とする中心周波数(磁気共鳴周波数)は、シーケンサ104によりセットされる。
- [0024] 受信用コイル106で受信され、受信器108で検波された信号は、計算機109に送られ、ここでリサンプリング処理された後、画像再構成等の信号処理が行われる。結果はディスプレイ110に表示される。また結果である画像や測定条件などは、必要に応じて、記憶媒体111に記憶される。
- [0025] シーケンサ104は、各装置がプログラムされたタイミング、強度で動作するように制御を行う。このプログラムのうち、特にRFパルスの印加、傾斜磁場の印加、核磁気共鳴信号の受信のタイミングや、RFパルスと傾斜磁場の強度を記述したものは撮影シーケンスと呼ばれている。
- [0026] 次にこのような構成のMRI装置の受信用コイルについて説明する。
- 本発明のMRI装置においては、受信用コイルとして、被検体の外周に配置されるソレノイドコイルと、被検体の外周表面に配置される2種類の表面コイルを含む少なくとも3種類のサブコイルを組合わせたものを用いる。本発明のMRI装置が発生する静磁場は、垂直方向なので、3種類のサブコイルは静磁場方向と直交する方向の磁場を発生或いは検出するように構成されるときともに、互いの磁氣的結合がないか、公知のデカップリング手段によって除去可能な配置であって且つx、y、zのいずれの方向についても良好なGファクターが得られる幾何学的配置になっている。
- [0027] このようなサブコイルからなる受信用コイルの第1の実施の形態を図2に示す。図示

する受信用コイルは、 z 軸を含む面に電流ループを形成する第1のコイル3-1と、第1のコイルの電流ループ面と交差する面に2つの電流ループを形成する第2のコイル5-1、5-2と、第2のコイル5-1、5-2とほぼ z 軸方向に重なる位置に配置され、第1のコイルの電流ループ面と交差する面に3つの電流ループを形成する第3のコイル7-1、7-2とからなる。図では、一つの第1のコイル3-1と一組の第2のコイルと一組の第3のコイルからなる1つのブロックのみを示しているが、撮影の目的や撮影方法に応じて、複数のブロックを被検体の体軸方向に組合わせたものを受信用コイルとして用いる。

[0028] 第1のコイル3-1は、図3(A)に示すように、一組のループコイルからなるソレノイドコイルで、各ループコイルが形成する電流ループは z 方向の軸を含む面(xz 面)にあり且つ2つのループコイルが被検体の体軸方向(y 方向)に間隔を持って被検体103の外周を囲むように配置される。このソレノイド3-1が作る磁界の向き(ソレノイドコイルが検出する磁場の向き)は y 方向となる。また図には示していないが、ソレノイドコイル3-1は、コイル導体をキャパシタで複数箇所分割し、コイルの共振周波数を核磁気共鳴周波数とマッチングさせて用いる。なお第1のコイル3-1としては、図3(A)に示すようなコイルの他、図4に示すような1ターンのソレノイドコイル3-2であってもよい。

[0029] 第2のコイル5-1、5-2は、図3(B)に示すように、2つの電流ループを有する蝶型コイルで、2つの電流ループは、第1のコイル3-1の電流ループ面(xz 面)と交差し、 z 方向と直交する方向(ここでは被検体の横方向: x 方向)に配列している。このような第2のコイル5-1、5-2が作る磁界の向きは x 方向あるいは z 方向であって、第1のコイル3-1が作る磁界の向き(y 方向)と直交するので、両者の電磁氣的結合は弱い。なお、第2のコイル5-1、5-2は、いずれか一つのみでもよいが、本実施の形態においては、2つの蝶型コイルを、被検体103を挟んで互いに対向するように配置している。このように位置的に対向している2つのコイルは、一般的には電磁氣的カップリングがあるが、本実施の形態では、例えば信号検出に低入力インピーダンスのアンプを用いることにより磁気結合を抑制している。なお、蝶型コイル5-1と5-2それぞれが有する2つの電流ループの寸法に比べ、蝶型コイル5-1と5-2の距離が短い場合には、上述した方法を用いても十分に磁気結合を抑制することができない。従って別の抑制手段が必要となる。上下のコイルにおける磁気結合の抑制については後に詳述する。

- [0030] 第3のコイル7-1、7-2は、図3(C)に示すように、3つの電流ループを有するコイルで、3つの電流ループは、第2のコイルの2つの電流ループと同様に、第1のコイル3-1の電流ループ面(xz面)と交差し、x方向に配列している。従って第3のコイルも、第1のコイルとの電磁氣的結合は弱い。また第3のコイル7-1、7-2も、いずれか一つのみでもよいが、本実施の形態においては、2つを被検体103を挟んで互いに対向するように配置し、公知の手法により例えば信号検出に低入力インピーダンスのアンプを用いることにより磁気結合を抑制している。
- [0031] 第3のコイル7-1(7-2)には、図5(A)に示すように、2つの共振モード4-1、4-2が存在する。同図(B)、(C)はそれぞれ各共振モードにおける電流分布を矢印の太さで表現した図であり、(B)に示す共振周波数が低いほうの共振モード4-2では、中央の導体ループには電流ループが形成されない。(C)に示す共振周波数が高いほうの共振モード4-1では、節4-3-4と節4-3-1と節4-3-2と節4-3-3を結ぶ導体経路、節4-3-1と節4-3-2と節4-3-6と節4-3-5を結ぶ導体経路および節4-3-5と節4-3-8と節4-3-7と節4-3-6を結ぶ導体経路が、第1～第3の電流ループとして形成される。本発明では、この共振周波数が高いほうの共振モード4-1で使用される。第3のコイル7-1(7-2)に挿入されたコンデンサー(図示せず)等を共振周波数に合わせて調整することによりコイル7-1(7-2)を共振モード4-1で動作させることができる。
- [0032] 次に上述した2つの電流ループを形成する第2のコイル5-1、5-2と3つの電流ループを形成する第3のコイル7-1、7-2の配置について説明する。複数の電流ループが形成されるコイルでは、その電流ループの配列方向の感度分布はコイル導体近傍で最も高い。従って、2つの電流ループを形成する第2のコイル5-1の感度分布では、図6(A)に示すように、3つの感度が高い部分とその間の低感度部分が存在し、2つの電流ループを形成する第3のコイル7-1の感度分布では、同図(B)に示すように、4つの感度の高い部分とその間の低感度部分が存在する。本実施の形態では、このような感度分布を有する2種類のコイルを、一方の最大感度部分と他方の最小感度部分とがほぼ重なるように配置する。
- [0033] 即ち、第3のコイル7-1の節4-3-1と節4-3-2とを結ぶコイル導体が、第2のコイル5-1の節4-4-5と節4-4-4とを結ぶコイル導体と節4-4-1と4-4-2とを結ぶコイル導体との間

に位置し、第3のコイル7-1の節4-3-5と節4-3-6とを結ぶコイル導体が、第2のコイル5-1の節4-4-6と節4-4-7とを結ぶコイル導体と節4-4-10と4-4-9とを結ぶコイル導体との間に位置するようにする。このように第2及び第3のコイルを互いの最大感度となる部分が互い違いになるように重ねて、y軸に対し対称に配置することにより、第2及び第3のコイルの電磁氣的結合を最小にすることができる。

[0034] これら2種のコイルの合成感度分布を図7に示す。合成した感度では、被写体の存在する範囲で感度がゼロとなる領域はないことが分かる。

このように第2のコイルと第3のコイルを重ねる場合、製作精度などの制約から、第3のコイルの感度が最大となる2箇所領域を、第2のコイルの感度が最小となる2箇所領域に、完全に一致させることは困難であるが、第2のコイルのx方向の幅の20%の長さ以内で一致させることが好ましい。実装上の制約で、第2のコイルのx方向の幅の20%程度ずれていたとしてもGファクターの改善効果が期待できる。

[0035] なお本実施の形態における第3のコイルとしては、3つの隣接した電流ループを形成できるものであればよく、図3(C)に示すコイルのほか、例えば図8に示すような、1ターンのループコイルを2箇所でツイストした形状のコイル8-1、8-2を用いることも可能である。図8(A)は、コイル8-1、8-2と被検体103との関係を示す斜視図、図8(B)はコイル8-1をz軸正方向から見た図と、x方向の感度分布を示す図である。

[0036] このコイル8-1は、節8-3-3と節8-3-4と節8-3-5と節8-3-6と節8-3-1と節8-3-2とを結ぶ導体経路で第1の電流ループが形成され、節8-3-9と節8-3-10と節8-3-11と節8-3-12と節8-3-13と節8-3-14と節8-3-7と節8-3-8とを結ぶ導体経路で第2の電流ループが形成され、節8-3-20と節8-3-15と節8-3-16と節8-3-17と節8-3-18と節8-3-19とを結ぶ導体経路で第3の電流ループが形成される。このコイル8-1にはコイル7-1と異なり共振モードは一つしか存在しない。また感度分布を見ると、節8-3-7と節8-3-8と節8-3-9と節8-3-4とを結ぶ導体近傍と、節8-3-1と節8-3-2と節8-3-9と節8-3-10とを結ぶ導体近傍と、節8-3-11と節8-3-12と節8-3-20と節8-3-15とを結ぶ導体近傍と、節8-3-18と節8-3-19と節8-3-13と節8-3-14とを結ぶ導体近傍で感度が最大となる。前述したように、受信用コイルは静磁場方向(z方向)と直交する方向のRF磁場を検出するので、コイル8-1は図27(D)に示した水平磁場用コイルと類似のコイルであ

るが、その感度分布は、水平磁場用コイルの感度分布とは異なっている。

[0037] このコイル8-1についても、コイル7-1と同様に、その感度分布が最大となる部分と、第2のコイルの感度分布が最小となる部分とがほぼ重なるように配置することにより、互いに磁気結合が抑制された受信用コイルが構成される。

[0038] 次に、上述した第1～第3のコイルを組合わせたブロックを被検体103の体軸方向（Y方向）に複数並べる場合のデカップリングについて説明する。上述したように、第1のコイルと第2のコイル、第1のコイルと第3のコイル、第2のコイルと第3のコイルについてはそれぞれ磁気結合を最小にするように配置されているが、第1～第3のコイルをY方向に複数並べる場合には、同種類のコイル同士の電磁氣的結合を抑制する必要がある。以下、同種類のコイルのデカップリングについて説明する。

[0039] 図9(A)、(B)は、それぞれ第2のコイル5-1、5-2及び5-3、5-4をy方向に並べた状態を示す図である。(A)では、被検体103を挟んで上下に配置される2つのコイル5-1と5-3及びコイル5-2と5-4を、それぞれy方向に適度に（例えば面積で10%程度）オーバーラップさせることにより、磁気結合を除去している。また(B)に示すように、コイル5-1と5-3及びコイル5-2と5-4のy方向の距離を離すことにより磁気結合を除去することも可能である。この場合には、コイル間の距離を離すと共に信号検出に低入力インピーダンスのアンプを用いることにより磁気結合を抑制している。このようにコイル間の距離を離したものでは、コイルをオーバーラップさせて配置する場合に比べ電流ループの面積を小さくすることができるので、上下のコイル間の距離が同じであれば、上下で対向するコイル間の電磁氣的カップリングが小さくなり、低入力インピーダンスのアンプを用いた磁気結合抑制効果が大きくなる。

[0040] 図10は、第3のコイル7-1と7-2及び7-3と7-4をy方向に並べた状態を示す図である。第3のコイルにおいても、y方向に隣接するコイルを適度にオーバーラップさせることにより、隣接するコイル同士の磁気結合を抑制することができる。また図示していないが、第2のコイルの場合と同様に、隣接するコイル間の距離を離すことにより磁気結合を抑制することも可能である。

[0041] このように第2のコイルと第3のコイルはy方向に連続して並べることができるが、第1のコイルであるソレノイドコイル3-1又は3-2をy方向に並べると互いの電磁氣的カップ

リングが非常に大きく、出力に低インピーダンスのアンプを使用するデカップリング方法を用いても磁気結合を十分抑制することができない。しかし全身撮像のような広視野の撮像においては撮影領域を被写体の体軸方向(垂直磁場MRIではy方向)に複数の計測ブロックに分割して撮影を行うのが一般的である。従って、本実施の形態では、一つの計測ブロックにソレノイドコイルは一つ存在するように設定し、撮像中の計測ブロックに含まれない(撮像に用いない)ソレノイドコイルは動作しないようにする。

- [0042] y方向に複数配置されたソレノイドコイル3-1、3-2、3-3を選択的に動作させるための構成を図11に示す。各ソレノイドコイル3-1～3-3には、同図(A)に示すように、その一部に直列に接続されているキャパシタ11-1と並列にインダクタンス11-2が挿入されている。インダクタンスは、核磁気共鳴周波数で共振ピークを持つような値に設定され、インダクタンス11-2とキャパシタ11-1とで共振回路が形成される。この共振回路には例えばシーケンサ104からの制御信号によってオンオフするダイオード11-3が挿入されている。また複数のソレノイドコイルは、スイッチ11-4を介して一つの受信器11-5に接続されている。
- [0043] このような構成において、ダイオード11-3をONするとインダクタ11-2とキャパシタ11-1が共振し大きなインピーダンスとなるため、キャパシタ11-1部分に大きな抵抗が挿入されているのと等価となる。この状態ではループ電流が流れなくなりRFコイルとして動作しない。例えばコイル3-3が存在する計測ブロックで撮像が行なわれる場合には、同図(B)に示すように、ダイオード11-3-2と11-3-1には直流電流を流し、ダイオード11-3-3には直流電流を流さないようにする。同時に、スイッチ11-4を切り換え、コイル3-3の出力ケーブルを受信器11-5に接続する。これによりコイル3-3のみがソレノイドコイルとして動作し、コイル3-1と3-2はRFコイルとして動作しない。またこのような構成により、複数の第1のコイルからの信号を1つの受信器(第1のコイル用の受信器)11-5で処理することができる。
- [0044] 以上説明したように、本実施の形態の受信用コイルは、異なる種類のコイル間及び同種のコイル間で磁気結合がないか、最小となるように配置されているので、通常の撮像のみならず、位相エンコードの間隔を大きくしFOVを小さくした撮影時間短縮技

術(パラレルイメージング)に好適である。

[0045] 上記撮影時間短縮技術では、通常位相エンコードステップよりも広い間隔で少ない位相エンコード数の計測を行なう。受信用コイルの各サブコイルで検出した信号は、サブコイル毎に接続された受信器108-1～108-nでサンプリングされた後、画像データに再構成された後、合成され、受信用コイル全体がカバーする領域の画像が形成される。或いは画像データに再構成される前に合成された後、再構成される。信号合成の際に、画像に生じる折り返しを各受信用コイルの感度分布情報を用いて除去する。なお撮影時間短縮技術における折り返し除去演算は、例えば、非特許文献1に記載されている。この折り返し演算におけるノイズレベルは、受信用コイルを構成するサブコイルの幾何学的配置に依存するGファクターが問題となるが、本実施の形態では、3種のコイルの感度分布の重なりが最小となるように配置し、且つ電磁氣的結合を除去することにより、Gファクターを小さく(例えば、2以下に)することができ、SNRの低い高品質なMR画像を得ることができる。

[0046] また撮影時間短縮技術における折り返し除去処理を効果的に行なうためには、位相エンコード方向におけるGファクターが重要となるが、x、y、zのいずれの方向においてもそれぞれ感度分布の異なるサブコイルが配列した構成を有しているので、どの方向を位相エンコード方向に選んだ場合にも撮影時間短縮技術が可能となる。

[0047] 次に本発明のMRI装置の受信用コイルの他の実施の形態を説明する。

図12及び図13(A)は、受信用コイルの第2の実施の形態を示す図である。なお図では第2及び第3のコイルのみを示し、第1のコイルは省略しているが、第1のコイルとしてz方向の軸を含む面に電流ループを形成し、被検体の外周に配置されるサブコイルを用いることは第1の実施の形態と同様である。

[0048] 本実施の形態では、第2及び第3のコイルは第1の実施の形態と同様に被検体を挟んで上下(胸側および背中側)に配置されるが、上下のコイルが被検体103の体軸方向(電流ループの配列方向と直交する方向:y方向)にずれていることが特徴である。図12(A)、(B)はいずれも被検体103の胸側から見たものであるが、(A)は背中側に配置された第2のコイル5-2、5-4、5-6及び第3のコイル7-2、7-4、7-6、7-8を示し、(B)は胸側に配置された第2のコイル5-1、5-3、5-3、5-7及び第3のコイル7-1、7-3、7

-5、7-7を示している。そのうち第2のコイルの配置を被検体の横から見た図が図13(A)である。

[0049] 図示するように、本実施の形態では、同種のコイルが上下で半周期ずれて(すなわち電流ループがその長さの半分の長さ分ずれて)配置されている。このような配置とすることにより、図13(B)に示すような同じ種類のコイルが対向して配置されている場合に比べて、胸側と背中側のコイルの電磁氣的カップリングが小さくなる。これにより出力に低インピーダンスのアンプを用いた磁気結合抑制方法の抑制効果が大きくなる。従って本実施の形態の配置は、上下のコイル間の距離が、各コイルが有する2つの電流ループの寸法に比べ短く、出力に低インピーダンスのアンプを用いても十分に磁気結合を抑制することができない場合に有効である。また胸側と背中側のコイルの距離をより短く設定でき、被検体の体形に合わせたコイル設計の自由度が増す。

[0050] なお図12及び図13では、第3のコイルとして図3(C)に示すコイルを用いた例を示したが、本実施の形態においても第3のコイルとして図8に示すようなツイストした形状のコイルを用いることも可能である。またy方向について同種のコイル間の磁気結合を抑制するために同種のコイルをy方向にオーバーラップさせて配置した例を示したが、図9(B)に示したようなコイル間の距離を離れた配置も可能である。

[0051] 図14は本発明の第3の実施の形態を示す図である。本実施の形態では、第1～第3のコイルに加えて第4のコイルを用いる。図では第2、第3のコイルは省略したが、その構成は第1又は第2の実施の形態と同様である。

[0052] 第4のコイルとしては、第1～第3のコイルと実質的に磁氣的結合がなく、或いは公知のデカップリング手法によって磁氣的結合を抑制できるものであればよく、図14に示す実施の形態では、第1のコイルとして図4に示すような1ターンソレノイドコイル3-2を用いるとともに、これと組合わせて被検体103の外周に配置されるサブコイル14-1を用いる。

[0053] 第4のコイル14-1は、図14(A)に示すx方向に長いループコイルを(B)に示すように、被検体外周に巻きつけた構造である。このコイル14-1と第1のコイル3-2のy方向の感度分布を図15に示す。図示するように、コイル14-1は2つの電流ループを形成する導体近傍に最大感度の部分を有し、その間に感度の低い部分を有する。この感

度の低い部分と、第1のコイルの最大感度の部分が一致するように両コイルを配置することにより、磁氣的結合をなくすることができる。また第4のコイルは、第1のコイルと同様、第2、第3のコイルとは磁氣的結合がない。本実施の形態によれば、第4のコイルを加えることにより、更にGファクターを改善することができる。

[0054] 図16は、図14に示す第4のコイルと直交して同種のコイル16-1を配置した実施の形態を示す図である。この図では第1～第3のコイルは省略されているが、これらの構成は上述した実施の形態と同様である。

[0055] このコイル16-1は、(A)に示すy方向に長いループコイルを被検体103に巻きつけた構造である。一般に、コイル14-1とコイル16-1の間の電磁氣的カップリングは大きく、両者の出力に低インピーダンスアンプを用いても磁氣的結合を抑制しきれない。この場合には、図17(A)に示すように、2つのコイルのオーバーラップ部分17-1の面積を調整することにより、両者の磁氣的結合を除去する。

[0056] またコイル16-1は、第1、第2のコイルとは磁氣的結合はないが、第3のコイルとして、図8に示したような3つの電流ループを有するツイスト型のコイル8-1を用いた場合には、両者の形状が類似しているため、図17(B)に示すように配置すると電磁氣的結合がある。この場合においても、オーバーラップ部分17-2の面積を調整することにより電磁氣的結合を低減することができ、加えて低インピーダンスアンプを用いて磁氣結合を抑制することにより、実用上問題のない程度まで両者の電磁氣的結合を低減できる。

本実施の形態においても、コイル16-1と適切な電磁氣的結合低減手段を用いることにより、コイル14-1を第4種類目のコイルとして加えることができ、Gファクターをより改善することができる。

[0057] なお以上の説明では、第2のコイルとして隣接する電流ループが2つである蝶型コイルを、第3のコイルとして隣接する電流ループが3つであるコイルをそれぞれ例示したが、被検体の表面に配置されるコイルの電流ループの数はこれら実施の形態に限定されず、一方が奇数、他方が偶数であればよい。

[0058] 例えば2つの電流ループを有する第2のコイルの代わりに、図18(A)に示した4つの電流ループを有するコイル18-1を用い、3つの電流ループを有する第3のコイルと

組合せてもよいし、第2のコイルとしてコイル18-1を用い、3つの電流ループを有する第3のコイルの代わりに、図18(B)に示した5つの電流ループを有するコイル19-1を用いることもできる。図18(A)、(B)に、それぞれのコイル18-1、19-1のx方向の感度分布を示す。このような感度分布を有するコイル18-1、19-1は、第2のコイル18-1の感度が最小となる4箇所領域の近辺に、第3のコイル19-1の感度が最大となる4箇所領域を、おおむね一致させて配置する。

[0059] 2つのコイルの合成感度分布を図19に示す。合成した感度では、被写体の存在する範囲で感度がゼロとなる領域はないことが分かる。またこの感度分布は、第2のコイルとして2つの電流ループを有するコイルを用い、第3のコイルとして3つの電流ループを有するコイルを用いた場合の合成感度分布(図7)と比較して、より合成感度の均一性が高いことが分かる。合成感度の均一性が高いと、撮影した被写体の画像の感度むらが小さくなるという効果がある。このような配置の2種のコイルを、静磁場方向に平行な軸を含む面内に配置された第1のコイルとともに用いることにより、深部感度も高く、かつ、全身のような広い領域の任意断面の撮像高速化が可能となる。

[0060] 以上、本発明のMRI装置における受信用コイルの種々の実施の形態を図面を参照して説明したが、第1～第3のサブコイルの形状や、3種類のコイルに付加する別種類のコイルの形状や数、さらに電磁氣的結合低減手段を適宜組合わせて変更することが可能である。例えば、3種類のコイルに複数の別種類のコイルを加えても良い。この場合は、コイルの種類が増えて、さらにGファクターを向上可能なコイル配置となる。また、第2のコイルと第3のコイルをさらに左右方向に複数個に分割した配置とすることもできる。この場合は、コイルの個数が増えて、さらにGファクターを向上可能なコイル配置となる。

[0061] 次に上述した受信用コイルをMRI装置に組み込んだ構造の実施の形態を説明する。

図20は、受信用コイルを胸側20-1、20-2と背中側20-3に分割可能な構成にしたものである。胸側のコイル部分20-1、20-2はさらに複数に分割されており、被検体103を背中側20-3に載せた状態で、コイル部分20-1、20-2をコネクタ20-4、20-5により背中側のコイル部分20-3に接続する。背中側のコイル部分20-3は共通とし、胸側のコ

イル部分20-1、20-2として、図21に示すように、サイズの異なるもの21-1、21-2を複数種類用意することにより、サイズの異なる被写体への対応が可能となる。

[0062] 胸側のコイル部分を分割する単位は特に限定されないが、例えば図2に示すブロックを一つの単位として分割しておくことにより、本発明の受信用コイルを1ブロックで構成された局所コイルとして使用することも、また広視野用或いは全身用コイルとして使用することも可能である。分割可能な受信用コイルを全身用コイルとして装着した状態を図22(A)に示す。このような全身用コイルは、ベッドを移動しながら広視野を撮像するのに好適であり、その場合、位相エンコード方向及び読み出し方向を任意の方向に設定しても高感度の画像を得ることができる。

[0063] なお本実施形態の変更例として、図22(B)に示すように、被検体103の足の部分をさらに左右に分割することも可能である。

[0064] 次に本発明のMRI装置が採用する受信用コイルの効果をシミュレーションした結果について説明する。

シミュレーションに用いた受信用コイルの構成を、図23～図25の(A)、(B)にそれぞれ示す。図23及び図24の受信用コイルは、第1のコイルとして図3(A)に示すソレノイドコイル3-1を、第2のコイルとして図3(B)に示す2つの電流ループを有する蝶型コイル5-2、5-4を、第3のコイルとして図3(C)に示す3つの電流ループを有するコイル7-2、7-4、7-6を用いている。ソレノイドコイル3-1は、その電流ループが静磁場方向であって被検体103(ファントム)の外周を囲むように配置されている。2つの蝶型コイル5-2、5-4及びコイル7-2、7-4、7-6は、それぞれ同種の電流ループが面積で10%程度オーバーラップするようにして、隣接する電流ループの配列がX方向となるように被検体103の一方の表面近傍に配置されている。また蝶型コイル5-2、5-4とコイル7-2、7-4、7-6は、X方向において、コイル7-2、7-4、7-6の感度が最大となる2箇所の領域に蝶型コイル5-2、5-4の感度が最小となる2箇所の領域が重なるように配置されている。但し、図23の受信用コイルは、蝶型コイル5-2、5-4とコイル7-2、7-4とがほぼ重なるように配置されているのに対し、図24の受信用コイルは、蝶型コイル5-2、5-4の電流ループとコイル7-2、7-4、7-6の電流ループがY方向にその長さの約半分ずれて配置されている点が異なる。

- [0065] 一方、図25の受信用コイルは、第1のコイルとして図3(A)に示すソレノイドコイル3-1を、第2のコイルとして図3(B)に示す2つの電流ループを有する蝶型コイル5-2、5-4を用いている点は、図23、図24の受信用コイルと同じである。しかしコイル4-1及びコイル5-2、5-4だけでは、x方向に感度分布が異なる複数個のコイルが存在せず、x方向に位相エンコード方向を選んだ場合Gファクターが著しく大きくなるので、図25の受信用コイルでは、第1のコイルの電流ループ面と交差し且つ第2のコイルの電流ループ面と交差する電流ループ面を有する1対の1ターンソレノイドコイル25-1、25-2をそれぞれ被検体の側面(x方向)に配置している。
- [0066] 図23～図25に示す3つの受信用コイルについて、被写体背中側に近いコロナル断面(xy面)において、位相エンコード方向をx方向に選んだ場合のGファクターをシミュレーションした結果をそれぞれ(C)に示す。図中、黒色で示された領域がGファクターの小さい(1以上、1.1以下)領域であり、白色で示された領域はGファクターの大きい(2以上)領域である。なお本発明の受信用コイルでは、表面コイル(コイル5-2、5-4、7-2、7-4、7-6)がz方向とy方向には複数個並べてあるため、これらの方向を位相エンコード方向に選んだ場合のGファクターは小さくなる。従ってここでは、x方向を位相エンコード方向に選んだ場合のGファクターの改善が得られるかをシミュレーションした。
- [0067] 図25(C)に示すように、第3のコイルを用いず、x方向に二つのソレノイドコイルを配置した受信用コイルでは、撮像断面中心付近にGファクターの極めて大きい領域が4箇所存在することが分かる。この4箇所はコイル5-2と5-4の2つの電流ループの中心近辺で感度が最小となる領域と一致する。この領域では、撮像画像のS/Nが大きく劣化するという問題が生じる。この結果から、x方向に感度分布が異なる複数個のコイルとしてループ型コイルを被検体の左右(x方向)に配置しても、コイル5-2と5-4の感度が最小となる領域におけるGファクターの劣化は防げないことが分かる。
- [0068] これに対し、図23の受信用コイルでは、同図(C)に示すように、図25の受信用コイルと比較しGファクターが改善していることが分かる。コイル5-2と5-4の感度が最小となる4箇所の領域でGファクターが2よりも大きくなる領域は存在しない。第2のコイル5-2、5-4と第3のコイル7-2、7-4、7-6をそれぞれy方向にその長さの約半分の長さだ

けずらして配置した図24の受信用コイルでは、さらにGファクターが改善していることが分かる。

産業上の利用可能性

- [0069] 本発明のMRI装置は、x、y、zのいずれについても異なる感度分布を有するサブコイルの組合わせからなる垂直磁場用受信用コイルを備えているので、全身のような広い領域の任意断面の撮像高速化が可能となる。

図面の簡単な説明

- [0070] [図1]本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図
[図2]本発明の受信用コイルの第1の実施の形態を示す図
[図3]図2の受信用コイルを構成するサブコイルを示す図で、(A)は第1のコイル、(B)は第2のコイル、(C)は第3のコイルを示す図
[図4]第1のコイルの変更例を示す図
[図5]第3のコイルの動作モードを説明する図
[図6]第2のコイルと第3のコイルの配置を説明する図
[図7]第2のコイルと第3のコイルの合成感度分布を示す図
[図8]第3のコイルの変更例を示す図
[図9]第2のコイルをy方向に複数並べた状態を示す図
[図10]第2のコイルをy方向に複数並べた状態を示す図
[図11]第1のコイルをy方向に複数並べた場合の受信用コイルの構成を示す図
[図12]本発明の第2の実施の形態を示す図で、(A)は被検体の胸側のコイルの配置、(B)は背中側のコイルの配置を示す。
[図13]上下に配置される同種のコイルの配置例を示す図で、(A)は第2の実施の形態を示す図、(B)は(A)とは異なるコイルの配置を示す図
[図14]本発明の第3の実施の形態を示す図
[図15]第3の実施の形態における感度分布を示す図
[図16]第3の実施の形態の変更例を示す図
[図17]図16の実施の形態におけるデカップリングを説明する図
[図18]本発明の第4の実施の形態を示す図

[図19]第4の実施の形態における第2のコイルと第3のコイルの合成感度分布を示す図

[図20]本発明の受信用コイルを分割した場合の斜視図を示す図

[図21]本発明の受信用コイルを分割した場合の斜視図を示す図

[図22]本発明の受信用コイルを全身装着した場合の斜視図を示す図

[図23]本発明の受信用コイルのGファクターをシミュレーションした結果を示す図

[図24]本発明の受信用コイルのGファクターをシミュレーションした結果を示す図

[図25]比較例の受信用コイルのGファクターをシミュレーションした結果を示す図

[図26]水平磁場型MRI用従来型受信用コイルの配置例を示す図

[図27]水平磁場型MRI用従来型受信用コイルの配置例を示す図

[図28]垂直磁場型MRI用従来型受信用コイルの配置例を示す図

[図29]オープン型MRI装置を示す図

符号の説明

- [0071] 3-1、3-2・・・第1のコイル、5-1、5-2・・・第2のコイル、7-1、7-2・・・第3のコイル、101・・・マグネット、102・・・傾斜磁場発生コイル、103・・・被検体、104・・・シーケンサ、105・・・傾斜磁場電源、106・・・RFパルス発生器、107・・・受信用コイルコイル、115・・・RFパワーアンプ、108・・・受信器、109・・・計算機、110・・・ディスプレイ、111・・・記憶媒体

請求の範囲

- [1] 垂直方向に静磁場を発生する手段と、前記静磁場に置かれた検査対象に印加する励起RFパルスを発生する手段と、前記静磁場に重畳する傾斜磁場を発生する手段と、複数のサブコイルから構成され前記検査対象から発生する核磁気共鳴信号を検出する受信用コイルとを具備し、前記複数のサブコイルが、
- 前記静磁場方向に平行な軸を含む面内に配置され前記検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、
- 前記第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、
- 前記第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有し、
- 前記第2のコイルと第3のコイルは、第2のコイルが形成する電流ループの配列方向と第3のコイルが形成する電流ループの配列方向が等しく、且つ当該電流ループの配列方向において、前記第2のコイルの感度が最小となる位置と第3のコイルの感度が最大となる位置が略一致するように配置されていることを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [2] 垂直方向に静磁場を発生する手段と、前記静磁場に置かれた検査対象に印加する励起RFパルスを発生する手段と、前記静磁場に重畳する傾斜磁場を発生する手段と、複数のサブコイルから構成され前記検査対象から発生する核磁気共鳴信号を検出する受信用コイルとを具備し、前記複数のサブコイルが、
- 前記静磁場方向に平行な軸を含む面内に配置され前記検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、
- 前記第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、
- 前記第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有し、
- 前記第2のコイルと第3のコイルは、電流ループの配列方向が略同一であって且つその配列方向について互いの電流ループの中心が交互となるように配置されている

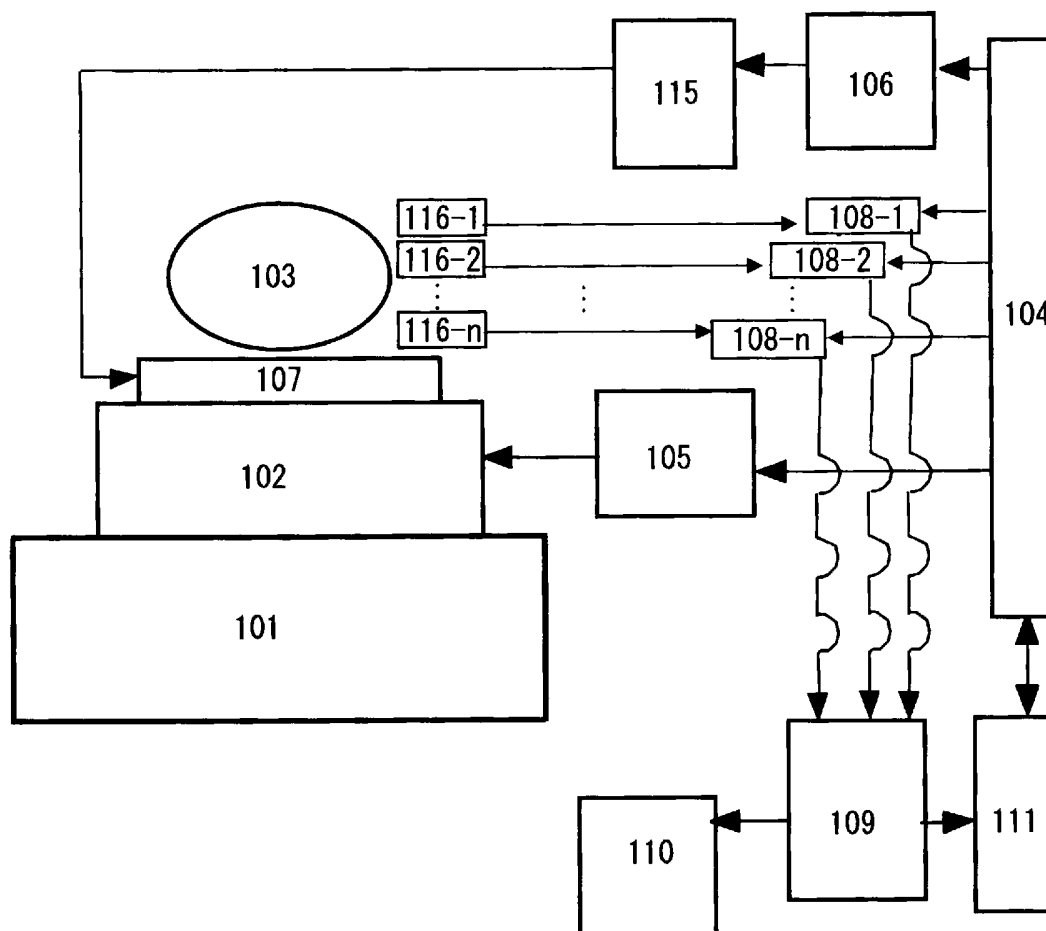
ことを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。

- [3] 請求項1又は2に記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記第2のコイル及び第3のコイルの少なくとも一方は、前記電流ループの配列方向と交差する方向に複数配置されていることを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [4] 請求項1ないし3のいずれか1項に記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記第2のコイル及び第3のコイルの少なくとも一方は、前記検査対象を挟んで略平行な2つの面に配置されていることを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [5] 請求項4に記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記検査対象を挟んで略平行な面に配置された一対のサブコイルは、前記電流ループの配列方向と直交する方向について、互いにずれた位置に配置されていることを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [6] 請求項1ないし5のいずれか1項に記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記第2のコイルと第3のコイルは、互いの電流ループが、前記電流ループの配列方向と直交する方向について、ずれた位置に配置されていることを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [7] 請求項1ないし6のいずれか1項に記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記第2のコイルは2つの電流ループを有し、前記第3のコイルは3つの電流ループを有することを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [8] 請求項1ないし7のいずれか1項に記載の検査装置であって、
前記受信用コイルは、サブコイルとして、前記第1のコイルの電流ループ面と平行な複数の面にそれぞれ電流ループを形成する第4のコイルを有することを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [9] 請求項1ないし8のいずれか1項に記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記第1のコイルは、その電流ループ面と直交する方向に複数配置されていることを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。
- [10] 請求項9記載の磁気共鳴を用いた検査装置であって、
前記受信用コイルは、前記複数の第1のコイルの各々を電磁氣的に切り離す手段

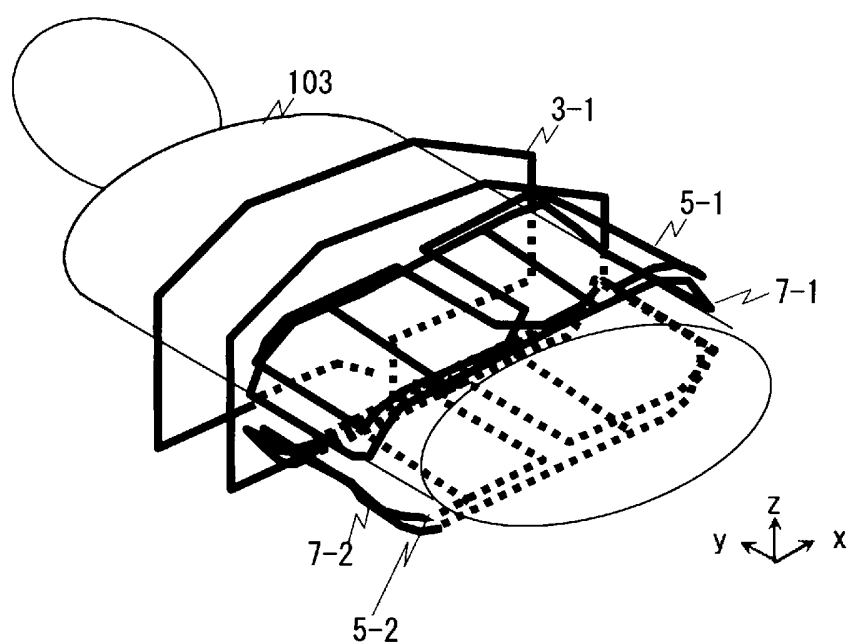
を有することを特徴とする磁気共鳴を用いた検査装置。

- [11] 外部から印加される静磁場の方向に平行な軸を含む面内に配置され検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、
前記第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、
前記第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有し、
前記第2のコイルと第3のコイルは、第2のコイルが形成する電流ループの配列方向と第3のコイルが形成する電流ループの配列方向が等しく、且つ当該電流ループの配列方向において、前記第2のコイルの感度が最小となる位置と第3のコイルの感度が最大となる位置が略一致するように配置されていることを特徴とする核磁気共鳴信号受信用コイル。
- [12] 外部から印加される静磁場の方向に平行な軸を含む面内に配置され前記検査対象の外周に電流ループを形成する第1のコイルと、
前記第1のコイルの電流ループ面と交差する面に偶数の電流ループを形成する第2のコイルと、
前記第2のコイルの電流ループ面と略平行な面に奇数の電流ループを形成する第3のコイルとを有し、
前記第2のコイルと第3のコイルは、電流ループの配列方向が略同一であって且つその配列方向について互いの電流ループの中心が交互となるように配置されていることを特徴とする核磁気共鳴信号受信用コイル。

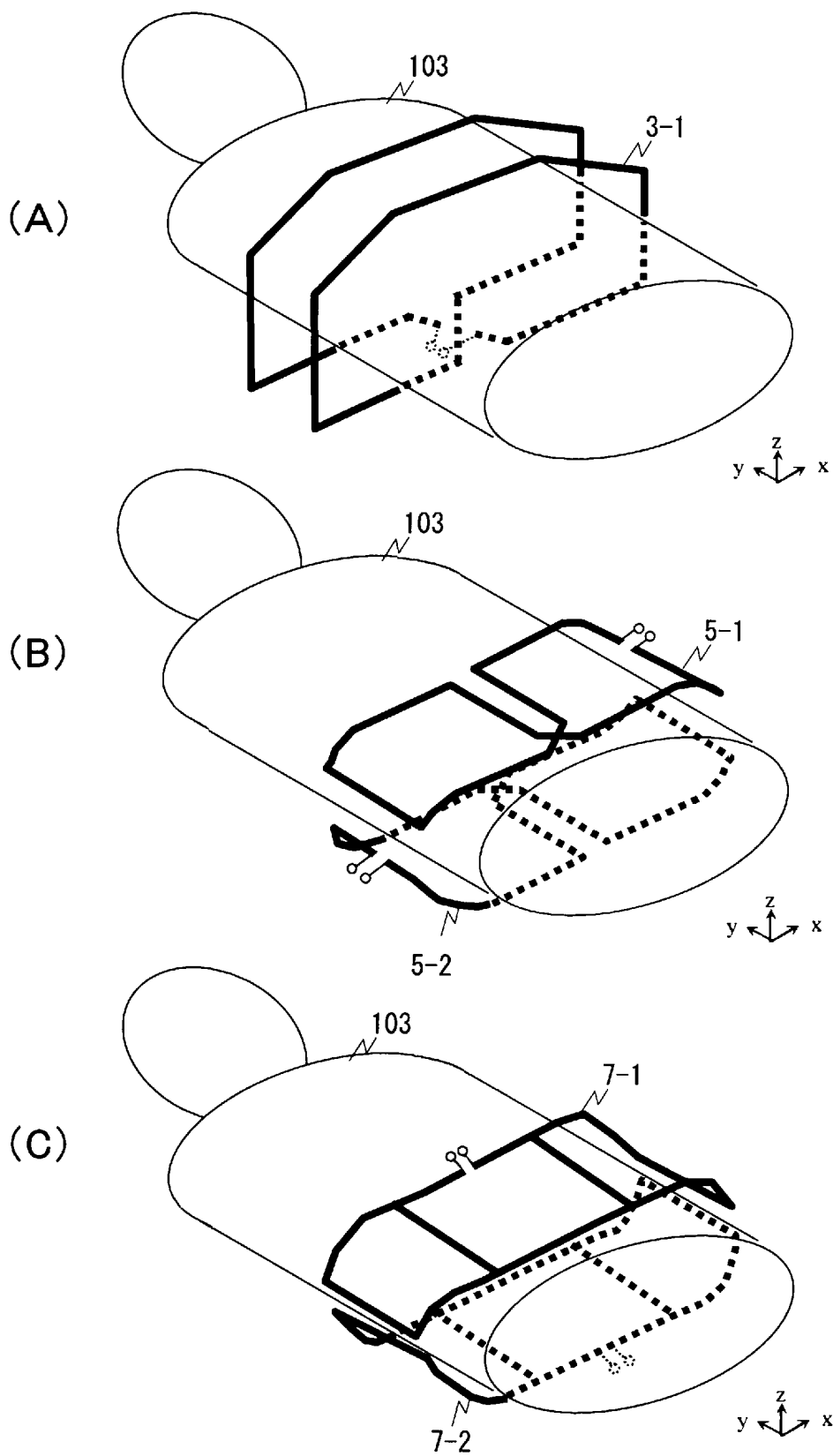
[図1]



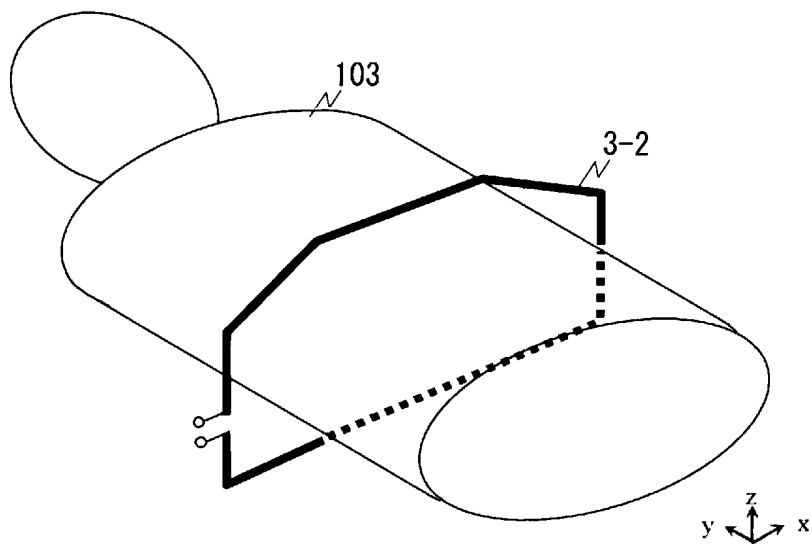
[図2]



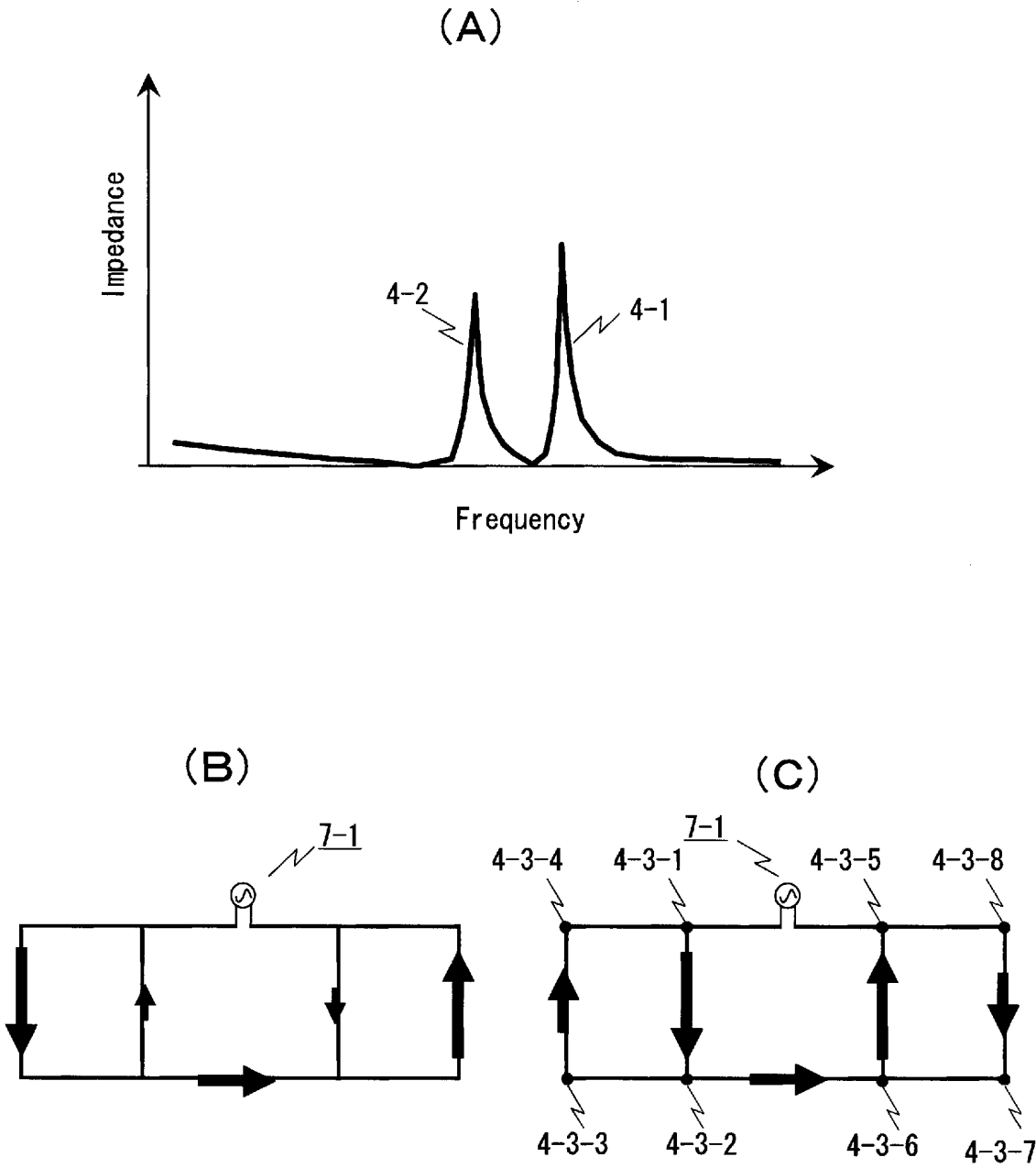
[図3]



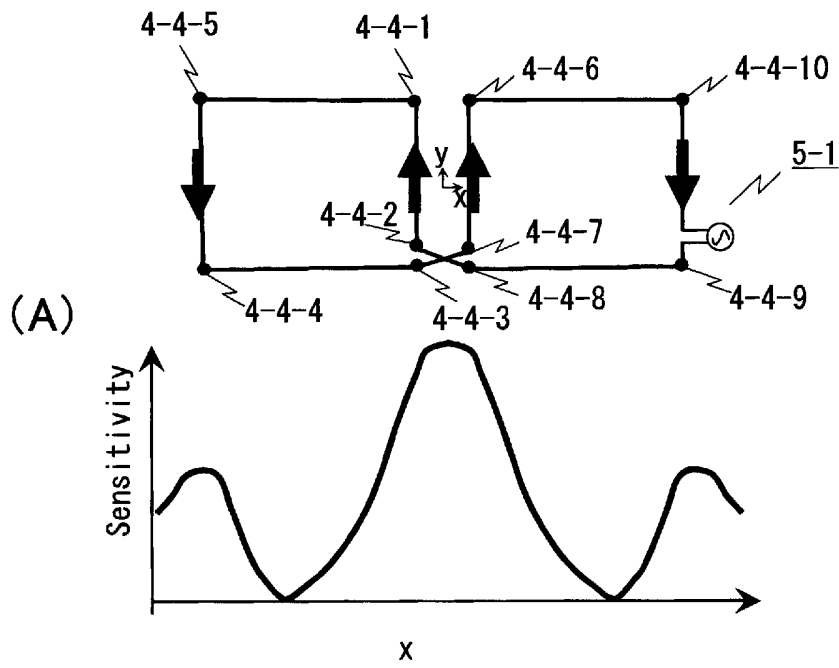
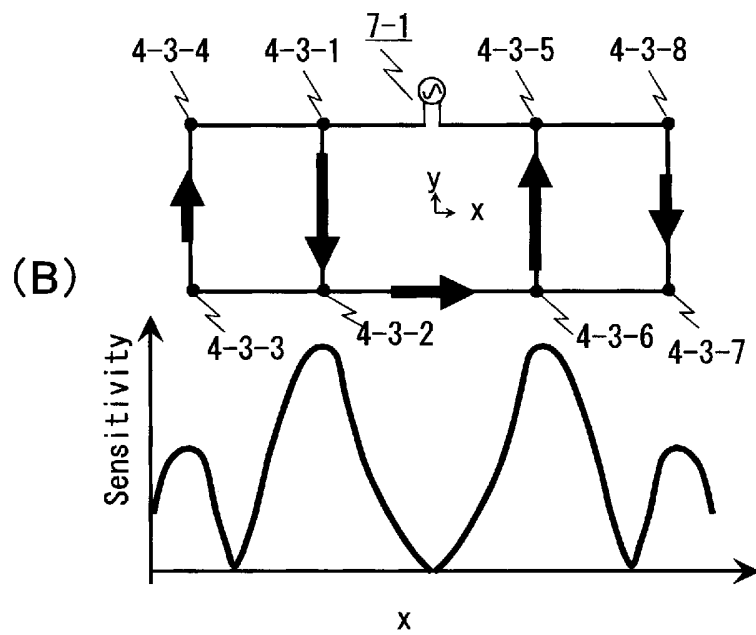
[図4]



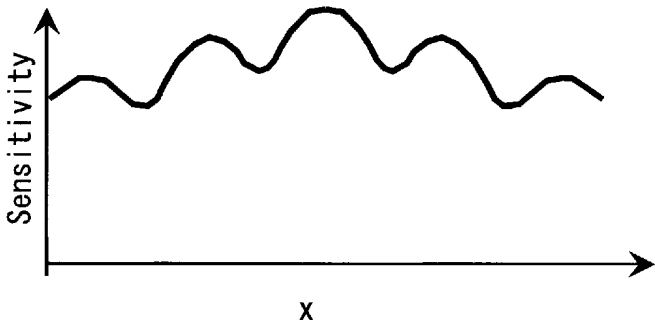
[図5]



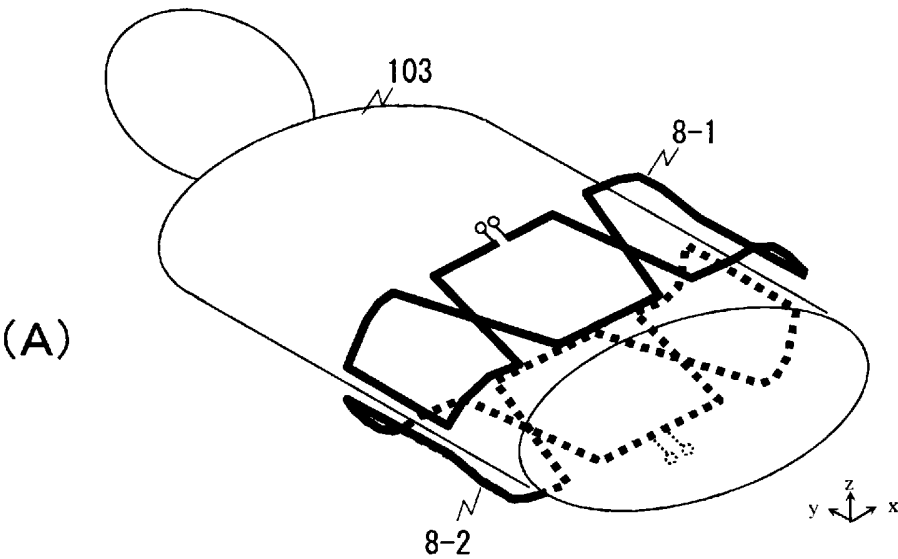
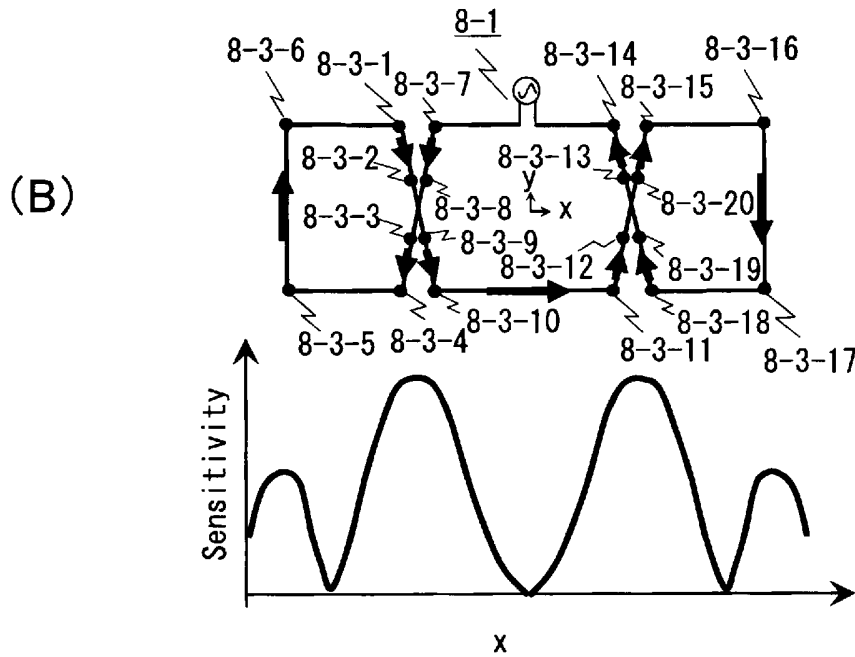
[図6]



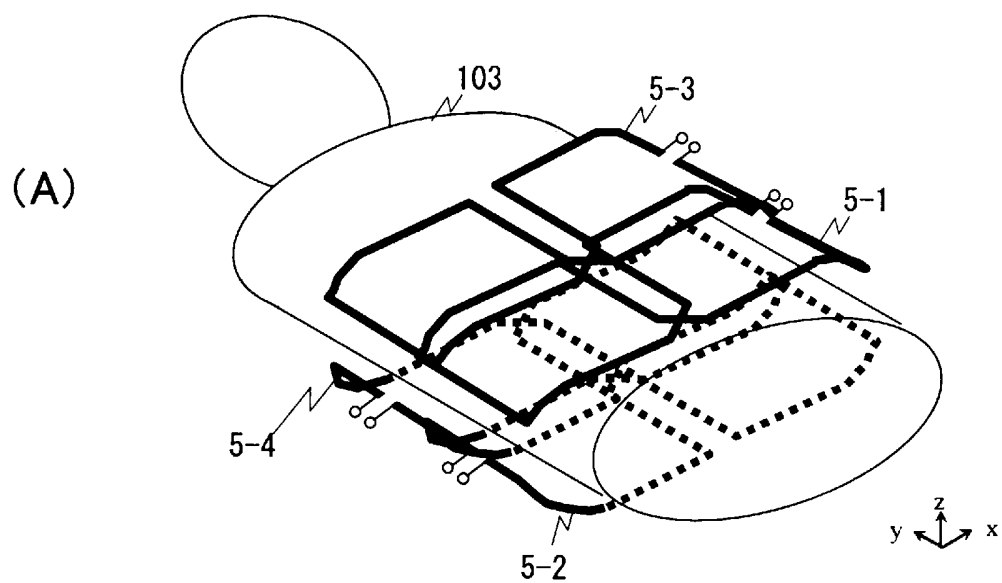
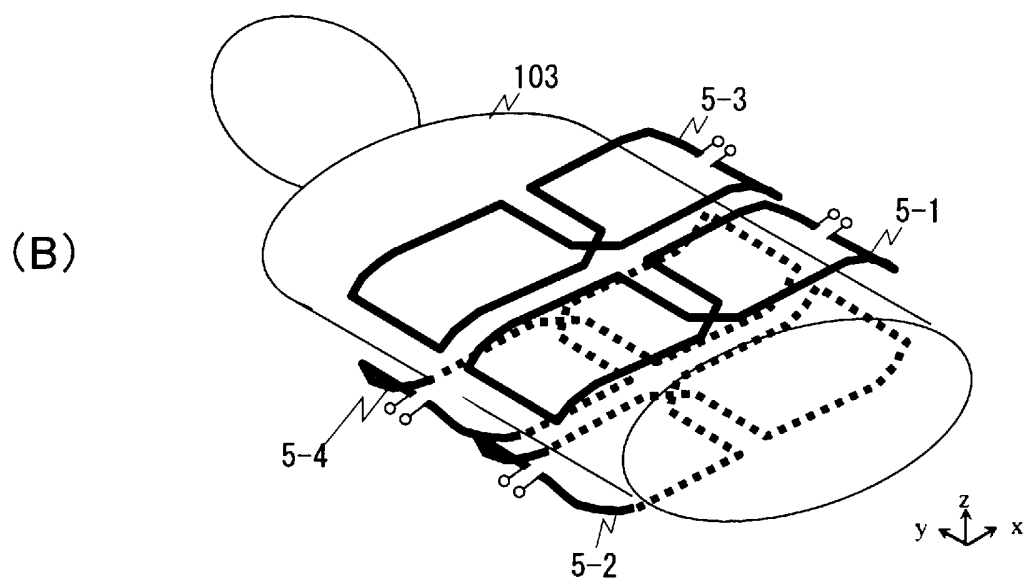
[図7]



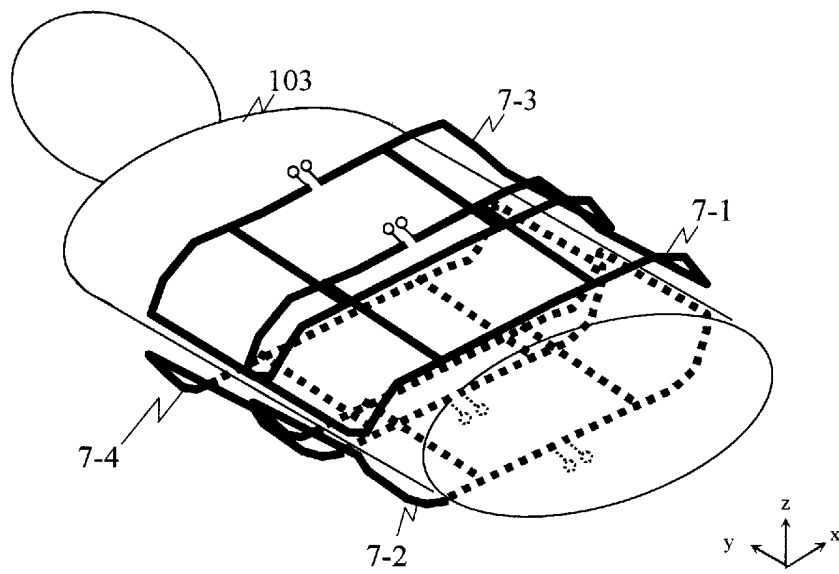
[図8]



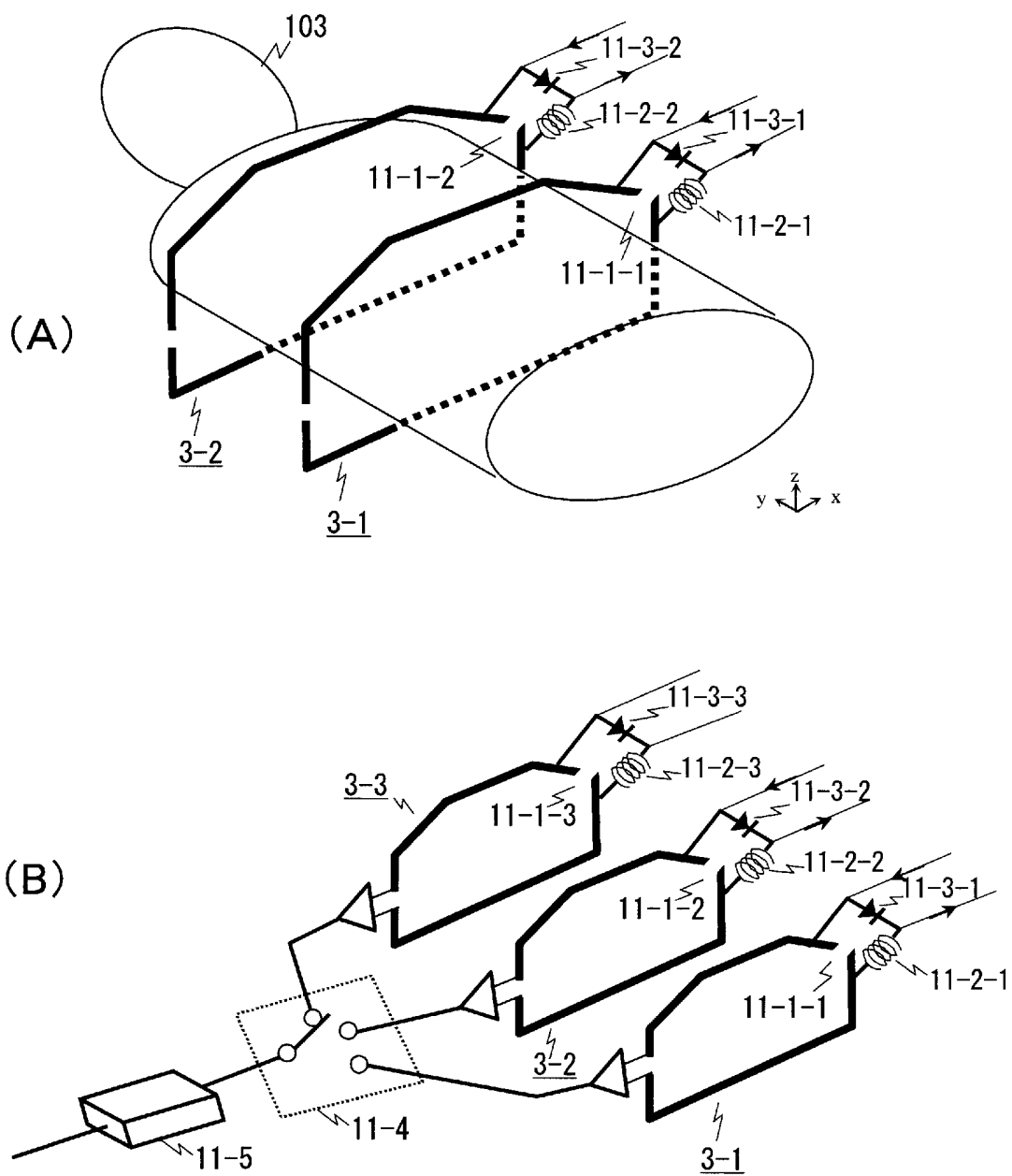
[図9]



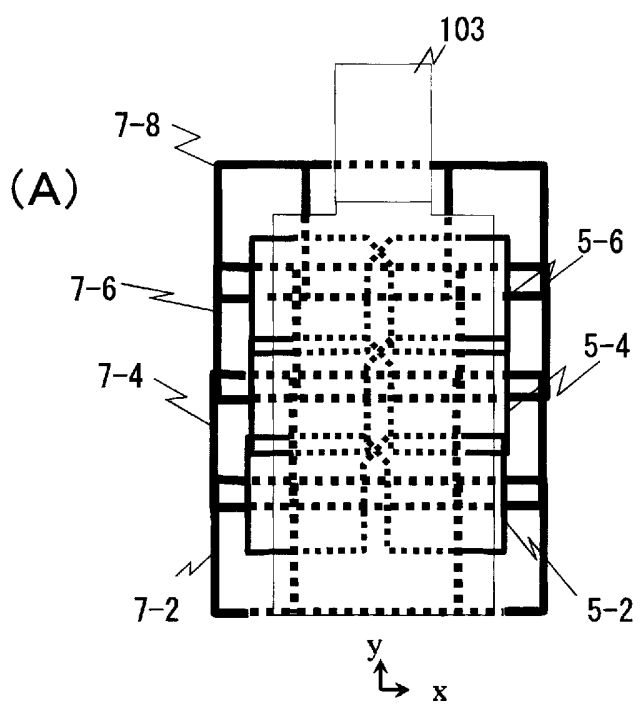
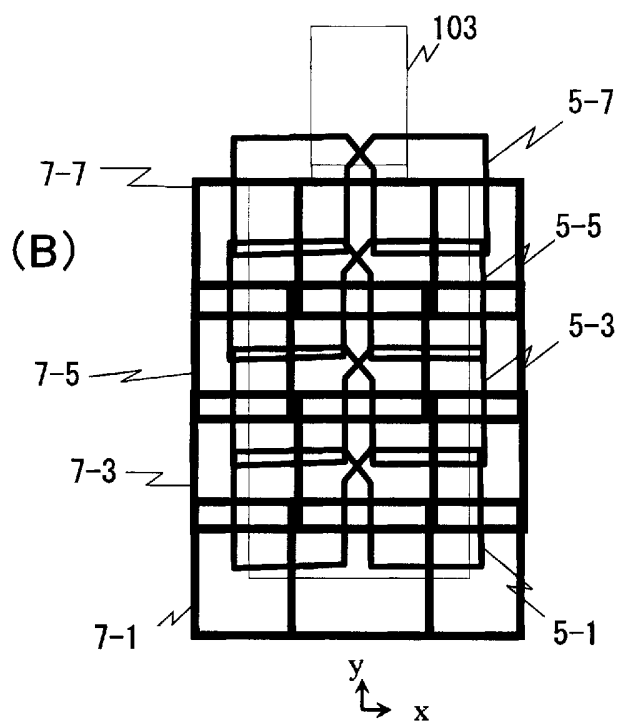
[図10]



[図11]

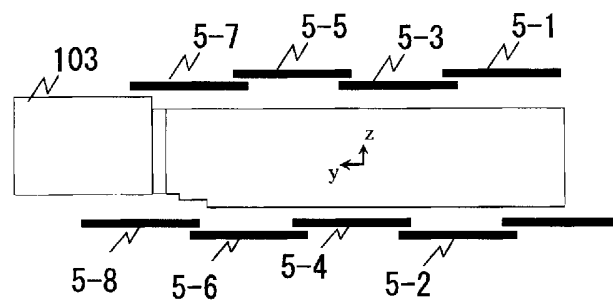


[図12]

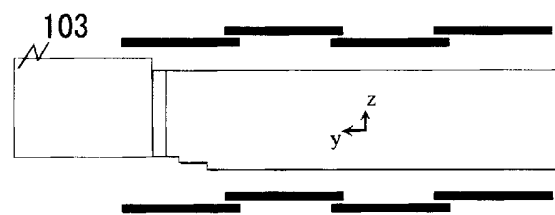


[図13]

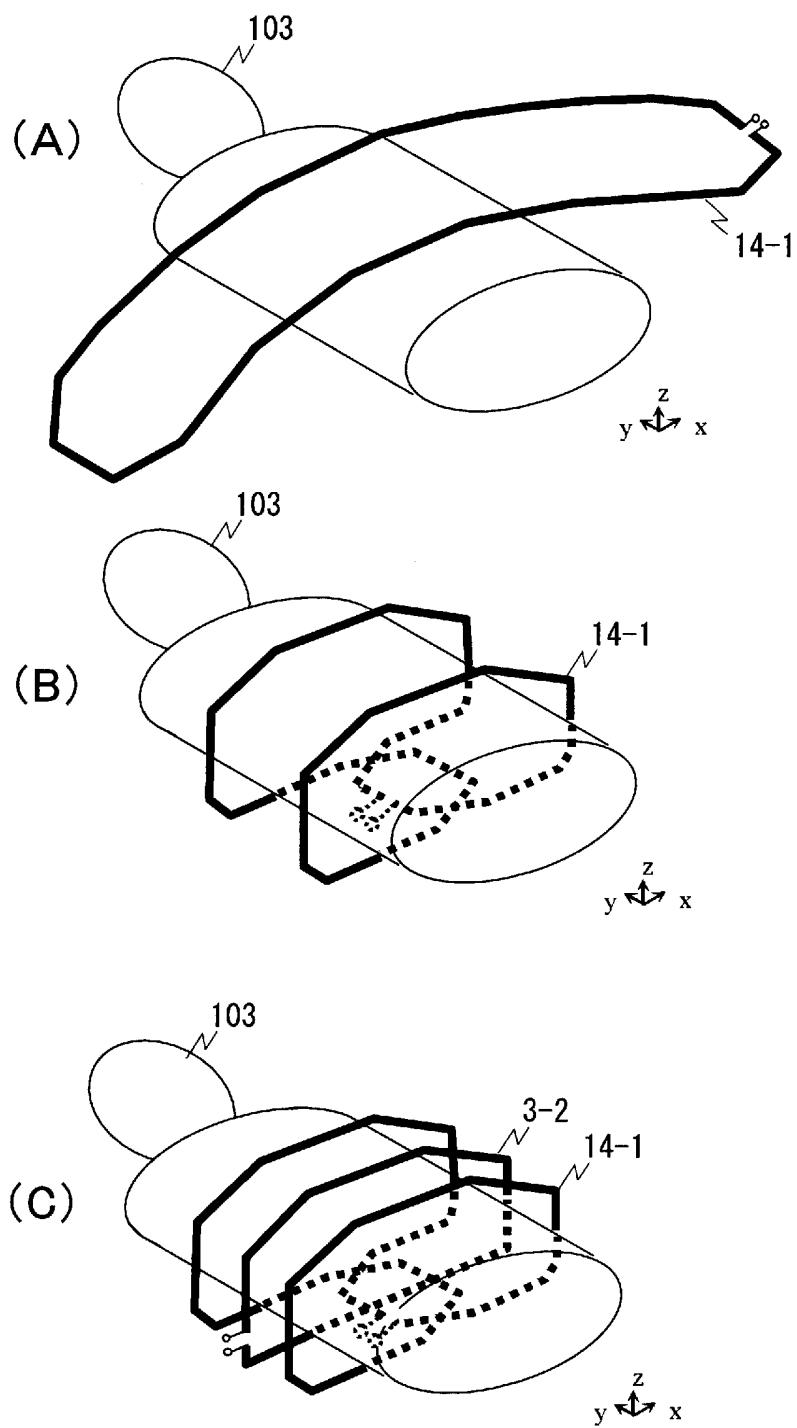
(A)



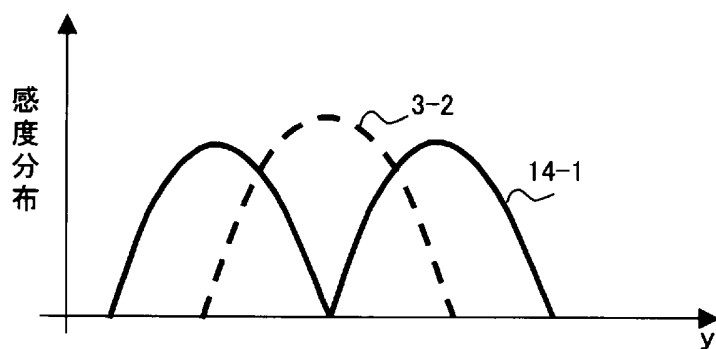
(B)



[図14]

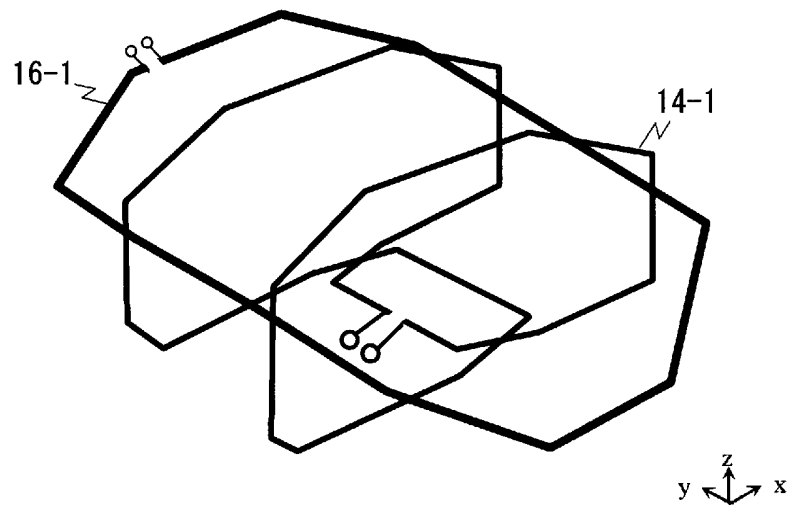


[図15]

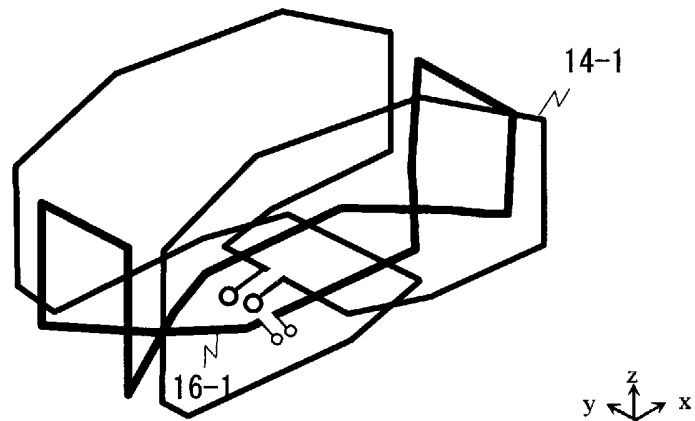


[図16]

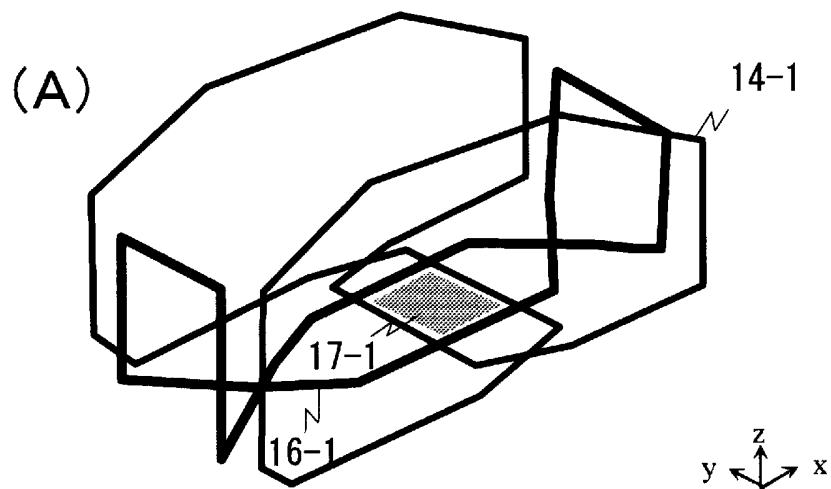
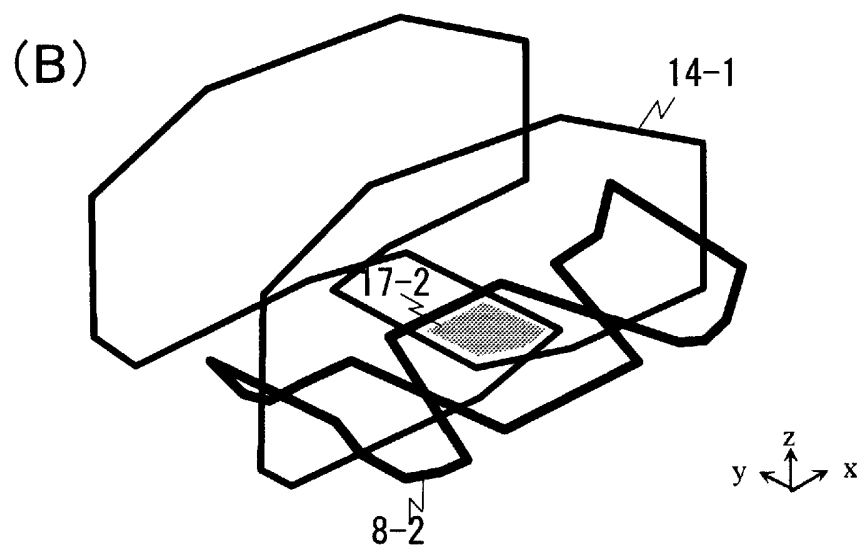
(A)



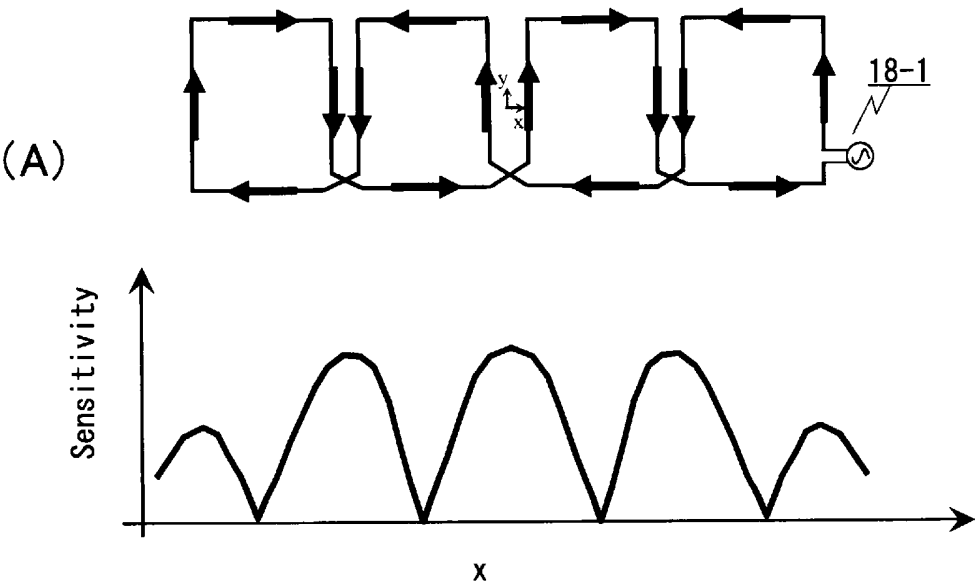
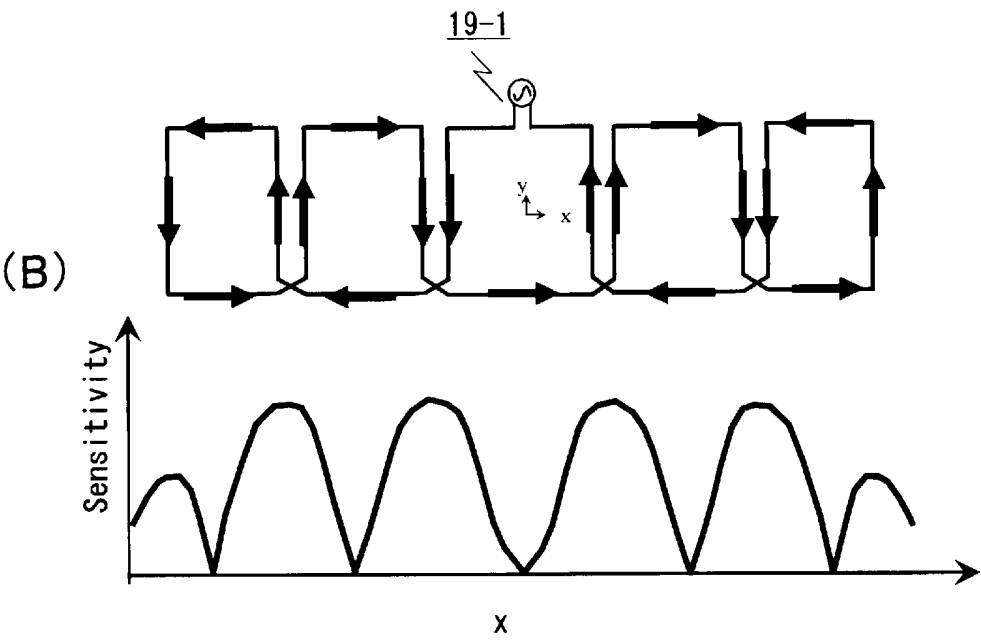
(B)



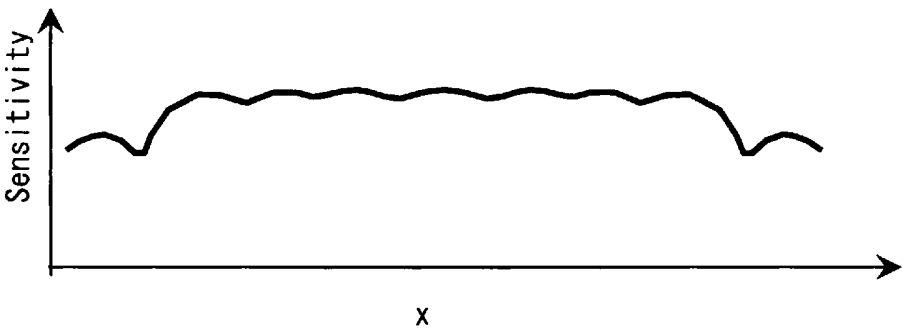
[図17]



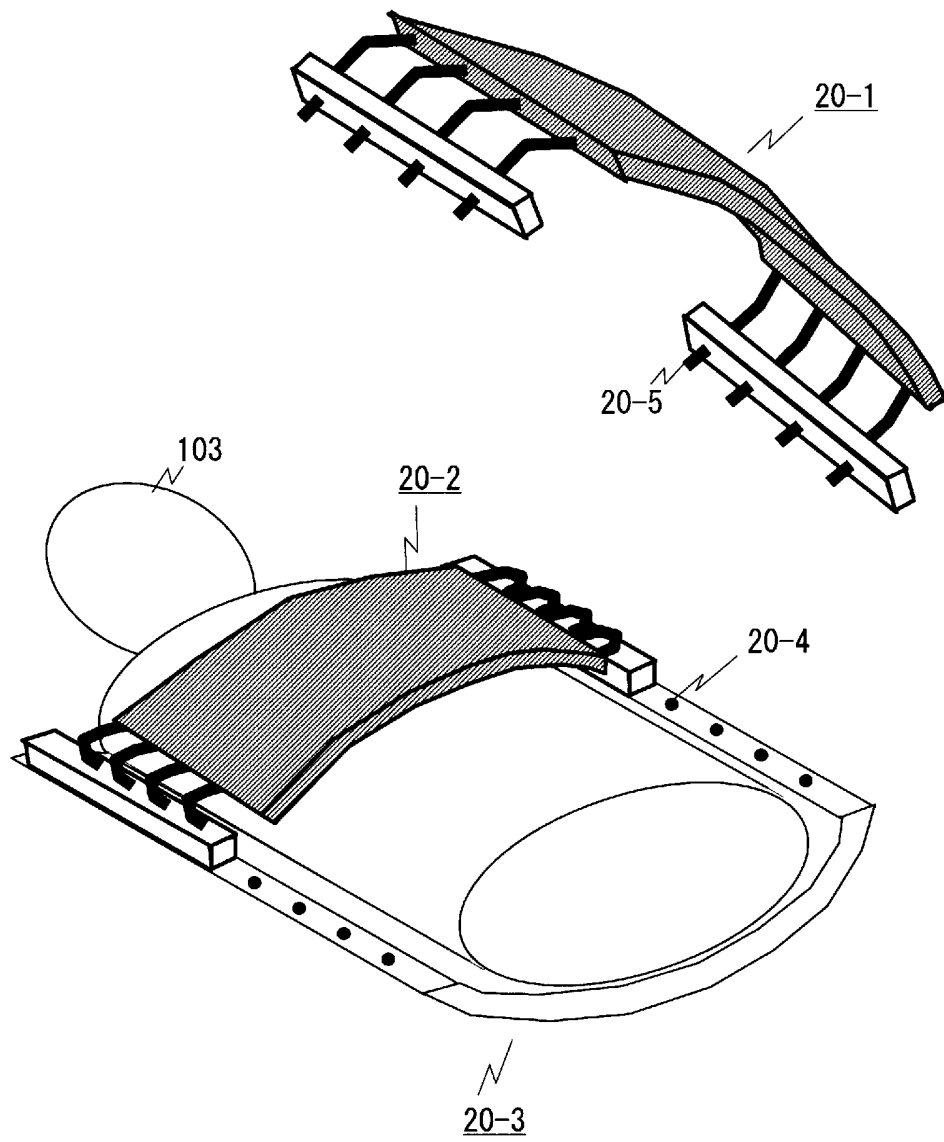
[図18]



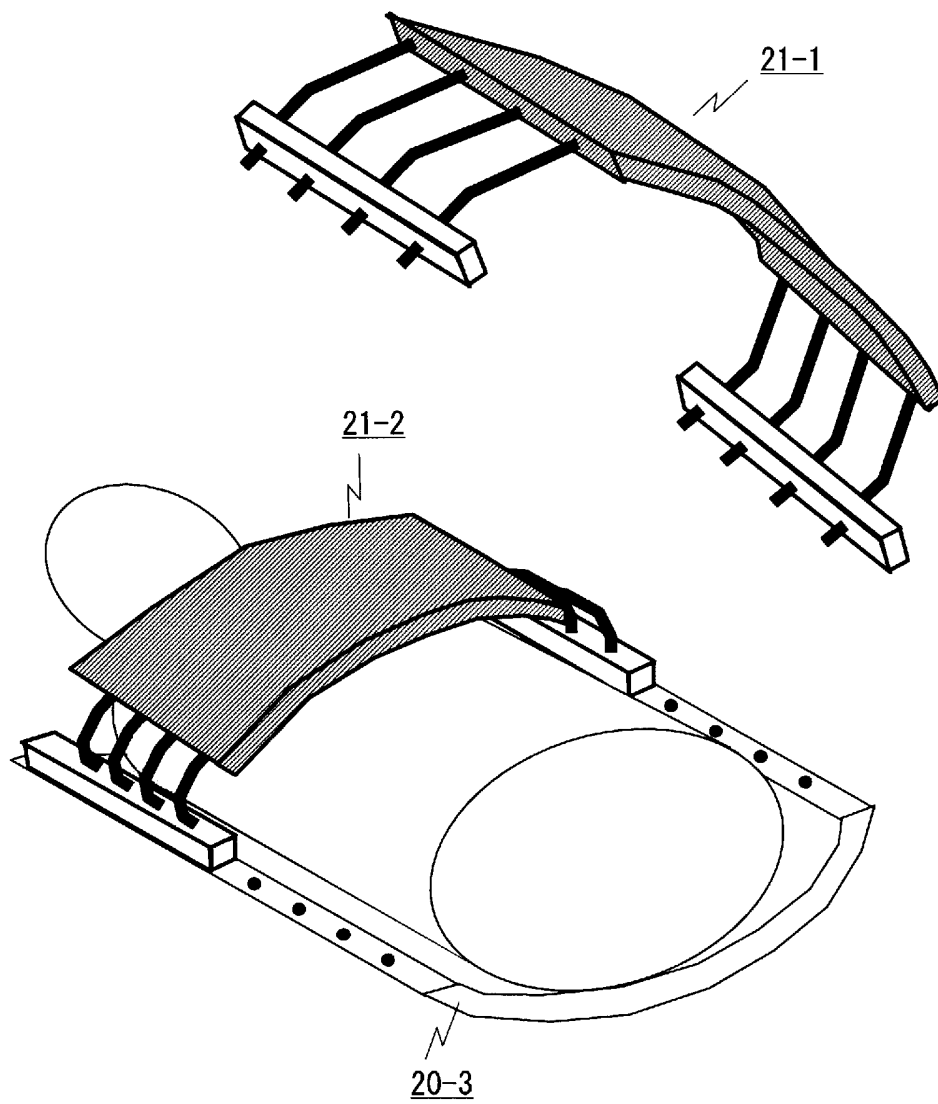
[図19]



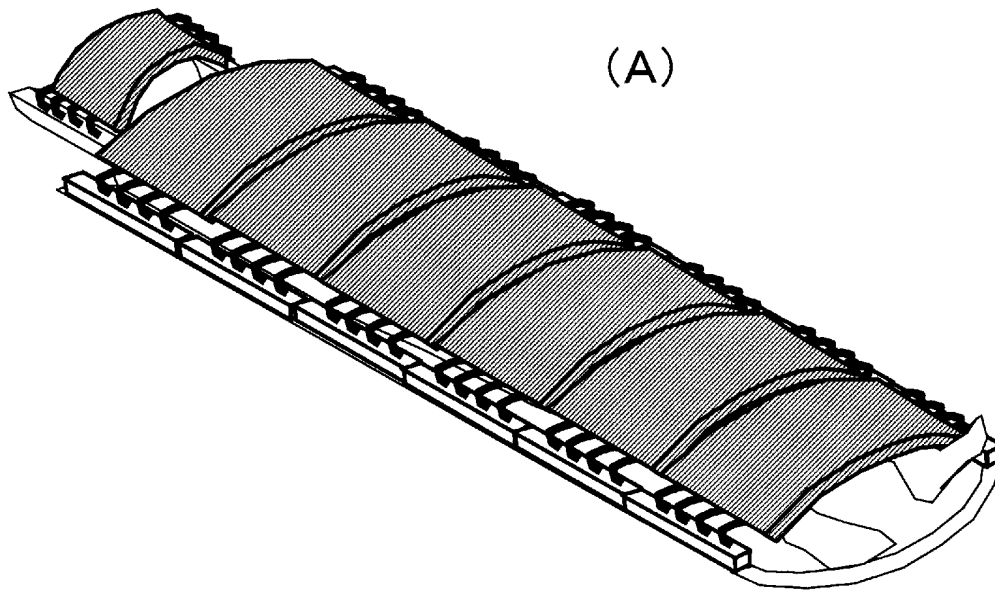
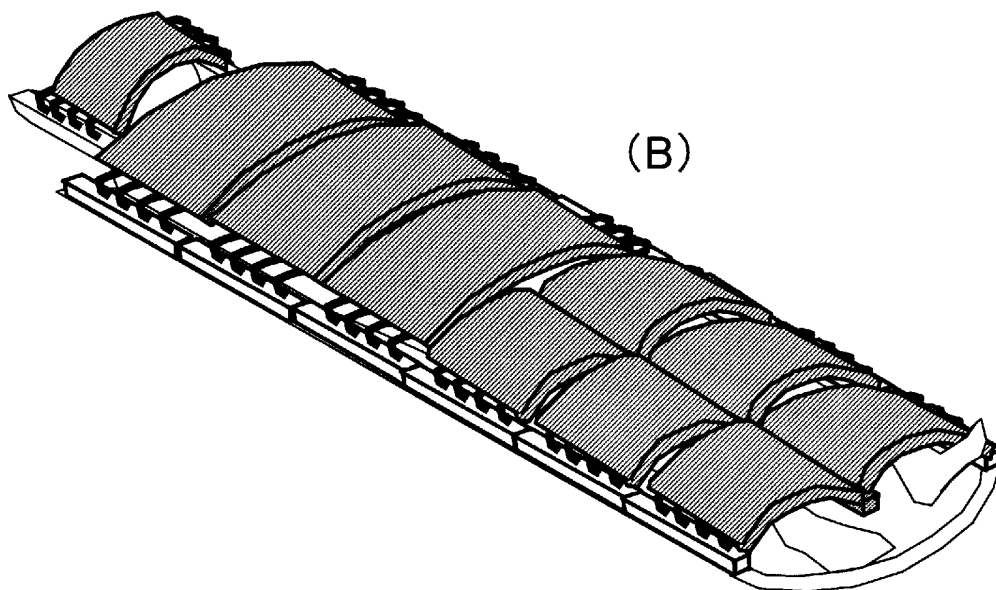
[図20]



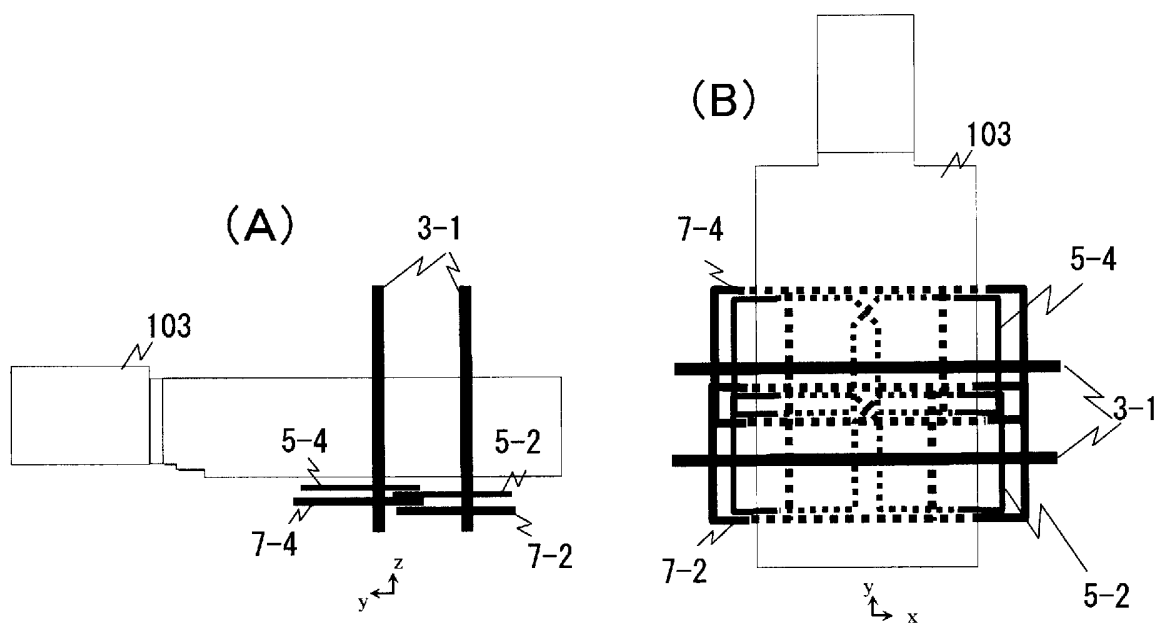
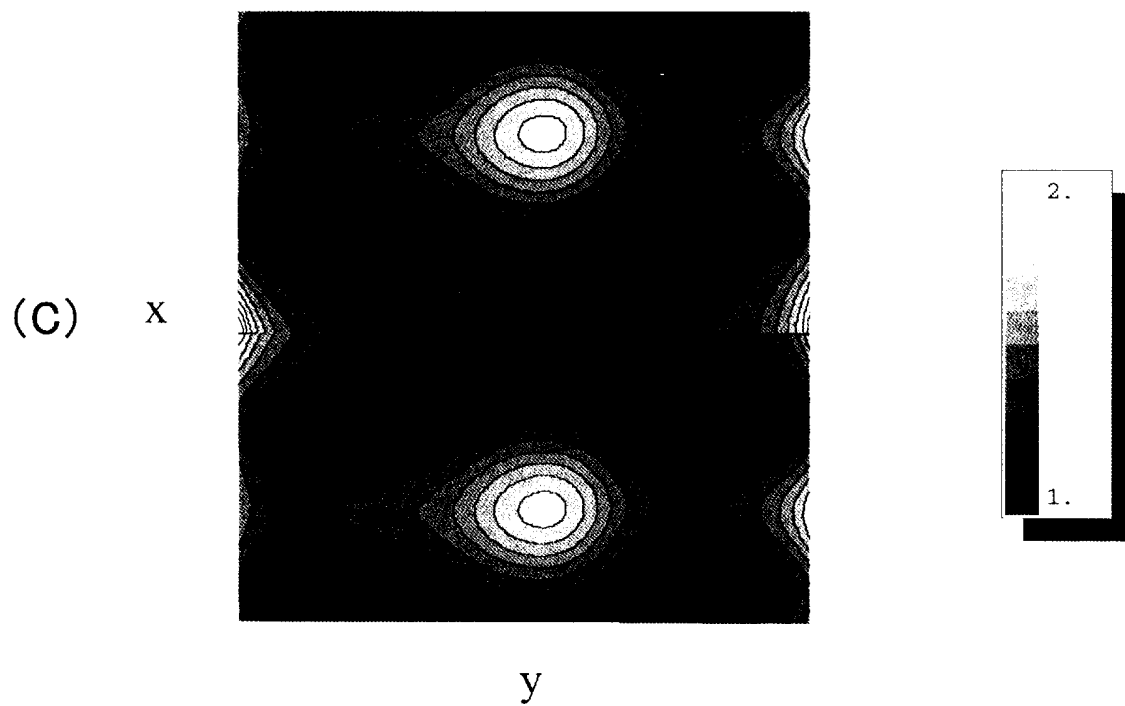
[図21]



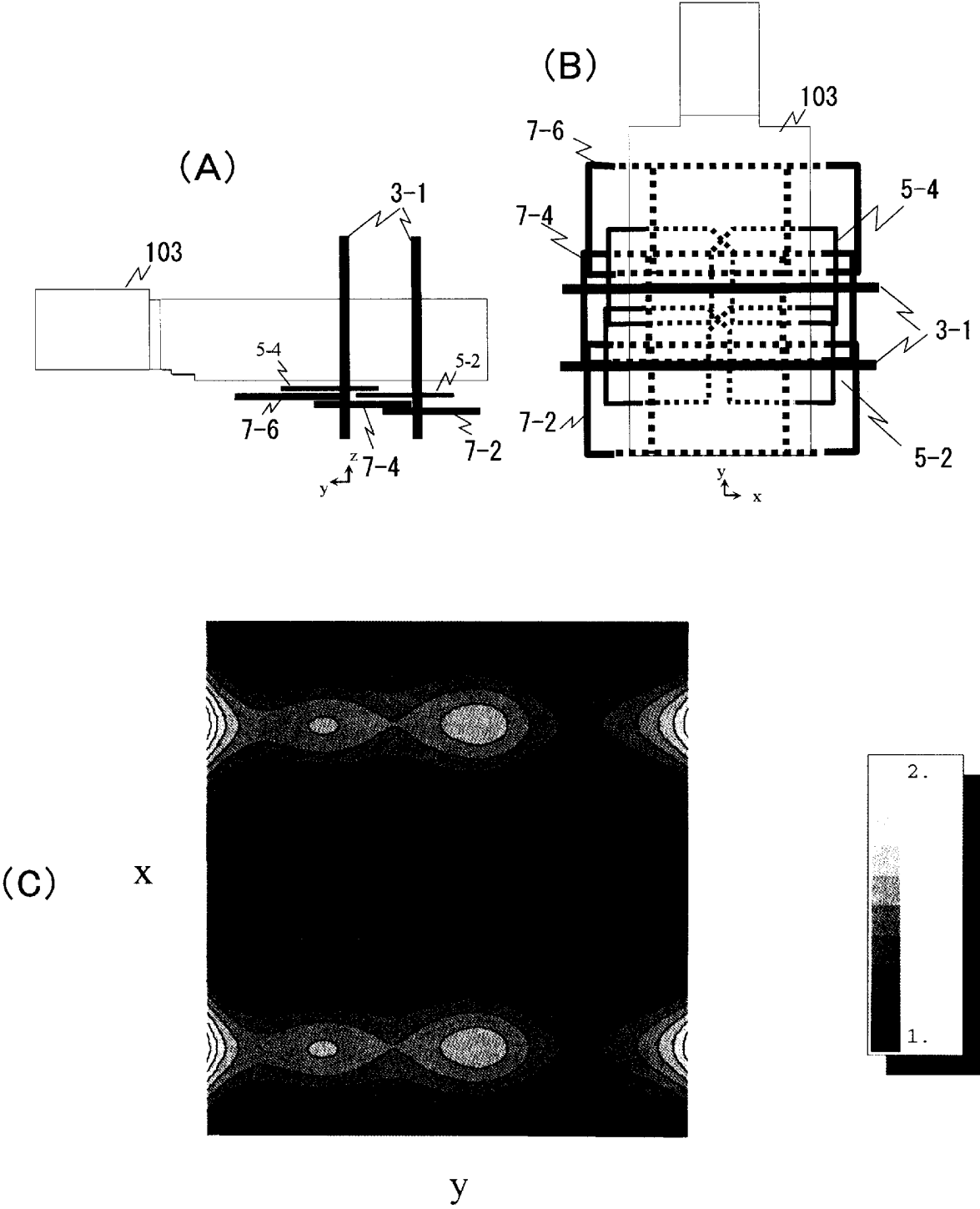
[図22]



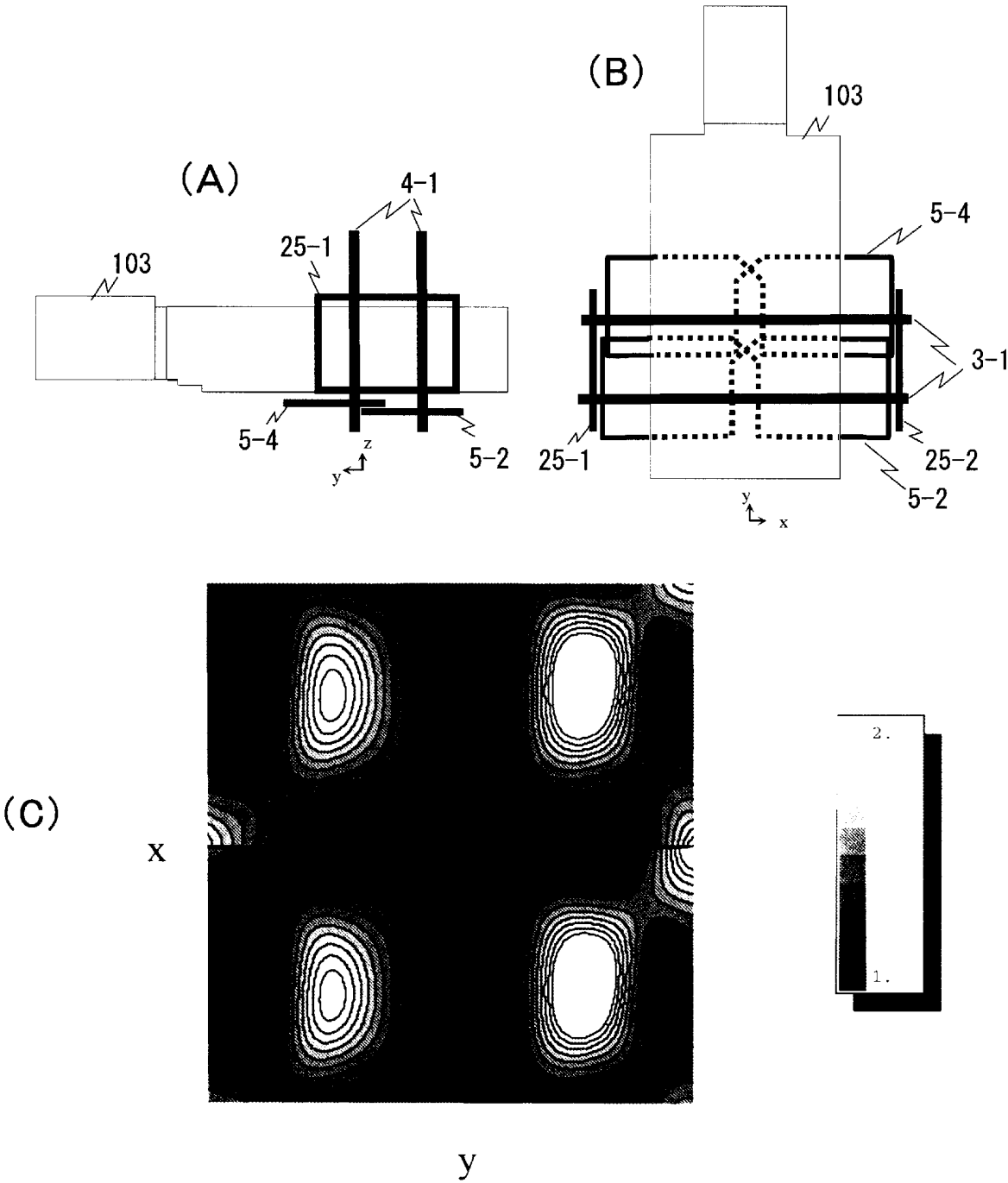
[図23]



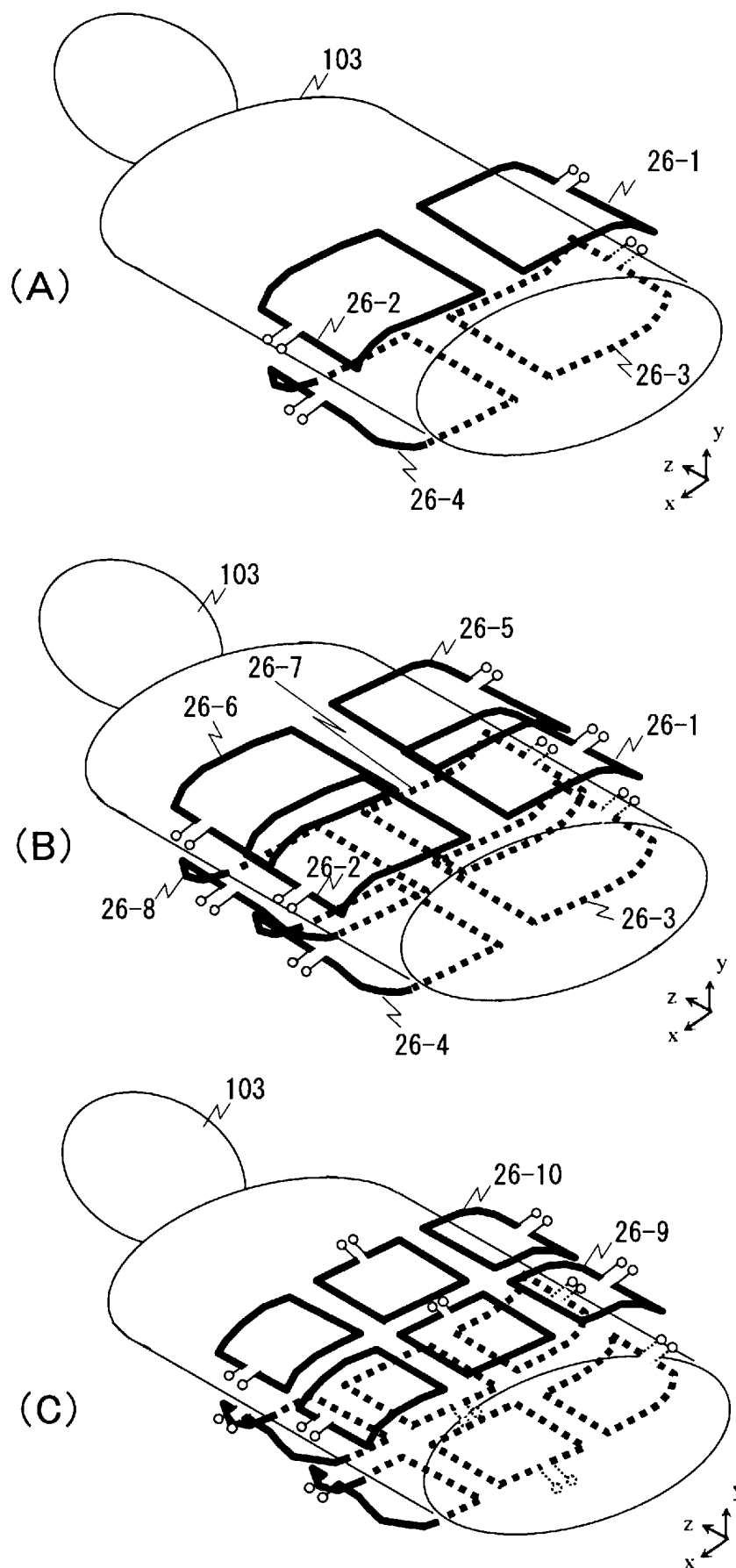
[図24]



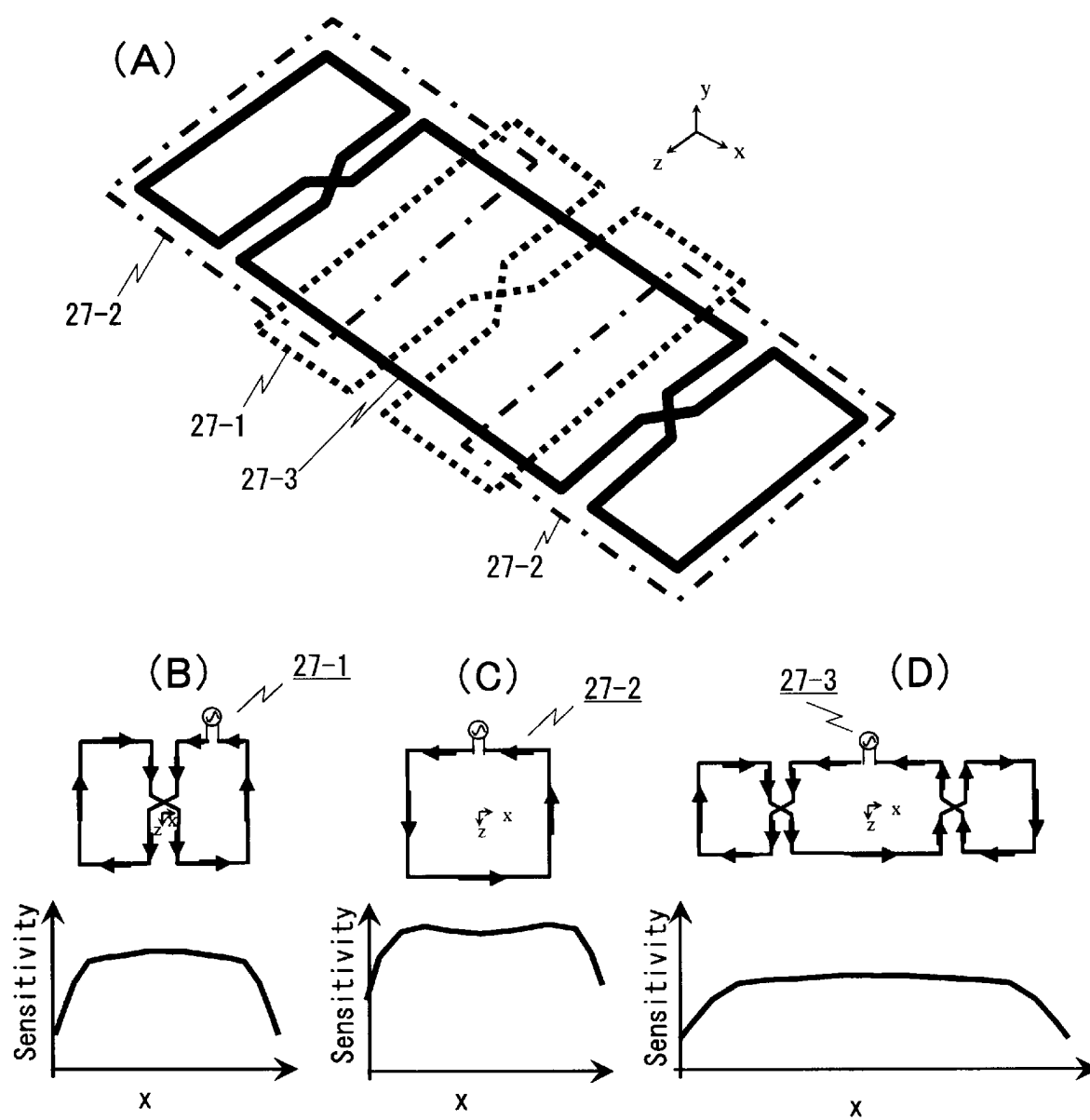
[図25]



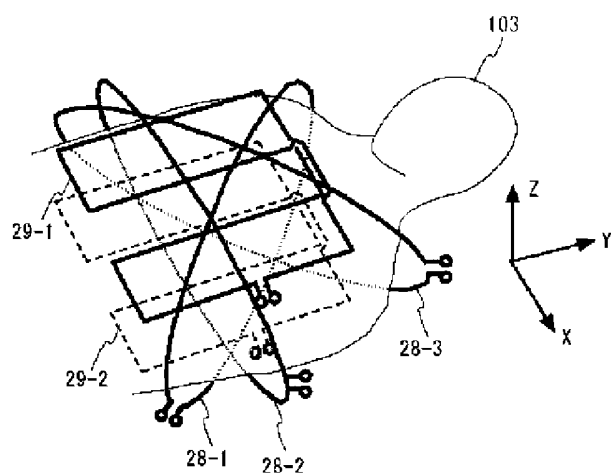
[図26]



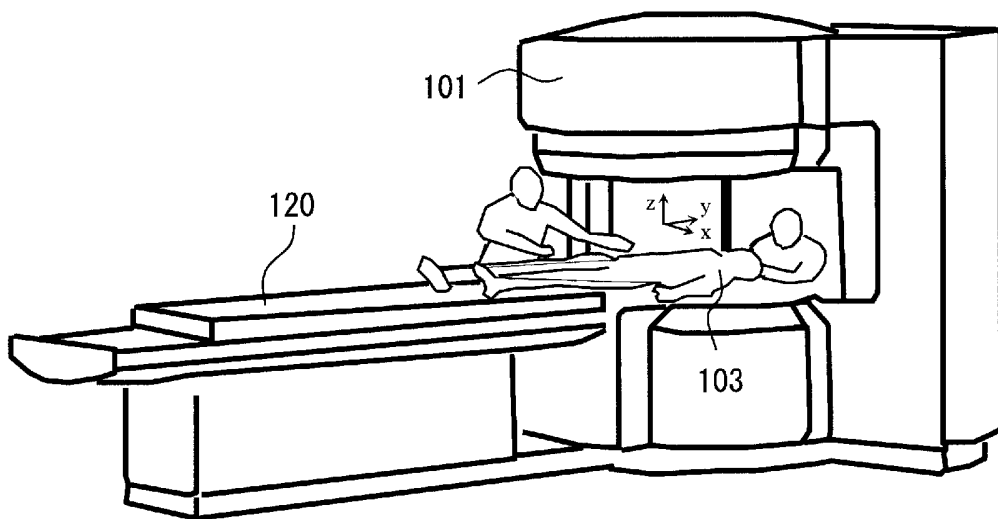
[図27]



[図28]



[図29]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/301983

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055 (2006.01)

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)

A61B5/055 (2006.01)

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	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

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.
A	L. Feng et al., The SENSE Cardiac Coil for 4-channel Vertical Field MRI Systems, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 1600	1-12
A	JP 2004-514486 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 20 May, 2004 (20.05.04), Page 7; Par. Nos. [0026], [0029]; Figs. 5, 7 & WO 2002/042791 A1 & US 2002/0089329 A1	1-12
A	S. Su et al., A Novel 15-Element SENSE-Compatible Vertical Field PV Array Coil, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 2386	1-12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
20 April, 2006 (20.04.06)

Date of mailing of the international search report
02 May, 2006 (02.05.06)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/301983

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	D. Seeber et al., Triangular Element Vertical Field Torso Coil for 3D SENSE, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 1594	1-12
A	M. TAKIZAWA et al., Head-Neck Parallel Imaging on a 0.3-T Open-MRI System, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 10th Scientific Meetings and Exhibition, 2002, 907	1-12
A	JP 2003-153878 A (Toshiba Corp.), 27 May, 2003 (27.05.03), Column 4, line 8 to column 5, line 12; column 9, lines 14 to 25; column 9, line 50 to column 10, line 13; Figs. 3, 7, 9 & US 2003/0094948 A1	1-12
A	J.V. Hajnal, An Array That Exploits Phase for SENSE Imaging, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 8th Scientific Meetings and Exhibition, 2000, 1719	1-12
A	L. Feng et al., The SENSE CTL Coil for 3T 8-Channel MRI Systems, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 2634	1-12
A	JP 2000-254109 A (Siemens AG.), 19 September, 2000 (19.09.00), Column 5, lines 11 to 45; Figs. 1, 2 & DE 19854924 A1 & US 6300761 B1	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/055 (2006. 01)

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. A61B5/055 (2006. 01)

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 0 6 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 6 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 6 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 請求の範囲の番号
A	L. Feng et al, The SENSE Cardiac Coil for 4-channel Vertical Field MRI Systems, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 1600	1-12
A	JP 2004-514486 A (コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ) 2004. 05. 20 7 頁段落 [0 0 2 6], [0 0 2 9]、図 5, 7 & WO 2002/042791 A1, & US 2002/0089329 A1	1-12

☒ 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

2 0 . 0 4 . 2 0 0 6

国際調査報告の発送日

0 2 . 0 5 . 2 0 0 6

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)

2 Q

9 8 0 8

右高 孝幸

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 請求の範囲の番号
A	S. Su et al, A Novel 15-Element SENSE-Compatible Vertical Field PV Array Coil, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 2386	1-12
A	D. Seeber et al, Triangular Element Vertical Field Torso Coil for 3D SENSE, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 1594	1-12
A	M. Takizawa et al, Head-Neck Parallel Imaging on a 0.3-T Open-MRI System, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 10th Scientific Meetings and Exhibition, 2002, 907	1-12
A	JP 2003-153878 A (株式会社東芝) 2003.05.27 4 欄 8 行目－5 欄 1 2 行目、9 欄 1 4－2 5 行目、9 欄 5 0 行目－ 1 0 欄 1 3 行目、図 3, 7, 9 & US 2003/0094948 A1	1-12
A	J.V. Hajnal, An Array That Exploits Phase for SENSE Imaging, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 8th Scientific Meetings and Exhibition, 2000, 1719	1-12
A	L. Feng et al, The SENSE CTL Coil for 3T 8-Channel MRI Systems, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 12th Scientific Meetings and Exhibition, 2004, 2634	1-12
A	JP 2000-254109 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2000.09.19 5 欄 1 1－4 5 行目、図 1, 2 & DE 19854924 A1, & US 6300761 B1	1-12