(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
2014 年 5 月 15 日(15.05.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/073406 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/079100

(22) 国際出願日: 2013 年 10 月 28 日(28.10.2013)

(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 2012-244195 2012 年 11 月 6 日(06.11.2012) JP

(71) 出願人: 株式会社 日立メディコ(HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 羽原 秀太(HABARA, Hideta); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 鈴木 伸一朗(SUZUKI, Shinitiro); 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目１４番１号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 大竹 陽介(OTAKE, Yosuke); 〒1858601 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目２８０番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 Tokyo (JP).

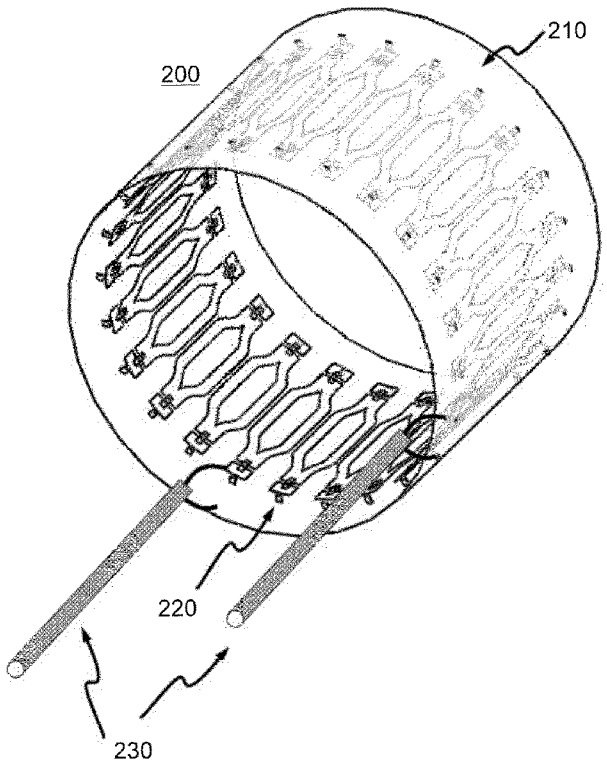
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) **Title**: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE AND ANTENNA DEVICE

(54) 発明の名称 : 磁気共鳴イメージング装置およびアンテナ装置



(57) **Abstract**: In order to provide a technique for maintaining uniform sensitivity of the interior of an antenna using a simple configuration, without dependence on the size, shape, and arrangement of the load, without dependence on the arrangement of the antenna constituent members, and without sacrifice of the internal space of the antenna in a TEM antenna, the TEM antenna is provided with a rung conductor which is branched into a plurality in the center part and which merges into a single line at the two ends. In other words, the TEM antenna has a rung conductor having a gap along the lengthwise direction of the rung conductor in the center part. This rung conductor is arranged near an adjacent rung conductor in the center part and is disposed so as to maintain the same conventional distance at the end parts.

(57) 要約: TEM 型アンテナにおいて、負荷のサイズ、形状、配置によらず、また、アンテナ構成部材の配置によらず、アンテナの内部空間を犠牲にすることなく、簡易な構成で、アンテナ内部の感度の均一度を保つ技術を提供するために、TEM 型アンテナは、中央部で複数に分岐し、両端部では 1 つに合流したラング導体を備える。言い換えると、中央部にラング導体の長手方向の沿った空隙を有するラング導体を持つ。このラング導体は、隣接するラング導体と中央部で近接するとともに、端部では従来同様の距離を保つよう配置される。

WO 2014/073406 A1

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 磁気共鳴イメージング装置およびアンテナ装置

技術分野

[0001] 本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance:以下NMRという)信号を計測し、核の密度分布や緩和時間分布等を画像化する核磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging:以下MRIとする)技術に関し、特に、高周波信号の送信およびNMR信号の受信の少なくとも一方を行うアンテナ装置に関する。

背景技術

[0002] MRI装置では、静磁場マグネットが発生する均一な静磁場中に配置された被検体に電磁波である高周波信号を照射し、被検体内の核スピンを励起すると共に、核スピンが発生する電磁波である核磁気共鳴信号を受信し、信号処理することにより、被検体を画像化する。高周波信号の照射と核磁気共鳴信号の受信とは、ラジオ周波数(RF)の電磁波を送信あるいは受信するRFアンテナもしくはRFコイルと呼ばれる装置によって行なわれる。

[0003] RFコイルは、送受信機能で分類すると、送信のみ行う送信アンテナ、受信のみ行う受信アンテナ、送信と受信の双方を行う送受信アンテナ、の3つに大別できる。3テスラ以下の静磁場強度を持つ、ヒト撮像用MRI装置においては、主に円筒形状や円盤形状の大きな送信アンテナと、シート状や円筒形など様々な形状を持つ比較的小さな受信アンテナとが組み合わせて使用されることが多い。

[0004] また、RFコイルは、形状で分類すると、表面アンテナもしくは局所アンテナと呼ばれるものと、ボリュームコイルもしくはボリュームアンテナと呼ばれるものとの2種に大別される。局所アンテナは、円形や平板形状でアンテナの近傍付近に感度を持ち、被検体の表面にあてて用いられることが多い。一方、ボリュームアンテナは、円筒形もしくは2つの上下に設置された円盤形状を有し、その中もしくはその間全体に感度を持ち、そこに被検体を設置して

用いられる。

[0005] 円筒形のボリュームアンテナの例として、鳥かご型もしくはバードケージ型と呼ばれるもの(例えば、非特許文献1および特許文献1参照。)と、TEM(transverse electromagnetic)型と呼ばれるもの(例えば、特許文献2および特許文献3参照。)とがある。これらの送信アンテナでは、通常、ラング(横木、あるいは、はしごの横棒)と呼ばれる棒状の導体が、円筒側面に沿って、円筒の中心軸と平行に、16～32本程度配置される。このような円筒形の送信アンテナは、トンネル型と呼ばれるMRI装置で用いられる。トンネル型MRI装置では、円筒形状の静磁場マグネットによりトンネルが形成され、被検体は、ベットに寝た状態でトンネル内部に入り、撮影が行われる。

[0006] 円筒形の送信アンテナとして用いられるTEM型のアンテナは、主に3テスラ以上の高磁場MRI装置における体幹部用ボリュームアンテナ、頭部用ボリュームアンテナなどとして使用される。このとき、前述の16～32本程度あるラングに流れる電流を互いにカップリングさせて使用する。また、独立した給電点(ポート)の数は、2である。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：米国特許第7688070号明細書

特許文献2：米国特許第4751464号明細書

特許文献3：米国特許第5557247号明細書

非特許文献

[0008] 非特許文献1：Cecil E. Hayes, et al.,"An Efficient, Highly Homogeneous Radiofrequency Coil for Whole-Body NMR Imaging at 1.5T", Journal of Magnetic Resonance (1985)Vol.63:p.622-628

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 一般に、N本のラングを持つTEM型のアンテナには、N/2＋1個の共振モード

が存在する。例えば、3テスラのMRI装置で用いるTEM型アンテナは、128MHz付近の共振モードを使用する。このTEM型アンテナが24ラングを持つ場合、13個の共振モードがあり、その周波数は、おおよそ120から135MHzの範囲に、略1～2MHz程度の間隔で存在する。

[0010] また、各共振モードはそれぞれ空間的な感度範囲が異なる。MRI装置は水素核スピンが静磁場方向の周りを特定周波数で回転する現象を使用する。従って、アンテナ内部の空間では出来る限り均一な感度を持つことが望ましい。これに適するTEM型アンテナの共振モードは1つだけである。

[0011] 上述のように、TEM型アンテナは、隣接ラング間の電流のカップリングを利用している。昨今、アンテナの内部空間を確保するため、ラングをその外側の円筒形シールドに近づけがちである。TEM型アンテナにおいて、ラングとその外側にある円筒形シールドとの距離が全体の円筒の直径と比較して相対的に近い場合、ミラー電流がラングのすぐそばを流れることにより、アンテナとしての効率が低下する。これに伴い、隣接ラング間の電流カップリングも減る傾向にある。

[0012] TEM型アンテナにおいて、隣接ラング間の電流カップリングが低下すると、共振モードの周波数が互いに近くなることが知られている。そして、TEM型アンテナの共振モードの周波数が互いに近いと、周波数が隣接する共振モードの感度範囲が交じり合う度合いが高くなり、局所的な感度の不均一が起きやすい。特に、アンテナ内部に人体などの被検体が偏って配置された場合、受信コイルやケーブルなどの位置によって、局所的にラングと被検体やケーブルなどの物体とが近づくことにより、TEM型アンテナの共振モードの周波数に乱れが生じる。この乱れにより、中心以外に感度範囲を有する他の共振モードの感度の影響を受けやすい。

[0013] また、TEM型アンテナにおいて、隣接ラング間の電流カップリングが低下すると、大きな被検体がアンテナ内部に入った場合、給電点に近い側の感度と、遠い側の感度とが異なる現象が起きる。これは、被検体との相互作用により電流の流れが阻害されるためである。このため、給電点からの距離を所定

の範囲に収める必要が生じる。従って、独立した2点の給電点では足りず、円筒軸で180度、対称の部分に従属するポートを加えた、2＋2の独立及び従属した4本の給電点が必要になる場合もある。この現象は、特に、TEM型アンテナのラングとその外側にある円筒形シールドとの距離が、全体の円筒の直径と比較して、相対的に近い場合に顕著である。

[0014] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、TEM型アンテナにおいて、負荷のサイズ、形状、配置によらず、また、アンテナ構成部材の配置によらず、アンテナの内部空間を犠牲にすることなく、簡易な構成で、アンテナ内部の感度の均一度を保つ技術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

[0015] 本発明は、TEM型アンテナにおいて、隣接ラング間の電流カップリングの度合いを増大させ、アンテナ内部に配置される負荷の配置位置の偏り、同負荷の大きさによって引き起こされる感度の不均一を低減する。このTEM型アンテナは、中央部で複数に分岐し、両端部では1つに合流したラング導体を備える。言い換えると、中央部にラング導体の長手方向の沿った空隙を有するラング導体を持つ。このラング導体は、隣接するラング導体と中央部で近接するとともに、端部では従来同様の距離を保つよう配置される。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、TEM型アンテナにおいて、負荷のサイズ、形状、配置によらず、また、アンテナ構成部材の配置によらず、アンテナの内部空間を犠牲にすることなく、簡易な構成で、アンテナ内部の感度の均一度を保つことができる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]本発明の実施形態のMRI装置の概略構成図

[図2]本発明の実施形態のアンテナ装置の斜視図

[図3]図2の一部の拡大図

[図4]従来のアンテナ装置の斜視図

[図5]図4の一部の拡大図

[図6](a)は、本発明の実施形態のアンテナ装置の共振ピークの広がりを示すインピーダンス特性グラフであり、(b)は、従来のアンテナ装置の共振ピークの広がりを示すインピーダンス特性グラフ

[図7](a)は、本発明の実施形態のアンテナ装置による磁場分布の説明図であり、(b)は、従来のアンテナ装置による磁場分布の説明図

[図8]図7(a)および(b)のライン400における磁場強度の絶対値のプロファイルを示すグラフ

[図9]本発明の実施形態の変形例のアンテナ装置の斜視図

[図10]本発明の実施形態の変形例のアンテナ装置の斜視図

[図11]本発明の実施形態の変形例のアンテナ装置の斜視図

発明を実施するための形態

[0018] 以下、本発明を適用する実施形態について説明する。

[0019] まず、本実施形態のMRI装置の構成について説明する。図1は、本実施形態のMRI装置100の概略構成図である。MRI装置100は、被検体112が配置される計測空間に静磁場を形成するマグネット101と、静磁場に所定の方向の磁場勾配を与える傾斜磁場コイル102と、高周波信号を被検体112に送信するとともに被検体112から発生する核磁気共鳴信号を受信するRFコイル103と、RFコイル103から送信される高周波信号を作成してRFコイル103に送信するとともに、RFコイル103が受信した核磁気共鳴信号に対し信号処理を行う送受信機104と、傾斜磁場コイル102に電流を供給する傾斜磁場電源109と、送受信機104および傾斜磁場電源109の駆動を制御するとともに、種々の情報処理およびオペレータによる操作を受け付けるデータ処理部105と、データ処理部105の処理結果を表示するための表示装置108と、被検体112を載置するベッド111と、を備える。なお、データ処理部105は、RFコイル103が受信し、送受信機104により各種の信号処理が行われた核磁気共鳴信号から被検体112の内部情報を画像化する画像化部として機能する。

[0020] 傾斜磁場電源109と傾斜磁場コイル102とは傾斜磁場制御ケーブル107で接続される。また、RFコイル103と送受信機104とは、RFコイル103と送受信機104

との間で信号を送受信する送受信ケーブル106で接続される。送受信機104は、図示していないが、シンセサイザ、パワーアンプ、受信ミキサ、アナログデジタルコンバータ、送受信切り替えスイッチなどを備える。

[0021] MRI装置100は、マグネット101が形成する静磁場の方向によって、水平磁場方式と垂直磁場方式とに区別される。水平磁場方式の場合は、一般的に、マグネット101は円筒状のボア(中心空間)を有し、図1中左右方向の静磁場を発生する。一方、垂直磁場方式の場合は、一対の磁石が被検体を挟んで上下に配置され、図1中上下方向の静磁場を発生する。本発明は主に水平磁場方式のMRI装置に適する。

[0022] 上記構成を有するMRI装置100では、静磁場中に配置された被検体112に対し、RFコイル103および傾斜磁場コイル102により、数ミリ秒間隔程度の断続した高周波信号および傾斜磁場を、それぞれ照射および印加する。また、その高周波信号に共鳴して被検体112から発せられる核磁気共鳴信号をRFコイル103にて受信し、送受信機104およびデータ処理部105にて信号処理を行い、磁気共鳴像を取得する。被検体112は、例えば、人体の所定の部位である。被検体112は、ベッド111に横たわり、RFコイル103の内部に配置される。RFコイル103、傾斜磁場コイル102、および、ベッド111は、マグネット101が形成する静磁場空間内に配置される。

[0023] なお、図1では、高周波信号の送信と核磁気共鳴信号の受信とを行なうRFコイル103として、単一のRFコイルが示されているが、これに限られない。例えば、広範囲撮像用のRFコイルと局所用のRFコイルとを組み合わせるなど、複数のコイルから構成されるRFコイルをRFコイル103として用いてもよい。また、特に区別する必要が無い場合、RFコイル103が送信する高周波信号と、RFコイル103が受信する核磁気共鳴信号とを、電磁波と総称する。

[0024] 本実施形態では、RFコイル103として、16～32本程度のラングを備え、当該ラングに流れる電流を互いにカップリングさせて使用するTEM型アンテナを用いる。本実施形態のTEM型アンテナは、アンテナ内部に負荷が偏って配置されること、および、負荷が大きいことによって引き起こされる感度の不均一が

少ない。このため、アンテナのラング導体と、そのシート状導体との距離が、全体の円筒の直径と比較して、相対的に近い場合でも、アンテナの効率が低下することがなく、給電点も2つで済む。

[0025] 以下、これを実現する本実施形態のRFコイル103の詳細を図を用いて説明する。ここでは、RFコイル103として、体幹部用ボリュームコイルとして用いるアンテナ装置を例にあげて説明する。

[0026] 図2は、本実施形態のRFコイル103として用いるアンテナ装置200の斜視図である。本図に示すように、本実施形態のアンテナ装置200は、グラウンドプレーン(接地面)の役割を果たす円筒形状のシート状の導体(以後、シート状導体と呼ぶ。)210と、24セットのラング部220と、2つの給電部230と、を備えるTEM型のアンテナである。体幹部用ボリュームコイルとして用いるため、本図に示すように、円筒形を有する。なお、ラング部220の数はこれに限られない。

[0027] 以下、本実施形態において、シート状導体210により形成される円筒形状の中心軸方向を軸方向と呼び、中心軸に直交する断面の円の円周方向を周方向、直径方向を径方向と呼ぶ。

[0028] 図3に、図2の一部の拡大図を示す。本図に示すように、ラング部220は、シャントキャパシタ223, ラングキャパシタ222、およびラング導体221を備える。

[0029] ラング導体221は、ストリップ状(細長い平板またはテープ状)、もしくは棒状や筒状の導体で作成される。ラング導体221は、シート状導体210の被検体112が配置される側に、シート状導体210から所定の距離(スペース)を隔てた仮想の円筒面上に配置される。このとき、長手方向が軸方向となるよう配置される。その結果、隣接するラング部220のラング導体221と略平行になる。また、24セットのラング部220は、周方向に所定の間隔(ギャップ241)をあけて配置される。また、ラング導体221は、細長い平板状の導体で作成される場合、板状面がシート状導体210の面に略平行に配置される。テープ状の導体で作成される場合、テープ面がシート状導体210の面に略平行に配置される。これは、アンテナ装置200内の空間を有効に利用するとともに、アンテナ装置200

の性能を向上させるためである。

[0030] また、本実施形態では、隣接するラング導体221との間のギャップ241を小さくし、隣接するラング導体221との間のカップリングを増大させるとともに、磁束が通過する領域を確保するため、ラング導体221の中央部に空隙(穴:開口部)224を設ける。図3に示すように、本実施形態のラング導体221は、一方の端部近傍領域で2つに分岐し、中央部分では2つの並行したテープ状(細長い平板状)の分岐ラング221a、221bとなり、他方の端部近傍領域で合流する。これにより、ラング導体221が分岐する箇所と合流する箇所との間に空隙(穴)224が生じ、中央部の周方向の幅が、端部の周方向の幅より広くなるよう構成される。

[0031] なお、以下、本実施形態では、ラング導体221が分岐または合流する箇所を、共に、分岐部と呼ぶ。両者を区別する必要がある場合は、第一の分岐部251a、第二の分岐部251bと呼ぶ。すなわち、本実施形態のラング導体221は、一対の分岐部251a、251bと、当該一対の分岐部を構成する両分岐部間を接続する複数の分岐ラングから構成される。また、本実施形態では、2つの分岐ラング221aおよび221bの幅は同じとする。

[0032] 本実施形態のラング導体221は、中央部に空隙(穴)224を備えるため、ラング部220の軸方向の中央部では、隣り合うラング導体221間のギャップ240が端部のギャップ241より狭くなる。結果として隣接するラング導体221とのカップリングが増大する。一方で、中央部に空隙(穴)224を備えるため、磁束が通過する領域は確保される。なお、本実施形態では、軸方向に1つの連続した空隙(穴)224を備える場合を例にあげて説明する。

[0033] ラングキャパシタ222は、ラング導体221の長手方向の端部領域にそれぞれ挿入される。本実施形態では、図3に示すように、第一の分岐部251aおよび第二の分岐部251bよりそれぞれ端部側に挿入される。ラングキャパシタ222の配置位置により、ラング導体221の連続する長さを調整する。これにより、ラング導体221の端部の電圧を低下させる。

[0034] シャントキャパシタ223は、シート状導体210とラング部220との間に挿入さ

れる。従って、ラング導体221の両端部は、シャントキャパシタ223を経由してシート状導体210に接続される。

[0035] なお、ここでは、シャントキャパシタ223とラングキャパシタ222とをそれぞれ1つずつ配置したが、これらの配置数は、これに限られない。各ラング導体221の片側に直列に並ぶ2つのキャパシタ(シャントキャパシタ223およびラングキャパシタ222)を1つに統合しても良い。更に、直列に3つ以上に分割しても良い。

[0036] また、これらのキャパシタ(シャントキャパシタ223およびラングキャパシタ222)の値は、前記ラング部220とシート状導体210とにより、RFコイル103が送受信する高周波信号または核磁気共鳴信号の周波数で共振するループ回路を構成するよう調整される。これにより、本実施形態のアンテナ装置200は、RFコイル103が送受信する信号の周波数で共振し、送受信の少なくとも一方を行うアンテナとしての機能を実現する。

[0037] 給電部230は、接続点231および給電用の同軸ケーブル232を備える。

[0038] 接続点231は、ラング導体221の一方の端部と直下のシート状導体210とに設けられる送信および/または受信端子である。接続点231には、同軸ケーブル232の端部が接続される。すなわち、同軸ケーブル232の内部導体および外部導体は、それぞれ、接続点231のラング部220側およびシート状導体210側に接続される。この同軸ケーブル232は、上述の送受信ケーブル106として用いられるもので、アンテナ装置200とMRI装置100本体(送受信機104)とを接続する。アンテナ装置200は、この同軸ケーブル232を介して電磁波を送受信する。なお、接続点231は、送受信端子、アンテナ装置200のポート、給電点等とも呼ばれる。また、接続点231は、チャンネル毎に設けられる。

[0039] なお、接続点231は、例えば、キャパシタやインダクタなど数個の集中定数素子を使用して、マッチング回路の機能も持たせて構成してもよい。

[0040] なお、図示はしていないが、本実施形態のアンテナ装置200は、シート状導体210上から所定の距離を保ち、ラング導体221を配置するための、導体支持構造を備える。

[0041] 次に、比較のため従来技術によるRFコイル103について説明する。図4は、RFコイル103として用いる、従来技術によるアンテナ装置900の斜視図である。本図に示すように、アンテナ装置900は、円筒形状のグラウンドプレーン(接地面)の役割を果たすシート状の導体(以後、シート状導体と呼ぶ。)910と、24セットのラング部920と、2つまたは4つの給電部930と、を備える。図4では4つの給電部930を有する場合を例示する。

[0042] 図5に、図4を拡大して詳細に表示したものを示す。ラング部920は、シャントキャパシタ923、ラングキャパシタ922、およびラング導体921を備える。

[0043] ラング導体921は、ストリップ状(細長い平板またはテープ状)、もしくは棒状や筒状の導体で作成される。配置は本実施形態のアンテナ装置200と同様である。ただし、本実施形態のアンテナ装置200とは異なり、中央部に空隙(穴)を有しない。すなわち、単純な1本の幅を有する上記形状の導体で構成される。このため、隣り合うラング導体921間のギャップ940は、ラング導体921の幅とラング導体921が配置されている円筒面の直径、ラング部920の数によって定まる。

[0044] シャントキャパシタ923、ラングキャパシタ922の構成、配置は、本実施形態のアンテナ装置200の同名の構成と同様である。また、給電部930は、本実施形態のアンテナ装置200と同様に、給電点931および給電用の同軸ケーブル932を備える。

[0045] 図3に示す本実施形態のアンテナ装置200と図5に示す従来のアンテナ装置900とを比較すると、ラング導体221間のギャップ240は、ラング導体921間のギャップ940より小さい。従って、ラング部220およびラング部920の数が同じである場合、本実施形態のアンテナ装置200のラング部220の電流のカップリングは、従来のアンテナ装置900より大きくなる。

[0046] その結果、本実施形態のアンテナ装置200では、例えば、ラング部220(920)の数が24の場合、13個存在する共振モードの周波数軸上での広がりが増えて、MRI装置100において、核磁気共鳴信号計測時に使用する共振モードの安定性が増す。

[0047] これにより、アンテナ装置200の内部の負荷の配置位置の偏りによって生じる感度不均一が抑えられる。また、アンテナ装置200の内部に配置される負荷が大きいことにより生じる、給電点からの距離による感度の不均一も抑えられる。従って、ラング導体221と、シート状導体210との距離が、シート状導体210により形成されるアンテナ装置200の円筒の直径と比較して、相対的に小さい場合でも、給電部230を4箇所に増やす必要がない。給電部230が2箇所で済むため、より簡単にQD(Quadrature Drive)と呼ばれる高周波信号の照射方式に対応できる。

[0048] 以下、上記構成を有する本実施形態のアンテナ装置200の共振モードの安定性が、従来のアンテナ装置900に比べて増大することを、シミュレーションにより示す。ここでは、13個存在する共振モードの周波数軸上での広がりが、アンテナ装置200では、アンテナ装置900より増えることをシミュレーションの結果で示す。

[0049] シミュレーションでは、本実施形態のアンテナ装置200として、以下の仕様のものを用いた。円筒形状のシート状導体210は、直径710ミリ、奥行き1000ミリ、厚さ100ミクロンのステンレスメッシュで形成した。このシート状導体210から距離20ミリ離れた仮想円筒面(導体支持構造)上に、幅40ミリ、長さ400ミリのテープ状導体により構成されるラング導体221を24個配置した。このラング導体221の中央部分に切り込みを入れ、幅20ミリの2つのテープ状導体に分岐させた。このとき、得られる空隙(穴)224の幅の円周方向の最大値を40ミリとした。これにより、隣り合うラング導体221間の間隔(ギャップ)240は、おおよそ7.7ミリとなった。ラングキャパシタ222およびシャントキャパシタ223の容量は、それぞれ44ｐＦとした。これにより、アンテナ装置200の共振周波数はおおよそ122MHzとなった。

[0050] また、従来のアンテナ装置900として、以下の仕様のものを用いた。円筒形状のシート状導体910は、直径710ミリ、奥行き1000ミリ、厚さ100ミクロンのステンレスメッシュで形成した。このシート状導体910から距離20ミリ離れた仮想円筒面(導体支持構造)上に、幅40ミリ、長さ400ミリのテープ状導体によ

り構成されるラング導体921を24個配置した。これにより、隣り合うラング導体921間の間隔(ギャップ)940は、おおよそ48ミリとなった。ラングキャパシタ922およびシャントキャパシタ923の容量は、それぞれ44ｐＦとした。これにより、アンテナ装置200の共振周波数はおおよそ121MHzとなった。

[0051] 被検体112として、生体を模擬したファントム(図示せず)を用いた。ファントムは、円筒形状を有し、その内部に、水と電解質とからなる水溶液が封入されたものである。

用いたファントムのサイズは、直径30センチ、長さ50センチ程度とした。これは、ヒトの体幹部を模擬したものである。ファントムの内部に満たされる水溶液の電気伝導度は0.66S/m、比誘電率は77.2と設定した。このファントムをアンテナ装置200およびアンテナ装置900の内部中心に設置し、シミュレーションを行った。

[0052] 図6(a)は、本実施形態のアンテナ装置200による接続点(給電点)231におけるインピーダンス特性グラフである。横軸は周波数(frequency)で、0.11GHzから0.155GHzまでを示す。縦軸はインピーダンスの絶対値(Magnitude)で、0から400Ωまでを示す。本図に示すように、アンテナ装置200のインピーダンス特性には、13本のピークがあることがわかる。低周波数側から2番目の、0.122GHz付近のピーク301が、MRIで使用する共振ピークである。最も周波数が低いピークは、およそ0.119GHzにあり、最も周波数が高いピークは、およそ0.145GHzにある。その差は、およそ26MHzである。

[0053] 一方、図6(b)は、従来のアンテナ装置900による接続点(給電点)931におけるインピーダンス特性グラフである。横軸は周波数(frequency)で、0.11GHzから0.155GHzまでを示す。縦軸はインピーダンスの絶対値(Magnitude)で、0から500Ωまでを示す。本図に示すように、従来のアンテナ装置900のインピーダンス特性には、11本のピークがあることがわかる。ピークの数が、図6(a)に示すアンテナ装置200のものと異なるのは、最も周波数が高い複数のピークが重なり、1つになっているためと考えられる。低周波数側から2番めの、0.121GHz付近のピーク302がMRIで使用する共振ピークである。最も周波数が低

いピークは、およそ0.118GHzにあり、最も周波数が高いピークは、およそ0.135GHzにある。その差は、およそ17MHzである。

[0054] 図6(a)と図6(b)とを比べると、本実施形態のアンテナ装置200による共振ピークの広がり(26MHz)は、従来のアンテナ装置900による広がり(17MHz)のおおよそ1.5倍である。特に、周波数が高い側の、高次の共振モードが、MRIで使用する共振モードから離れることにより、被検体(負荷)112がアンテナ装置200のラング部220に極端に近づいた場合でも、高次のモードが励起されてMRIで使用するモードに干渉する可能性が低減していることがわかる。

[0055] 次に、本実施形態のアンテナ装置200および従来のアンテナ装置900の内部の偏った位置に負荷を配置した場合のシミュレーション結果を示す。

[0056] 負荷として用いるファントム113は、上記同様のものとした。すなわち、内部に満たされる水溶液の電気伝導度は、0.66S/m、比誘電率は、77.2、ファントム113のサイズは、直径30センチ、長さ50センチとした。このファントム113を、アンテナ装置200およびアンテナ装置900の、軸方向は中心に、径方向は中心から偏った位置に配置した。すなわち、アンテナ装置200およびアンテナ装置900の中心軸に垂直な断面(円)の中心から径方向に17センチ離れた位置に、ファントムの断面の径方向の中心が来るよう配置した。

[0057] この場合に生じた磁場の絶対値の分布を図7(a)および図7(b)に示す。図7(a)が、本実施形態のアンテナ装置200において生じる磁場分布であり、図7(b)が、従来のアンテナ装置900で生じる磁場分布である。なお、磁場強度の単位は、μT(マイクロテスラ)である。ファントム113の内部の領域の磁場分布を図7(a)と図7(b)とにおいて比較する。

[0058] 図7(b)の方は、図中上部の磁場強度が大きくなる一方、ファントム113の中央部の磁場強度が小さくなり、領域内部の均一度が低下していることがわかる。つまり、従来のアンテナ装置900によれば、ファントム113がアンテナ装置900の内部に非対称に、ラング部920に近い位置に配置されたことで、感度の不均一が発生したものと考えられる。

[0059] 一方、図7(a)の方は、ファントム113は、図7(b)と同位置に配置されたにも

関わらず、図7(b)の場合に比べてラング部220近傍で極端に磁場強度が大きくなることがない。従って、本実施形態のアンテナ装置200によれば、ファントム113が、非対称に、ラング部220に近い位置に配置された場合であっても、ファントム113内部における感度の均一度が保たれていることがわかる。

[0060] また、図7(a)および図7(b)のライン400における磁場強度の絶対値のプロファイル(磁場プロファイル)のグラフを図8に示す。縦軸が磁場強度(μT)、横軸が図7(a)および図7(b)のライン400上の、アンテナ装置200の中心を400とした距離(単位はミリ)である。実線で示すグラフ401が、図7(a)、すなわち、本実施形態のアンテナ装置200による磁場のプロファイル、破線で示すグラフ402が、図7(b)、すなわち、従来のアンテナ装置900による磁場プロファイルである。また、両端矢印403はファントム113が存在する領域である。

[0061] 本図に示すように、グラフ402で示されるように、従来のアンテナ装置900では、ファントム113存在領域内において、ラング部220に近づくにつれて磁場強度が大きくなり、磁場分布、すなわち、感度の均一性が保たれていないことがわかる。一方、グラフ401で示されるように、本実施形態のアンテナ装置200によれば、ファントム113存在領域内において、ラング部220に近づいても磁場強度の上昇が抑えられ、磁場分布、すなわち、感度の均一性が保たれていることがわかる。

[0062] 以上のシミュレーションにより、本実施形態のアンテナ装置200は、従来技術のアンテナ装置900に比べて、アンテナ内部に非対称に、あるいは局所的に被検体が入った場合においても、感度の均一性を保ち、良好な感度特性を得ることができることが示された。

[0063] なお、ラング導体221は上述の構成に限られない。例えば、図9に示すように、分岐ラング221aおよび221bにキャパシタ243を挿入してもよい。これにより、各分岐ラング221aおよび221bが短くなり、端部の電圧が低下する。従って、人体に対する電場の放射が減るといった効果が得られる。キャパシタ243の挿入位置は、分岐ラング221aおよび221b内であれば、問わない。また、分岐ラング221aおよび分岐ラング221bにおいて、それぞれ、端部からの距離が

異なる位置に挿入されてもよい。

[0064] また、ラング導体221が備える分岐ラング221a、221bも、上記2つに限られない。隣接するラング導体221との中央部のギャップ240を、端部のギャップ241より小さくするとともに、磁束の通過領域が確保できればよい。従って、例えば、図10に示すように、ラング導体221を、分岐部251a、251bにおいて3つに分岐させてもよい。ラング導体221の中央部に空隙(穴)224を2つ設ける。この場合、3つに分岐したラング導体221のうち、左右の2つ分岐ラングが隣合うラング導体221に近づくことで、隣合うラング導体221とのカップリングを増やす。また、分岐部251a、251bにおける分岐は、4つ以上であってもよい。

[0065] ただし、空隙(穴)224は軸方向に1つに限られない。すなわち、ラング導体221の長手方向に、複数の第一の分岐部251aおよび第二の分岐部251bの組を備えていてもよい。

[0066] また、複数に分岐したラング導体221のカップリングを増やすため、図11に示すように、分岐ラング221aおよび221bを、隣接するラング導体221の最寄の分岐ラング221aまたは221bの少なくとも一部の領域と、重ねるよう配置してもよい。これにより、周方向に近づけるよりも、カップリングの度合いが増えて、効果が増強される。なお、ラング導体221の重ねる部分には、必要十分な絶縁対策を施す。

[0067] また、本実施形態では、同軸ケーブル232の端部とアンテナ装置200との接続点231である接続端子は、図2に示すように、ラング導体221の片方の端部付近に設置される。しかし、接続点(接続端子)231の設置位置はこの限りではない。例えば、ラング導体221の中央部であってもよい。この場合、ラング導体221の中央部にギャップを設け、その両端部に同軸ケーブル232を接続する。

[0068] また、分岐ラング221aおよび221bは、それぞれ、等幅でなくてもよい。給電部230に近い側の分岐ラングを遠い側の分岐ラングより太くするよう構成してもよい。

[0069] さらに、シート状導体210の形状は、円筒形状に限られない。例えば、楕円筒形状であってもよい。

[0070] また、空隙(穴)224の、軸方向の長さは、ラング導体221の軸方向の長さの6割以上、8割以下であることが望ましい。

[0071] 以上説明したように、本実施形態のMRI装置100は、静磁場を発生し静磁場を形成するマグネット101と、前記静磁場空間への高周波信号の送信および前記静磁場内に置かれた被検体から発生する核磁気共鳴信号の受信の少なくとも一方を行うRFコイル103と、を備えたMRI装置100であって、前記RFコイル103は、シート状導体210と、複数のラング部220と、を備え、前記シート状導体210は、筒形状を形成し、前記複数のラング部220各々は、ラング導体221と、前記シート状導体210と前記ラング導体221の両端部とをそれぞれ接続するキャパシタ223と、を備え、前記複数のラング部220各々のラング導体221は、前記シート状導体が形成する筒形状の内部に、当該シート状導体から所定の距離をおいて、当該筒形状の軸方向を長手方向として前記軸方向に略平行にそれぞれ配置され、前記ラング導体221は、中央部に空隙224を有し、隣り合うラング導体221間の距離が、当該中央部の方が端部より小さくなるよう構成され、前記キャパシタ223は、前記ラング部220と前記シート状導体210とにより、前記高周波信号または前記核磁気共鳴信号の周波数で共振するループ回路を構成するよう調整されていることを特徴とする。

[0072] また、前記ラング導体は、前記中央部の周方向の幅が、前記端部の周方向の幅より広く構成されていてもよい。

[0073] また、前記ラング導体221は、一対の分岐部251a、251bと、前記軸方向に延伸し、前記一対の分岐部間を接続する複数の分岐ラングと、を備え、前記空隙224は、前記一対の分岐部と、隣接する2つの前記分岐ラングとにより形成されてもよい。

[0074] 前記ラング導体221が備える前記分岐ラングは、2つであってもよい。

[0075] また、前記ラング導体221が備える前記分岐ラングは、3以上であってもよい。

[0076] 前記ラング導体221は、前記一対の分岐部を1組備えてもよい。

[0077] 前記ラング導体221は、当該ラング導体221の長手方向途中にラングキャパ

シタ222を備えてもよい。

[0078] 前記ラング導体221は、ストリップ形状を有してもよい。

[0079] 前記分岐ラング部のうち、端部の分岐ラングは、当該分岐ラングが属する前記ラング導体221に隣接する前記ラング導体221の前記分岐ラングのうち、最も近接する分岐ラングと前記周方向に重なる領域を有していてもよい。

[0080] 前記筒形状は、円筒形状であってもよい。

[0081] このように、本実施形態によれば、MRI装置に用いられるTEM型のアンテナ装置において、隣接するラング導体221間において、軸方向の中央部は近接するため、電流のカップリングは増大する。一方、端部は、従来同様のギャップを保つ。従って、電場のカップリングは増大しない。従って、本実施形態のアンテナ装置によれば、ラング導体221間の電流のカップリングは増大させながら、電場のカップリングは抑えることができ、それに伴い、共振モードの周波数の広がりを増大させることができる。これにより、共振モードの周波数が互いに離れるため、たとえ、アンテナ装置内部の状況の変化により周波数がずれたとしても、他の共振モードに重畳する等の影響を受けにくくなる。従って、使用する主となる共振モードを安定させる事ができる。

[0082] また、共振モードが安定するため、アンテナのラング導体と、そのシート状導体との距離が、全体の円筒の直径と比較して、相対的に近くすることができる。従って、本実施形態によれば、広い内部空間を有するアンテナ装置を提供できる。従って、感度の均一度が高く、かつ、広い検査空間を有する体幹部用ボリュームコイルを実現できる。

[0083] さらに、電流のカップリングが増大するため、アンテナ装置内部に大きな負荷が配置された場合であっても、電流の伝導が阻害されることが少なく、これによる感度分布の不均一も発生しにくい。これに伴い、給電点からの距離の制約が少なく、給電箇所を2つにしても十分な性能を得ることができる。従って、本実施形態のアンテナ装置によれば、アンテナ装置の構成を複雑にすることなく、所望の性能を得ることができる。

[0084] 一般に、隣接するラング部間のギャップを小さくすれば、隣接ラング間で

電流のカップリングが増大し、TEM型アンテナの性能が向上することが知られている。しかし、ラング部の数を増やすと、共振モード数が変化する。また、1本のラング部220の周方向の幅を増大させると、磁束の通過領域が不足する。本実施形態では、このような不利な構成上の変更なしで、隣接するラング部間のギャップを小さくすることを実現している。

[0085] 従って、本実施形態によれば、MRI装置に用いられるTEM型アンテナにおいて、負荷の大きさ、配置位置によらず、内部に感度不均一が発生しにくく、広い内部空間を確保でき、給電箇所を増やす必要のないアンテナ装置を提供できる。

[0086] なお、本実施形態のアンテナ装置200は、受信専用アンテナ、または、送信専用アンテナであってもよいし、送受信兼用アンテナであってもよい。また、上記実施形態のアンテナ装置は、MRI装置のRFコイルとしてだけでなく、数MHzから数GHzの周波数を持つ電磁波を使用するあらゆる機器に応用可能である。

符号の説明

[0087] 100 MRI装置、101 マグネット、102 傾斜磁場コイル、103 RFコイル、104 送受信機、105 データ処理部、106 送受信ケーブル、107 傾斜磁場制御ケーブル、108 表示装置、109 傾斜磁場電源、111 ベッド、112 被検体、113 ファントム、200 アンテナ装置、210 シート状導体、220 ラング部、221 ラング導体、221a 分岐ラング、221b 分岐ラング、222 ラングキャパシタ、223 シャントキャパシタ、224 空隙、230 給電部、231 接続点、232 同軸ケーブル、240 ギャップ、241 ギャップ、243 キャパシタ、251a 第一の分岐部、251b 第二の分岐部、301 ピーク、302 ピーク、400 ライン、401 グラフ、402 グラフ、403 両端矢印、710 直径、900 アンテナ装置、910 シート状導体、920 ラング部、921 ラング導体、922 ラングキャパシタ、923 シャントキャパシタ、930 給電部、931 給電点、932 給電同軸ケーブル、940 ギャップ

請求の範囲

[請求項1] 静磁場を発生し静磁場を形成するマグネットと、前記静磁場空間への高周波信号の送信および前記静磁場内に置かれた被検体から発生する核磁気共鳴信号の受信の少なくとも一方を行うRFコイルと、を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記RFコイルは、

シート状導体と、

複数のラング部と、を備え、

前記シート状導体は、筒形状を形成し、

前記複数のラング部の各々は、

ラング導体と、

前記シート状導体と前記ラング導体の両端部とをそれぞれ接続するキャパシタと、を備え、

前記複数のラング部のラング導体は、前記シート状導体が形成する筒形状の内部に、当該シート状導体から所定の距離をおいて、当該筒形状の軸方向を長手方向として前記軸方向に略平行にそれぞれ配置され、

前記ラング導体は、中央部に空隙を有し、隣り合うラング導体間の距離が、当該中央部の方が端部より小さくなるよう構成され、

前記キャパシタは、前記ラング部と前記シート状導体とにより、前記高周波信号または前記核磁気共鳴信号の周波数で共振するループ回路を構成するよう調整されていること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項2] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体は、前記中央部の周方向の幅が、前記端部の周方向の幅より広く構成されていること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項3] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体は、

一対の分岐部と、

前記軸方向に延伸し、前記一対の分岐部間を接続する複数の分岐ラングと、を備え、

前記空隙は、前記一対の分岐部と、隣接する2つの前記分岐ラングとにより形成されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項4] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体が備える前記分岐ラングは、２つであること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体が備える前記分岐ラングは、３以上であること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体は、前記一対の分岐部を１組備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体は、当該ラング導体の長手方向の途中にラングキャパシタを備えること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記ラング導体は、ストリップ形状を有すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項9] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記分岐ラングのうち、端部の分岐ラングは、当該分岐ラングが属する前記ラング導体に隣接する前記ラング導体の前記分岐ラングのうち、最も近接する分岐ラングと前記周方向に重なる領域を有すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項10] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記筒形状は、円筒形状であること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[請求項11] 所定の周波数の信号を送信および受信の少なくとも一方を行うアンテナ装置であって、 シート状導体と、

複数のラング部と、を備え、

前記シート状導体は、筒形状を形成し、

前記複数のラング部の各々は、

ラング導体と、

前記シート状導体と前記ラング導体の両端部とをそれぞれ接続するキャパシタと、を備え、

前記複数のラング部のラング導体は、前記シート状導体が形成する筒形状の内部に、当該シート状導体から所定の距離をおいて、当該筒形状の軸方向を長手方向として前記軸方向に略平行にそれぞれ配置され、

前記ラング導体は、中央部に空隙を有し、隣り合うラング導体間の距離が、当該中央部の方が端部より小さくなるよう構成され、

前記キャパシタは、前記ラング部と前記シート状導体とにより、前記高周波信号または前記核磁気共鳴信号の周波数で共振するループ回路を構成するよう調整されていること

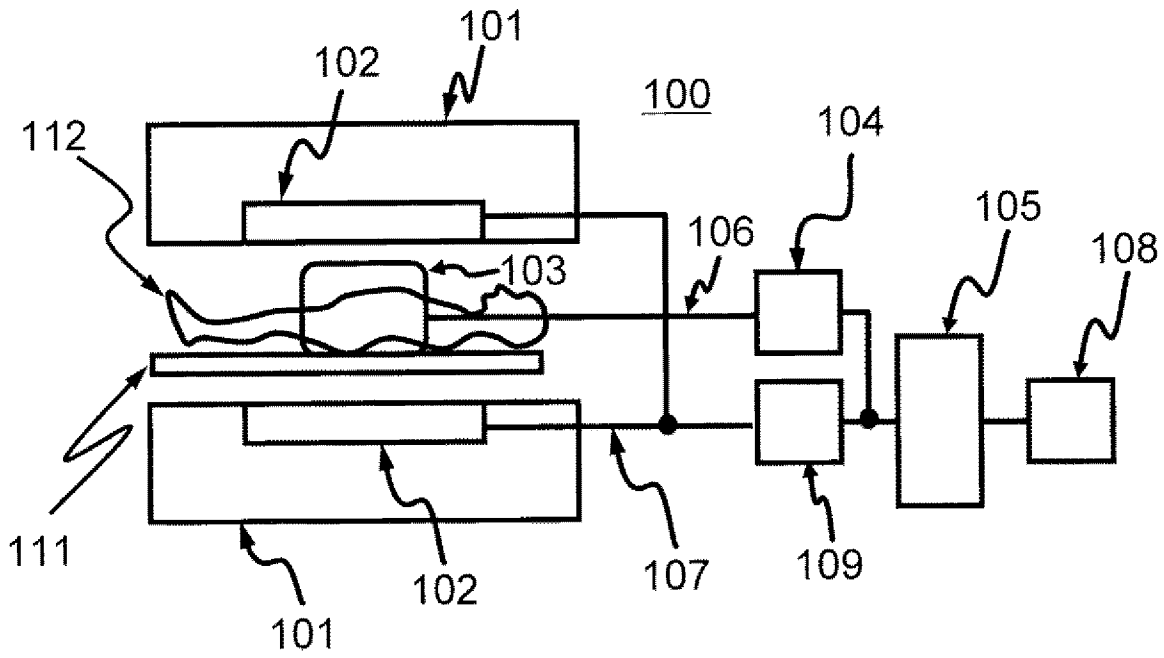
を特徴とするアンテナ装置。

[請求項12] 請求項11記載のアンテナ装置であって、

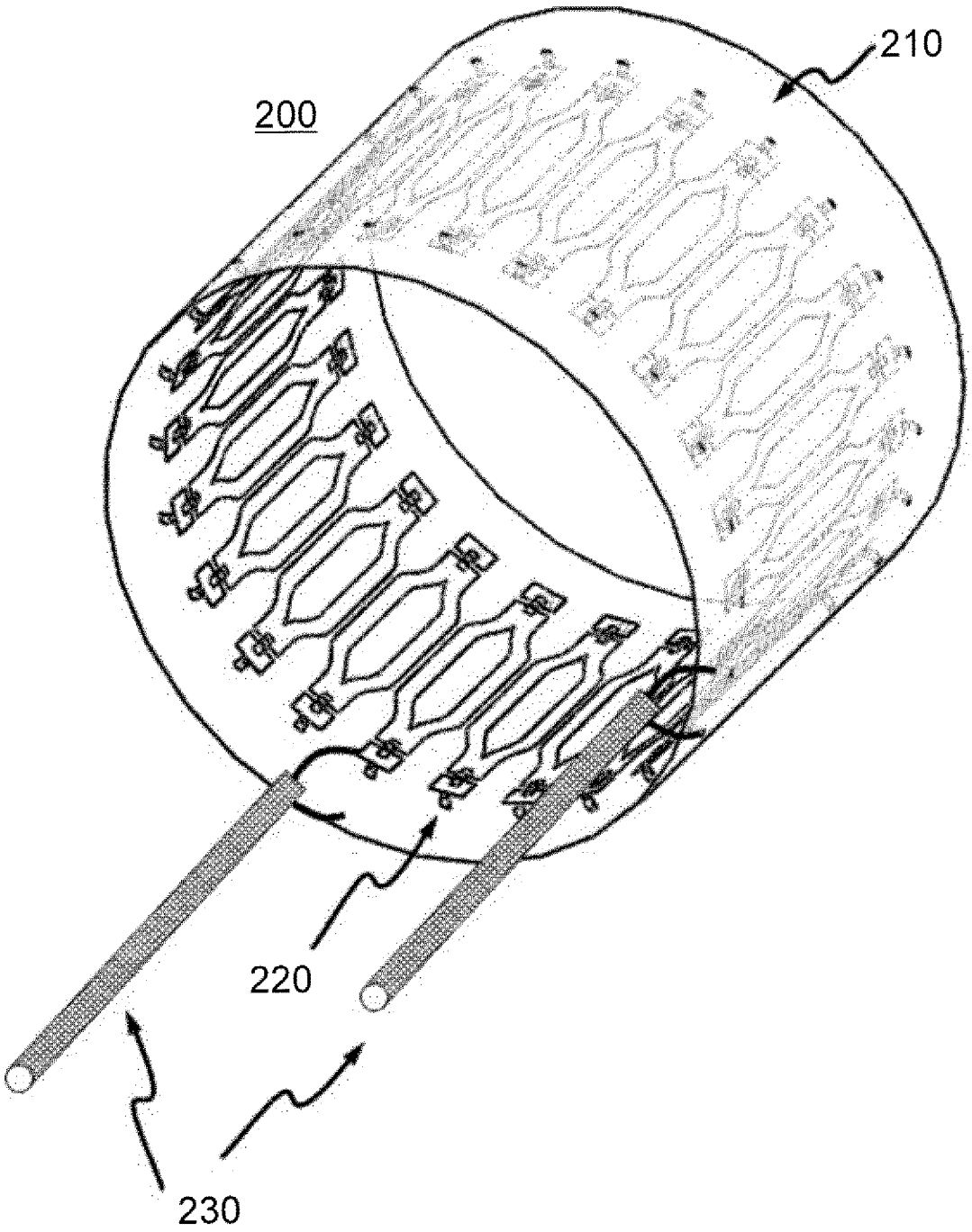
前記ラング導体は、前記中央部の周方向の幅が、前記端部の周方向の幅より広く構成されていること

を特徴とするアンテナ装置。

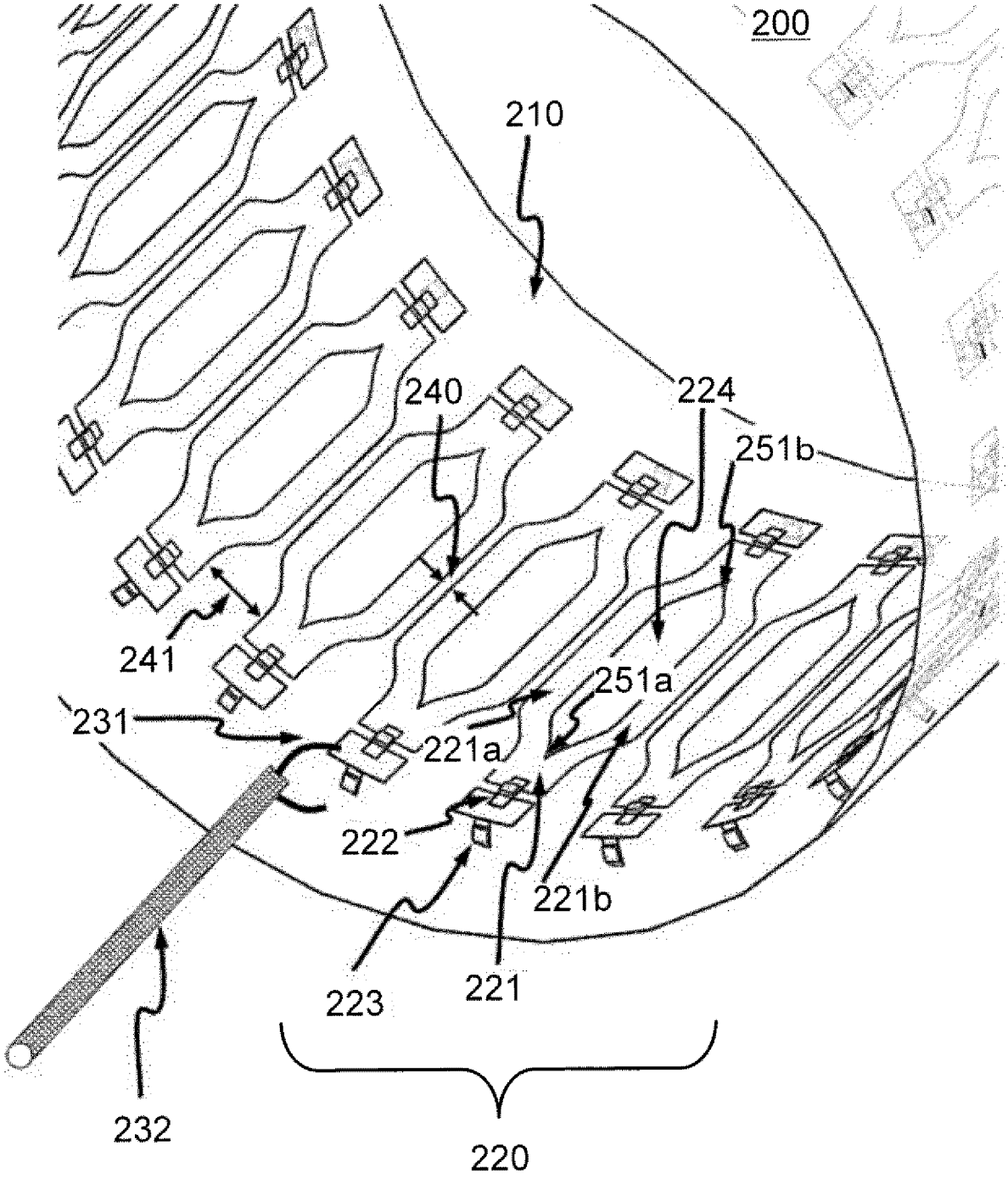
[図1]



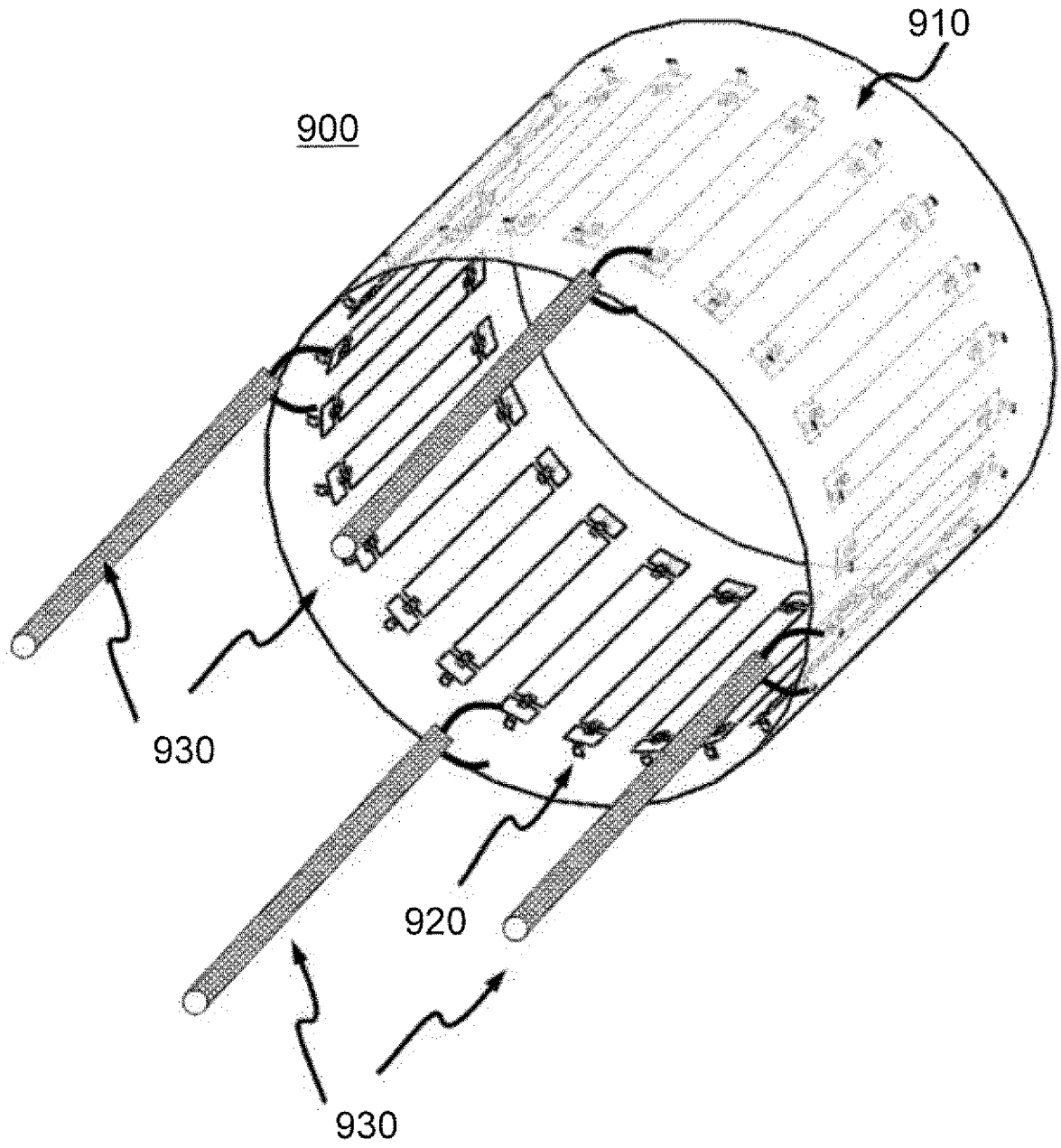
[図2]



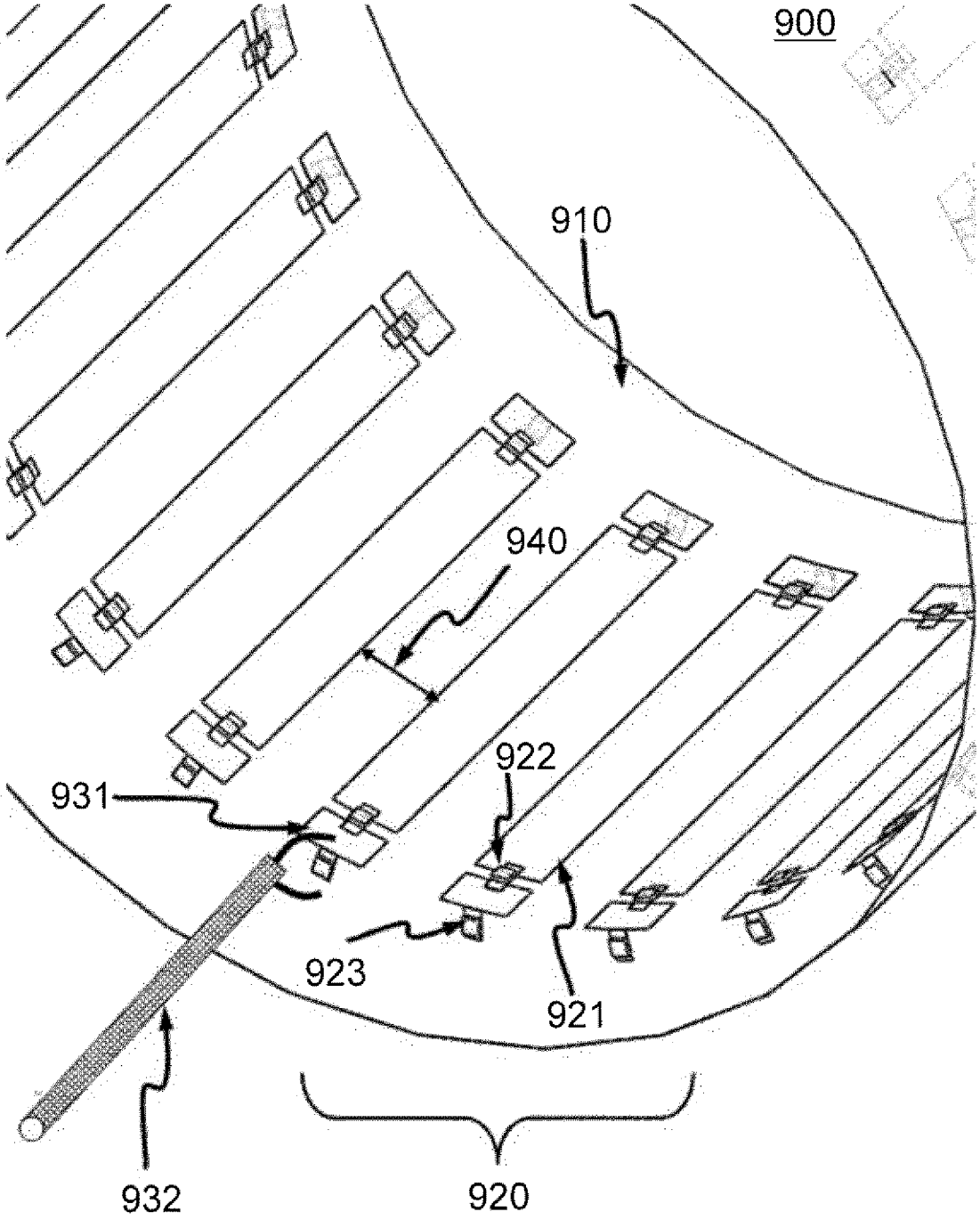
[図3]



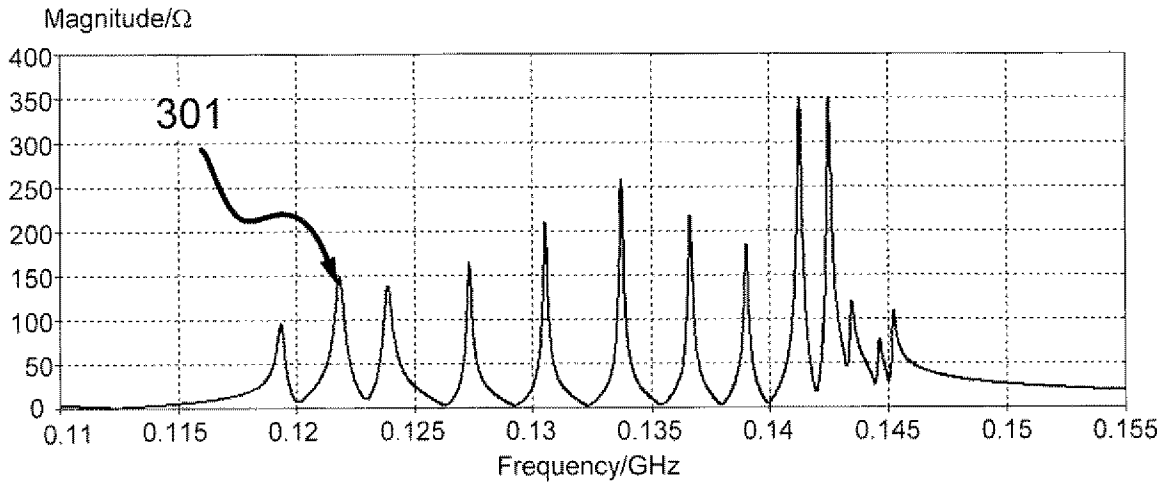
[図4]



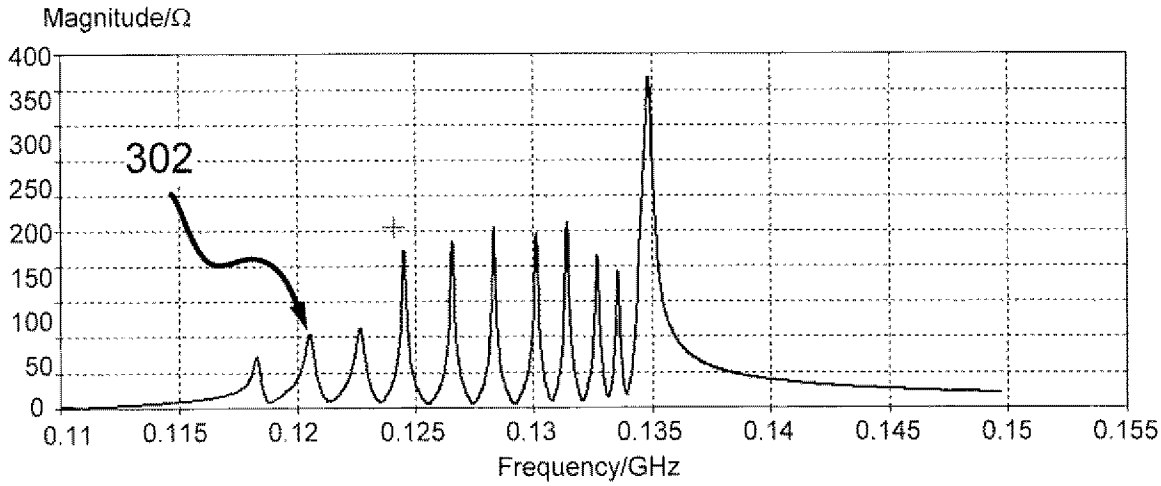
[図5]



[図6]

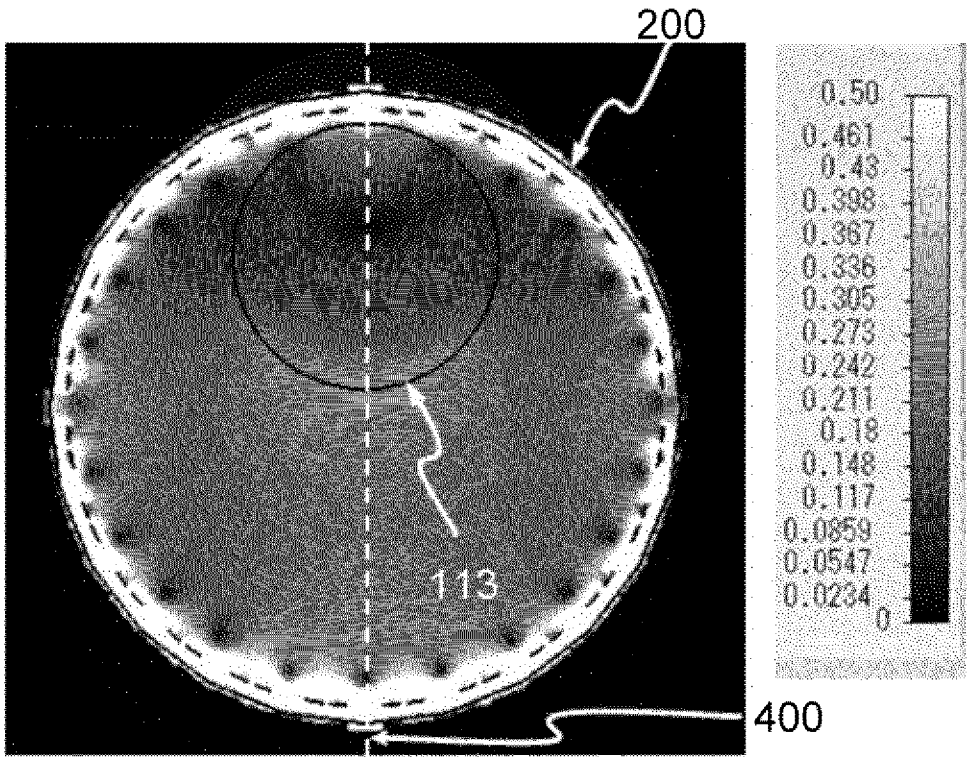

Magnitude/Ω
400
350
300
250
200
150
100
50
0
301
0.11
0.115
0.12
0.125
0.13
0.135
0.14
0.145
0.15
0.155
Frequency/GHz

(a)

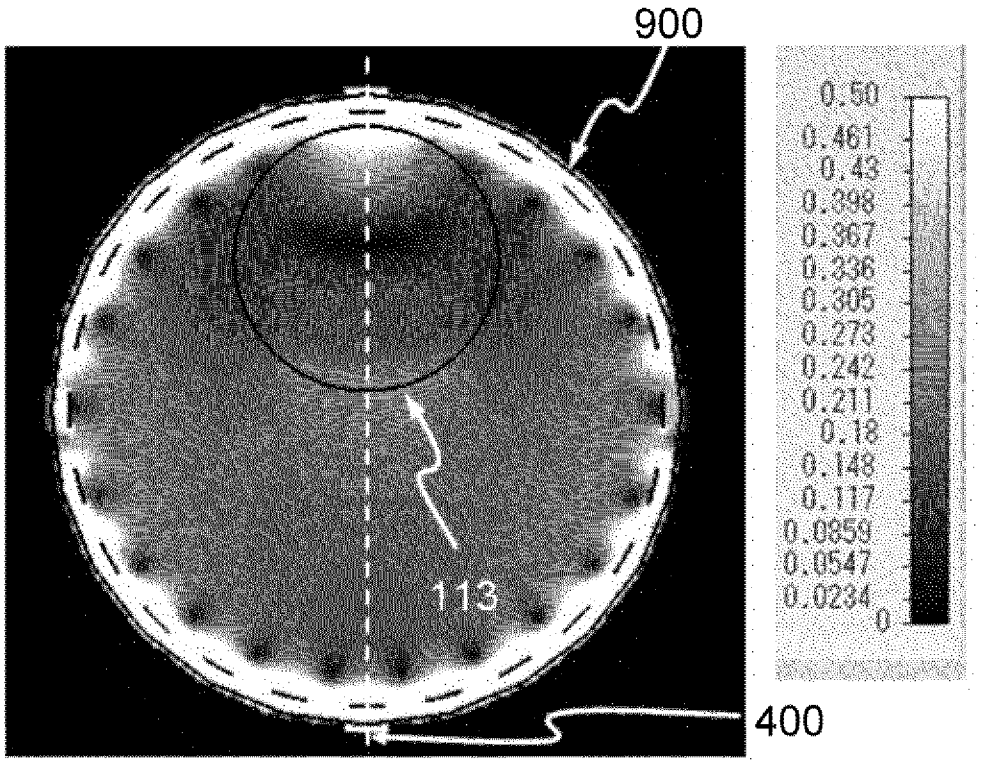

Magnitude/Ω
400
350
300
250
200
150
100
50
0
302
0.11
0.115
0.12
0.125
0.13
0.135
0.14
0.145
0.15
0.155
Frequency/GHz

(b)

[図7]

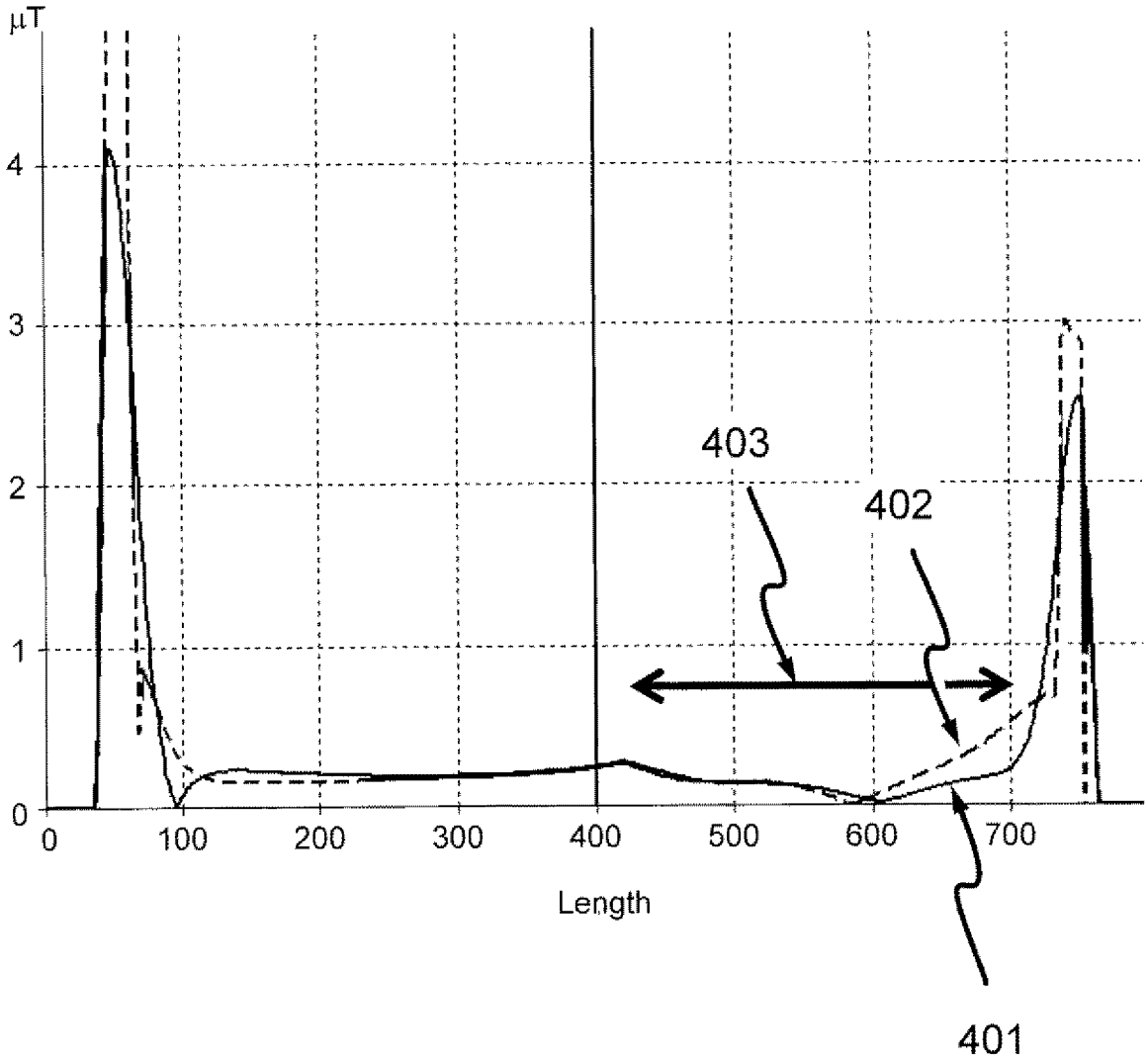

200
0.50
0.461
0.43
0.398
0.367
0.336
0.305
0.273
0.242
0.211
0.18
0.148
0.117
0.0859
0.0547
0.0234
0
113
400

(a)

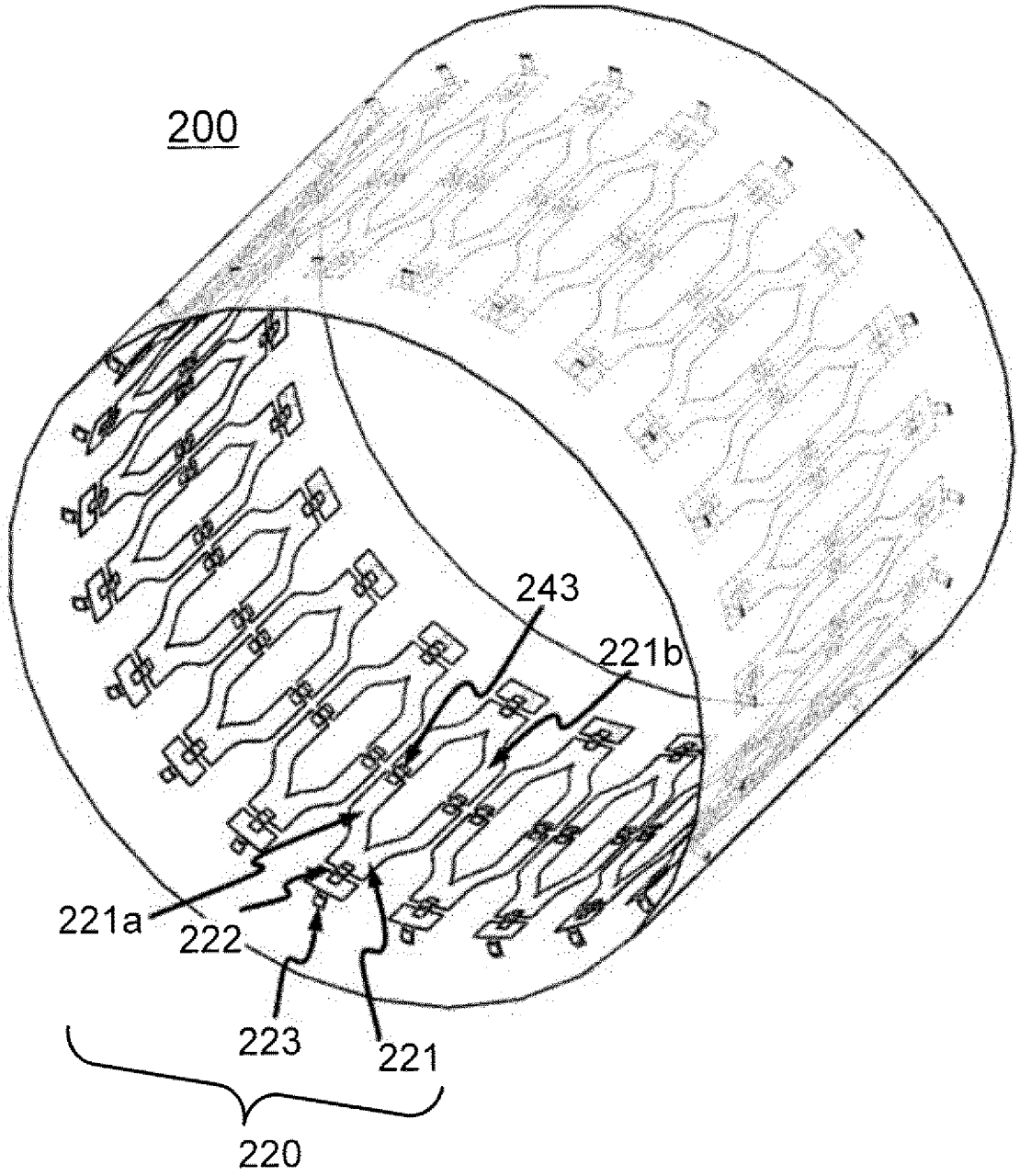

900
0.50
0.461
0.43
0.398
0.367
0.336
0.305
0.273
0.242
0.211
0.18
0.148
0.117
0.0859
0.0547
0.0234
0
113
400

(b)

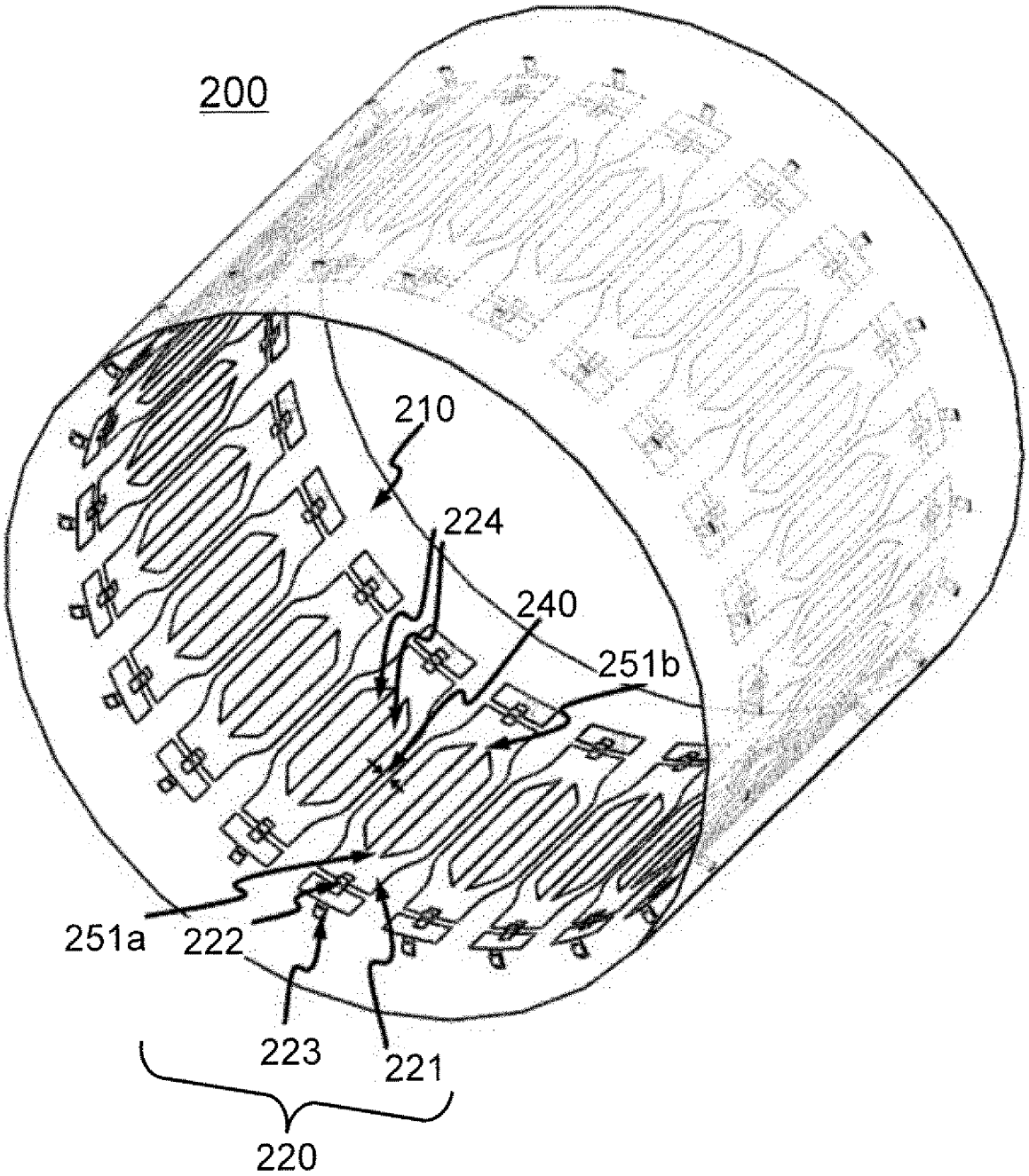
[図8]



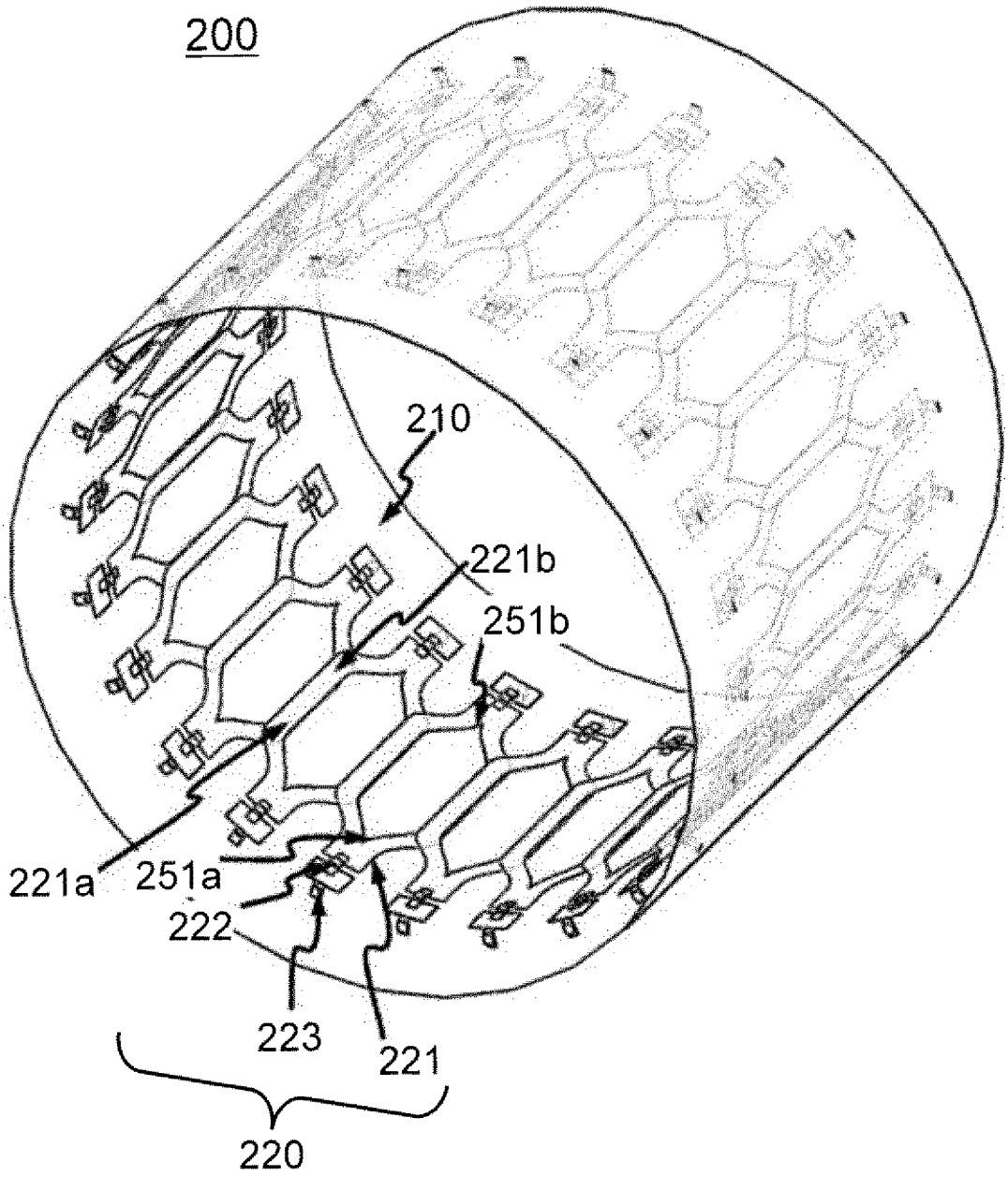
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/079100

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/055(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B5/055

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 1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

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	WO 2012/023385 A1 (Hitachi Medical Corp.), 23 February 2012 (23.02.2012), entire text; all drawings & CN 102958432 A & US 2013/0119991 A1	1-12
A	WO 2011/105143 A1 (Hitachi Medical Corp.), 01 September 2011 (01.09.2011), paragraphs [0092], [0039]; fig. 12 & US 2012/0299594 A1 & EP 2540223 A1 & CN 103037765 A	1-12
A	JP 2010-042251 A (General Electric Co.), 25 February 2010 (25.02.2010), entire text; all drawings & NL 2003327 A1 & US 2010/0033185 A1 & DE 102009026316 A	1-12

☒ 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	Date of mailing of the international search report
26 November, 2013 (26.11.13)	10 December, 2013 (10.12.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/079100

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 2008-119091 A (Hitachi, Ltd.), 29 May 2008 (29.05.2008), entire text; all drawings & EP 1921461 A1 & US 2008/0150533 A1	1-12

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０７９１００

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/055(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.　A61B5/055

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	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３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
A	WO 2012/023385 A1 (株式会社日立メディコ) 2012.02.23, 全文、全図 & CN 102958432 A & US 2013/0119991 A1	1-12
A	WO 2011/105143 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.09.01, 段落【００９２】,【００３９】、【図１２】 & US 2012/0299594 A1 & EP 2540223 A1 & CN 103037765 A	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、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２６．１１．２０１３	１０．１２．２０１３

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　４７４６
亀澤　智博
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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 2010-042251 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2010.02.25, 全文、全図 & NL 2003327 A1 & US 2010/0033185 A1 & DE 102009026316 A	1-12
A	JP 2008-119091 A (株式会社日立製作所) 2008.05.29, 全文、全図 & EP 1921461 A1 & US 2008/0150533 A1	1-12