

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2006-334238
(P2006-334238A)

(43) 公開日 平成18年12月14日(2006.12.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 5 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 P	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/28 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 9 0	
G 0 1 R 33/34 (2006.01)	G 0 1 N 24/02 Y	
	G 0 1 N 24/04 5 2 0 A	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 17 頁)		

(21) 出願番号	特願2005-164755 (P2005-164755)	(71) 出願人	505207481
(22) 出願日	平成17年6月3日(2005.6.3)		下山 勲
			東京都練馬区光が丘3-9-2-416
		(71) 出願人	000000376
			オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	下山 勲
			東京都練馬区光が丘3-9-2-416
		(72) 発明者	土肥 徹次
			東京都世田谷区中町2-6-30
		(72) 発明者	松本 潔
			東京都中野区本町4-46-8ファミリー
			宮崎402
		最終頁に続く	

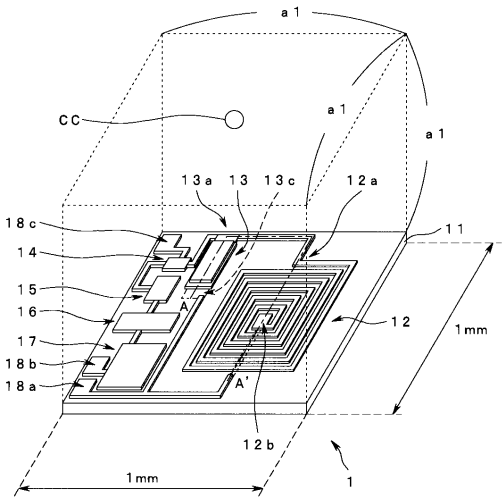
(54) 【発明の名称】 MRI装置用送受信素子、MRI装置用送受信素子アレイ及び内視鏡

(57) 【要約】

【課題】コイルと計測部位とを近づけることができ、高分解能計測による高解像度の画像が得られるMRI装置用送受信素子を提供する。

【解決手段】MRI装置用送受信素子1は、コイル径が1mm以下であって、被検体に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場を照射するとともに、被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信するための送受信コイル12と、送受信コイル12と共に共振回路を構成するコンデンサ13と、共振回路の開閉を行うスイッチ14と、送受信コイル12により受信された核磁気共鳴信号を処理するための少なくともフィルタ16を含む。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コイル径が 1 mm 以下であって、被検体に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場を照射するとともに、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信するための送受信コイルと、

該送受信コイルと共に共振回路を構成するコンデンサと、

該共振回路の開閉を行うスイッチ手段と、

前記送受信コイルにより受信された核磁気共鳴信号を処理するための少なくともフィルタを含む信号処理手段とを含む M R I 装置用送受信素子。

【請求項 2】

前記送受信コイルは、半導体基板上に形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 3】

さらに、前記コンデンサと、前記スイッチ手段と、前記信号処理手段とが前記半導体基板上に形成されていることを特徴とする請求項 2 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 4】

前記送受信コイルは、第 1 の半導体基板上に形成され、前記コンデンサと、前記スイッチ手段と、前記信号処理手段とが第 2 の半導体基板上に形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 5】

前記送受信コイルのコイル面は、該コイル面の周辺の前記半導体基板の表面に対する、前記コイル面の角度が可変であることを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 6】

前記送受信コイルのコイル面は、該コイル面の周辺の前記第 1 の半導体基板の表面に対する、前記コイル面の角度が可変であることを特徴とする請求項 4 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 7】

前記送受信コイルは、可撓性フィルム上に形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 8】

前記コンデンサと、前記スイッチ手段と、前記信号処理手段とが半導体基板上に形成され、

前記送受信コイルが形成された前記可撓性フィルム上に前記半導体基板を搭載、あるいは、前記送受信コイルが形成された前記可撓性フィルムを前記半導体基板上に搭載したことを特徴とする請求項 7 記載の M R I 装置用送受信素子。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の前記 M R I 装置用送受信素子を、アレイ状に配置したことを特徴とする M R I 装置用送受信素子アレイ。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の前記 M R I 装置用送受信素子を、内視鏡挿入部の先端部に配置したことを特徴とする内視鏡。

【請求項 11】

前記 M R I 装置用送受信素子は、前記内視鏡挿入部の前記先端部の周囲に設けられていることを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡。

【請求項 12】

前記 M R I 装置用送受信素子は、前記内視鏡挿入部の前記先端部の先端面に設けられていることを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡。

【請求項 13】

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の前記 M R I 装置用送受信素子を、内視鏡

10

20

30

40

50

挿入部の先端部に配置したことを特徴とするカテーテル。

【請求項 1 4】

前記 M R I 装置用送受信素子は、前記内視鏡挿入部の前記先端部の周囲に設けられていることを特徴とする請求項 1 3 記載のカテーテル。

【請求項 1 5】

前記 M R I 装置用送受信素子は、前記内視鏡挿入部の前記先端部の先端面に設けられていることを特徴とする請求項 1 3 記載のカテーテル。

【請求項 1 6】

コイル径が 1 m m 以下であって、被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信するための受信コイルと、

10

該受信コイルと共に共振回路を構成するコンデンサと、

前記受信コイルにより受信された核磁気共鳴信号を処理するための少なくともフィルタを含む信号処理手段とを含む M R I 装置用受信素子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、核磁気共鳴イメージング装置用送受信素子、M R I 装置用送受信素子アレイ及び内視鏡に関し、特に、核磁気共鳴信号を送受信して信号処理を行うための M R I 装置用送受信素子、M R I 装置用送受信素子アレイ及び内視鏡に関する。

20

【背景技術】

【0 0 0 2】

核磁気共鳴イメージング装置（M R I 装置）は、生体組織を構成する原子核に高周波磁場を照射して磁気共鳴を起こさせ、それによって発生する核磁気共鳴信号を受信コイルで受信し、受信された核磁気共鳴信号にフーリエ変換を行って画像に再構成するもので、被検体の任意個所における断層像を得るために広く利用されている。

【0 0 0 3】

現在の実用化されている M R I 装置の送受信コイルは、例えば、コイルの径が 1 0 c m のものから 1 m ぐらいのものであり、例えば、S N 比の高い画像を得るようにした磁気共鳴イメージング装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

30

【特許文献 1】特開平 1 1 - 2 2 5 9 8 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 4】

上記先行技術は、既存のコイルを利用する前提であり、例えば生物の細胞レベル等の微小内部構造の観察等の分解能の向上については考慮されていない。これは、核磁気共鳴信号（N M R 信号）の受信素子が大きく、計測領域と計測部を近づけることがうまくできないためであり、従来の大きさのコイルを計測領域と近づけた場合には、信号源からの距離が近くなり、受信感度は向上するが、計測領域以外の領域からの信号をノイズとして受信する恐れもある。このため、分解能の向上は望めなくなる。

40

【0 0 0 5】

本発明は、上記課題に鑑みなされたもので、コイルと計測部位とを近づけることができ、高分解能計測による高解像度の画像が得られる M R I 装置用送受信素子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】

【0 0 0 6】

本発明の M R I 装置用送受信素子は、コイル径が 1 m m 以下であって、被検体に核磁気共鳴を起こさせるための高周波磁場を照射するとともに、前記被検体から発生する核磁気共鳴信号を受信するための送受信コイルと、該送受信コイルと共に共振回路を構成するコンデンサと、該共振回路の開閉を行うスイッチ手段と、前記送受信コイルにより受信され

50

た核磁気共鳴信号を処理するための少なくともフィルタを含む信号処理手段とを含む。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、コイルと計測部位とを近づけることができ、高分解能計測による高解像度の画像が得られるMRI装置用送受信素子を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、本発明を実施の形態により図面を用いて説明する。

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の斜視図である。図1に示すように、MRI装置用送受信素子1は、半導体基板11の基板面上に、回路素子あるいは回路としての、送受信コイル12、コンデンサ13、スイッチ14、プリアンプ15、周波数フィルタ16及び信号処理回路17が一体に、すなわち1チップに形成されて構成されている。プリアンプ15、周波数フィルタ16及び信号処理回路17は、受信した信号を処理する信号処理手段を構成する。RF信号を処理する回路を、送受信コイル12の近傍に設けることによって、SN比の改善を図っている。シリコン基板である半導体基板11上に、送受信コイル12、コンデンサ13等が半導体製造プロセス技術により形成されている。

【0009】

送受信コイル(以下、単にコイルという)12は、半導体基板11の法線方向から見たときに、矩形の渦巻き状に形成された表面コイルである。コイル12は、Cu、Au、Al等の低抵抗率の材質が好ましい。コイル12の一端12aは、コンデンサ13の一端13aに、接続パターンを介して接続されている。なお、コイル12の下の半導体基板11内に、互いに平行に多層化したコイルを設けて、コイル12を複数にしても良い。

コイル12と共に共振回路を構成するコンデンサ13の一端13aには、スイッチ14の一端が接続されている。スイッチ14は、例えば、MEMS技術を用いて形成されたRFスイッチである。そのスイッチ14の他端は、増幅手段であるプリアンプ15に接続されている。これは、コイル12で検出したNMR信号をできるだけ早く増幅し、微弱信号に乗るノイズの影響を低減し、コイルによって検出されたNMR信号を高いSN比で計測するためである。なお、コンデンサ13は、可変コンデンサでも良い。

【0010】

プリアンプ15は、スイッチ14からの信号を入力信号として、増幅する。プリアンプ15は、周波数フィルタ16に接続されており、増幅した信号を出力信号として周波数フィルタ16に供給する。なお、周波数フィルタは可変周波数フィルタでも良い。

【0011】

さらになお、プリアンプを複数備え、周波数帯域が異なるNMR信号に応じてプリアンプをスイッチにより適宜選択して用いるようにすれば、幅広い周波数帯域で高い増幅率つまり高解像度の画像を得ることができる。

【0012】

周波数フィルタ16の出力は、信号処理回路17に供給されている。信号処理回路17は、ここでは、波形整形回路である。なお、信号処理回路17は、必要に応じて、設けられてもよいし、設けられていなくてもよい。

【0013】

なお、コンデンサ13、スイッチ14、プリアンプ15、周波数フィルタ16及び信号処理回路17に関しては、通常の半導体集積回路において用いられる材料がそのまま適用できるが、特に、スイッチ14に関しては、高周波信号に適した材料、例えばAu、Pt、Ir等が好ましい。

このように、コイル12の近傍にRF信号を処理する回路素子および回路を設け、SN比を改善している。

【0014】

半導体基板 11 上には、3つの端子部が形成されている。第1の端子部 18a は、コイル 12 の他端 12b とコンデンサ 13 の他端 13c に、それぞれ接続パターンを介して接続されている。第2の端子部 18b は、信号処理回路 17 の出力に接続されている。第3の端子部 18c は、スイッチ 14 の接続端に接続されている。

【0015】

MRI 装置用送受信素子 1 は、1mm×1mm の辺の基板上に形成され、計測領域は、1辺が a の長さの立方体である。本実施の形態では、ノイズの少ない良好な画像を得るために、a は 1mm であり、その計測領域内の細胞 CC を計測することができる。

【0016】

なお、コンデンサ 13、スイッチ 14、プリアンプ 15、周波数フィルタ 16 及び信号処理回路 17 を含む回路部を覆うように、シールド部材をその回路部の上下に設けてもよい。

【0017】

図 2 は、半導体基板 11 上に形成された MRI 装置用送受信素子 1 の等価回路を示す。図 2 に示すように、コイル 12 とコンデンサ 13 によって共振回路が構成される。スイッチ 14 は、信号を送信するときは、共振回路が第3の端子部 18c に接続されるように開き、核磁気共鳴信号を受信するときは、共振回路からの出力がプリアンプ 15 に接続されるように閉じる。

【0018】

半導体基板 11 は、本実施の形態においては、厚さが 500 μm であり、2次元の縦横方向の長さが 1mm×1mm の基板であり、一辺はそれぞれ 1mm 以下である。従って、計測部であるコイル 12 は、従来装置の約 1/100 程度である 1mm×1mm 以下の大きさとなる。なお、半導体基板 11 を研磨して薄く、例えば数十 μm 程度の厚さにして、可撓性を持たせてもよい。さらに、半導体基板 11 としては、シリコン基板、化合物半導体基板等でも良い。

計測部であるコイルを従来コイルの約 1/100 程度である 1mm×1mm 以下の大きさとし、1個を平面上あるいは曲面上に配置し、あるいは、複数個をライン状あるいはマトリックス状に配置する。

【0019】

MRI 装置用送受信素子 1 の計測領域は、ここでは、半導体基板 11 の表面の法線方向において 1mm 以下である。そして、本実施の形態の MRI 装置用送受信素子 1 は、計測時には、計測領域（被検体）と計測部であるコイル 12 との距離を従来装置の約 1/100 程度である 1mm 以下まで近づける。

【0020】

ここで、本実施の形態における SN 比の向上による分解能向上について図 3 を用いて説明する。図 3 は、本実施の形態に係わる MRI 装置用送受信素子の分解能を説明するための模式図である。

【0021】

図 3 において、一辺が a の立方体、すなわちボクセルから発振する NMR 信号をボクセルからの距離 L の点で直径 R のコイル 12 で受信する場合を仮定する。コイル 12 の直径とボクセルからコイル 12 までの距離の比を $k = R / L$ とする。ボクセルから発振する NMR 信号の強度は、ボクセルの体積とボクセル中の原子のラーモア周波数 ω の 2 乗に比例した強さの信号を発振する。ここで、原子のラーモアの共鳴角周波数はボクセルに加えられた磁場の強度 T と比例しているため、次の式 (1) に示すように、ボクセルから発振する NMR 信号 Sig は $a^3 T^2$ に比例する。

【数 1】

$$Sig \propto a^3 \omega^2 \propto a^3 T^2 \quad \dots \text{式(1)}$$

【0022】

10

20

30

40

50

この信号を受信するコイル 1 2 の感度は、信号を受信するコイル 1 2 の面積に比例し、NMR 信号の発生源からの距離の 2 乗に反比例する。つまり次の式 (2) に示すように、コイルにおける NMR 受信感度 S_{en} は k^2 に比例する。

【数 2】

$$S_{en} \propto R^2 / L^2 \propto k^2 \quad \dots \text{式(2)}$$

【0023】

最後にこのコイル 1 2 で受信される信号におけるノイズであるが、受信されるノイズは図 3 に示すようにボクセルを頂点、コイル 1 2 を底面、ボクセルとコイル 1 2 との距離を高さとする円錐形部から発生すると考えられる。そのため、ノイズ N は式 (3) に示すように、その錐形部の体積に比例する。

【数 3】

$$N \propto \frac{\pi}{4} R^2 L \propto \frac{R^3}{k} \quad \dots \text{式(3)}$$

【0024】

これよりコイル 1 2 で受信する NMR 信号の SN 比 (SNR) は、信号の強度とノイズの比にコイル感度を乗じたものに比例し、式 (4) に示されるように表現される。

【数 4】

$$SNR \propto \frac{Sig \times S_{en}}{N} \propto \frac{a^3 T^2}{L^3} = \frac{a^3 T^2 k^3}{R^3} \quad \dots \text{式(4)}$$

【0025】

これより、NMR 信号の SN 比 (SNR) は、ボクセルの体積と磁場の 2 乗に比例し、コイル 1 2 とボクセルとの距離の 3 乗に反比例することがわかる。

つまり、ボクセルを小さくすることによって落ちてしまった SN 比を向上させるためには、コイル 1 2 とボクセルとの距離を近づけることが最も効果的であることがわかる。また、コイル 1 2 の直径とボクセルからコイル 1 2 までの距離の比を固定した場合には、コイル 1 2 の直径を小さくすることが SN 比向上のためには有効であることがわかる。つまり、コイルとボクセルとの距離を従来の約 1 / 100 である 1 mm 以下まで近づけることによって、従来の約 1 / 100 の分解能である 1 μ m の分解能で MRI 画像を取得することが可能となる。

【0026】

本実施の形態によれば、例えば細胞の大きさは 10 μ m であるので、1 μ m の分解能であれば、例えば 10 μ m の細胞を十分な分解能の MRI イメージで観察することができる。

【0027】

さらに、基板上でのコイル 1 2 の大きさを、100 μ m $\times$ 100 μ m にすれば、より細かな、100 nm の分解能で MRI イメージを取得することが可能となる。

【0028】

次に、上述した第 1 の実施の形態の第 1 の変形例を説明する。上述した例では、コイル 1 2 は、基板上に固定された平面コイルであるが、次に説明する 2 つの変形例に示すように、コイル 1 2 に方向可変機能を持たせるようにしてもよい。図 4 は、その第 1 の変形例に係る MRI 装置用送受信素子 1 A の斜視図である。第 1 の実施の形態と同じ構成要素については同一の符号を付し、説明は省略し、主として異なる構成要素について説明する。

【0029】

10

20

30

40

50

図 4 に示すように、半導体基板 11 は、コイル 12 の周囲部分が、その一部を残して取り除かれている。具体的には、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分の周りに、2 つのコの字状の長孔部 21, 22 が形成されている。そして、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分は、周囲の半導体基板 11 の部分と、2 箇所において接続されている。言い換えると、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分の周囲は、2 つの接続箇所 C1、C2 以外はコの字状に取り除かれている。そして、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分は、2 箇所の接続箇所 C1、C2 を通る軸周りに回動可能となっている。すなわち、コイル 12 のコイル面は、コイル面の周辺の半導体基板 11 の表面に対する、コイル面の角度が可変となっている。

【0030】

10

さらに、コイル 12 のコイル面を、周囲の半導体基板 11 の平面に対して、同一平面ではなく、角度が付けられるように、アクチュエータ機構（図示せず）が、2 箇所の接続箇所 C1、C2 に設けられている。従って、コイル 12 は、2 つの軸周りに回動可能な、一軸の捻じりバネを用いたトーシオンタイプの動作機構を有する。

【0031】

アクチュエータ機構は、例えば、MEMS アクチュエータであり、RF 信号の送受信に悪影響を与えないような静電タイプのアクチュエータ、形状記憶合金アクチュエータ、あるいは圧電タイプのアクチュエータ等が好ましい。

アクチュエータ機構は、これらの実現手段に拘わらず、コイルに方向可変機能を持たせることができれば、その手段は問わない。

20

【0032】

なお、上述した一軸の捻じりバネを用いたトーシオンタイプのコイルの方向可変機能に代えて、カンチレバータイプの駆動機構を備えるようにしてもよい。

【0033】

さらになお、アクチュエータ機構を用いることによってコイル 12 を能動的に方向変換できるが、アクチュエータ機構がない場合でも、図 4 の MRI 装置用送受信素子 1A のコイル 12 が形成された部分は、受動的に方向転換は可能となる。

【0034】

次に、第 2 の変形例を説明する。図 5 は、その第 2 の変形例に係る MRI 装置用送受信素子 1B の斜視図である。第 1 の実施の形態及び第 1 の変形例と同じ構成要素については

30

【0035】

図 5 に示す MRI 装置用送受信素子 1B では、コンデンサ 13、スイッチ 14、プリアンプ 15、フィルタ 16 及び信号処理回路 17 は半導体基板 11 の平面に形成され、コイル 12 が形成された部分は半導体基板 11 の枠部 33 と細い捻じりバネ構造で接続されている。このような構成により、後述するように、送受信コイルに 3 次元の方向可変機能を持たせることができる。

【0036】

図 5 に示すように、半導体基板 11 は、コイル 12 が形成された部分の周りに、2 つのコの字状の長孔部 31, 32 が形成されている。そして、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分は、周囲の矩形の枠部 33 と、2 箇所において接続されている。言い換えると、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分の周囲は、2 つの接続箇所 D1、D2 以外はコの字状に取り除かれている。そして、半導体基板 11 上のコイル 12 が形成された部分は、2 箇所の接続箇所 D1、D2 を通る軸周りに回動可能となっている。

40

【0037】

さらにその矩形の枠部 33 は、周囲の半導体基板 11 の部分と、2 箇所において接続されている。言い換えると、枠部 33 の周りに、2 つのコの字状の長孔部 34, 35 が形成されている。そして、枠部 33 は、2 箇所の接続箇所 D3、D4 を通る軸周りに回動可能となっており、2 箇所の接続箇所を通る軸周りに回動可能となっている。接続箇所 D1、D2 を通る軸と、接続箇所 D3、D4 を通る軸とは直交する。よって、コイル 12 のコイ

50

ル面を、周囲の半導体基板 11 の平面に対して、3次元方向において、任意の角度が付けられるように、アクチュエータ機構（図示せず）が、4箇所の接続箇所 D1 ~ D4 に設けられている。従って、コイル 12 は、2つの軸周りに回転可能となっている。

【0038】

4箇所のアクチュエータ機構は、上述したようなMEMSアクチュエータであり、自由にコイル 12 の向きを変えることを可能である。すなわちMRI装置用送受信素子 1B は、コイル 12 の方向可変機能を有する。

【0039】

なお、図5では、アクチュエータ機構はジンバルタイプの動作機構を備えているが、カンチレバータイプの駆動機構でもよい。

10

【0040】

以上の第1及び第2の変形例によれば、MRI装置用送受信素子は、計測領域に応じてコイル 12 の送信及び受信面を自由に变化させることを可能にする機構を備える。

【0041】

従って、第1及び第2の変形例に係るMRI装置用送受信素子によれば、コイル 12 の向きをアクティブに自由に变化させることにより、被検体の表面形状に倣ってコイル 12 の向きを設定することができるので、被検体にコイル 12 を近接できるばかりではなく、NMR信号を受信効率が最大となる向きで受信することができ、NMR信号を効率良く且つ高感度に検出できるため、高SN、高分解能かつ高解像度のMRI画像が得られる。

【0042】

言い換えると、上述した2つの変形例に係るコイルは、半導体基板とは細い捻じりバネ構造で接続されているため、方向可変機能を有し、被検体から発生するNMR信号の受信効率が最大となる方向で受信することができ、高いSN比で、高分解能及び高解像度のMRI画像を得ることができる。

20

【0043】

なお、本実施の形態に係るMRI装置用送受信素子を半導体基板に対する微細加工技術を用いて形成することにより、1mm角以下の微小化したMRI装置用送受信素子を容易に形成することができる。すなわち、半導体集積回路を作製するのと同様に、非常に簡単に作製できるので、非常に小型で、分解能1μm以下のMRI画像が得られ、高分解能測定が可能なMRI装置用送受信素子を実現することが容易である。

30

【0044】

（第2の実施の形態）

次に、第2の実施の形態について説明する。第2の実施の形態は、MRI装置用送受信素子を、薄いフィルム上に形成した点が、第1の実施の形態のMRI装置用送受信素子と異なる。例えば、図1のMRI装置用送受信素子において、コイル等が形成される基板の厚さを、数十μmにすることによって、コイル等を薄いフィルム上に形成した点に特徴がある。なお、第1の実施の形態と同じ構成要素については、同一の符号を付して説明は省略し、主として異なる事項を説明する。

【0045】

ここでは、ガラス基板を用いて、本実施の形態に係る薄いMRI装置用送受信素子の製造方法について説明する。図6から図11は、本実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の製造方法を説明するための図であり、特に、図1のA-A'線に沿った断面により、基板上に、コイル 12 とコンデンサ 13 を形成して製造する方法を説明するための図である。

40

【0046】

まず、図6に示すように、500μmの厚さのガラス基板 11 上に、ポリイミド、シリコン窒化膜等の絶縁膜 51 を、数μmの厚さで形成する。絶縁膜 51 としては基板 11 をエッチングする化学物質に対して耐性のある材料でなければならない。

【0047】

絶縁膜 51 上に、コンデンサ 13 の下部電極とコイル 12 の接続用配線となる金属薄膜

50

52を、金属薄膜形成技術及び半導体フォトリソグラフィ加工技術を用いて、所望の形状に形成する。金属薄膜52は、絶縁膜51に接触する第1の膜52aを含み、さらに第1の膜52a上に、第2の膜52bを介して形成された第3の膜52cを含む。

【0048】

第1の膜52aは、例えば50nmの厚さのCrで、第2の膜52bは、例えば750nmの厚さのCuで、第3の膜52cは、例えば50nmの厚さのTiである。なお、ここでは、金属薄膜52は、Cuを上下から異種金属により挟む積層構造を用いているが、Cu単層、Al、Mo等の金属材料でもよいが、本実施の形態では、これらの材料に限定されるものではない。

【0049】

次に、基板表面にコンデンサ13の絶縁膜用のポリミドの絶縁膜53を、スピンコートにより形成する。絶縁膜53は、約2.4μmの膜厚である。

そして、図7に示すように、コイル12の一端12bの接続用開口部54をフォトリソグラフィ加工技術により形成する。なお、絶縁膜53は、印刷法によって形成してもよく、その場合、膜厚は、約10μmである。さらになお、ポリミドの絶縁膜の代わりに、シリコン酸化膜、シリコン窒化膜等を、プラズマCVD方式により形成してもよい。

【0050】

次に、図8に示すように、コイル12及びコンデンサ13の上部電極形成用の金属薄膜55を、金属薄膜形成技術及び半導体フォトリソグラフィ加工技術を用いて、所望の形状に形成する。金属薄膜55は、絶縁膜53に接触する第1の膜55aと、さらに第1の膜55a上に第2の膜55bを含む。特に、第2の膜55bは、電解メッキ法によるコイル12及びコンデンサ13の上部電極形成時のシード層となる。

【0051】

第1の膜55aは、例えば50nmの厚さのCrで、第2の膜55bは、例えば750nmから1μmの厚さのCuであることが好ましいが、これらの膜厚に限定されない。

【0052】

続いて、図9に示すように、基板表面上の金属薄膜55以外の部分に、厚膜フォトレジストパターンを、半導体フォトリソグラフィ加工技術を用いて、約10μmの膜厚で形成する。そして、第2の膜55bをシード層として、電解メッキ法により、コイル12及びコンデンサ13の上部電極を形成する。

【0053】

なお、シード層となる第2の膜55bを基板表面の全面に形成した後に、厚膜フォトレジストのパターン56を形成し、そのパターンを用いて電解メッキ法によりコイル12及びコンデンサ13の上部電極を形成するようにしてもよい。この場合、厚膜フォトレジストのパターン56を除去した後に、電解メッキ時に不必要なシード層の部分はエッチングにより除去される。第2の膜55bを厚く形成することによって、コイル12の低抵抗値化を図っている。

【0054】

次に、図10に示すように、厚膜フォトレジストのパターン56を除去した後に、基板表面上に、ポリジメチルシロキサン(PDMS)あるいはポリミドの、電氣的な保護膜としての絶縁膜57を形成する。なお、コイル12及びコンデンサ13の上部電極における、外部との電氣的な接続部分では、リフトオフ法などにより金属層の表面が露出される。

【0055】

最後に、ガラス基板11をフッ酸によりエッチングすることによって、全体の厚さを数十μmにして、MRI装置用送受信素子を、可撓性のあるフィルム状にする。なお、可撓性フィルムの裏面上に、すなわち、絶縁膜51の下面上には保護膜としての絶縁膜(図示せず)を形成する。

【0056】

以上のようにして、MRI装置用送受信素子を、薄いフィルム上に形成することができ

10

20

30

40

50

る。

【0057】

さらに、第2の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子を、薄型化基板あるいは可撓性フィルム上に形成することにより、後述するように曲面上への配列もしくは様々な応用も可能となる。

【0058】

(第3の実施の形態)

次に、第3の実施の形態について説明する。第3の実施の形態は、MRI装置用送受信素子において、コイルとコイル以外の構成要素を別々の基板に形成し、コイル以外の構成要素であるフィルタ、プリアンプ等が形成された基板上に、コイルが形成された基板を積層化するように設けた点が、第1の実施の形態のMRI装置用送受信素子と異なる。なお、第1の実施の形態と同じ構成要素については、同一の符号を付して説明は省略し、主として異なる事項を説明する。

10

【0059】

図12は、2つの基板からなるMRI装置用送受信素子の構造を説明するための組み立て構成図である。本実施の形態に係るMRI装置用送受信素子3は、第1の基板11Aと第2の基板11Bとを積み重ねるようにして構成されている。

【0060】

第1の基板11Aの表面上に、コイル12が形成されている。コイル12の両端の端子部12c、12dも、第1の基板11Aの表面上に形成されている。第2の基板11B上には、コンデンサ13、スイッチ14、プリアンプ15、周波数フィルタ16及び信号処理回路17が一体に形成されて構成されている。コンデンサ13の両端の端子部13d、13eも、第2の基板11Bの表面上に形成されている。シリコン基板である半導体基板11Aと11B上に、コイル12、コンデンサ13等が半導体製造プロセス技術により形成されている。

20

【0061】

半導体基板11B上には、3つの端子部が形成されている。第1の端子部28aは、コイル12の一端22bとコンデンサ13の他端13cに、それぞれ接続パターンを介して接続されている。第2の端子部28bは、信号処理回路17の出力に接続されている。第3の端子部28cは、スイッチ14の接続端に接続されている。

30

【0062】

第1の基板11Aと第2の基板11Bは、ここでは同じサイズであり、第1の基板11Aのコイル12が形成されている面の反対側の面と、第2の基板11Bのコンデンサ13等が形成されている面とが貼り合わされる。コイル12の両端の端子部12c、12dとコンデンサ13の両端の端子部13d、13eとが、基板表面に直交する方向から見たときに、同じ位置になるように、それぞれの基板上に設けられている。第1の基板11Aと第2の基板11Bとを貼り合わせたときに、第1の基板11A上のコイル12と第2の基板11B上に形成されたコンデンサ13等との電氣的接続をするために、第1の基板11A上の端子部12c、12dの下には、それぞれ基板貫通配線(図示せず)が形成されている。

40

【0063】

なお、本実施の形態では、両基板の電氣的な接続は、基板貫通配線を利用しているが、他の方法によってもよく、これには限定されない。

【0064】

さらになお、本実施の形態では、コイル12は、基板表面上に形成されているが、コイル12は、上述した第1の実施の形態の第1及び第2の変形例のように、1軸周りあるいは2軸周りに回動可能になるように、基板と細い捻じりパネ構造で接続された基板上に形成するようにしてもよい。

【0065】

また、コイル12が形成される第1の基板11Aは、第2の実施の形態のようなガラス

50

基板でもよいし、可撓性フィルムでもよい。

【0066】

さらにまた、第2の基板11B上には、コンデンサ、スイッチ、フィルタ、プリアンプおよび信号処理回路が形成されているが、その中の一部の素子または回路を第1の基板に形成するなどするようにしてもよい。

【0067】

さらになお、高周波ノイズを抑えるために、第2の基板の周囲を覆うように、シールド部材などの高周波雑音遮蔽構造を設けてもよい。

【0068】

以上のように、第3の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子では、複数の基板、ここでは2つの基板を積層化することにより、コイルの大きさを最大限にしつつ、送受信素子を最小限の面積に留めることができる。

10

【0069】

また、第3の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子では、コイルの開口率が大きいので、NMR信号を効率よく、かつ高感度に検出できるため、高SN比、高分解能かつ高解像度のMRI画像が得られる。

【0070】

なお、コイル及びコイル以外の素子をそれぞれ半導体基板上に形成するのではなく、それぞれ可撓性フィルム上に形成しても良い。

【0071】

20

さらに、コイルあるいはコイルとコンデンサは可撓性フィルム上に形成し、スイッチ、フィルタ及びプリアンプは半導体基板上に形成し、可撓性フィルム上に半導体基板を搭載し、あるいは半導体基板上に可撓性フィルムを搭載するようにしてもよい。

【0072】

さらにまた、コイルを形成した基板部を絶縁性材料、例えばガラス基板等で構成した場合、電氣的絶縁されてコイルが中空に配置されたことになるので、寄生容量が小さく、高いQ値の送受信コイルが実現でき、その結果、SN比の向上並びに分解能の向上も果たす。

【0073】

次に、上述した3つの実施の形態および各変形例に係るMRI装置用送受信素子を、基板平面上に2次元マトリックス状に複数配置することによって、MRI装置用送受信素子アレイを構成した応用例を説明する。図13は、複数のMRI装置用送受信素子を硬質基板の平面上に2次元アレイ状に配列したMRI装置用送受信素子アレイの例を示す斜視図である。図13に示すように、例えば、半導体基板あるいはガラス基板等の硬質基板の平面上に、複数のMRI装置用送受信素子を2次元アレイ状に配列する。

30

【0074】

あるいは、MRI装置用送受信素子を、可撓性フィルム上に2次元マトリックス状に複数配置することによって、MRI装置用送受信素子アレイを構成するようにしてもよい。図14は、複数のMRI装置用送受信素子を可撓性フィルムの曲面上に2次元アレイ状に配列したMRI装置用送受信素子アレイの例を示す斜視図である。可撓性フィルムを、第2の実施の形態において説明したように、ガラス基板などの基板を薄くすることによって形成するようにしてもよい。

40

すなわち、計測部であるコイルを従来の約1/100程度である1mm×1mm以下の大きさとし、平面上あるいは曲面上に複数個アレイ状に配置する。

【0075】

図13のMRI装置用送受信素子アレイの場合、複数の素子が、硬質基板上に形成されているが、全体として極めて小型にすることができる。

【0076】

図14のMRI装置用送受信素子アレイの場合、各素子は、1つが非常に小さく、かつ可撓性フィルム上あるいは薄板化した半導体基板上等に形成された場合には、平面上はも

50

ちろんのこと、曲面上にも配列可能であり、被検体の形状に合わせて任意の形状にアレイ平面を変形させることが可能になるとともに非常に小型化できる。

【 0 0 7 7 】

しかし、図 1 3 と図 1 4 のいずれの場合も、微小領域の被検体あるいは計測領域に近接して送受信素子を三次元的に配置することができる。そのため、MRI システムの適用性は格段に向上すると共に、高 SN 比、高分解能の MRI 画像が得られる。

【 0 0 7 8 】

また、個々の素子が最も感度の高い領域からの NMR 信号を選択的に受信、検出することにより、高い SN 比を実現できるとともに、並列信号処理を行うことにより高速で MRI 画像を得ることができる。したがって、非常に小型にもかかわらず、高分解能且つ高速な並列イメージング画像が容易に得られる。

10

【 0 0 7 9 】

なお、複数の MRI 装置用送受信素子を硬質基板の平面上に 2 次元アレイ状に配列した場合、硬質基板の一部に可撓性樹脂等からなる屈折部位を設けて、自由度を持たせてもよい。

【 0 0 8 0 】

以上のように、図 1 3 及び図 1 4 に示すような MRI 装置用送受信素子アレイの場合、各 MRI 装置用送受信素子からの信号を並列イメージング処理するようにすれば、リアルタイム且つ高速での被検体の計測に適する。

【 0 0 8 1 】

20

さらになお、図 1 3 及び図 1 4 は複数の MRI 装置用送受信素子を 2 次元アレイ状に配列した場合であるが、1 次元アレイ状に配列しても良いことは言うまでもない。

【 0 0 8 2 】

以上説明したように、図 1 3 と図 1 4 の場合、小型である上に性能も向上し、平面あるいは曲面上に 1 次元もしくは 2 次元状に配列することにより、様々な分野への応用が期待できる。特に、可撓性フィルムあるいは可撓性樹脂等による屈折部位を設けた場合には、微小な自由曲面への送受信素子の配列搭載が可能となり、生体観察を含めた応用範囲が更に広がる。

【 0 0 8 3 】

さらに、上述した 3 つの実施の形態および各変形例に係る MRI 装置用送受信素子を、内視鏡の挿入部の先端部に配置してもよい。図 1 5 から図 1 7 は、上述した実施形態あるいは変形例に係る MRI 装置用送受信素子を複数設けた内視鏡を説明するための図である。

30

【 0 0 8 4 】

図 1 5 と図 1 6 は、挿入部の先端部の外周面上に、複数の MRI 装置用送受信素子が設けられた内視鏡の斜視図である。図 1 5 は、複数の MRI 装置用送受信素子がマトリックス状に設けられた可撓性フィルム 7 1 が挿入部 6 1 の円柱状の先端部の外周面上に貼り付けられて設けられている。挿入部 6 1 の先端面には、観察窓、照明窓 6 1 a が設けられている。図 1 6 は、斜視内視鏡の挿入部の先端部の一部の断面が多角形の形状を有する部分に、複数の MRI 装置用送受信素子がマトリックス状に設けられている。具体的には、断面が多角形の形状を有する部分の表面上に、複数の MRI 装置用送受信素子がマトリックス状に設けられた可撓性フィルムあるいは薄板化した基板 7 2 が貼り付けられて設けられている。挿入部 6 2 の先端面には、観察窓、照明窓 6 2 a が設けられている。

40

【 0 0 8 5 】

図 1 7 は、挿入部の先端部の先端面上に、複数の MRI 装置用送受信素子が設けられた内視鏡の斜視図である。図 1 7 は、複数の MRI 装置用送受信素子がマトリックス状に設けられた可撓性フィルムあるいは基板 7 3 が、挿入部の先端部の先端面上に貼り付けられて設けられている。挿入部 6 3 の先端面には、観察窓、照明窓 6 3 a が設けられている。

【 0 0 8 6 】

図 1 5 から図 1 7 に示す例では、MRI 装置用送受信素子は、1 つが非常に小さく、か

50

つ可撓性フィルム上あるいは薄板化した半導体基板上に形成されているため、アレイ化しても自由形状にし易いので、細径内視鏡の先端部の円柱形状側面等にも容易に貼り付けることができる。なお、このとき、MRI装置用送受信素子を保護膜等で覆うことが望ましい。

図15から図17の内視鏡を用いると、内視鏡画像とMRI画像を組み合わせた画像の取得が可能となる。

【0087】

さらに、MRI装置用送受信素子をカテーテルの側面部に配置してもよい。カテーテルの側面部にMRI装置用送受信素子を配置することにより、施術部の高分解能なMRI画像を見ながらの手術が可能となる。

10

【0088】

以上のように、上述した3つの実施の形態、変形例及び応用例に係るMRI装置用送受信素子あるいはMRI装置用送受信素子アレイを用いれば、高分解能のMRI画像を得ることができる。

【0089】

特に、微小で高感度なMRI装置用送受信素子をアレイ状に配置することによって、関心領域を高感度、低ノイズ、高SN比かつ高速での計測を実現し、高SN比によって空間分解能1 μ m以下のMRI画像を取得することができる。また、上記分解能により、生物の細胞レベルでの微小内部構造の観察を生きたまま非侵襲で計測することが可能となり、例えば空間分解能1 μ m以下の分解能でシナプスレベルでの形態計測などの生態観察をリアルタイムで高速に実現できる。

20

【0090】

上述した3つの実施の形態、変形例及び応用例に係るMRI装置用送受信素子あるいはMRI装置用送受信素子アレイを用いれば、コイルと計測部位とを近づけることができ、小型で、高分解能計測による高解像度の画像が高速で得られるMRI装置用送受信素子を実現することができる。生物の細胞レベルでの微小内部構造の観察等の生体反応観察をすることができる。上述した3つの実施の形態、変形例及び応用例に係るMRI装置用送受信素子あるいはMRI装置用送受信素子アレイを用いれば、1 μ m以下の分解能を実現できるので、MRI装置が、生物の細胞レベルでの微小内部構造の観察を生きたまま非侵襲で計測する用途にも適用可能となる。そして、生体反応の観察においては、リアルタイムで、高速且つ正確な計測が可能となる。

30

【0091】

なお、以上の各実施の形態、各変形例及び応用例では、各コイルは、信号の送受信を行う例であるが、受信のみを行うものでもよい。

【0092】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0093】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の斜視図である。

40

【図2】本発明の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の等価回路図である。

【図3】本実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の分解能を説明するための模式図である。

【図4】本発明の第1の実施の形態の第1の変形例に係るMRI装置用送受信素子の斜視図である。

【図5】本発明の第1の実施の形態の第2の変形例に係るMRI装置用送受信素子の斜視図である。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の製造方法を説明するための図である。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係るMRI装置用送受信素子の製造方法を説明する

50

ための図である。

【図 8】本発明の第 2 の実施の形態に係る M R I 装置用送受信素子の製造方法を説明するための図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施の形態に係る M R I 装置用送受信素子の製造方法を説明するための図である。

【図 10】本発明の第 2 の実施の形態に係る M R I 装置用送受信素子の製造方法を説明するための図である。

【図 11】本発明の第 2 の実施の形態に係る M R I 装置用送受信素子の製造方法を説明するための図である。

【図 12】本発明の第 3 の実施の形態に係る M R I 装置用送受信素子の構造を説明するための組み立て構成図である。 10

【図 13】本発明の各実施の形態あるいは各変形例に係る複数の M R I 装置用送受信素子を硬質基板の平面上に 2 次元アレイ状に配列した M R I 装置用送受信素子アレイの例を示す斜視図である。

【図 14】本発明の各実施の形態あるいは各変形例に係る複数の M R I 装置用送受信素子を可撓性フィルムの曲面上に 2 次元アレイ状に配列した M R I 装置用送受信素子アレイの例を示す斜視図である。

【図 15】本発明の各実施の形態あるいは各変形例に係る複数の M R I 装置用送受信素子が、挿入部の先端部の外周面上に設けられた内視鏡の斜視図である。

【図 16】本発明の各実施の形態あるいは各変形例に係る複数の M R I 装置用送受信素子が、挿入部の先端部の外周面上に設けられた内視鏡の斜視図である。 20

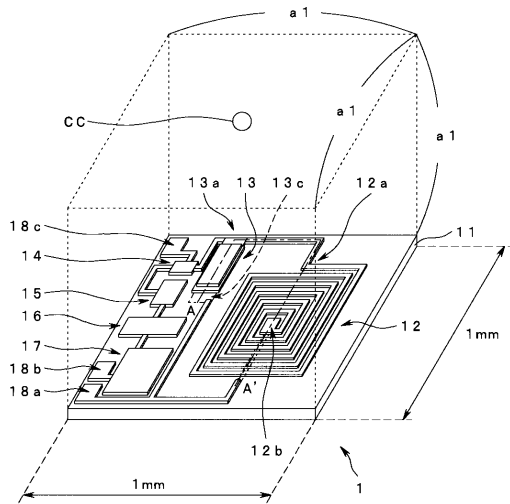
【図 17】本発明の各実施の形態あるいは各変形例に係る複数の M R I 装置用送受信素子が、挿入部の先端部の先端面上に設けられた内視鏡の斜視図である。

【符号の説明】

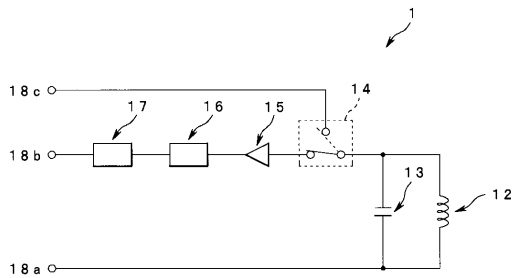
【 0 0 9 4 】

1 , 1 A , 1 B , 2 , 3 M R I 装置用送受信素子、 1 1 , 1 1 A , 1 1 B 基板、 1 2 コイル、 1 3 コンデンサ、 1 4 スイッチ、 1 5 プリアンプ、 1 6 周波数フィルタ、 1 7 信号処理回路、 1 8 a、 1 8 b、 1 8 c 端子部、 2 1 , 2 2 , 3 1 , 3 2 , 3 4 , 3 5 長孔部

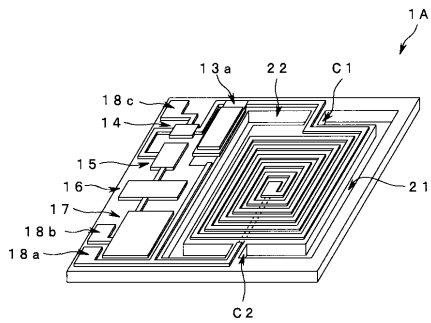
【図 1】



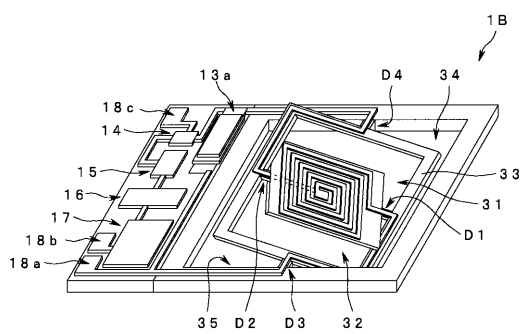
【図 2】



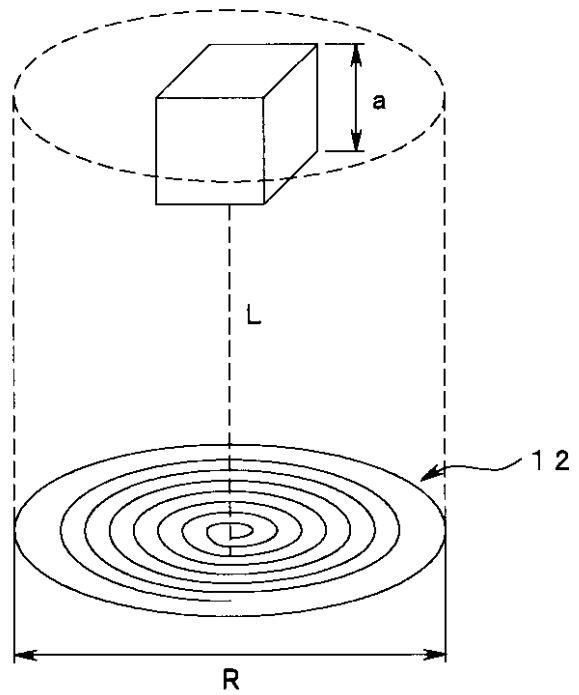
【図 4】



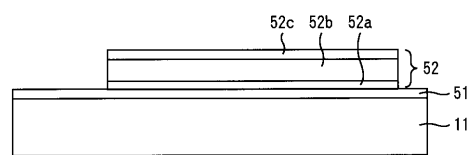
【図 5】



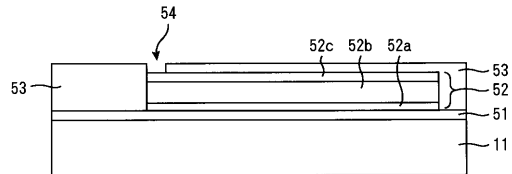
【図 3】



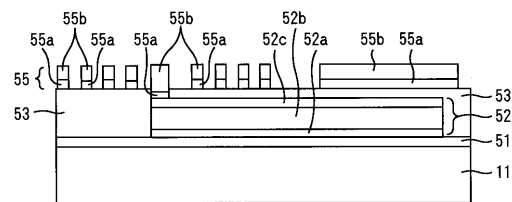
【図 6】



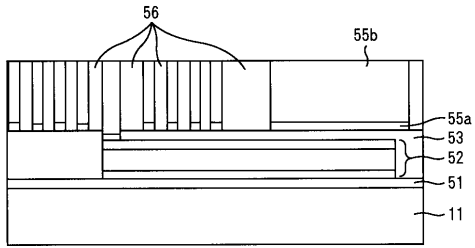
【図 7】



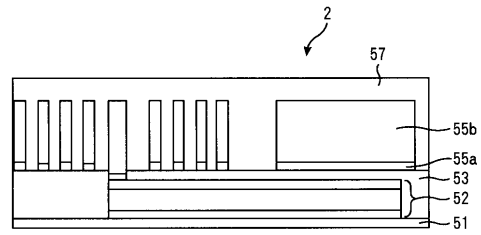
【図 8】



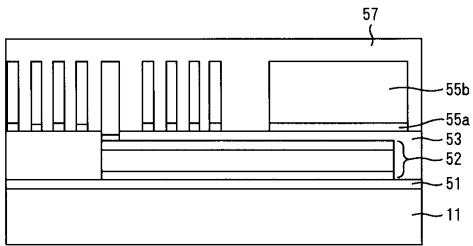
【図 9】



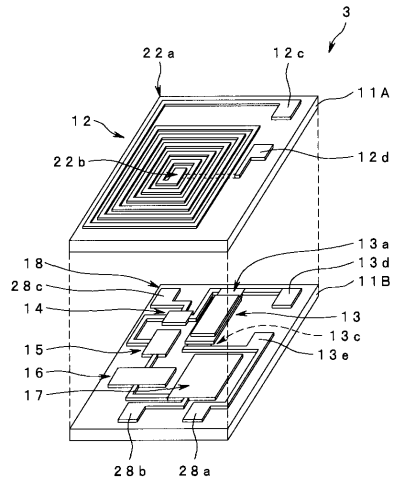
【図 11】



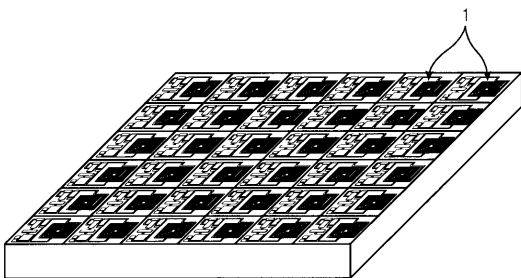
【図 10】



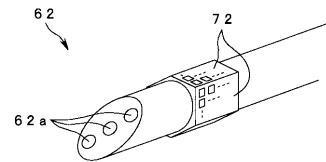
【図 12】



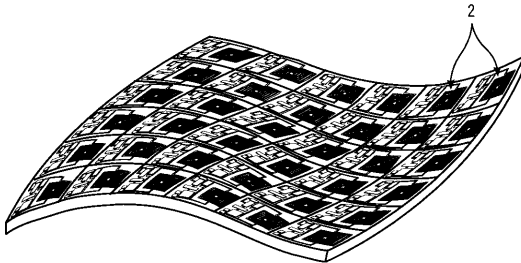
【図 13】



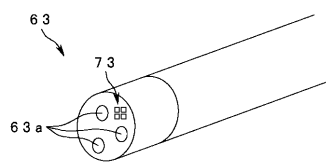
【図 16】



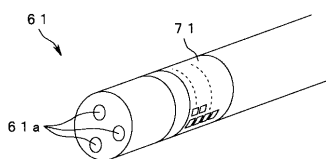
【図 14】



【図 17】



【図 15】



フロントページの続き

(72)発明者 星野 一憲

東京都渋谷区初台 2 - 4 - 2 0 - 3 1 2

(72)発明者 太田 亮

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 FF35 HH51

4C096 AA18 AA20 AB41 CC10 CC12 CC17 CD02

要解决的问题：为MRI设备提供收发器元件，通过该收发器元件可以将线圈和待测区域设置得更近，并且可以通过高分辨率测量获得具有高分辨率的图像。解决方案：用于MRI装置的收发器元件1包括收发器线圈12，其线圈具有1mm或更小的直径，照射高频磁场以产生对象的磁核共振并接收从受试者产生的磁核共振信号，电容器13与收发器线圈12一起构成谐振电路，开关14打开和关闭谐振电路，以及至少一个滤波器，用于处理由收发器线圈12接收的磁核共振信号。

