

(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2004-129847
(P2004-129847A)

(43) 公開日 平成16年4月30日(2004.4.30)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/18	A 6 1 B 17/36 3 4 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 5/055	A 6 1 N 5/02	4 C 0 8 2
A 6 1 N 5/02	A 6 1 B 5/05 3 9 0	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/28	G 0 1 N 24/02 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2002-297488 (P2002-297488)	(71) 出願人	000220664 東京電波株式会社 東京都大田区中央5丁目6番11号
(22) 出願日	平成14年10月10日 (2002.10.10)	(71) 出願人	000231394 株式会社アズウェル 大阪府大阪市中央区石町2丁目2番9号
		(74) 代理人	100086841 弁理士 脇 篤夫
		(74) 代理人	100114122 弁理士 鈴木 伸夫
		(72) 発明者	脇海道 孝一 大阪府茨木市庄2丁目24番3号 株式会社アズウェル内

最終頁に続く

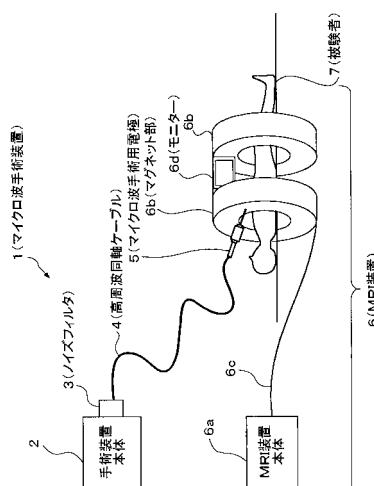
(54) 【発明の名称】 マイクロ波手術装置

(57) 【要約】

【課題】 MRI 装置の MR 画像に影響を与えることのないマイクロ波手術装置を提供すること

【解決手段】 マイクロ波発振器 5 7 と高周波同軸ケーブル 4 の入力端との間にノイズフィルタ 3 を設け、マイクロ波手術用電極 5 からマイクロ波が照射されている時にマイクロ波発振器 5 7 のマグネトロンで発生する MRI 装置 6 の MR 信号の周波数帯域のノイズを除去することで、MRI 装置 6 により MR 画像を表示しながらマイクロ波手術装置により手術を行った場合でも、MRI 装置 6 から鮮明な MR 画像の表示を可能にした。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

核磁気共鳴画像装置により断層画像の撮像が行われている状態のもとで使用できるマイクロ波手術装置であって、
マグネトロンによって構成され、所定の周波数のマイクロ波信号を発振出力する出力回路に直流を遮断する電気絶縁体が設けられているマイクロ波発振手段と、
上記マイクロ波信号を病変組織部位に対して照射可能に構成された手術用電極と、
上記マイクロ波発振手段と上記手術用電極との間に設けられ、上記マイクロ波発振手段から出力される上記マイクロ波信号に含まれる連続性ノイズから上記断層画像の撮像用周波数と共振するノイズ成分のみを外部アースに導いて除去するノイズフィルタ手段と、
を備えていることを特徴とするマイクロ波手術装置。

10

【請求項 2】

上記ノイズフィルタ手段は、
上記核磁気共鳴画像装置により撮影される上記断層画像に影響を与えるノイズ成分を除去することで、上記核磁気共鳴画像装置において上記病変組織部位の温度分布をリアルタイムで表示可能としたことを特徴とする請求項 1 に記載のマイクロ波手術装置。

【請求項 3】

上記ノイズフィルタ手段で除去するノイズ成分は、上記核磁気共鳴画像装置の磁場強度により決定されることを特徴とする請求項 1 に記載のマイクロ波手術装置。

【請求項 4】

上記ノイズフィルタ手段は、
上記マイクロ波発振手段から上記手術用電極に上記マイクロ波信号を伝送する一対の伝送路に対してそれぞれ挿入され、少なくとも所定の周波数のマイクロ波信号を通過可能に形成される第 1 の帯域通過回路と、
上記伝送路と上記外部アースとの間に挿入され、上記マグネトロンで発生する連続性ノイズのうち、上記断層画像の撮像用周波数と共振する周波数のノイズ成分のみを通過可能に形成される第 2 の帯域通過回路と、
からなることを特徴とする請求項 1 に記載のマイクロ波手術装置。

20

【請求項 5】

上記第 1 の帯域通過回路はコンデンサにより形成され、上記第 2 の帯域通過回路はコンデンサとインダクタとを直列接続して形成した同調回路により形成されることを特徴とする請求項 4 に記載のマイクロ波手術装置。

30

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、例えば生体組織にマイクロ波を照射して、凝固、止血、切除等の手術を行うマイクロ波手術装置に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

従来から電気手術装置（電気メス）やレーザー手術装置（レーザーメス）などと共にマイクロ波手術装置が知られている。

40

マイクロ波手術装置は、マイクロ波を生体組織内に照射することで、組織内に発生した誘電熱を利用して、凝固、止血、切除等を行う手術装置であり、例えば含有血液の多い肝臓などの実質臓器の手術に好適なものとされる。

【0003】

ところで、上記したようなマイクロ波手術装置により生体組織の手術や治療を行う際には、手術・治療部位の様子を観測しながら行うことが望ましい。

マイクロ波手術装置により手術・治療を行いながら、手術・治療部位の観測を行うには、マイクロ波手術装置と核磁気共鳴画像（MRI：Magnetic Resonance Imaging）装置を組み合わせることが考えられる。

50

【0004】

しかしながら、核磁気共鳴画像装置（以下、「MRI装置」という）は、人体を静磁場中に置いた状態で高周波磁場（RF磁場）を与えて、人体内のスピンを持つ核を励起し、この励起した核が元に戻る間に生じた所定周波数のMR信号を検出して人体の断層像を表示する装置である。

このため、一般にはマグネットから発せられる強力な静磁場を所定領域から外部に出すことなく、しかも人体から発せられる極めて微量なRF信号を効率良く受信するために電磁シールドが施されたシールドルーム内部に設置するなどして、微量なMR信号がノイズなどの影響を受けないように構成する必要がある。

【0005】

そこで、従来のマイクロ波手術装置においては、MR検査室の外部にマイクロ波発振器を設け、このマイクロ波発振器とMR検査室内で使用するマイクロ波アプリケーションとをマイクロ波中継ケーブルにより接続する。そのうえで、マイクロ波発振器とマイクロ波アプリケーションとを連結するマイクロ波中継ケーブルの途中に同軸型フィルタを介設することで、マグネトロンから出力されるマイクロ波がMR検査室内のMRI観察空間に入る前にノイズをカットする方法なども提案されている（特許文献1）。

【0006】

【特許文献1】特開平11-267133号公報（第12頁 - 第13頁、第31図 - 第37図）

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、例えば、上記したような特許文献1に記載されているマイクロ波手術装置により手術を行う場合は、通常、他の治療機器、或いは生体監視装置などが併用されるため、マイクロ波手術装置を含む何れかの装置のアース回路に、何らかの原因によって異常が発生した場合には、術者や患者が漏れ電流による電気ショック（感電、電撃）を起し危険な状態になるおそれがあった。

【0008】

また、マイクロ波手術装置では、マイクロ波手術用電極を用いて腫瘍などの患部にマイクロ波を照射して病変部の凝固、止血、切除などの手術を行うようにされるが、このとき、その状態をMR画像（断層画像）で確認しながら行うことが望ましいとされる。

【0009】

しかしながら、マイクロ波手術装置と、MRI装置とを同時に使用する場合には、マイクロ波手術装置の手術用器具として、磁場に影響を与える器具を使用すると、手術用器具により作られる局所磁場の歪みが問題となる。

このため、手術用電極などは非磁性体で構成したものをを用いるようにしているが、MR撮像下の手術では、リアルタイムで、より鮮明な画像を確認できることが必要不可欠であることから、より高磁場のMRI装置の使用が望まれている。

この結果、MRI対応の手術用器具を用いただけでは、依然としてMRI装置により得られるMR画像の乱れが問題となっていた。

【0010】

またMRI装置の種類によっては、漏洩磁場の関係で狭い手術室内でも磁場の影響を受けない領域を確保できるものがあり、その場合は通常の手術用器具を使用することが可能とされる。しかし、その場合はMRI装置のガントリーの外に正対したベット上で手術を行い、撮影はベットをガントリー内に素早く移動さるという迅速な作業を可能にする設備と体制が前提となり、かつ、リアルタイムでMR画像を確認することが困難であった。

【0011】

そこで、本発明は上記したような点を鑑みてなされたものであり、MRI装置と同時に使用した場合でもMR画像に影響を及ぼすことなく、高解像度の画像をリアルタイムで表示可能であり、しかも他の装置を併用した場合でも安全なマイクロ波手術装置を提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明のマイクロ波手術装置は、核磁気共鳴画像装置により断層画像の撮像が行われている状態のもとで使用できるものとされる。

そして、マグネトロンによって構成され、所定の周波数のマイクロ波信号を発振出力する出力回路に直流を遮断する電気絶縁体が設けられているマイクロ波発振手段と、マイクロ波信号を病変組織部位に対して照射可能に構成された手術用電極と、マイクロ波発振手段と手術用電極との間に設けられ、マイクロ波発振手段から出力されるマイクロ波信号に含まれる連続性ノイズから断層画像の撮像用周波数と共振するノイズ成分のみを外部アースに導いて除去するノイズフィルタ手段とを備えている。

10

【 0 0 1 3 】

またノイズフィルタ手段は、核磁気共鳴画像装置により撮影される断層画像に影響を与えるノイズ成分を除去することで、核磁気共鳴画像装置において病変組織部位の温度分布をリアルタイムで表示可能とした。

またノイズフィルタ手段で除去するノイズ成分は、核磁気共鳴画像装置の磁場強度により決定するようにした。

【 0 0 1 4 】

さらにノイズフィルタ手段は、マイクロ波発振手段から手術用電極にマイクロ波信号を伝送する一対の伝送路に対してそれぞれ挿入され、少なくとも所定の周波数のマイクロ波信号を通過可能に形成される第1の帯域通過回路と、伝送路と外部アースとの間に挿入され、マグネトロンで発生する連続性ノイズのうち、断層画像の撮像用周波数と共振する周波数のノイズ成分のみを通過可能に形成される第2の帯域通過回路とからなる。

20

また、第1の帯域通過回路をコンデンサにより形成し、第2の帯域通過回路をコンデンサとインダクタを直列接続した同調回路により形成するようにした。

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、マイクロ波発振手段と手術用電極との間にノイズフィルタ手段を設け、マイクロ波発振手段から出力されるマイクロ波信号に含まれる連続性ノイズから断層画像の撮像用周波数と共振するノイズ成分のみを外部アースに導いて除去するようにしている。

これにより、マイクロ波手術装置をMRI装置と同時に使用した場合でも、高解像度の画像を得ることができるので、病変組織部位の温度分布をリアルタイムで表示することが可能になる。

30

【 0 0 1 6 】

【発明の実施の形態】

以下、本実施の形態としてのマイクロ波手術装置について説明する。

本実施の形態の説明は次の順序で行う。

1. 本実施の形態のマイクロ波手術装置を利用した手術システム
2. マイクロ波手術装置の構成
 - 2-1 マイクロ波手術装置の外観構成
 - 2-2 マイクロ波手術装置の内部構成
 - 2-3 マイクロ波手術用電極の構造
3. 本発明に至った背景
4. ノイズフィルタの構成
 - 4-1 ノイズフィルタの構造
 - 4-2 フィルタの特性

40

【 0 0 1 7 】

1. 本実施の形態のマイクロ波手術装置を利用した手術システム

先ず、図1を用いて本発明の実施の形態としてのマイクロ波手術装置を利用した手術システムの概要について簡単に説明しておく。

この図1に示す手術システムは、本実施の形態としてのマイクロ波手術装置1とMRI装

50

置 6 とにより構成される。

本実施の形態のマイクロ波手術装置 1 は、手術装置本体 2 内において発生させた 2 4 5 0 M H z のマイクロ波信号をマイクロ波手術用電極 5 から被験者 7 の患部に収束照射することで、生体組織内に発生した誘電熱を利用して、例えば含有血液の多い肝臓などの実質臓器に対して凝固、止血、切除等を手術するのに好適なものとされる。

この場合、手術装置本体 2 はノイズフィルタ 3 を介して高周波同軸ケーブル 4 と接続され、この高周波同軸ケーブル 4 にマイクロ波手術用電極 5 が接続されている。

【 0 0 1 8 】

M R I 装置 6 は、M R I 装置本体 6 a とマグネット部 6 b , 6 b とからなる、いわゆる解放型の M R I 装置であり、主たる制御を行う M R I 装置本体 6 a と、被験者 (患者) 7 に静磁場を与えるためのマグネット部 6 b , 6 b とが信号線 6 c により接続されている。また、被験者 7 の断層画像 (M R 画像) を表示するモニター 6 d を備えて構成される。

M R I 装置 6 の長所としては、X 線被爆がなく、被験者の身体を動かさなくとも人体の断層画像が任意の角度から得られるため、病変部の広がり、大きさ、周囲組織との関係、温度画像などをモニター 6 d に表示することができる点になどが挙げられる。

加えて、この図 1 に示すような開放型の M R I 装置 6 は、閉鎖型 (トンネル型) の M R I 装置とは異なり、M R I 装置の静磁場を形成するマグネット部 6 b , 6 b の間から、術者が静磁場内の被験者 7 にアクセスすることが可能である。即ち、図示していない術者が被験者 7 にアクセスするスペースが上下方向に設けられているため、術者は、該スペースの手前方向に位置することにより、モニター 6 d により表示される病変部の様子を M R 画像をリアルタイムで視認しながら、手術などの様々な処置を簡単に、しかも正確、且つ、安全に行うことができるようになる。

【 0 0 1 9 】

なお、本実施の形態においては、M R I 装置 6 を図 1 に示したような開放型の M R I 装置で、しかもマグネット部 6 b , 6 b が垂直に配置され、術者が静磁場内の被験者にアクセスするスペースが上下方向に設けられている垂直型 (ダブルドーナツ型) の装置を例に挙げているが、これはあくまでも一例である。

例えば、M R I 装置 6 としては、マグネット部 6 b , 6 b が水平に配置され、術者が被験者にアクセスするスペースが横方向に設けられている水平型 (ハンバーグ型) の装置であっても良い。また、閉鎖型 (トンネル型) の M R I 装置でも良い。

【 0 0 2 0 】

そして、図 1 に示した手術システムを構成している本実施の形態のマイクロ波手術装置 1 は、M R I 装置 6 と同時に使用した場合でも M R 画像に影響を及ぼさないように構成した。これにより、例えば、マイクロ波手術用電極を用いて腫瘍などの患部にマイクロ波信号を照射して病変部の凝固、止血、切除などの手術を M R 画像でリアルタイムに確認しながら行うことができるようにしたものである。

さらに他の装置を併用した場合でも、術者や患者が漏れ電流による電気ショックを与えないように安全な構成としたものである。

【 0 0 2 1 】

2 . マイクロ波手術装置の構成

2 - 1 マイクロ波手術装置の外観構成

以下、図 2 ~ 図 4 を参照しながら本実施の形態のマイクロ波手術装置の構成について説明する。

先ず、図 2、図 3 を用いて本実施の形態のマイクロ波手術装置の外観構成について説明する。

図 2 は本実施の形態のマイクロ波手術装置の外観構成を示した図であり、図 3 (a) は手術装置本体の正面図、図 3 (b) はその背面図をそれぞれ示した図である。

この図 2 に示すように、マイクロ波手術装置 1 の手術装置本体 2 は、小型で架台 1 0 上に配置可能とされる。また手術装置本体 2 とフットスイッチ 9 (9 a , 9 b) とをフットケーブル 8 により接続することで足によるオン / オフ操作が可能とされる。

10

20

30

40

50

【0022】

手術装置本体2の正面には、図3(a)に示すように、上段側に主操作パネル部11が設けられ、下段側に副操作パネル部12が設けられている。

主操作パネル部11は、アラーム領域13、モード領域14、凝固領域15、解離領域16、メモリー領域17に区分されている。

アラーム領域13には、当該マイクロ波手術装置1の状態を報知するための各種アラームランプ21が設けられている。

【0023】

モード領域14は、当該マイクロ波手術装置1の動作モードを切り換えるための領域であり、上記図2に示したフットスイッチ9による操作モードをノーマル(踏みっぱなし)モードと、オートリピート(ポンと一度踏むだけ)モードに切り換えるためのモード切替スイッチ22や、リピート回数を表示するリピート回数表示部23が設けられている。

10

【0024】

凝固領域15は、マイクロ波手術用電極5より被験者7に対して手術(凝固)を行う際に照射するマイクロ波の各種設定を行うための領域とされる。このため、マイクロ波の出力設定や、出力設定をリセットするためのマイクロ波出力設定スイッチ24, 25や、凝固時間のリセット、或いはマイクロ波出力を出力設定値まで段階的に徐々に上げながらマイクロ波を照射するスロー凝固モードに切り換えるための切替スイッチ26, 27が設けられている。

また表示部として凝固確認ランプ28や、マイクロ波の出力値を表示する出力表示器29、凝固時間を表示する凝固時間表示器30、凝固時間の単位(秒/分)を表示する凝固時間単位確認ランプ31が設けられている。

20

【0025】

解離領域16は、マイクロ波手術用電極5を被験者7の生体から引き抜く際にマイクロ波手術用電極5に生体組織が付着するのを防止するための各種設定を行う領域であり、解離確認ランプ32や解離時間表示器33、解離時間設定スイッチ34、解離電流表示器35、解離電流設定スイッチ36が設けられている。

【0026】

メモリー領域17には、凝固条件(ワット数、凝固時間、解離時間など)の設定を記憶するメモリースwitch37が設けられている。

30

【0027】

一方、副操作パネル部12には、マイクロ波を出力可能な2つの出力コネクタ40, 41と、これらの出力コネクタ40, 41を同時に通電する同時通電スイッチ38、マイクロ波手術用電極5に対して負荷が加わったときに出力コネクタ40, 41を通電状態にするURSスイッチ39、フットスイッチ接続コネクタ42、主電源スイッチ43が設けられている。

【0028】

この場合、出力コネクタ40, 41には、それぞれ高周波同軸ケーブル4, 4を介してマイクロ波手術用電極5, 5が接続される。そして、このマイクロ波手術用電極5, 5からマイクロ波が出力される。

40

そして、本実施の形態では、この出力コネクタ40(または41)と高周波同軸ケーブル4との間にノイズフィルタ3を設けるようにしている。

なお、フットスイッチ接続コネクタ42には、上述したフットケーブル8を介してフットスイッチ9が接続されることになる。

【0029】

手術装置本体2の背面側には、図3(b)に示すように音量調整つまみ45、ヒューズホルダー46、通風孔47、等電位化端子48が設けられている。また手術装置本体2の両側にはそれぞれ把手44, 44が設けられている。

【0030】

2-2 マイクロ波手術装置の内部構成

50

次に、本実施の形態のマイクロ波手術装置の内部構成を図4に示すブロック図を用いて説明する。なお、図3と同一部位には同一番号を付して説明は省略する。

この図4に示すように、商用交流電源からの商用交流電圧（定格電圧）は、ヒューズ51、主電源スイッチ43、漏電ブレーカー52を介して設定出力安定装置53に供給される。なお、漏電ブレーカー52には漏電を報知するための接地警報灯21aが取り付けられている。接地警報灯21aは、上記図3（a）に示したアラーム領域13にアラームランプ21として設けられるものである。

【0031】

設定出力安定装置53は、出力設定器54の設定に応じて高圧電源56に供給する電圧レベルを設定する。設定出力安定装置53の出力タイミングは出力制御装置55により制御されている。出力表示器29は出力設定器54の設定値を表示する表示器である。

10

【0032】

高圧電源56は、高圧トランスなどにより構成され、設定出力安定装置53からの電圧を昇圧してマイクロ波発振器57に出力する。

マイクロ波発振器57は、マグネトロンにより構成され、高圧電源56からの昇圧電圧を利用して、例えば2450MHzのマイクロ波を発生する。そして、その出力回路には直流を遮断するように電気絶縁体が設けられている。

【0033】

マイクロ波発振器57で発生したマイクロ波は、破線で囲ったマイクロ波伝送部58のノイズフィルタ3と同軸リレー59、及び高周波同軸ケーブル4を介してマイクロ波手術用電極5に供給され、マイクロ波手術用電極5から被験者7に照射するようにされる。

20

【0034】

コンタクトチェッカー61は、マイクロ波手術用電極5から誤ってマイクロ波が出力されるのを防止するために、マイクロ波手術用電極5が被験者7と接触状態にあるか否かを検出して、その検出結果を出力制御装置55に出力するようにされる。

【0035】

出力制御装置55は、フットスイッチ9aが操作された時に、出力時間設定器63により設定された時間だけ、設定出力安定装置53から所定レベルの電圧が高圧電源56に入力されるように制御している。また、出力制御装置55は、上記したコンタクトチェッカー61の検出結果に基づいて出力制御を行うようにされる。なお、出力制御装置55の動作電圧は低圧電源回路62から供給されている。

30

【0036】

マグネトロン強制冷却装置64は、マイクロ波発振器57のマグネトロンを強制的に冷却するようにされる。このマグネトロン強制冷却装置64には、冷却ファンの状態を監視し、冷却ファンに異常が発生した時に報知するため冷却ファン監視灯21bが取り付けられている。

【0037】

低圧電源回路62は、漏電ブレーカー52を介して入力される商用電圧を所定の低圧レベルに変換して出力する。その出力電圧は出力制御装置55やフットスイッチ9a、音声出力装置65などに駆動電源として供給される。

40

【0038】

音声出力装置65は、出力制御装置55においてマイクロ波を出力する際に異常を検出した時、或いはアース検出回路67や組織解離装置69において異常を検出した時にスピーカ66から警報音を出力する。

また、音声出力装置65は、アース検出回路67において漏洩電流を検出したときにスピーカ66から警報音を出力するようにされる。

【0039】

また、本実施の形態のマイクロ波手術装置1においては、手術のためにマイクロ波手術用電極5を組織に刺入して手術を行った後、マイクロ波手術用電極5を組織より引き抜く際に、マイクロ波手術用電極5に組織が付着するのを防止するために組織解離装置69が備

50

えられている。

【0040】

組織解離装置69は、手術終了後に同軸リレー59を介してマイクロ波手術用電極5に対して、数mA程度の陰極直流電流を通電することで、組織とマイクロ波手術用電極5との間の細胞膜を境として電気浸透現象によりマイナス側になる後記中心電極の周辺に凝集する水分により、マイクロ波手術用電極5への組織の付着を防止するようにしている。

組織解離装置69の通電時間は、通電時間設定器70により設定可能とされ、その通電時間は通常短時間(例えば60秒程度)に設定される。

また、この組織解離装置69のオン/オフは、例えばフットスイッチ9bを操作し、直流電源68をオン/オフして行うようにしている。

10

【0041】

2-3 マイクロ波手術用電極の構造

ここで、図5を用いてマイクロ波手術用電極の構造例を示しておく。

図5(a)は手術用電極の全体の構造図、図5(b)は手術用電極の先端部分の拡大図である。

図5(a)(b)に示すマイクロ波手術用電極5は、例えばMRI対応の非磁性体などにより構成される手術用電極とされる。

このようなマイクロ波手術用電極5は、コネクタ本体71に、略円筒状の外部電極72が取り付けられている。そして、この外部電極72の先端に絶縁体73を介して中心電極74が取り付けられている。

20

中心電極74は、絶縁体73内に形成されている中心導体75、及び外部電極72内の中心導体(図示しない)を介してコネクタ本体71内の図示しない中心電極に接続されている。また、外部電極72はコネクタ本体71の外部電極と接続されている。なお、外部電極72と中心電極とは絶縁されている。

【0042】

3. 本発明に至った背景

ところで、先においても説明したように、マイクロ波手術装置1とMRI装置6によるMR画像の表示を同時に行いながらマイクロ波手術装置1により手術を行った場合は、上記したようなMRI対応の手術用器具を用いるだけでは依然としてMRI装置により得られるMR画像の乱れが問題となる。

30

【0043】

そこで、本願発明者らは、この問題の原因について追求した結果、以下のことが明らかになった。

MRI装置6は生体内のプロトンの共鳴周波数と同じ周波数(例えば、静磁場の磁場強度が0.5T(テスラ: Tesla)のMRI装置の場合は、21.28MHz)の微弱な電磁波(RF)を撮像用周波数としてプロトンに送り込むための送信装置(図示しない)と、送信を中止したときにプロトンから再放射される同じ周波数の電磁波を受けとるための受信装置(図示しない)を備えている。

【0044】

一方、マイクロ波手術装置1においてマイクロ波を発生させるマグネトロンは高効率で大出力が得られ、動作が安定していることから電子レンジ等にも多用されているが、マグネトロンの発振波形には低レベルではあるが特有の雑音波形が重畳されて連続性ノイズが発生する。

40

このため、MRI装置6とマイクロ波手術装置1を併用した場合は、上述したマグネトロンの発振波形に重畳している連続性ノイズの中から、プロトンの共鳴周波数と同じ周波数の電磁波がMRI装置6の受信装置に共鳴して入り込み、プロトンから再放射された受信信号と混合してこれを妨害するため、正しいMR画像が得られなくなっていることが分かった。

【0045】

従って、マグネトロンの連続性ノイズの中に生体プロトンの共鳴周波数と同じ電磁波(M

50

R撮像用周波数と共振するノイズ成分)が出現したときは、ノイズフィルタ3によって、そのノイズ成分を外部アースに導いて除去すれば、MR画像に影響を与えない、すなわちマイクロ波手術装置1からマイクロ波が照射されている病変組織部位の高解像度の画像や温度分布画像をMRI装置6によりリアルタイムで表示することが可能になることが判明した。

【0046】

一般に、MRI装置6では、MRI装置本体6aにおいてMR信号の処理を行い、モニター6d上に被験者7のMR画像を表示する場合、MRI装置6の撮像周波数fと静磁場の磁場強度Tとの間には次のような関係がある。

$$1.0\text{ T} = 42.56\text{ MHz}$$

$$0.5\text{ T} = 21.28\text{ MHz}$$

$$0.3\text{ T} = 12.768\text{ MHz}$$

$$0.2\text{ T} = 8.512\text{ MHz}$$

【0047】

これは、例えばMRI装置6の磁場強度Tが1.0Tのときは、マイクロ波手術装置1のマイクロ波発振器57において発生する42.56MHz付近の帯域の連続性ノイズが、マイクロ波手術用電極5から出力されることによってMRI装置のMR画像に乱れが発生することを意味している。

【0048】

そこで、本実施の形態のマイクロ波手術装置1においては、マイクロ波発振器57とマイクロ波手術用電極5との間にノイズフィルタ3を設け、マグネトロンで発生するMR画像に影響を与える所要帯域の連続性ノイズを除去するようにしている。

【0049】

また、先においても説明したように、特許文献1に開示されている装置では、他の治療機器或いは生体監視装置などを併用した場合には、もし何れかの装置のアース回路に、何らかの原因によって異常が生じた場合、術者や患者が漏れ電流による電気ショックを与えるおそれがある。

このため、本実施の形態のマイクロ波手術装置1では、患者、術者に漏れ電流による電気ショックを防止するため、図示しないがマイクロ波発振器57の出力回路に直流を遮断するシリコンゴムからなる電気絶縁体を設けるようにしている。これにより、マイクロ波発振器57をマイクロ波手術装置1のアースからフローティングするようにしている。

【0050】

即ち、前記特許文献1に記載されているような同軸フィルタを含む一般的なノイズフィルタでは、良好なアースを有し、同軸構造の内部導体を利用して伝送するマイクロ波信号成分から不要な信号成分を除去するようにしているのに対して、本実施の形態のマイクロ波手術装置1は、前記のとおり、高周波同軸ケーブル4の外皮部分、すなわち外部導体部分をアースに対して直流的に接続しないようにしている。但し、その場合は高周波同軸ケーブル4の外部導体を介してマイクロ波手術用電極5の外部電極72に伝送される不要な高周波信号を除去することはできない。

【0051】

そこで、本実施の形態では、アースからフローティングさせるように形成したうえで、マグネトロンで発生しMR画像に影響を与えるノイズ成分を除去するために、ノイズフィルタ3を以下のように構成することとした。

【0052】

4. ノイズフィルタの構成

4-1 ノイズフィルタの構造

以下、本実施の形態のマイクロ波手術装置に設けられているノイズフィルタの構造について説明する。

なお、本実施の形態では手術装置本体2に対して外付け可能なノイズフィルタ3を例に挙げて説明するが、ノイズフィルタは手術装置本体2の内部に設けることも勿論可能である

10

20

30

40

50

。また、ノイズフィルタ 3 を高周波同軸ケーブル 4 とマイクロ波手術用電極 5 との間に設けることも可能である。

本実施の形態において説明するノイズフィルタ 3 は、手術装置本体 2 に対して外付け可能とされるため、図 6 に示すように、その外観はシールドケース 8 1 に覆われている。また、シールドケース 8 1 とコネクタ 8 2 との間は例えばガラスエポキシ樹脂などの絶縁部材によって絶縁されている。

【 0 0 5 3 】

また、ノイズフィルタ 3 の回路構成としては、手術装置本体 2 の出力コネクタ 4 0 , 4 1 と接続される側のコネクタ 8 2 と、マイクロ波手術用電極 5 のコネクタ本体 7 1 と接続される側のコネクタ 8 3 との間で、内部導体に相当する内部伝送路 8 4 と外部導体に相当する外部伝送路 8 5 がそれぞれ形成されている。

10

そして、各々の伝送路 8 4 , 8 5 には、マイクロ波信号を通過可能に形成される第 1 の帯域通過回路として、図示するように、それぞれコンデンサ C 1 , C 2 が接続されている。コネクタ 8 2 - コンデンサ C 1 間の内部伝送路 8 4 とシールドケース 8 1 との間には、第 2 の帯域通過回路として、コイル L 1 とコンデンサ C 3 とを直列に接続して形成した同調回路が設けられている。

また、コネクタ 8 2 - コンデンサ C 2 間の外部伝送路 8 5 とシールドケース 8 1 との間にも、第 2 の帯域通過回路として、コイル L 2 とコンデンサ C 4 とを直列に接続して形成した同調回路が設けられている。

さらに、外部伝送路 8 5 とシールドケース 8 1 との間には、当該ノイズフィルタ 3 を構成するにあたり、ノイズフィルタ 3 の機構上発生する容量などを補正するための補正用コンデンサ C 5 , C 6 を接続するようにしている。

20

【 0 0 5 4 】

従って、このようなノイズフィルタ 3 を、マイクロ波手術装置 1 の手術装置本体 2 とマイクロ波手術用電極 5 との間に設けるようにすれば、手術装置本体 2 からコネクタ 8 2 を介して供給される高周波信号の内、手術に必要なマイクロ波信号は周波数が高いため、コンデンサ C 1 , C 2 を通過してコネクタ 8 3 からマイクロ波手術用電極 5 に対して供給することができる。

【 0 0 5 5 】

これに対して、MRI 画像に障害を与える高周波信号（以下、「ノイズ成分信号」という）は周波数が低いため、コンデンサ C 1 , C 2 を通過することができず、コイル L 1 - コンデンサ C 3 の直列回路、及びコイル L 2 - コンデンサ C 4 の直列回路を介してシールドケース 8 1 のネジ端子 8 6 からアースへ導かれることになる。これにより、マイクロ波手術用電極 5 へ供給される MR 撮像用周波数と同等とされるノイズ成分信号の割合を著しく低下させることができる。

30

【 0 0 5 6 】

このように、本実施の形態のマイクロ波手術装置 1 においては、マグネトロンで発生する連続性ノイズから MR 撮像用周波数と共振するノイズ成分のみを外部アースに導いて除去するノイズフィルタ 3 を設けるようにしているため、マイクロ波手術装置 1 と MRI 装置 6 とを組み合わせて手術を行った場合でも、MRI 装置 6 の MR 画像に与える障害を除去及び軽減することが可能になる。

40

【 0 0 5 7 】

4 - 2 フィルタの特性

上記したノイズフィルタのフィルタ特性の一例を図 8 ~ 図 1 0 に示す。

なお、ここでは本実施の形態のマイクロ波手術装置 1 を磁場強度が 0 . 5 T の MRI 装置 6 と同時に使用可能にするためのノイズフィルタのフィルタ特性を例に挙げる。

図 8 は、ノイズフィルタ 3 の全帯域におけるフィルタ特性を示した図である。

本実施の形態のノイズフィルタ 3 の全帯域（0 ~ 3 0 0 0 M H z ）における挿入損失特性は、図 8 （ a ）のように示される。また、ノイズフィルタ 3 の全帯域におけるリターンロス は図 8 （ b ）のように示される。

50

また、ノイズフィルタ3の阻止帯域(21.28MHz ± 100kHz)における挿入損失特性は、図9(a)のように示され、リターンロスは図9(b)のように示される。さらにノイズフィルタ3の通過帯域(2200MHz ~ 2500MHz)における挿入損失特性は、図10(a)のように示され、リターンロスは図10(b)のように示される。

【0058】

これら図8~図10に示す特性データから、ノイズフィルタ3は、磁場強度が0.5TのMRI装置6においてMRI画像に障害を与える21.28MHz付近の周波数成分が50dB以上減衰されていることが分かる。またマイクロ波手術装置において必要な2300MHz ~ 2500MHzの周波数成分は、0.4dB程度の僅かな損失で伝送されていることが分かる。

10

【0059】

即ち、ノイズフィルタ3によれば、手術に必要な2300MHz ~ 2500MHzの周波数成分については殆ど減衰させることなく、MRI画像に障害を与える21.28MHz付近の周波数成分だけを十分減衰することができるノイズフィルタを形成することができる。

【0060】

図11は、本実施の形態のマイクロ波手術装置1とMRI装置を同時に動作させたときのMR画像の様子を示した図である。

本実施の形態のマイクロ波手術装置1とMRI装置を同時に動作させたときのMR画像は、図11(a)のように示される。また、従来のマイクロ波手術装置とMRI装置を同時に動作させたときのMR画像、すなわちノイズフィルタを備えていないマイクロ波手術装置とMRI装置を同時に動作させたときのMR画像は図11(b)のように示される。従って、これら図11(a)(b)を比較すれば分かるように、本実施の形態のマイクロ波手術装置1のようにノイズフィルタ3を設けるようにすれば、MR画像のノイズを防止できることが実証された。

20

【0061】

この結果、核磁気共鳴画像装置より高解像度のリアルタイム画像を表示しながらマイクロ波手術を行うことが可能になる。したがって、マイクロ波照射中の病変組織部位の温度分布を見ながら、生体組織の凝固変化や凝固範囲等の治療効果を確認することができる。

30

【0062】

なお、本実施の形態では、MRI装置6の撮像周波数fが21.28MHz、すなわち静磁場強度が0.5Tとされるときにノイズフィルタ3を例に挙げて説明したが、これはあくまでも一例であり、例えばMRI装置6の撮像周波数fが42.56MHz、12.768MHz、8.512MHzなどの場合でも、手術に必要な2300MHz ~ 2500MHzの周波数成分については殆ど減衰させることなく、MRI画像の撮像周波数f付近の周波数成分だけを十分減衰することができるノイズフィルタ3を形成すれば、マイクロ波手術装置1とMRI装置を同時に利用しても、MR画像のノイズを防止することができるのはいうまでもない。

【0063】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明のマイクロ波手術装置によれば、マイクロ波発振手段と手術用電極との間にノイズフィルタ手段を設け、マイクロ波発振手段から出力されるマイクロ波信号に含まれる連続性ノイズから断層画像の撮像用周波数と共振するノイズ成分のみを外部アースに導いて除去するようにしているため、高磁場のMRI装置を使用した場合でもMR画像に影響を与えることのないマイクロ波手術装置を実現することができる。

これにより、MRI装置により病変組織部位の高解像度の画像や温度分布の画像をリアルタイムで表示することが可能になるため、生体組織の凝固変化や凝固範囲などの治療効果を容易に確認することができる。

40

【0064】

50

また、マイクロ波発振手段の出力回路に直流を遮断する電気絶縁体を設けると共に、ノイズフィルタ手段の伝送路と外部アースとの間にコンデンサとインダクタとにより同調回路を形成し、ノイズフィルタ手段を直流的にはフローティング状態にすることで、マイクロ波手術装置と他の治療機器、或いは生体監視装置などを併用したときに、これらの何れかの装置のアース回路に、何らかの原因によって異常が発生した場合でも、術者や患者が漏れ電流より電気ショックを受けないように構成することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態のマイクロ波手術装置を利用した手術システムの構成を示した図である。

【図 2】本実施の形態のマイクロ波手術装置の外観構成を示した図である。

10

【図 3】本実施の形態のマイクロ波手術装置の外観構成を示した図である。

【図 4】本実施の形態のマイクロ波手術装置の内部構成を示したブロック図である。

【図 5】マイクロ波手術用電極の構造例を示した図である。

【図 6】ノイズフィルタの外観構造を示した図である。

【図 7】ノイズフィルタの回路構成を示した図である。

【図 8】ノイズフィルタの特性を示した図である。

【図 9】ノイズフィルタの特性を示した図である。

【図 10】ノイズフィルタの特性を示した図である。

【図 11】MR 画像の様子を示した図である

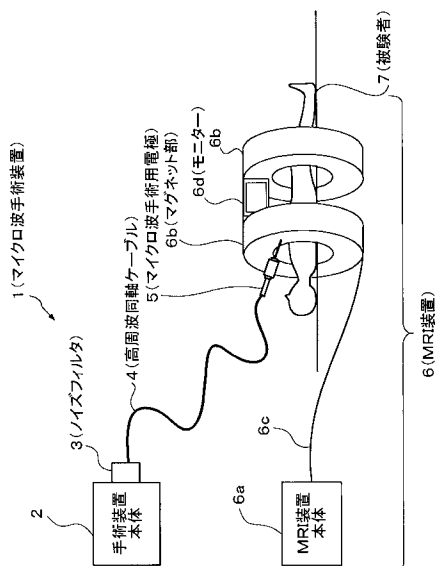
【符号の説明】

20

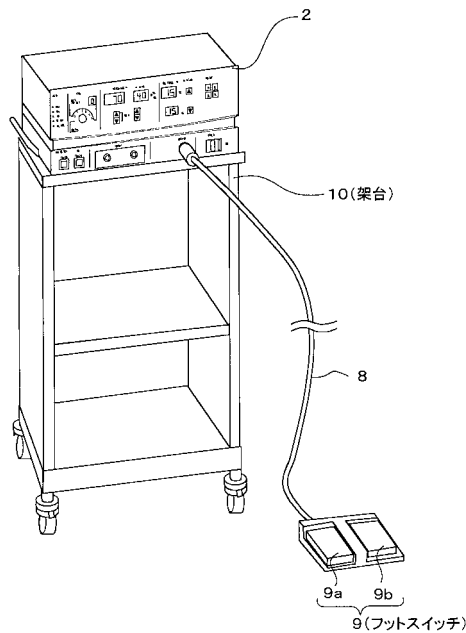
1 マイクロ波手術装置、2 手術装置本体、3 ノイズフィルタ、4 高周波同軸ケーブル、5 マイクロ波手術用電極、6 MRI 装置、7 患者、8 フットケーブル、9 フットスイッチ、10 架台、11 主操作パネル部、12 副操作パネル部、13 アラーム領域、14 モード領域、15 凝固領域、16 解離領域、17 メモリー領域、21 ランプ、22 モード切替スイッチ、23 リピート回数表示部、24 25 マイクロ波出力設定スイッチ、26 27 切替スイッチ、28 凝固確認ランプ、29 出力表示器、30 凝固時間表示器、31 凝固時間単位確認ランプ、32 解離確認ランプ、33 解離時間表示器、34 解離時間設定スイッチ、35 解離電流表示器、36 解離電流設定スイッチ、37 メモリースイッチ、38 同時通電スイッチ、39 スイッチ、40 41 出力コネクタ、42 フットスイッチ接続コネクタ、43 主電源スイッチ、44 把手、45 音量調整ツマミ、46 ヒューズホルダー、47 通風孔、48 等電位化端子、51 ヒューズ、52 漏電ブレーカー、53 設定出力安定装置、54 出力設定器、55 出力制御装置、56 高圧電源、57 マイクロ波発振器、58 マイクロ波伝送部、59 同軸リレー、61 コンタクトチェッカー、62 低圧電源回路、63 出力時間設定器、64 マグネトロン強制冷却装置、65 音声出力装置、66 スピーカ、67 アース検出回路、69 組織解離装置、71 コネクタ本体、72 外部電極、73 絶縁体、74 中心電極、75 中心導体、81 シールドケース、82 83 コネクタ、84 内部伝送路、85 外部伝送路、86 ネジ端子

30

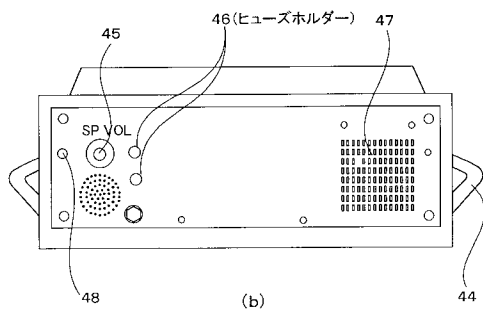
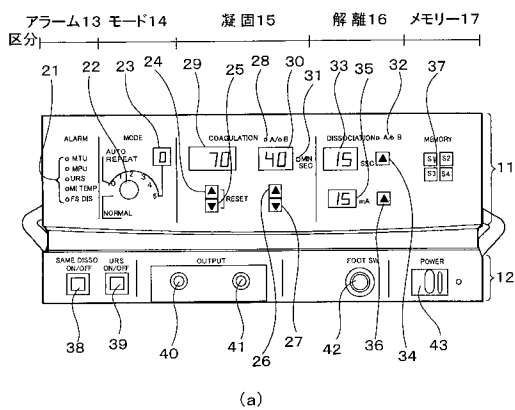
【 図 1 】



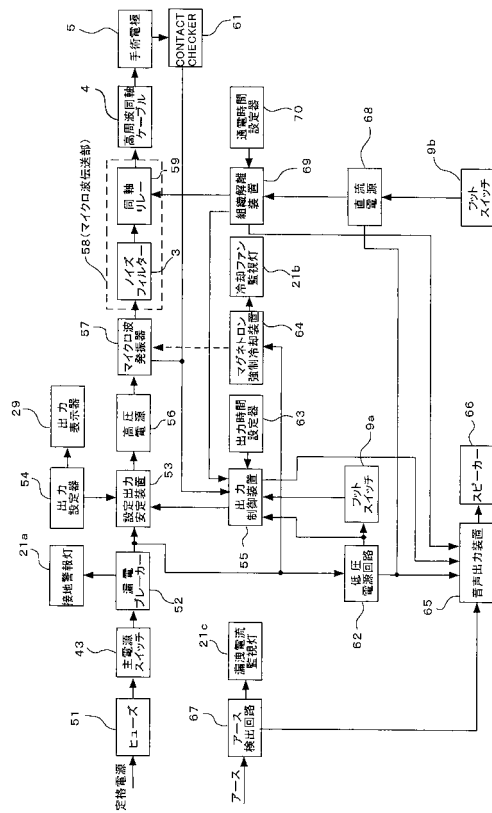
【 図 2 】



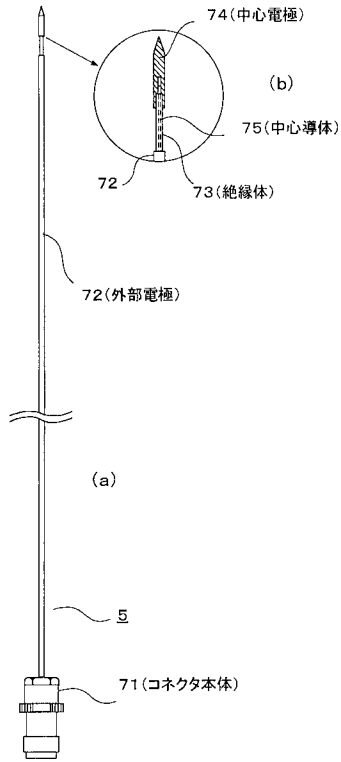
【 図 3 】



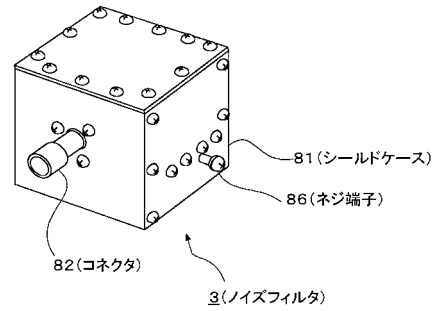
【 図 4 】



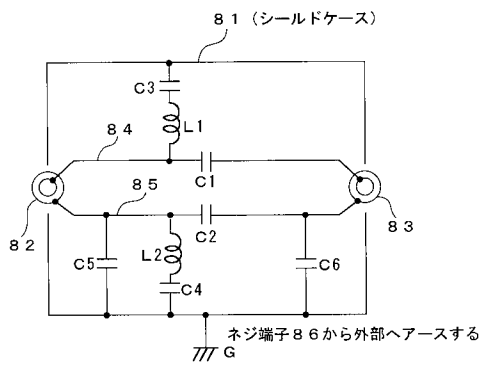
【 図 5 】



【 図 6 】

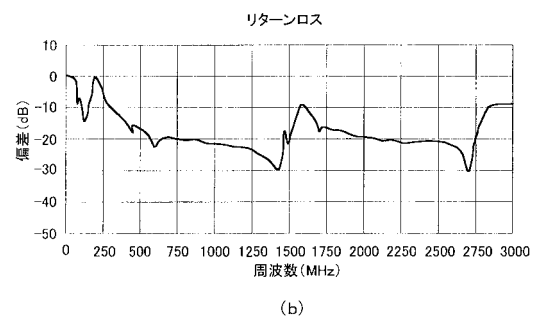
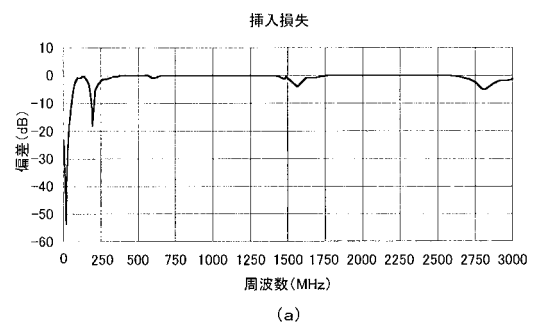


【 図 7 】



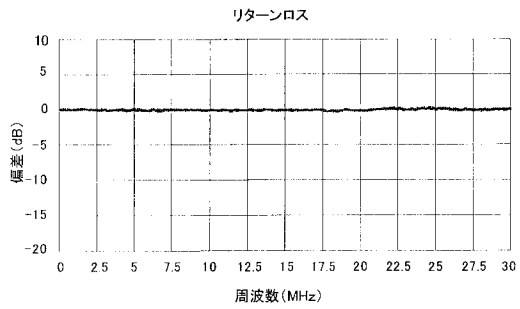
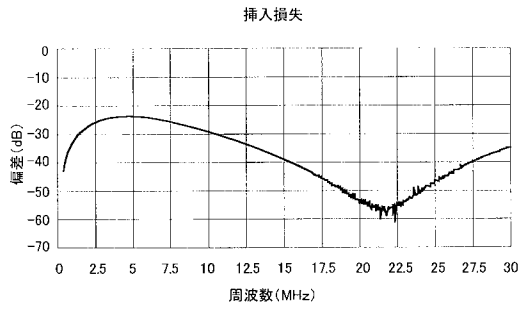
【 図 8 】

帯域阻止フィルタ
0Hz~3000MHzデータ



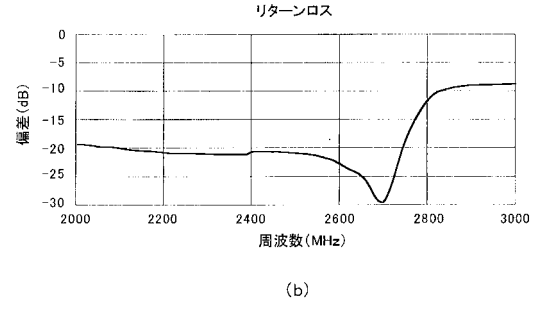
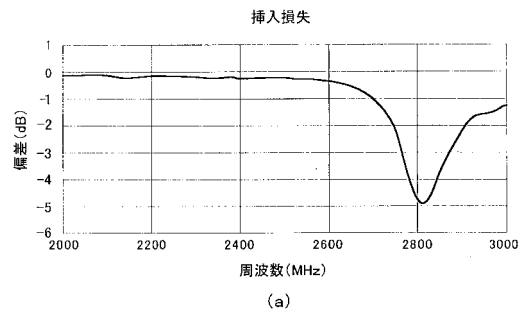
【 図 9 】

帯域阻止フィルタ
阻止帯域(21.28MHz±100kHz)データ

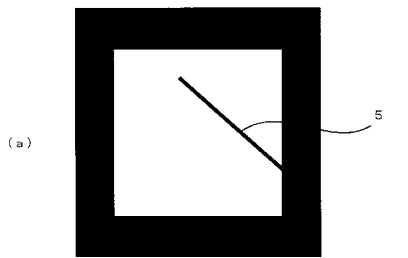


【 図 10 】

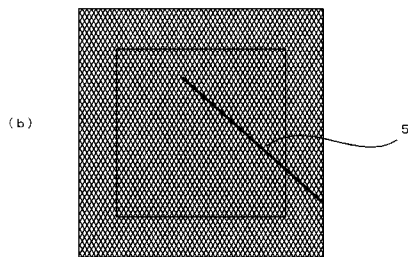
帯域阻止フィルタ
阻止帯域(2200MHz~2500MHz)データ



【 図 11 】



本案実施例(ノイズフィルタ有り)



従来例(ノイズフィルタ無し)

フロントページの続き

(72)発明者 青田 豊

東京都大田区中央5丁目6番11号 東京電波株式会社内

Fターム(参考) 4C060 JJ29

4C082 MA02 MC01 MC03 MC05 MJ07 ML01 ML20

4C096 AA01 AA18 AA20 AB07 AD19 FC20