

(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2013-158429

(P2013-158429A)

(43) 公開日 平成25年8月19日(2013.8.19)

(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 5	4 C 0 9 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 4 0 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	
	A 6 1 B 17/39 3 1 5	
審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 15 頁)		

(21) 出願番号 特願2012-21708 (P2012-21708)
 (22) 出願日 平成24年2月3日 (2012.2.3)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (71) 出願人 504145342
 国立大学法人九州大学
 福岡県福岡市東区箱崎六丁目10番1号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100169856
 弁理士 尾山 栄啓
 (72) 発明者 阿部 紳聡
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内

最終頁に続く

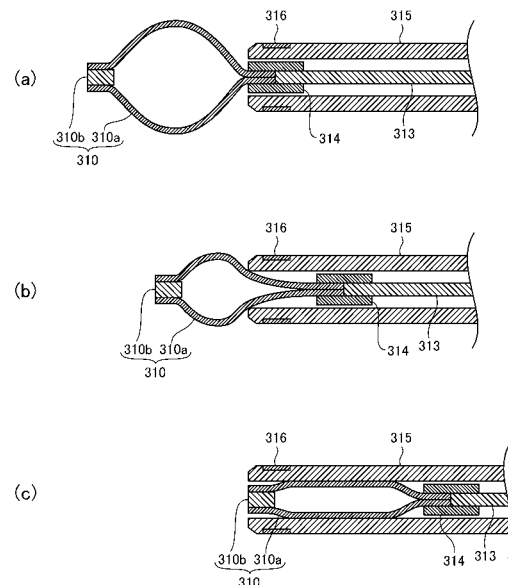
(54) 【発明の名称】 共鳴信号増幅用プローブ及び内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】 共振周波数をラーモア周波数に調整可能な共鳴信号増幅用プローブ及び内視鏡用高周波処置具を提供すること。

【解決手段】 共鳴信号増幅用プローブは、磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に体腔内に挿入されて共鳴信号を増幅する共鳴信号増幅用プローブであって、可撓性シースと、可撓性シースの内部に挿通させた操作ワイヤと、可撓性シースの先端から突没可能なループ状の共振回路と、操作ワイヤの先端部と共振回路とを連結する連結部材と、可撓性シース内で操作ワイヤを進退させることにより共振回路を進退させる操作部とを備え、共振回路は、磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に共鳴信号を受信する受信コイルと電磁的にカップリングするループ状の共振コイルと、共振コイルのループ内に挿入され共振コイルに直列に接続されるコンデンサとを備え、共振コイルのループ径は、共振回路の進退に応じて変化する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に体腔内に挿入されて共鳴信号を増幅する共鳴信号増幅用プローブであって、

可撓性シースと、

前記可撓性シースの内部に挿通させた操作ワイヤと、

前記可撓性シースの先端から突没可能なループ状の共振回路と、

前記操作ワイヤの先端部と前記共振回路とを連結する連結部材と、

前記可撓性シース内で前記操作ワイヤを進退させることにより、前記共振回路を進退させる操作部と、

を備え、

前記共振回路は、

前記磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に共鳴信号を受信する受信コイルと電磁的にカップリングするループ状の共振コイルと、

前記共振コイルのループ内に挿入され、前記共振コイルに直列に接続されるコンデンサと、

を備え、

前記共振コイルのループ径は、前記共振回路の進退に応じて変化することを特徴とする共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 2】

前記共振コイルのループ径は、前記共振回路の共振周波数が前記磁気共鳴分光法を用いた撮影のラーモア周波数と略一致するように調整されることを特徴とする請求項 1 に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 3】

前記共振コイルは、非磁性体の金属ワイヤを環状に変形させた単層の空心コイルであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 4】

前記金属ワイヤの表面がチューブ部材で被覆されていることを特徴とする請求項 3 に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 5】

前記コンデンサは、前記共振コイルのループ内であって、前記連結部材と対向する位置に配置されることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 6】

前記操作ワイヤを介して前記共振コイルに高周波電流を流すための高周波電源を接続可能な接点部を備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 7】

前記コンデンサは、前記共振コイルのループ内であって、前記連結部材と近接する位置に配置されることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 8】

前記コンデンサは、前記連結部材の内部に収納されることを特徴とする請求項 7 に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 9】

前記共振コイルは、前記連結部材と対向する位置に折り目を有することを特徴とする請求項 7 又は請求項 8 に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 10】

前記コンデンサは、静電容量を変更可能なセラミックコンデンサであることを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記可撓性シースは、電子内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入されることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 0 のいずれか一項に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 1 2】

前記磁気共鳴分光法を用いた撮影は、電子スピン共鳴画像法であり、

前記共鳴信号は、電子スピン共鳴信号であることを特徴とする請求項 1 から請求項 1 1 のいずれか一項に記載の共鳴信号増幅用プローブ。

【請求項 1 3】

磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入される内視鏡用高周波処置具であって、

可撓性シースと、

前記可撓性シースの内部に挿通させた操作ワイヤと、

前記可撓性シースの先端から突没可能なループ状のナイフ部と、

前記操作ワイヤの先端部と前記ナイフ部とを連結する連結部材と、

前記可撓性シース内で前記操作ワイヤを進退させることにより、前記ナイフ部を進退させる操作部と、

前記操作ワイヤを介して前記ナイフ部に高周波電流を流すための高周波電源を接続可能な接点部と、

を備え、

前記ナイフ部は、

前記磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に共鳴信号を受信する受信コイルと電磁的にカップリングするループ状の共振コイル部と、

前記共振コイル部のループ内に挿入され、前記共振コイル部に直列に接続されるコンデンサと、

を備え、

前記共振コイル部のループ径は、前記ナイフ部の進退に応じて変化することを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、磁気共鳴画像法 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) や電子スピン共鳴画像法 (Electron Spin Resonance Imaging: ESR I) 等 (本明細書においては、MRI や ESR I 等を総称して「磁気共鳴分光法」という。) を用いた撮影において使用される共鳴信号受信用のプローブに関し、特に、体腔内に挿入されて共鳴信号を増幅する共鳴信号増幅用プローブ及び内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、人体内部の画像を作成するために磁気共鳴画像法 (MRI) が広く利用されている。MRI は、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数の高周波 (Radio Frequency: RF) 信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance: NMR) 信号から画像を再構成する撮像法である。MRI では、RF 励起用の RF コイル (すなわち、送信コイル) と、NMR 信号受信用の RF コイル (すなわち、受信コイル) をそれぞれ別個のコイルとして構成し、受信コイルを撮影対象に近接させて NMR 信号を受信することにより、受信信号の SN 比を高めている。

【0003】

また、近年、レドックス代謝の中間生成物であるフリーラジカル (遊離基) を非破壊で、かつ選択的に検出する電子スピン共鳴画像法 (ESR I) も利用されている (例えば、特許文献 1)。ESR I は、MRI と同様の原理に基づく磁気共鳴分光法の 1 つであり、MRI と同様の構成により、静磁場中に置かれた被検体の不対電子をラーモア周波数の高

10

20

30

40

50

周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する電子スピン共鳴 (Electron Spin Resonance : E S R) 信号から画像を再構成する撮像法である。

【 0 0 0 4 】

また、近年、MRI や ESR I のシステムと内視鏡装置とを組み合わせ、NMR 画像又は ESR 画像と、内視鏡画像とを観察しながら診断、治療するシステムも開発されている。このようなシステムによれば、内視鏡画像によって視覚的に異変箇所 (観察対象部位) を発見した際に、その異変箇所が悪性のものであるか否かを NMR 画像又は ESR 画像によって確認できる点で有用である。従って、このようなシステムにおいては、内視鏡画像によって特定された観察対象部位からの NMR 信号又は ESR 信号を効率よく受信するために (すなわち、NMR 画像又は ESR 画像の解像度を高めるために)、受信コイルを被験者の体腔内に配置させている (例えば、特許文献 2)。

10

【 0 0 0 5 】

また、このような観察対象部位からの NMR 信号又は ESR 信号を効率よく受信するために、受信コイルと電磁的にカップリングする共振コイルを、観察対象部位を包囲するように配置し、観察対象部位からの NMR 信号又は ESR 信号を増幅させて受信する構成も検討されている (例えば、特許文献 3)。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特表 2 0 1 1 - 5 2 7 2 2 2 号公報

20

【 特許文献 2 】 特開平 9 - 2 9 4 7 0 4 号公報

【 特許文献 3 】 特表 2 0 0 5 - 5 3 5 3 8 5 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

特許文献 3 の共振コイルは、共振コイル (ループコイル) の両端部で誘電材料を挟み込むことによりコンデンサを形成し、いわゆる LC 共振回路を構成している。そして、共振コイルを用いて NMR 信号を増幅するためには、LC 共振回路の共振周波数をラーモア周波数に整合させる必要があるため、共振コイルの両端部を誘電材料に対してスライドさせることによってコンデンサの静電容量を変更し、LC 共振回路の共振周波数をラーモア周波数となるように調整している。

30

【 0 0 0 8 】

しかし、このような構成の場合、共振コイルの端部と誘電材料との間に僅かな隙間が形成されるため、その隙間に体液が入り込むといった問題がある。そして、共振コイルの端部と誘電材料との間に体液が入り込むと、コンデンサの静電容量が変化するため、LC 共振回路の共振周波数をラーモア周波数に維持することができなくなるといった問題が生じる。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記の問題を解決するためになされたものである。すなわち、本発明は、LC 共振回路の共振周波数をラーモア周波数に調整可能としながらも、その周波数を安定して維持することが可能な共振コイルを備えた共鳴信号増幅用プローブ及び内視鏡用高周波処置具を提供することを目的とする。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

上記の目的を達成するため、本発明の共鳴信号増幅用プローブは、磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に体腔内に挿入されて共鳴信号を増幅する共鳴信号増幅用プローブであって、可撓性シースと、可撓性シースの内部に挿通させた操作ワイヤと、可撓性シースの先端から突没可能なループ状の共振回路と、操作ワイヤの先端部と共振回路とを連結する連結部材と、可撓性シース内で操作ワイヤを進退させることにより共振回路を進退させる操作部とを備え、共振回路は、磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に共鳴信号を受信する受信コ

50

イルと電磁的にカップリングするループ状の共振コイルと、共振コイルのループ内に挿入され共振コイルに直列に接続されるコンデンサとを備え、共振コイルのループ径は、共振回路の進退に応じて変化することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

このような構成によれば、操作部を操作することによって共振コイルのループ径を変更し、共振回路の共振周波数を調整することが可能となる。従って、共振回路の共振周波数を磁気共鳴分光法を用いた撮影のラーモア周波数に調整することが可能となる。また、コンデンサの静電容量を固定化することが可能となるため、LC共振回路の共振周波数を安定して維持することが可能となる。

【 0 0 1 2 】

また、共振コイルのループ径は、共振回路の共振周波数が磁気共鳴分光法を用いた撮影のラーモア周波数と略一致するように調整されることが望ましい。このように、共振回路の共振周波数をラーモア周波数に略一致させると、共振コイルで検出される共鳴信号が最大となり、共振コイルによって包囲された領域からの共鳴信号を効率よく受信できる。

【 0 0 1 3 】

また、共振コイルは、非磁性体の金属ワイヤを環状に変形させた単層の空心コイルで構成することができる。この場合、金属ワイヤの表面がチューブ部材で被覆されていることが望ましい。このような構成によれば、共鳴信号増幅用プローブの使用時に体腔内の粘膜を傷つけることがなく、また共振コイルが粘膜に接触することによって発生する寄生容量の変化を低減することが可能となる。

【 0 0 1 4 】

また、コンデンサは、共振コイルのループ内であって、連結部材と対向する位置に配置することができる。

【 0 0 1 5 】

また、操作ワイヤを介して共振コイルに高周波電流を流すための高周波電源を接続可能な接点部を備えることができる。このような構成によれば、共振コイルに高周波電流を通電し、病変部等を切除することが可能となる。

【 0 0 1 6 】

また、コンデンサは、共振コイルのループ内であって、連結部材と近接する位置に配置することができる。この場合、コンデンサは、連結部材の内部に収納されることが望ましい。

【 0 0 1 7 】

また、共振コイルは、連結部材と対向する位置に折り目を有することが望ましい。

【 0 0 1 8 】

また、コンデンサは、静電容量を変更可能なセラミックコンデンサで構成することができる。

【 0 0 1 9 】

また、可撓性シースは、電子内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入されるのが望ましい。

【 0 0 2 0 】

また、磁気共鳴分光法を用いた撮影は、電子スピン共鳴画像法であり、共鳴信号は、電子スピン共鳴信号とすることができる。

【 0 0 2 1 】

また別の観点からは、本発明の内視鏡用高周波処置具は、磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に内視鏡の処置具挿通チャンネルを介して体腔内に挿入される内視鏡用高周波処置具であって、可撓性シースと、可撓性シースの内部に挿通させた操作ワイヤと、可撓性シースの先端から突没可能なループ状のナイフ部と、操作ワイヤの先端部とナイフ部とを連結する連結部材と、可撓性シース内で操作ワイヤを進退させることによりナイフ部を進退させる操作部と、操作ワイヤを介してナイフ部に高周波電流を流すための高周波電源を接続可能な接点部とを備え、ナイフ部は、磁気共鳴分光法を用いた撮影の際に共鳴信号を受信

10

20

30

40

50

する受信コイルと電磁的にカップリングするループ状の共振コイル部と、共振コイル部のループ内に挿入され、共振コイル部に直列に接続されるコンデンサとを備え、共振コイル部のループ径は、ナイフ部の進退に応じて変化することを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

以上のように、本発明によれば、LC共振回路の共振周波数をラーモア周波数に調整可能としながらも、その周波数を安定して維持することが可能な共鳴信号増幅用プローブ及び内視鏡用高周波処置具が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態に係るESR信号増幅用プローブが用いられる電子スピン共鳴画像法(ESRI)システムのブロック図である。

【図2】図2は、本発明の第1の実施形態に係るESR信号増幅用プローブの構成を示す外形図及び断面図である。

【図3】図3は、本発明の第1の実施形態に係るESR信号増幅用プローブの先端部付近の構成を説明する拡大図である。

【図4】図4は、本発明の第1の実施形態に係るESR信号増幅用プローブの共振回路と、ESRI装置のRF受信コイルとの関係を示す等価回路図である。

【図5】図5は、本発明の第1の実施形態に係るESR信号増幅用プローブの変形例を示す図である。

【図6】図6は、本発明の第2の実施形態に係るESR信号増幅用プローブの構成を示す外形図及び断面図である。

【図7】図7は、本発明の第2の実施形態に係るESR信号増幅用プローブの操作を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の実施形態について、図面を用いて詳細に説明する。

【0025】

<第1の実施形態>

図1は、本発明の第1の実施形態に係るESR信号増幅用プローブ(共鳴信号増幅用プローブ)が用いられる電子スピン共鳴画像法(ESRI)システムのブロック図である。図1に示すように、ESRIシステム10は、ESRI装置100、内視鏡装置200及びESR信号増幅用プローブ300(以下、「プローブ300」という。)を有しており、ESRI装置100によるESR画像と内視鏡装置200による内視鏡画像を観察しながら診断、治療することが可能なシステムである。

【0026】

ESRI装置100は、ESR現象を利用して撮影対象20の断層画像(ESR画像)を得るものであり、静磁場発生磁石102、傾斜磁場コイル104、RF送信コイル106、RF受信コイル110、RF駆動部120、データ収集部130、傾斜磁場発生部140、データ処理部160、表示部170、クレードル180及びこれらを統括的に制御する制御部150からなる。撮影対象20(被検者)は、クレードル180に搭載されて図示しない搬送手段によりESRI装置100内に搬入される。

【0027】

静磁場発生磁石102は、撮影対象20を挟んで対向する一対の磁石(例えば、永久磁石)であり、撮影対象20の周りに強く均一な垂直方向の静磁場を形成する。

【0028】

傾斜磁場コイル104は、撮影対象20を挟んで対向する一対のコイルであり、静磁場強度に傾斜(勾配)を持たせるための傾斜磁場を発生させる。傾斜磁場コイル104には傾斜磁場発生部140が接続されており、傾斜磁場発生部140からの駆動信号が傾斜磁場コイル104に与えられて傾斜磁場が発生する。なお、発生する傾斜磁場は、スライス

10

20

30

40

50

傾斜磁場、リードアウト傾斜磁場およびフェーズエンコード傾斜磁場の３種であり、これら３種類の傾斜磁場に対応して傾斜磁場コイル１０４は図示しない３系統の傾斜コイルを有している。傾斜磁場発生部１４０から傾斜磁場コイル１０４に出力される駆動信号を適宜変更し傾斜磁場の加え方を変えることにより、撮影対象２０における断層面を設定することができる。

【００２９】

ＲＦ送信コイル１０６は、静磁場空間に撮影対象２０の体内のスピンを励起するためのＲＦ励起信号を送信する。ＲＦ送信コイル１０６にはＲＦ駆動部１２０が接続されており、ＲＦ駆動部１２０からの駆動信号がＲＦ送信コイル部１０６に与えられてＲＦ励起信号が送信される。なお、本実施形態においては、ＥＳＲＩ装置１００の静磁場強度は１０ミリテスラであり、ＲＦ励起信号の周波数（すなわち、ラーモア周波数）は、約３００ＭＨｚであるものとする。

10

【００３０】

ＲＦ受信コイル１１０は、ＲＦ励起信号によって励起されたスピンが生じる電子スピン共鳴（ＥＳＲ）信号を受信する。ＲＦ受信コイル１１０は、例えば、撮影対象２０の全体を取り囲む円筒状のコイルであり、コイルに取り囲まれた撮影対象２０の全体、又は撮影対象２０の特定の領域に感度を有している。なお、詳細は後述するが、本実施形態においては、内視鏡画像によって特定された観察対象部位からのＥＳＲ信号を効率よく受信するために（すなわち、観察対象部位のＥＳＲ画像の分解能を向上させるために）、ＲＦ受信コイル１１０と電磁的にカップリングする共振コイルを観察対象部位周辺に配置して、Ｅ

20

【００３１】

ＲＦ受信コイル部１１０にはデータ収集部１３０が接続されており、データ収集部１３０はＲＦ受信コイル部１１０が受信した受信信号を取り込み、それをデジタルデータとして収集する。

【００３２】

データ処理部１６０は、データ収集部１３０から取り込んだデータを図示しないメモリに記憶し、これらのデータを２次元逆フーリエ変換して撮影対象２０の画像を再構成する。

【００３３】

データ処理部１６０には、表示部１７０が接続されており、表示部１７０は、データ処理部１６０から出力される再構成画像（すなわち、ＥＳＲ画像）および各種情報を表示する。

30

【００３４】

このように、ＥＳＲＩ装置１００は、静磁場中に置かれた撮影対象２０の体内のスピンをＲＦ励起信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するＥＳＲ信号から画像を再構成して断層画像（ＥＳＲ画像）を表示する。

【００３５】

内視鏡装置２００は、電子内視鏡２０１、内視鏡用プロセッサ２０２及びモニタ２０３から構成される。電子内視鏡２０１は、その先端部に撮像素子（不図示）を有しており、撮像素子で生成された映像信号を内視鏡用プロセッサ２０２に出力する。内視鏡用プロセッサ２０２は、電子内視鏡２０１から受信した映像信号を画像処理（例えば、色補正、輪郭強調等）し、モニタ２０３に出力する。

40

【００３６】

本実施形態のＥＳＲＩシステム１０を使用する際には、術者（ユーザ）の操作によって電子内視鏡２０１の先端部が撮影対象２０の体腔内に挿入され、モニタ２０３上には術者が注目する観察対象部位の画像（内視鏡画像）が表示される。従って、本実施形態のＥＳＲＩシステム１０によれば、ＥＳＲＩ装置１００によるＥＳＲ画像と、内視鏡装置２００による内視鏡画像とを同時に観察しながら撮影対象２０の診断等を行うことができる。すなわち、例えば、内視鏡画像によって視覚的に異変箇所を発見したような場合に、その異

50

変箇所が悪性のものであるか否かを ESR 画像によって確認することができる。ここで、このようなシステムにおいては、比較的狭い領域（観察対象部位）の ESR 画像を用いて診断等がなされるため、観察対象部位からの ESR 信号を効率よく受信し、解像度の高い ESR 画像を提供することが求められる。そこで、本実施形態においては、観察対象部位の ESR 信号を増幅することが可能なプローブ 300 を電子内視鏡 201 の処置具挿通チャンネルから挿入することで係る課題を解決している。

【0037】

図 1 に示すように、電子内視鏡 201 の処置具挿通チャンネル（不図示）には、プローブ 300 が挿通される。プローブ 300 は、その先端部に、RF 受信コイル 110 と電磁的にカップリングする共振コイル 310 を備えており、観察対象部位の ESR 信号を増幅して RF 受信コイル 110 に伝達している（詳細は後述）。

10

【0038】

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態に係るプローブ 300 の外形図（図 2（a））及び断面図（図 2（b））である。プローブ 300 は、共振回路 310 と、共振回路 310 に接続されたワイヤ 313 と、共振回路 310 及びワイヤ 313 が挿通されたシース 315 と、ワイヤ 313 及びシース 315 を操作するための操作部 320 等を備えており、ESRI システム 10 を用いた診断、治療の際に、シース 315 が電子内視鏡 201 の処置具挿通チャンネルから体腔内に挿入されて使用される。

【0039】

図 3 は、プローブ 300 の先端部付近の構成を説明する拡大図である。図 3（a）は、共振回路 310 がシース 315 の先端部から突出したときの拡大断面図であり、図 3（c）は、共振回路 310 が操作部 320 側に移動したとき（すなわち、後退したとき）の拡大断面図であり、図 3（b）は、図 3（a）と図 3（c）の間における共振回路 310 の状態を示す拡大断面図である。

20

【0040】

図 2 及び図 3 に示すように、本実施形態の共振回路 310 は、2 本のワイヤをループ状に変形させて構成した共振コイル 310a と、コンデンサ 310b（例えば、セラミックコンデンサ）とによって構成されている。共振コイル 310a を構成する 2 本のワイヤの先端部は、コンデンサ 310b の 2 つの電極にそれぞれ電氣的に接続される。また、共振コイル 310a を構成する 2 本のワイヤの基端部は、束ねられて接続部材 314 によってワイヤ 313 の先端部に機械的に固定されている。すなわち、共振コイル 310a は、2 本のワイヤによって構成された単層の空心コイルであり、共振コイル 310a とコンデンサ 310b とは、直列に接続されて閉回路を構成し、いわゆる LC 共振回路を構成している。そして、ESRI システム 10 を用いた診断、治療の際、共振回路 310 の共振周波数はラーモア周波数にチューニングされる。

30

【0041】

図 4 は、共振回路 310 と RF 受信コイル 110 との関係を示す等価回路図である。ESRI システム 10 を用いた診断、治療の際に、撮影対象 20 の体腔内に配置された共振回路 310 がラーモア周波数にチューニングされると、共振回路 310 は、共振回路 310 のループによって包囲している領域（すなわち、観察対象部位）からの ESR 信号を受信する。そして、受信された ESR 信号は、共振回路 310 に磁界を生じさせるため、その磁界が ESR I 装置 100 の RF 受信コイル 110 によって検出されることとなる。すなわち、ラーモア周波数にチューニングされた共振回路 310 の共振コイル 310a は、RF 受信コイル 110 と相互誘導 M によって結合（カップリング）し、共振コイル 310a で発生する磁気のエネルギーは RF 受信コイル 110 で検出される（図 4）。このため、共振回路 310 のループによって観察対象部位を包囲すると、その観察対象部位からの ESR 信号のみが強調（すなわち、増幅）されることとなり、分解能の高い観察対象部位の ESR 画像を得ることができる。そこで、本実施形態のプローブ 300 においては、共振コイル 310a のループ径を変更することによって、共振回路 310 の共振周波数がラーモア周波数になるようにチューニングしている。

40

50

【 0 0 4 2 】

共振回路 3 1 0 の共振周波数 f は、共振コイル 3 1 0 a のインダクタンスを L とし、コンデンサ 3 1 0 b の静電容量を C とした場合、以下の式（数 1）で示される。

【 0 0 4 3 】

【 数 1 】

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad [Hz]$$

10

【 0 0 4 4 】

また、共振コイル 3 1 0 a のインダクタンス L は、以下の式（数 2）で表される。

【 数 2 】

$$L = k\pi^2 n^2 d^2 a \times 10^{-7} \quad [H]$$

ここで、 a は共振コイル 3 1 0 a の長さ、 d は共振コイル 3 1 0 a の内径、 n は単位長さ当たりの巻き数、 k は長岡係数である。なお、本実施形態においては、共振周波数 f を 3 0 0 M H z、コンデンサ 3 1 0 b の静電容量 C を 6 p F とし、共振コイル 3 1 0 a のインダクタンス L を 4 6 . 9 n H と設定した（数 1）。なお、共振コイル 3 1 0 a のインダクタンス L が 4 6 . 9 n H となると、共振コイル 3 1 0 a の内径 d は、1 9 . 3 5 m m となるため（数 2）、本実施形態においては、共振コイル 3 1 0 a のループ径を少なくとも 1 5 m m ~ 2 5 m m の範囲内、より好ましくは 1 0 m m ~ 3 0 m m の範囲内で可変できるように構成している。

20

【 0 0 4 5 】

数 1 及び数 2 から明らかなように、共振回路 3 1 0 の内径（すなわち、ループ径）を変えると、共振コイル 3 1 0 a のインダクタンス L が変わるため、共振回路 3 1 0 の共振周波数 f をチューニングすることができる。そこで、本実施形態のプローブ 3 0 0 においては、操作部 3 2 0 を操作することにより共振回路 3 1 0 がシース 3 1 5 の先端部から突没するように構成し、共振回路 3 1 0 の突出量に応じて共振コイル 3 1 0 a のループ径が変化するように構成している（後述）。なお、本明細書においては、共振回路 3 1 0 がシース 3 1 5 の先端部から突出する方向に移動することを「前進」と称し、共振回路 3 1 0 が操作部 3 2 0 側に移動することを「後退」と称する。

30

【 0 0 4 6 】

なお、本実施形態のプローブ 3 0 0 は、強い磁場を発生する E S R I 装置 1 0 0 と共に使用されるため、共振コイル 3 1 0 a を構成するワイヤには、非磁性体金属である銅、ステンレス、アルミ等が用いられる。また、共振コイル 3 1 0 a を構成するワイヤは、その表面を絶縁被膜でコーティングしてもよく、またチューブ等によって被覆してもよい。このような構成によれば、体腔内の粘膜を傷つける虞がなく、また粘膜と絶縁されるため、共振コイルが粘膜と接触することによって発生する寄生容量の変化が低減する。

40

【 0 0 4 7 】

ワイヤ 3 1 3 は、ステンレス等の非磁性体金属からなり、接続部材 3 1 4 によって共振回路 3 1 0 と一体に固定された状態でシース 3 1 5 に挿通されている。ワイヤ 3 1 3 の基端部は操作部 3 2 0 まで延びている。接続部材 3 1 4 は、シース 3 1 5 の内径よりも小さな外径を有する円筒状の非磁性体金属製の部材である。接続部材 3 1 4 の中心には、ワイヤ 3 1 3 の延設方向に沿って延びる貫通孔が形成されており、貫通孔の径は共振コイル 3 1 0 a を構成する 2 本のワイヤを束ねたときの外径及びワイヤ 3 1 3 の外径よりもわずかに大きくなっている。共振コイル 3 1 0 a を構成する 2 本のワイヤの基端部及びワイヤ 3 1 3 は、それぞれ貫通孔の先端側及び基端側から挿入された後、ロー付けやレーザ溶接等

50

によって接続部材 3 1 4 に固定される。

【 0 0 4 8 】

シース 3 1 5 は、P T F E (polytetrafluoroethylene) 等の樹脂からなる可撓性を有する管状部材である。シース 3 1 5 の先端部の外周面には、体腔内へのプローブ 3 0 0 の進入の度合いを内視鏡装置 2 0 0 で視認し易くするためにマーカー 3 1 6 が周方向にわたって設けられている。また、シース 3 1 5 の先端部の外周端部 (エッジ部) は、プローブ 3 0 0 の出し入れによって体腔内の粘膜を傷つけないように面取りされている。

【 0 0 4 9 】

操作部 3 2 0 は、シース 3 1 5 が固定された本体 3 2 2 と、ワイヤ 3 1 3 の基端が固定されたスライダ 3 2 4 を備えている (図 2)。本体 3 2 2 は、略棒状の部材であり、スライダ 3 2 4 を摺動させるためのガイド溝 3 2 2 a が軸方向に延設されている。本体 3 2 2 の基端側には、操作時に指を掛けるためのリング 3 2 2 b が設けられており、また本体 3 2 2 の先端側には、シース 3 1 5 をガイドし、折れを防止する折れ止めチューブ 3 3 0 が設けられている。

10

【 0 0 5 0 】

スライダ 3 2 4 は、本体 3 2 2 の外周を取り囲む筒状部 3 2 4 a と、操作時に指を掛けるハンドル 3 2 4 b を有している。ワイヤ 3 1 3 の基端部は、筒状部 3 2 4 a の内部で、不図示のネジによってスライダ 3 2 4 と接続固定されている。すなわち、スライダ 3 2 4 及びワイヤ 3 1 3 は、ガイド溝 3 2 2 a に沿って、ワイヤ 3 1 3 の長手方向に摺動可能に本体 3 2 2 に装着されている。従って、術者が、プローブ 3 0 0 のスライダ 3 2 4 をリング 3 2 2 b 側に移動させる (すなわち、手元側に引っ張る) と、共振回路 3 1 0 が後退し、プローブ 3 0 0 のスライダ 3 2 4 をシース 3 1 5 の先端側に移動させる (すなわち、押し出す) と、共振回路 3 1 0 が前進する。

20

【 0 0 5 1 】

図 3 (a) に示すように、スライダ 3 2 4 を操作し共振回路 3 1 0 を前進させると、共振コイル 3 1 0 a 及びコンデンサ 3 1 0 b で構成される共振回路 3 1 0 全体がシース 3 1 5 の先端部から露出 (突出) する (以下、共振回路 3 1 0 全体が露出したときの共振回路 3 1 0 の先端部の位置を「露出位置」という。)。上述したように、共振回路 3 1 0 の共振コイル 3 1 0 a は、2 本のワイヤをループ状に変形させて構成しているため、露出位置においては、この 2 本のワイヤの長さに応じた円周を有する略円環状のコイルとなる。一方、図 3 (c) に示すように、スライダ 3 2 4 を操作し共振回路 3 1 0 を後退させると、共振コイル 3 1 0 a 及びコンデンサ 3 1 0 b で構成される共振回路 3 1 0 全体がシース 3 1 5 の先端部に収納される (以下、共振回路 3 1 0 全体が収納されたときの共振回路 3 1 0 の先端部の位置を「収納位置」という。)。また、図 3 (b) に示すように、図 3 (a) と図 3 (c) の中間 (すなわち、共振回路 3 1 0 の露出位置と収納位置との中間の位置) においては、共振コイル 3 1 0 a を構成する 2 本のワイヤがシース 3 1 5 の先端部と当接し、共振コイル 3 1 0 a の開度 (すなわち、ループ径) はシース 3 1 5 の先端部の開口によって規制される。従って、共振回路 3 1 0 の共振コイル 3 1 0 a は、シース 3 1 5 の先端部から突出する 2 本のワイヤの長さ (すなわち、突出量) に応じた円周を有する略円環状のコイルとなる。

30

40

【 0 0 5 2 】

このように、本実施形態のプローブ 3 0 0 においては、スライダ 3 2 4 を操作することにより共振回路 3 1 0 がシース 3 1 5 の先端部から突没し、共振回路 3 1 0 の突出量に応じて共振コイル 3 1 0 a のループ径が変化するように構成されている。従って、共振回路 3 1 0 の突出量、すなわちスライダ 3 2 4 の操作量に応じて共振コイル 3 1 0 a のインダクタンス L が変わるため、共振回路 3 1 0 の共振周波数をチューニングすることができる。

【 0 0 5 3 】

以上が、本発明の第 1 の実施形態の説明であるが、本発明は上述の構成に限定されるものではなく、発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。例えば、第 1

50

の実施形態においては、コンデンサ 310b は静電容量が固定されたセラミックコンデンサを用いたが、この構成に限定されるものではない。部位によって粘膜の厚さ・水分量等が異なるため、共振回路 310 の共振周波数が部位によって多少変化することが考えられる。従って、プローブ 300 を電子内視鏡 201 の処置具挿通チャンネルに挿入する前に、部位に応じて共振周波数をシフトすることができるように、例えば、静電容量を可変できるセラミックトリマコンデンサを用いてもよい。

【0054】

また、第 1 の実施形態においては、共振コイル 310a を構成する 2 本のワイヤの先端部にコンデンサ 310b を配置したが、2 本のワイヤの基端部にコンデンサ 310b を配置してもよい。また、この場合、共振コイル 310a は、1 本のワイヤをループ状に変形させることによって構成してもよい。図 5 は、共振コイル 310a' を構成する 1 本のワイヤの両端部にコンデンサ 310b' を配置した場合の構成を示す拡大断面図である。図 5 に示すように、本変形例においては、共振コイル 310a' は、1 本のワイヤをループ状に変形させることによって構成されており、ワイヤの両端部がコンデンサ 310b' の 2 つの電極にそれぞれ電氣的に接続されている。そして、ワイヤの両端部は、コンデンサ 310b' と共に、接続部材 314' によってワイヤ 313 の先端部に機械的に固定されている。なお、本変形例の接続部材 314' は、コンデンサ 310b' の 2 つの電極が短絡しないように、絶縁性を有する材料で形成されている。また、共振回路 310' をシース 315 の先端部に収納させたときの納りをよくするために、共振コイル 310a' を構成する 1 本のワイヤは、先端側（コンデンサ 310b' と対向する側）において、折り目（折り癖）が設けられている。本変形例の構成によれば、共振コイル 310a' は、第 1 の実施形態と比較して、より円形に近いものとなるため、そのインダクタンスは数 2 で示したものに略一致する。

【0055】

また、第 1 の実施形態においては、プローブ 300 を電子スピン共鳴画像法（ESRI）システムに適用する構成を説明したが、この構成に限定されるものではなく、プローブ 300 を磁気共鳴画像法（MRI）を用いたシステムに適用することも可能である。プローブ 300 を磁気共鳴画像法（MRI）に適用する場合であっても、電子スピン共鳴画像法（ESRI）と同様の構成で実現でき、また同様の作用効果を得ることができる。

【0056】

< 第 2 の実施形態 >

図 6 は、本発明の第 2 の実施形態に係る ESR 信号増幅用プローブ 300M（以下、「プローブ 300M」という。）の外形図（図 6（a））及び断面図（図 6（b））である。本実施形態のプローブ 300M は、体腔内治療に用いられるスネア電極処置具としての機能を併せ持つように構成されている点で、第 1 の実施形態のプローブ 300 と異なる。以下、第 1 の実施形態のプローブ 300 と異なる点について詳述する。

【0057】

本実施形態のプローブ 300M は、病変部を切除するための高周波電流を共振回路 310 に供給することができるように構成されており、スライダ 324M には、図示しない高周波電源と接続するためのプラグ 326 が設けられている。ワイヤ 313 の基端部は、筒状部 324a の内部で、ネジ 326a によってプラグ 326 と接続固定されている。従って、高周波電源から通電される高周波電流は、いずれも導電性であるプラグ 326、ワイヤ 313、接続部材 314 を介して共振回路 310 に供給される。

【0058】

図 7 は、プローブ 300M をスネア電極処置具として使用する際の操作を説明する図である。図 7 に示すように、プローブ 300M をスネア電極処置具として使用する際は、スライダ 324M を押し出してループ状の共振回路 310 をシース 315 から大きく突出させ、共振回路 310 のループ形状を拡張した状態で切除対象組織に引っ掛ける（図 7（a））。そして、スライダ 324M を手元側に引っ張り、共振回路 310 をシース 315 内に引き込むことにより、共振回路 310 のループ形状を縮径して共振回路 310 のループ

内の切除対象組織を締め付ける（図 7（b））。そして、この状態で高周波電流を通電させて、共振回路 310 のループ内の切除対象組織を焼灼する。

【0059】

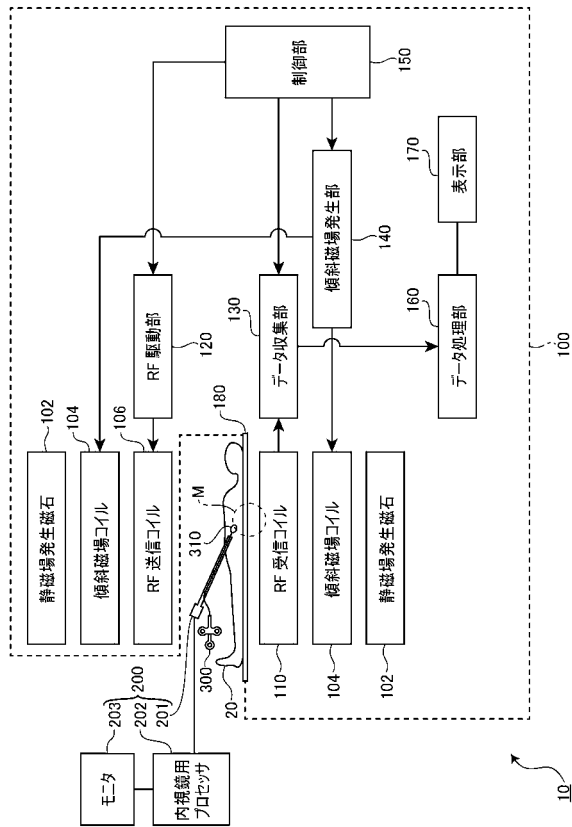
このように本実施形態のプローブ 300M は、病変部を切除するためのスネア電極処置具（ナイフ）として使用することができる。従って、ESRI システム 10 によって病変部であることが特定された場合に、プローブ 300M を用いて直ぐに病変部を切除できる。すなわち、新たなスネア電極処置具に持ち替える必要がなくなるため、手技の効率化が図られる。

【符号の説明】

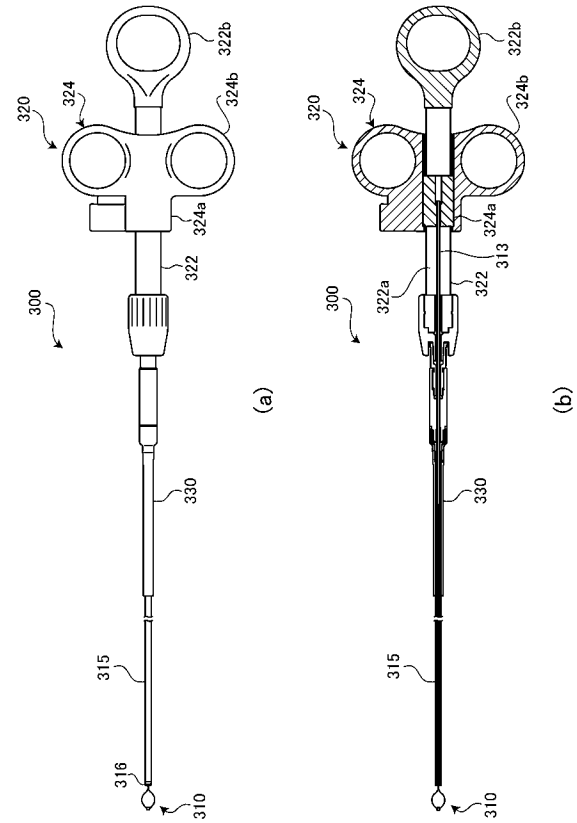
【0060】

10	ESRI システム	10
20	撮影対象	
100	ESRI 装置	
102	静磁場発生磁石	
104	傾斜磁場コイル	
106	RF 送信コイル	
110	RF 受信コイル	
120	RF 駆動部	
130	データ収集部	
140	傾斜磁場発生部	20
150	制御部	
160	データ処理部	
170	表示部	
180	クレードル	
200	内視鏡装置	
201	電子内視鏡	
202	内視鏡用プロセッサ	
203	モニタ	
300、300'、300M	ESR 信号増幅用プローブ	
310、310'	共振回路	30
310a、310a'	共振コイル	
310b、310b'	コンデンサ	
313	ワイヤ	
314、314'	接続部材	
315	シース	
316	マーカー	
320、320M	操作部	
322	本体	
324、324M	スライダ	
326	プラグ	40
330	折れ止めチューブ	

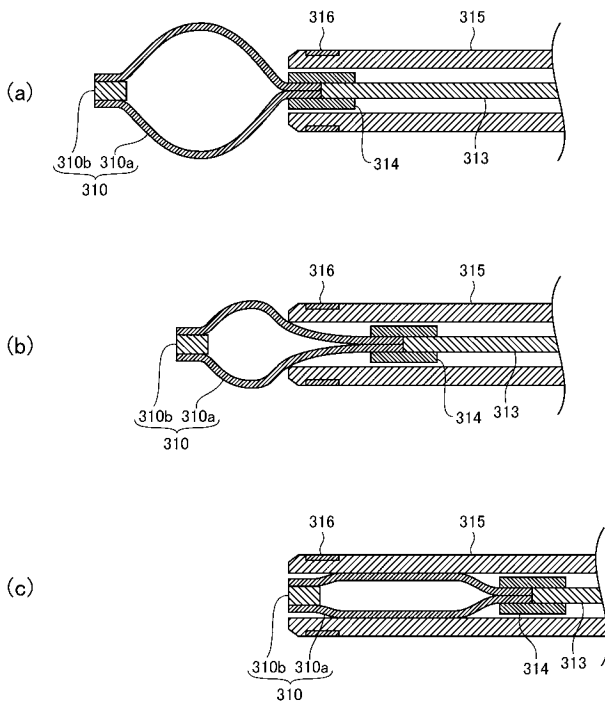
【図 1】



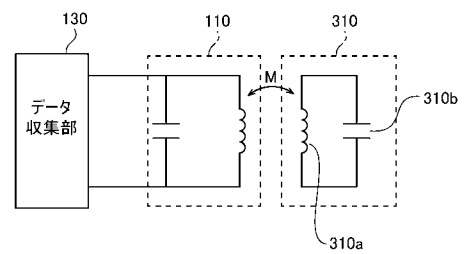
【図 2】



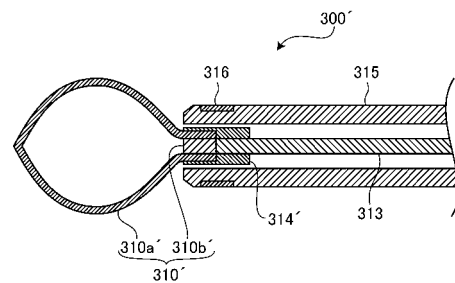
【図 3】



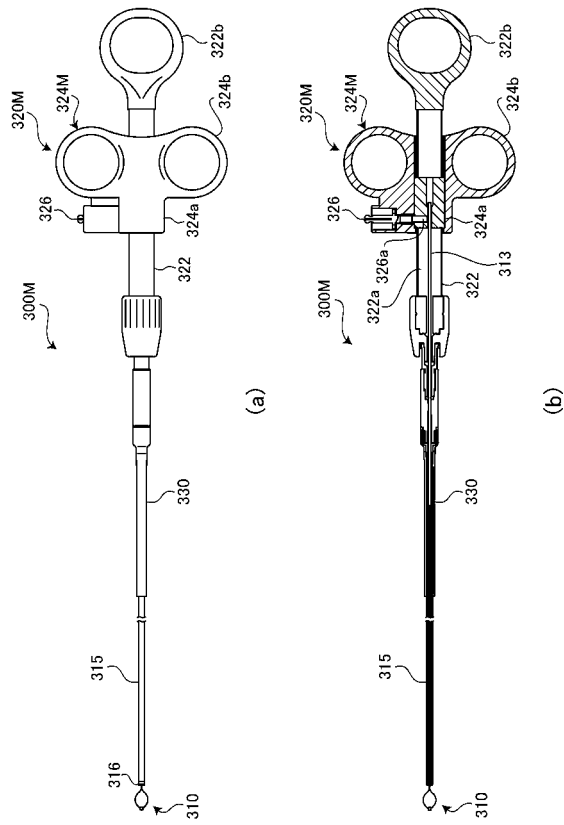
【図 4】



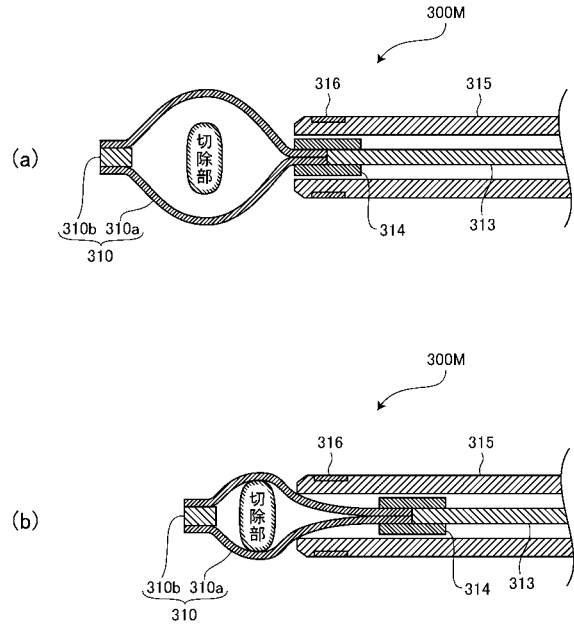
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 橋爪 誠
福岡県福岡市東区箱崎六丁目 1 0 番 1 号 国立大学法人九州大学内

(72)発明者 村田 正治
福岡県福岡市東区箱崎六丁目 1 0 番 1 号 国立大学法人九州大学内

(72)発明者 豊田 和孝
福岡県福岡市東区箱崎六丁目 1 0 番 1 号 国立大学法人九州大学内

F ターム(参考) 4C096 AA18 AD10 CC08 CC10 CC12 CC13 CC15
4C160 KK03 KK06 KK07 KK17 KK30 KK37 NN09
4C161 BB01 CC06 DD03 GG15 JJ09

专利名称(译)	内窥镜放大共振信号和高频治疗仪的探讨		
公开(公告)号	JP2013158429A	公开(公告)日	2013-08-19
申请号	JP2012021708	申请日	2012-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司 国立大学法人九州大学		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社 国立大学法人九州大学		
[标]发明人	阿部紳聡 橋爪誠 村田正治 豊田和孝		
发明人	阿部 紳聡 橋爪 誠 村田 正治 豊田 和孝		
IPC分类号	A61B5/055 A61B1/00 A61B18/14		
FI分类号	A61B5/05.355 A61B5/05.400 A61B1/00.334.D A61B1/00.300.B A61B17/39.315 A61B1/00.650 A61B1/018.515 A61B18/14 A61B5/055.355 A61B5/055.400		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AD10 4C096/CC08 4C096/CC10 4C096/CC12 4C096/CC13 4C096/CC15 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK07 4C160/KK17 4C160/KK30 4C160/KK37 4C160/NN09 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG15 4C161/JJ09		
代理人(译)	尾山荣启		
其他公开文献	JP5846946B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种能够调节谐振频率到Larmor频率的谐振信号放大探针，以及提供一种用于内窥镜的高频治疗仪器。解决方案：当使用磁共振波谱法捕获图像时，插入体腔中并放大共振信号的共振信号放大探针包括：柔性护套；操作线，其插入所述挠性护套的内部；环形谐振电路，其能够相对于所述柔性护套的远端突出/缩回；连接构件，用于将所述操作线的末端连接到所述谐振电路；以及操作部，其使所述操作线在所述柔性护套的内部进退，以使所述谐振电路前进/后退。谐振电路具有与使用磁共振波谱法捕获图像时接收谐振信号的接收线圈电磁耦合的环形谐振线圈，以及插入谐振线圈的环路内部并且串联连接到谐振线圈的电容器。谐振线圈的环路直径随着谐振电路的提前/缩回而改变。

