

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成21年12月17日(2009.12.17)

【公表番号】特表2009-514639(P2009-514639A)

【公表日】平成21年4月9日(2009.4.9)

【年通号数】公開・登録公報2009-014

【出願番号】特願2008-540043(P2008-540043)

【国際特許分類】

A 6 1 B	5/055	(2006.01)
G 0 1 R	33/34	(2006.01)
A 6 1 F	2/82	(2006.01)
A 6 1 M	25/00	(2006.01)
A 6 1 M	25/01	(2006.01)
A 6 1 M	25/08	(2006.01)
A 6 1 F	2/06	(2006.01)
A 6 1 M	1/14	(2006.01)
A 6 1 B	17/00	(2006.01)

【F I】

A 6 1 B	5/05	3 9 0
G 0 1 N	24/04	5 2 0 A
A 6 1 B	5/05	3 5 5
A 6 1 M	29/02	
A 6 1 M	25/00	4 1 0 Z
A 6 1 M	25/00	4 5 0 B
A 6 1 M	25/00	4 5 0 N
A 6 1 F	2/06	
A 6 1 M	1/14	5 4 0
A 6 1 B	17/00	3 2 0

【手続補正書】

【提出日】平成21年10月27日(2009.10.27)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

調節可能な静電容量(320)と直列状態のインダクタコイル(304)を含む共振器回路と、

異なる強度の磁場に応答して、前記調節可能な静電容量(320)を共振静電容量に自動的に調節できる調節可能な静電容量制御装置(330)と、

前記調節可能な静電容量(320)に接続された電源(380)と、

埋植可能な医療装置(402)であって、前記埋植可能な医療装置(402)の少なくとも一部は、前記インダクタコイル(304)によって取り囲まれている、埋植可能な医療装置(402)と、

を有することを特徴とする共振器システム(500)。

【請求項2】

少なくとも部分的に、前記共振器回路に接続された並列コンデンサ(322, 324,

326, 329)の数を変更することにより、前記調節可能な静電容量(320)を手動で調節するセレクタ(390)を含む請求項1記載の共振器システム(500)。

#### 【請求項3】

前記調節可能な静電容量(320)は、並列状態にあると共に前記共振器回路に接続可能であるコンデンサ(322, 324, 326, 329)を含んでおり、

前記調節可能な静電容量制御装置(330)は、少なくとも部分的に、前記共振器回路に接続された前記並列コンデンサ(322, 324, 326, 329)の数を変更することにより、前記調節可能な静電容量(320)を自動的に調節する請求項1記載の共振器システム(500)。

#### 【請求項4】

前記調節可能な静電容量(320)は、前記並列コンデンサ(322, 324, 326, 329)に並列であると共に前記共振器回路に接続可能であるバラクタ(321)を含んでおり、

前記調節可能な静電容量制御装置(330)は、少なくとも部分的に、前記バラクタ(321)の静電容量を調節することにより、前記調節可能な静電容量(320)を自動的に調節する請求項3記載の共振器システム(500)。

#### 【請求項5】

プロセッサ(360)に接続されていると共に、磁束センサ(316)、前記調節可能な静電容量(320)の両端に接続された電圧センサ(312)、前記共振器回路の経路に沿って接続された電流センサ(314)、を含む群から選択されたセンサ(310)、を含む請求項1～4の中のいずれか一項記載の共振器システム(500)。

#### 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0034

【補正方法】変更

【補正の内容】

#### 【0034】

図3Bの共振器装置302においては、センサ310は、電圧センサ312、電流センサ314、及びフラックスセンサ316を含んでいる。この実施例においては、センサ310の中のいくつかのものは、LC共振器回路に電気的に接続されており、且つ、センサ310のそれぞれのものは、プロセッサ360に接続されている。電圧センサ312は、調節可能な静電容量320の両端に電気的に接続されており、調節可能な静電容量320の両端における電位差を検知可能である。又、電圧センサ312は、プロセッサ360にも接続されており、検知した電圧を表す信号をその接続を通じてプロセッサ360に伝送可能である。電流センサ314は、LC共振器回路の経路に沿って電気的に接続されており、LC共振器回路の経路を通じた電流の流れを検知可能である。又、電流センサ314は、プロセッサ360にも接続されており、検知した電流を表す信号をその接続を通じてプロセッサ360に伝送可能である。フラックスセンサ316は、MRI装置からの静磁場のフラックスなどの磁場のフラックスを検知可能である。又、フラックスセンサ316は、プロセッサ360にも接続されており、検知したフラックスを表す信号をその接続を通じてプロセッサ360に伝送可能である。

#### 【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0039

【補正方法】変更

【補正の内容】

#### 【0039】

プロセッサ360は、磁場のフラックス(磁束)及びLC共振器回路のインダクタンスの既知の、検知された、及び/又は算出された値に応答してロジック及び/又はプログラム命令を実行することにより、LC共振器回路の調節可能な静電容量320の共振静電容

量への調節を制御可能である。既知の値は、メモリ 370 から、セレクタ 390 から、又は調節可能な静電容量 320 を制御して既知の静電容量に調節することにより、プロセッサ 360 に対して提供可能である。フラックスセンサ 316 は、MRI 装置からの静磁場のフラックスなどの磁場のフラックスを検知可能である。本開示の様々な実施例においては、フラックス値、インダクタンス値、及び静電容量値は、本明細書に記述されているように算出可能である。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0044

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0044】

又、図 3B の共振器装置 302 の調節可能な静電容量 320 の様々な実施例は、本明細書に記述されているように実施することも可能である。一実施例においては、調節可能な静電容量 320 は、推定された調節可能な静電容量のレンジの下端に類似したレンジを具備するべくサイズ設定されたバラクタ 321 を包含可能である。例えば、推定された調節可能な静電容量のレンジの下端が、図 3A において説明したように、0.41 ピコファラッドである場合には、バラクタ 321 は、1 ピコファラッドの静電容量レンジを具備可能である。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0048

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0048】

図 4B は、本開示による医療装置を有する共振器システムの別の実施例を示している。図 4B のシステム実施例は、曲がりくねったコイル 422、接続導体 426、及び回路パッケージ 428 を有するステントを含んでいる。図 3A 及び図 3B と同様に、回路パッケージ 428 によってカプセル状に包まれた電気コンポーネントは、センサ、調節可能な静電容量、調節可能な静電容量制御装置、プロセッサ、メモリ、電源、及びセレクタを含んでいる。ステント 422 の曲がりくねったコイル、接続導体 406、調節可能な静電容量の少なくとも一部、及び調節可能な静電容量制御装置の一部は、協働し、LC 共振器回路を形成しており、ステント 422 の曲がりくねったコイルは、LC 共振器回路の L コンポーネントを形成している。この実施例においては、プロセッサは、図 3A 及び図 3B に示されているように、磁場からのフラックスに応答して、LC 共振器回路の調節可能な静電容量を共振静電容量に自動的に調節している。従って、図 4B のシステム実施例は、MRI の周波数及びステントの直径のレンジにわたって共振可能であり、MRI を実行する際にステント 422 の視覚化を向上させている。同様に、共振器システムは、当業者であれば理解するように、グラフト (graft)、シャント (shunt)、及び大静脈フィルタ (vena cava filter) などのその他の埋植可能な医療装置と共に実施することも可能である。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0052

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0052】

以上の詳細な説明においては、本開示の合理化のために、様々な特徴をいくつかの実施例にまとめている。このような開示の方法は、本開示の実施例が、それぞれの請求項に明示的に規定されているものを上回る数の特徴を必要としているという意図を反映したもの

であると解釈してはならない。むしろ、添付の請求項に反映されているように、本発明の主題は、開示されている単一の実施例のすべての特徴を下回るものにおいて成立している。従って、これにより、添付の請求項は、この詳細な説明に包含されており、それぞれの請求項は、別個の実施例として独立している。

以下に、本発明の他の実施態様を記載する。

[実施態様1] 供給可能な装置を検出する共振器システムであって、調節可能な静電容量と、前記調節可能な静電容量と直列状態のインダクタコイルと、前記調節可能な静電容量を制御して様々な特定の静電容量値を入手できる調節可能な静電容量制御装置と、を含むLC共振器回路を有する共振器装置と、前記インダクタコイルの少なくとも一部が前記供給可能な装置の少なくとも一部によって取り囲まれた空間を取り囲むように、前記共振器装置と共に配置された供給可能な装置と、を有することを特徴とする共振器システム。

[実施態様2] 前記供給可能な装置は、埋植可能な医療装置であり、前記共振器装置は、前記調節可能な静電容量制御装置によって使用される電力をフィールドから生成可能である電源を含んでおり、前記フィールドは、電磁場及び交流磁場を含む群から選択される実施態様1記載の共振器システム。

[実施態様3] 前記調節可能な静電容量は、コンデンサ及びバラクタを並列状態において含む実施態様1又は2に記載の共振器システム。

[実施態様4] 前記共振器装置は、前記LC共振器回路の経路を通じた電流の流れを検知可能である電流センサを含む実施態様1～3の中のいずれか一項記載の共振器システム。

[実施態様5] 前記共振器装置は、前記調節可能な静電容量の両端の電位差を検知可能である電圧センサを含む実施態様1～4の中のいずれか一項記載の共振器システム。

[実施態様6] 前記インダクタコイルの少なくとも一部は、調節可能な半径を具備しており、前記インダクタコイルの少なくとも一部は、埋植可能な医療装置の通路の少なくとも一部を取り囲んでいる実施態様1～5の中のいずれか一項記載の共振器システム。

[実施態様7] 前記埋植物可能な医療装置は、バルーン拡張型ステントと、自己拡張型ステントと、グラフトと、シャントと、大静脈フィルタと、を含む群から選択された永久的に埋植可能な医療装置である実施態様6記載の共振器システム。

[実施態様8] 前記埋植可能な医療装置は、ガイドカテーテルと、ガイドワイヤと、ステント供給用のカテーテルと、ステントを伴わない拡張用のカテーテルと、を含む群から選択された一時的に埋植可能な医療装置である実施態様6記載の共振器システム。

[実施態様9] 前記供給可能な装置は、一時的に埋植可能な医療装置であり、前記共振器装置は、前記一時に埋植可能な医療装置の内部に位置している実施態様1記載の共振器システム。

[実施態様10] 前記電源は、前記インダクタコイルと、コイルと、電池と、コンデンサと、第2共振器回路と、を含む群から選択される共振器システム。

[実施態様11] インダクタコイル(304)の少なくとも一部が、供給可能な装置(402)の少なくとも一部を取り囲むように、調節可能な静電容量(320)と直列状態の前記インダクタコイル(304)を有する共振器回路を、身体の管腔内に供給できる前記供給可能な装置(402)に提供する段階と、前記共振器回路が特定の磁場内において共振することになる共振静電容量を決定する段階と、前記調節可能な静電容量(320)を前記管腔内において前記共振静電容量に調節する段階と、を有することを特徴とする方法。

[実施態様12] 前記共振静電容量を決定する段階は、前記特定の磁場の既知のフラックス及び前記共振器回路の既知のインダクタンスに基づいて前記共振器回路の前記共振静電容量を算出する段階を含む実施態様11記載の方法。

[実施態様13] 前記共振静電容量を決定する段階は、前記調節可能な静電容量(320)を既知の静電容量に調節する段階と、既知の静電容量及び前記特定の磁場の既知のフラックスに基づいて、前記共振器回路のインダクタンスを算出する段階と、前記既知のフラックス及び前記共振器回路の前記算出されたインダクタンスに基づいて、前記共振器回

路の前記共振静電容量を算出する段階と、を含む実施態様 11 記載の方法。

[実施態様 14] 前記共振静電容量を決定する段階は、前記特定の磁場のフラックスを検知する段階と、前記検知したフラックス及び前記共振器回路の既知のインダクタンスに基づいて、前記共振器回路の前記共振静電容量を算出する段階と、を含む実施態様 11 記載の方法。

[実施態様 15] 前記共振静電容量を決定する段階は、前記特定の磁場のフラックスを検知する段階と、前記調節可能な静電容量(320)を既知の静電容量に調節する段階と、前記既知の静電容量及び前記特定の磁場の検知されたフラックスに基づいて、前記共振器回路のインダクタンスを算出する段階と、前記検知されたフラックス及び前記共振器回路の前記算出されたインダクタンスに基づいて、前記共振器回路の前記共振静電容量を算出する段階と、を含む実施態様 11 記載の方法。

[実施態様 16] 前記共振静電容量を決定する段階は、前記調節可能な静電容量(320)を特定の静電容量に調節する段階と、前記調節可能な静電容量(320)の両端の電圧を検知する段階と、前記調節段階及び前記検知段階を反復することにより、前記調節可能な静電容量(320)の両端の前記電圧が前記特定の磁場において前記調節可能な静電容量(320)によって取得可能な最大電圧である特定の静電容量を決定する段階と、を含む実施態様 11 記載の方法。

[実施態様 17] 前記共振静電容量を決定する段階は、前記調節可能な静電容量(320)を特定の静電容量に調節する段階と、前記特定の静電容量において前記共振器回路を通じた電流を検知する段階と、前記調節段階及び前記検知段階を反復することにより、前記共振器回路を通じた前記電流が前記特定の磁場において前記調節可能な静電容量(320)によって取得可能な最大電流である特定の静電容量を決定する段階と、を含む実施態様 11 記載の方法。

[実施態様 18] 調節可能な静電容量と直列状態のインダクタコイルを有する共振器回路と、異なる強度の磁場に応答して、前記調節可能な静電容量を共振静電容量に自動的に調節できる調節可能な静電容量制御装置と、を含む共振器装置を製造する段階と、前記インダクタコイルの少なくとも一部が医療装置の少なくとも一部を取り囲むように、前記共振器装置を前記医療装置に接続する段階と、を有することを特徴とする方法。

[実施態様 19] 前記共振器装置を製造する段階は、前記コイルが、調節可能な半径を具備するように、柔軟な導電材料から前記インダクタコイルを製造する段階を含んでおり、前記共振器を接続する段階は、前記調節可能な半径が、ステントの拡張に伴って増大できるように、前記インダクタコイルを前記ステントの周りに固定する段階を含む実施態様 18 記載の方法。

[実施態様 20] 前記共振器を接続する段階は、前記共振器装置をカテーテルの遠端内に固定する段階を含む実施態様 18 又は 19 に記載の方法。