

【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 17 年 12 月 2 日 (2005.12.2)

【公開番号】特開 2003-175015 (P2003-175015A)
 【公開日】平成 15 年 6 月 24 日 (2003.6.24)
 【出願番号】特願 2002-298168 (P2002-298168)
 【国際特許分類第 7 版】

A 6 1 B 5/055

G 0 1 R 33/34

H 0 1 F 5/00

【F I】

A 6 1 B 5/05 3 5 0

H 0 1 F 5/00 C

G 0 1 N 24/04 5 2 0 A

【手続補正書】

【提出日】平成 17 年 10 月 6 日 (2005.10.6)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 極めて高磁場の磁気共鳴イメージング (MRI) システムのための無線周波数 (RF) コイル・アセンブリであって、MRI システムの患者ボアチューブ (260) の周りで円筒状に配列させかつ配置させ、前記 RF コイル・アセンブリが実質的に高周波数で共鳴するように構成させた複数の導体 (210) と、前記導体のそれぞれの端部の間に配置され該それぞれの端部を接続していると共に、さらに前記患者ボアチューブと離間した関係で配置されている複数の容量性素子 (230) であって、前記導体の前記それぞれの端部において前記複数の導体を電氣的に相互接続させている複数の容量性素子 (230) と、を備える無線周波数 (RF) コイル・アセンブリ。

【請求項 2】 前記複数の導体 (210) 及び複数の容量性素子 (230) により高域通過型の RF コイル・アセンブリ構成を形成している、請求項 1 に記載の RF コイル・アセンブリ。

【請求項 3】 前記実質的な高周波数が約 64 MHz から約 500 MHz の範囲で発生している、請求項 1 に記載の RF コイル・アセンブリ。

【請求項 4】 前記極めて高磁場の MRI システムが約 3 テスラ (3 T) の磁場を発生させている、請求項 1 に記載の RF コイル・アセンブリ。

【請求項 5】 前記容量性素子 (230) が低インダクタンスのエンドリング型コンデンサである、請求項 1 に記載の RF コイル・アセンブリ。

【請求項 6】 極めて高磁場の磁気共鳴イメージング (MRI) システムを用いて対象ボリウムを撮像するための無線周波数 (RF) コイル・アセンブリであって、MRI システムの患者ボアチューブ (260) の周りで円筒状に配列させかつ配置させた複数の導体 (210) と、前記導体のそれぞれの端部の間に配置され該それぞれの端部を接続している複数の容量性素子 (230) であって、前記複数の導体とにより高帯域通過のバードケージ構成を形成している複数の容量性素子 (230) と、それぞれの容量性素子と前記患者ボアチューブの間で離間した関係を維持するために前記容量性素子と前記患者ボアチューブ (260) の間に配置させた複数の分離デバイス (280) と、を備える無線周波数 (RF) コイル・アセンブリ。

【請求項 7】 前記分離デバイスが、誘電材料から製作したスペーサ、機械的スペーサ、前記容量性素子（230）と前記患者ボアチューブ（260）の間の空気により形成されるギャップ、のうちの少なくとも１つを含んでいる、請求項 6 に記載の R F コイル・アセンブリ。

【請求項 8】 前記極めて高磁場の M R I システムが約 3 テスラ（3 T）の磁場を発生させている、請求項 6 または 7 に記載の R F コイル・アセンブリ。

【請求項 9】 前記複数の導体（210）は、前記 R F コイル・アセンブリが実質的に高周波数で共鳴するように選択された幅を有している、請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の R F コイル・アセンブリ。

【請求項 10】 前記実質的な高周波数が約 64 M H z から約 500 M H z の範囲で発生している、請求項 9 に記載の R F コイル・アセンブリ。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

米国食品医薬品局（F D A）では、M R I スキャン中に患者や医療スタッフが吸収することが可能な電磁エネルギーのレベルに関して比吸収率（S p e c i f i c A b s o r p t i o n R a t e : S A R）と呼ぶ制限を課している。こうした制限は、患者または撮像対象に対する R F 誘導やけどのリスクを低下させるのに役立つ。M R I に関しては 2 つのタイプの電場が存在する。その 1 つ目は、撮像対象内に存在する時間変化する B 1 磁場によるものであり、また第 2 のタイプは R F コイル構造内のコンデンサ上の電荷によるものである。

【特許文献 1】米国特許第 6249121 号