

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7163516号
(P7163516)

(45)発行日 令和4年10月31日(2022.10.31)

(24)登録日 令和4年10月21日(2022.10.21)

(51)国際特許分類 F I
 A 6 1 B 5/0536(2021.01) A 6 1 B 5/0536
 A 6 1 B 5/055(2006.01) A 6 1 B 5/055 3 9 0

請求項の数 13 (全17頁)

(21)出願番号	特願2021-571106(P2021-571106)	(73)特許権者	390030731 朝日インテック株式会社 愛知県瀬戸市暁町3番地100
(86)(22)出願日	令和2年1月15日(2020.1.15)	(74)代理人	100166006 弁理士 泉 通博
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/001021	(74)代理人	100154070 弁理士 久恒 京範
(87)国際公開番号	WO2021/144876	(74)代理人	100153280 弁理士 寺川 賢祐
(87)国際公開日	令和3年7月22日(2021.7.22)	(72)発明者	根武谷 吾 東京都港区元赤坂1-1-7-1105 POSH WELLNESS LABOR ATORY株式会社内
審査請求日	令和4年3月10日(2022.3.10)	審査官	高松 大

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 測定装置、検出装置、および測定方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

予め定められた周波数を有し、地磁気の磁場の方向である第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を測定対象の一部にコイルを介して印加する偏向磁場印加部と、

前記測定対象の周囲に配置されており、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する複数の磁場検出素子と、

複数の前記磁場検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する算出部と、

前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力する画像情報出力部と
 を備える、測定装置。

10

【請求項2】

第1方向の一定の大きさの静磁場を測定対象に印加する静磁場印加部と、
 予め定められた周波数を有し、前記第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を前記測定対象の一部にコイルを介して印加する偏向磁場印加部と、

前記測定対象の周囲に配置されており、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する複数の磁場検出素子と、

複数の前記磁場検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波

20

が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する算出部と、

前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力する画像情報出力部と

を備える、測定装置。

【請求項 3】

前記静磁場印加部は、前記測定対象に印加する前記静磁場の大きさを変更可能に設けられており、

前記算出部は、前記静磁場の大きさ毎に前記インピーダンス分布を算出する、

請求項 2 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記測定対象の一部において、前記偏向磁場の印加によって発生した前記電磁波の緩和現象を検出する緩和検出素子と、

前記緩和検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力する M R 画像生成部と

を更に備える、請求項 2 または 3 に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記画像情報出力部が生成した前記測定対象の内部の情報を示す 1 または複数の前記画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき前記測定対象の内部の部位を決定する決定部を更に備える、請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記偏向磁場印加部は、複数の磁場発生コイルを有し、前記第 1 方向とは異なる複数の方向を向く複数の前記偏向磁場を前記測定対象の一部に向けて印加する、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の測定装置。

【請求項 7】

前記測定対象を囲むリング形状またはリングの一部の形状を有し、複数の前記偏向磁場印加部を搭載する搭載部と、

複数の前記偏向磁場印加部が発生する前記偏向磁場の前記測定対象に対する方向を保持したまま、予め定められた方向に前記搭載部を移動する移動部と

を更に備える、

請求項 6 に記載の測定装置。

【請求項 8】

前記搭載部は、複数の前記磁場検出素子の少なくとも一部を搭載する、請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 9】

第 1 方向の一定の大きさの静磁場を測定対象に印加する静磁場印加部と、

予め定められた周波数を有し、前記第 1 方向とは異なる第 2 方向の偏向磁場を前記測定対象の一部に向けてコイルを介して印加する偏向磁場印加部と、

前記測定対象の一部において、前記偏向磁場の印加によって発生した電磁波と、発生した電磁波の緩和現象とを検出する緩和検出素子と、

前記緩和検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力する M R 画像生成部と

を備える M R 画像測定装置に設けられる検出装置であって、

前記測定対象の周囲に配置されており、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する複数の磁場検出素子と、

複数の前記磁場検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する算出部と、

前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力する画像情報出力部と

を備える、検出装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記画像情報出力部が生成した前記測定対象の内部の情報を示す 1 または複数の前記画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき前記測定対象の内部の部位を決定する決定部を更に備える、請求項 9 に記載の検出装置。

【請求項 11】

コンピュータが実行する測定方法であって、

予め定められた周波数を有し、地磁気の磁場の方向である第 1 方向とは異なる方向の偏向磁場を測定対象の一部にコイルを介して印加するステップと、

前記測定対象の周囲において、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出するステップと、

伝播された電磁波の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出するステップと、

前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力するステップと

を備える、測定方法。

【請求項 12】

コンピュータが実行する測定方法であって、

第 1 方向の一定の大きさの静磁場を測定対象に印加するステップと、

予め定められた周波数を有し、前記第 1 方向とは異なる第 2 方向の偏向磁場を前記測定対象の一部にコイルを介して印加するステップと、

前記測定対象の周囲において、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出するステップと、

伝播された電磁波の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出するステップと、

前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力するステップと

を備える、測定方法。

【請求項 13】

前記コンピュータが実行する、

生成した前記測定対象の内部の情報を示す 1 または複数の前記画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき前記測定対象の内部の部位を決定するステップと、

前記静磁場を前記測定対象に印加するステップと、

予め定められた周波数を有し、前記第 1 方向とは異なる方向の前記偏向磁場を決定した前記測定対象の部位に向けてコイルを介して印加するステップと、

前記測定対象の部位において、前記偏向磁場の印加によって発生した前記電磁波と、発生した前記電磁波の緩和現象とを検出するステップと、

発生した前記電磁波と前記電磁波の前記緩和現象の検出結果に基づき、前記測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力するステップと

を更に備える、請求項 12 に記載の測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、測定対象の内部の情報を測定する測定装置、検出装置、および測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

核磁気共鳴現象を利用することにより、生体の内部の情報を断層画像として出力する磁気共鳴画像法 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) が知られている。また、小型かつ高感度な磁気センサが知られている (例えば、特許文献 1 および 2 を参照)。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特許第6506466号公報

特許第5839527号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

MRIは、測定対象である生体に外部から静磁場を印加して、生体を巨視的に磁化させる。これにより、生体を構成している原子が歳差運動をするので、当該歳差運動のラーモア周波数と一致する周波数を有する電磁波のパルスを照射すると、共鳴が発生し、当該歳差運動の回転数が変化する（核磁気共鳴現象）。そして、電磁波のパルス照射を停止させると、原子の歳差運動が定常状態に戻る。このような定常状態に戻るまでの過程（緩和現象）は、原子によって異なるので、MRIは、このような緩和現象の違いを画像として生成し、生体の断層画像として出力していた。

10

【0005】

このように、MRIは、原子の歳差運動が定常状態に戻るまでの緩和現象を観測するので、少なくとも緩和時間が経過しなければ測定結果を出力することができなかった。その一方で、生体内の異常を検出するには、生体の異なる位置における断層画像を複数取得して判断することが望ましく、生体の一部の正常または異常を判定するだけでも、数十分から1時間以上の測定時間がかかることがあった。

20

【0006】

そこで、本発明はこれらの点に鑑みてなされたものであり、簡便な構成で生体の内部の情報を高速に取得できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1の態様においては、予め定められた周波数を有し、地磁気の磁場の方向である第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を測定対象の一部にコイルを介して印加する偏向磁場印加部と、前記測定対象の周囲に配置されており、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する複数の磁場検出素子と、複数の前記磁場検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する算出部と、前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力する画像情報出力部とを備える、測定装置を提供する。

30

【0008】

本発明の第2の態様においては、第1方向の一定の大きさの静磁場を測定対象に印加する静磁場印加部と、予め定められた周波数を有し、前記第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を前記測定対象の一部にコイルを介して印加する偏向磁場印加部と、前記測定対象の周囲に配置されており、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する複数の磁場検出素子と、複数の前記磁場検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する算出部と、前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力する画像情報出力部とを備える、測定装置を提供する。

40

【0009】

前記静磁場印加部は、前記測定対象に印加する前記静磁場の大きさを変更可能に設けられており、前記算出部は、前記静磁場の大きさ毎に前記インピーダンス分布を算出してもよい。

【0010】

前記測定装置は、前記測定対象の一部において、前記偏向磁場の印加によって発生した

50

前記電磁波の緩和現象を検出する緩和検出素子と、前記緩和検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力するMR画像生成部とを更に備えてもよい。前記測定装置は、前記画像情報出力部が生成した前記測定対象の内部の情報を示す1または複数の前記画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき前記測定対象の内部の部位を決定する決定部を更に備えてもよい。

【0011】

前記偏向磁場印加部は、複数の磁場発生コイルを有し、前記第1方向とは異なる複数の方向を向く複数の前記偏向磁場を前記測定対象の一部に向けて印加してもよい。

【0012】

前記測定装置は、前記測定対象を囲むリング形状またはリングの一部の形状を有し、複数の前記偏向磁場印加部を搭載する搭載部と、複数の前記偏向磁場印加部が発生する前記偏向磁場の前記測定対象に対する方向を保持したまま、予め定められた方向に前記搭載部を移動する移動部とを更に備えてもよい。

10

【0013】

前記搭載部は、複数の前記磁場検出素子の少なくとも一部を搭載してもよい。

【0014】

本発明の第3の態様においては、第1方向の一定の大きさの静磁場を測定対象に印加する静磁場印加部と、予め定められた周波数を有し、前記第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を前記測定対象の一部に向けてコイルを介して印加する偏向磁場印加部と、前記測定対象の一部において、前記偏向磁場の印加によって発生した電磁波と、発生した電磁波の緩和現象とを検出する緩和検出素子と、前記緩和検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力するMR画像生成部とを備えるMR画像測定装置に設けられる検出装置であって、前記測定対象の周囲に配置されており、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する複数の磁場検出素子と、複数の前記磁場検出素子の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する算出部と、前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力する画像情報出力部とを備える、検出装置を提供する。

20

【0015】

前記画像情報出力部が生成した前記測定対象の内部の情報を示す1または複数の前記画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき前記測定対象の内部の部位を決定する決定部を更に備えてもよい。

30

【0016】

本発明の第4の態様においては、予め定められた周波数を有し、地磁気の磁場の方向である第1方向とは異なる方向の偏向磁場を測定対象の一部にコイルを介して印加するステップと、前記測定対象の周囲において、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出するステップと、伝播された電磁波の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出するステップと、前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部の情報を示す画像を生成して出力するステップとを備える、測定方法を提供する。

40

【0017】

本発明の第5の態様においては、第1方向の一定の大きさの静磁場を測定対象に印加するステップと、予め定められた周波数を有し、前記第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を前記測定対象の一部にコイルを介して印加するステップと、前記測定対象の周囲において、前記偏向磁場の印加によって前記測定対象の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出するステップと、伝播された電磁波の検出結果に基づき、前記測定対象の内部において前記電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出するステップと、前記インピーダンス分布に基づき、前記測定対象の内部

50

の情報を示す画像を生成して出力するステップとを備える、測定方法を提供する。

【0018】

生成した前記測定対象の内部の情報を示す1または複数の前記画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき前記測定対象の内部の部位を決定するステップと、前記静磁場を前記測定対象に印加するステップと、予め定められた周波数を有し、前記第1方向とは異なる方向の前記偏向磁場を決定した前記測定対象の部位に向けてコイルを介して印加するステップと、前記測定対象の部位において、前記偏向磁場の印加によって発生した前記電磁波と、発生した前記電磁波の緩和現象とを検出するステップと、発生した前記電磁波と前記電磁波の前記緩和現象の検出結果に基づき、前記測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力するステップとを更に備えてもよい。

10

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、簡便な構成で生体の内部の情報を高速に取得できるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本実施形態に係る測定装置100の構成例を測定対象10と共に示す。

【図2】本実施形態に係る搭載部140および制御部160の構成例を測定対象10と共に示す。

【図3】本実施形態に係る測定装置100の変形例を測定対象10と共に示す。

20

【図4】図3に示す本変形例の測定装置100の動作フローの一例を示す。

【図5】本実施形態に係る検出装置400の構成例をMR画像測定装置300と共に示す。

【発明を実施するための形態】

【0021】

<測定装置100の構成例>

図1は、本実施形態に係る測定装置100の構成例を測定対象10と共に示す。測定装置100は、測定対象10の内部の情報を断層画像として出力する。測定装置100は、静磁場が印加されている測定対象10に偏向磁場を印加し、偏向磁場の印加に応じて発生する電磁波に基づき、当該測定対象10の内部の情報を取得する。測定対象10は、例えば、人体等の生体である。本実施形態において、測定対象10が人体である例を説明する。測定装置100は、静磁場印加部110と、偏向磁場印加部120と、磁場検出素子130と、搭載部140と、移動部150と、制御部160と、表示部170とを備える。

30

【0022】

静磁場印加部110は、第1方向の一定の大きさの静磁場を測定対象10に印加する。図1は、測定対象10である人体がXY面と平行な地面に直立している例を示す。図1において、第1方向をZ方向と略平行な方向として示す。ここでZ方向は、人体の身長方向である地面と垂直な方向である。静磁場印加部110は、例えば、MRI等で用いられる静磁場の大きさと同程度の数T(テスラ)の大きさの静磁場を測定対象10の全体に印加する。また、静磁場印加部110は、数T未満の大きさの静磁場を印加してもよい。例えば、静磁場印加部110は、地磁気の大きさよりも大きい100 μ T以上の大きさの静磁場を測定対象10に印加する。静磁場印加部110は、例えば、ヘルムホルツコイルを有する。

40

【0023】

偏向磁場印加部120は、予め定められた周波数を有し、第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を測定対象10の一部にコイルを介して印加する。ここで、予め定められた周波数は、静磁場印加部110が出力する静磁場の大きさに基づいて定められ、例えば、数kHz程度から数百kHz程度の周波数である。

【0024】

また、第2方向は、測定対象10における観測したい領域に基づいて定められ、第1方向とは異なる1または複数の方向である。偏向磁場印加部120は、例えば、第1方向と

50

は異なる 1 または複数の方向を向く 1 または複数の偏向磁場を測定対象 10 の一部に向けて印加する。

【0025】

偏向磁場印加部 120 は、1 または複数の磁場発生コイルを有する。磁場発生コイルは、一例として、ヘルムホルツコイルである。偏向磁場印加部 120 は、測定対象 10 に対して、種々の方向の偏向磁場を印加できることが望ましい。偏向磁場印加部 120 は、例えば、 $\pm X$ 方向、 $\pm Y$ 方向、 $\pm Z$ 方向の 6 方向に偏向磁場を印加できるように、少なくとも 6 個設けられている。

【0026】

この場合、6 個の偏向磁場印加部 120 は、それぞれから出力する偏向磁場の大きさが制御されることにより、種々の大きさおよび方向の偏向磁場が測定対象 10 の任意の部位に印加できるように配置されていることが望ましい。また、偏向磁場印加部 120 のそれぞれは、測定対象 10 の種々の部位に偏向磁場を印加できるように、移動可能に設けられていてもよい。

10

【0027】

磁場検出素子 130 は、測定対象 10 の周囲に配置されており、偏向磁場の印加によって測定対象 10 の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する。磁場検出素子 130 は、測定対象 10 を囲うように複数配置されていることが望ましい。磁場検出素子 130 は、例えば、nT (ナノテスラ)、pT (ピコテスラ)、fT (フェムトテスラ) といった単位の微弱な磁場を検出可能な高感度磁気センサである。

20

【0028】

搭載部 140 は、偏向磁場印加部 120 の少なくとも一部を搭載する。搭載部 140 は、例えば、測定対象 10 を囲むリング形状またはリングの一部の形状を有し、複数の偏向磁場印加部 120 を搭載する。また、搭載部 140 は、複数の磁場検出素子 130 の少なくとも一部を搭載する。図 1 は、搭載部 140 が偏向磁場印加部 120 の一部と全ての磁場検出素子 130 を搭載した例を示す。

【0029】

このような搭載部 140 により、偏向磁場印加部 120 は、複数の偏向磁場印加部 120 から、第 1 方向とは異なる複数の方向を向く複数の偏向磁場を測定対象 10 の一部に向けて印加できる。また、複数の磁場検出素子 130 は、複数の偏向磁場の印加によって複数の方向に向けて発生する磁場をそれぞれ検出できる。

30

【0030】

移動部 150 は、複数の偏向磁場印加部 120 が発生する偏向磁場の測定対象 10 に対する方向を保持したまま、予め定められた方向に搭載部 140 を移動する。移動部 150 は、測定対象 10 に対して相対的に平行方向または垂直方向に搭載部 140 を移動する。図 1 は、移動部 150 が搭載部 140 を第 1 方向に移動する例を示す。移動部 150 は、人体の足先から頭頂部までにおいて、指定された部位に偏向磁場を印加できるように、搭載部 140 を移動できることが望ましい。また、移動部 150 は、測定対象 10 を中心として搭載部 140 を回転するように移動させてもよい。

【0031】

なお、搭載部 140 は、測定対象 10 を囲む筒状の形状を有してもよい。搭載部 140 は、例えば、第 1 方向に延伸する円筒形状を有する。この場合、搭載部 140 の複数の異なる場所に偏向磁場印加部 120 および磁場検出素子 130 が設けられてよい。そして、例えば、搭載部 140 が測定対象 10 を覆う程度の大きさを有する場合、人体の足先から頭頂部までにおいて、指定された部位に偏向磁場を印加できるように複数の偏向磁場印加部 120 が配置されていることが望ましい。一例として、筒状の搭載部 140 は、測定対象 10 を囲むリング形状またはリングの一部の形状を複数有する形状である。この場合、搭載部 140 を移動させることなく測定対象 10 の任意の部位に偏向磁場を印加できるので、移動部 150 はなくてもよい。

40

【0032】

50

制御部 160 は、静磁場印加部 110、偏向磁場印加部 120、磁場検出素子 130、搭載部 140、および移動部 150 の動作を制御する。制御部 160 は、例えば、静磁場印加部 110 による静磁場の印加タイミング、および、偏向磁場印加部 120 による偏向磁場の印加タイミングを制御する。制御部 160 は、磁場検出素子 130 による検出タイミングを制御する。また、制御部 160 は、移動部 150 を制御して搭載部 140 を移動させる。また、制御部 160 は、磁場検出素子 130 が検出した検出結果を取得する。制御部 160 は、取得した検出結果に基づき、測定対象 10 の断層画像を生成する。制御部 160 は、例えば、サーバ等のコンピュータである。

【0033】

< 搭載部 140 および制御部 160 の構成例 >

図 2 は、本実施形態に係る搭載部 140 および制御部 160 の構成例を測定対象 10 と共に示す。図 2 の搭載部 140 および測定対象 10 は、図 1 の X Y 面と平行な面における測定装置 100 の断面の構成例を示す。搭載部 140 は、図 1 で説明したように、複数の偏向磁場印加部 120 と、複数の磁場検出素子 130 とを搭載している。

【0034】

搭載部 140 は、例えば、リング形状の周方向に沿って、予め定められた間隔毎に、偏向磁場印加部 120 および磁場検出素子 130 が設けられている。偏向磁場印加部 120 は、予め定められた方向に偏向磁場を印加できるように配置されている。また、磁場検出素子 130 は、測定対象 10 から発生した磁場を検出可能とするように配置されている。

【0035】

制御部 160 は、静磁場印加部 110 から静磁場を測定対象 10 に印加している期間において、偏向磁場印加部 120 から偏向磁場を測定対象 10 に印加する。これにより、測定対象 10 が巨視的に磁化した状態において、偏向磁場を印加することになる。したがって、MRI の動作と同様に、偏向磁場の周波数と測定対象 10 を構成している原子の歳差運動のラーモア周波数とが一致すると、核磁気共鳴現象が発生する。即ち、測定対象 10 を構成している原子のうち、偏向磁場が照射された原子の歳差運動の回転数が変化する。このような歳差運動の変化により、偏向磁場が照射された原子から定常状態とは異なる電磁波が発生することになる。

【0036】

このような原子の核磁気共鳴は、原子の種類、原子の密度、静磁場の大きさ、偏向磁場の周波数等に応じて発生するか否かが決まる。例えば、静磁場の大きさが 0.1 T から 2 T 程度の MRI で用いられる程度の磁場強度の場合、偏向磁場の周波数を数百 kHz 程度とすることで、人体内の水素原子の核磁気共鳴を発生させることができる。また、静磁場の大きさが数十 μ T の地磁気程度の磁場強度の場合、偏向磁場の周波数を数 kHz 程度とすることで、人体内の水素原子の核磁気共鳴を発生させることができる。

【0037】

磁場検出素子 130 は、このような核磁気共鳴に応じて生じる電磁波の磁場成分を検出する。なお、偏向磁場印加部 120 は、例えば、測定対象 10 の局所的な部位に偏向磁場を印加する。測定対象 10 の局所的な部位では、偏向磁場に応じた渦電流が発生する。渦電流は、局所的な部位のインピーダンスに対応する大きさの電流である。そして、発生した渦電流に応じた磁界が発生する。磁場検出素子 130 は、このように発生した磁場の大きさを検出する。このように、磁場検出素子 130 が検出する磁場の大きさは、偏向磁場を印加した部位から磁場検出素子 130 に至る経路の電気的特性の影響を受けて伝播した電磁波に基づく値となる。ここで、偏向磁場を印加した部位から磁場検出素子 130 に至る経路の電気的特性は、例えば、人体内の臓器、器官等のインピーダンスである。

【0038】

即ち、磁場検出素子 130 の検出した磁場の大きさは、電磁波が通過した人体内部の情報に対応するものとなる。そこで、制御部 160 は、偏向磁場印加部 120 が出力する磁場の大きさを制御して測定対象 10 の複数の部位に偏向磁場を印加し、偏向磁場を印加した部位毎に磁場検出素子 130 の検出結果を取得する。これにより、制御部 160 は、測

10

20

30

40

50

定対象 10 の内部のインピーダンス分布に対応する磁場の検出結果を取得できる。制御部 160 は、このような検出結果を解析することにより、測定対象 10 内部の情報を画像として生成できる。以上の制御部 160 は、例えば、記憶部 162 と、算出部 164 と、画像情報出力部 166 とを有する。

【0039】

記憶部 162 は、磁場検出素子 130 が検出した検出結果を記憶する。また、記憶部 162 は、測定装置 100 が動作の過程で生成する（または利用する）中間データ、算出結果、閾値、およびパラメータ等をそれぞれ記憶してもよい。また、記憶部 162 は、測定装置 100 内の各部の要求に応じて、記憶したデータを要求元に供給してもよい。

【0040】

記憶部 162 は、サーバ等が制御部 160 として機能する OS (Operating System)、およびプログラム等の情報を格納してもよい。また、記憶部 162 は、当該プログラムの実行時に参照されるデータベースを含む種々の情報を格納してもよい。例えば、サーバ等のコンピュータは、記憶部 162 に記憶されたプログラムを実行することによって、記憶部 162、算出部 164、および画像情報出力部 166 の少なくとも一部として機能する。

【0041】

記憶部 162 は、例えば、コンピュータ等の BIOS (Basic Input Output System) 等を格納する ROM (Read Only Memory)、および作業領域となる RAM (Random Access Memory) を含む。また、記憶部 162 は、HDD (Hard Disk Drive) および / または SSD (Solid State Drive) 等の大容量記憶装置を含んでもよい。また、コンピュータは、GPU (Graphics Processing Unit) 等を更に備えてもよい。

【0042】

算出部 164 は、複数の磁場検出素子 130 の検出結果に基づき、測定対象 10 の内部において電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する。算出部 164 は、例えば、複数の部位から伝播された電磁波それぞれの磁場の大きさを比較および解析することにより、複数の部位の間のインピーダンスをそれぞれ算出する。算出部 164 は、一例として、2次元フーリエ変換等を用いて、人体内部のインピーダンス分布を算出する。

【0043】

画像情報出力部 166 は、インピーダンス分布に基づき、測定対象 10 の内部の情報を示す画像を生成して出力する。算出部 164 および画像情報出力部 166 は、コンピュータ断層撮影として既知の画像再構成法を用いて、人体内部の断層画像を生成する。なお、画像再構成法については、既知の技術であるため、ここでは詳細な説明を省略する。また、画像情報出力部 166 は、2次元の断層画像に基づき、3次元画像を生成してもよい。画像情報出力部 166 は、生成した画像を表示装置等に表示する。また、画像情報出力部 166 は、生成した画像を記憶部 162 に記憶してもよい。更に、画像情報出力部 166 は、ネットワーク等を介して外部のデータベース等に生成した画像を記憶してもよい。

【0044】

以上のように、本実施形態に係る測定装置 100 は、人体等の生体内のインピーダンス分布を断層画像として出力することができる。人体内部は、臓器、器官等に応じてインピーダンスが異なるので、測定装置 100 が出力する断層画像により、人体内部の状態等を容易に確認できる。

【0045】

以上の測定装置 100 は、静磁場および偏向磁場を測定対象 10 に印加して核磁気共鳴現象を発生させ、当該核磁気共鳴現象の発生に基づく電磁波を検出する。このような測定装置 100 は、MRI 等のように、核磁気共鳴現象が定常状態に戻るまでの緩和現象を観測することなく、インピーダンス分布を算出するので、測定対象 10 内部の断層画像をより高速に出力することができる。また、臓器等に発生した癌等の腫瘍は、臓器のインピーダンスとは異なるインピーダンスに変化することがある。したがって、測定装置 100 を

10

20

30

40

50

用いることにより、MRIでは観測することが困難であった臓器の正常状態および異常状態等を容易に観測して判別することができる。

【0046】

以上のように、測定装置100は、測定対象10の内部で発生した核磁気共鳴現象に応じて伝播する電磁波を検出することにより、測定対象10の内部の情報を画像として出力する。したがって、電磁波を検出可能であれば、静磁場印加部110が測定対象10に印加する静磁場の大きさを、MRI等が用いる数Tに至るような静磁場の大きさよりも小さくしてもよい。

【0047】

この場合、磁場検出素子130が検出すべき磁場の大きさは、静磁場の大きさに比例して小さくなる。しかしながら、特許文献1および2等で挙げたように、高感度な磁気センサが知られているので、静磁場印加部110が出力する静磁場の大きさを、mTから数百 μ T程度に低減させることができる。これにより、測定装置100は、数Tといった強磁場を発生させる高価かつ大型の磁場発生装置を用いずに、小型で安価に測定対象10内部の断層画像を出力できる。

10

【0048】

なお、高感度な磁気センサとして、例えば、光ポンピング磁力計、超伝導量子干渉素子電導SQUID等は、fT程度以下の単位の高い感度を有することも知られている。このように、pT以下といった単位の微弱な磁場を検出可能な高感度磁気センサを磁場検出素子130として用いた場合、静磁場印加部110が出力する静磁場の大きさをより小さく

20

【0049】

例えば、静磁場印加部110は、地磁気と同程度の大きさ程度まで、出力する静磁場の大きさを低減してもよい。この場合、測定装置100は、第1方向の一定の大きさの静磁場として、地磁気を用いてもよい。そして、偏向磁場印加部120は、地磁気の磁場の方向である第1方向とは異なる第2方向の偏向磁場を、地磁気によって磁化された測定対象10の一部に印加する。

【0050】

このような測定装置100には、静磁場印加部110を省いてよく、装置の規模をより小さくすることができる。なお、測定装置100は、地磁気の方角である第1方向と測定対象10の予め定められた方向とを一致させるように、測定対象10を固定したまま移動可能な固定部を更に有してもよい。また、このような固定部は、人体が寝た状態で固定できるように、ベッド等を有してもよい。

30

【0051】

以上の本実施形態に係る測定装置100において、静磁場印加部110が一定の大きさの静磁場を測定対象10に印加する例を説明したが、これに限定されることはない。これに加えて、静磁場印加部110は、測定対象10に印加する静磁場の大きさを変更可能に設けられていてもよい。

【0052】

上述のように、測定対象10において核磁気共鳴が発生する共鳴周波数は、原子の種類、静磁場の大きさ等によって変化する。したがって、静磁場印加部110が測定対象10に印加する静磁場の大きさを変化させると、測定対象10に含まれる原子に対する共鳴周波数を変化させることができる。そこで、制御部160は、静磁場印加部110が出力する静磁場の大きさ毎に磁場検出素子130から検出結果を取得する。これにより、算出部164は、静磁場の大きさ毎にインピーダンス分布を算出する。

40

【0053】

このように、測定装置100は、静磁場の大きさを予め定められた大きさの範囲で掃引して、インピーダンス分布の周波数特性を測定できる。インピーダンス分布の周波数特性は、例えば、横軸を周波数にし、1または複数の部位のインピーダンスの値を縦軸にして表現できる。また、複数の共鳴周波数毎に、インピーダンス分布の断層画像を生成して、

50

インピーダンス分布の周波数特性としてもよい。このようなインピーダンス分布の周波数特性を測定することにより、例えば、異なる複数の原子の核磁気共鳴の発生等を判断することができ、測定対象 10 のより詳細な内部の情報を取得することができる。

【0054】

以上の本実施形態に係る測定装置 100 は、核磁気共鳴現象の発生に基づく電磁波を検出する例を説明したが、これに限定されることはない。測定装置 100 は、測定対象 10 の内部で核磁気共鳴現象を発生させることができるので、MRI 等のように、核磁気共鳴現象が定常状態に戻るまでの緩和現象を観測することもできる。このような測定装置 100 について、次に説明する。

【0055】

<測定装置 100 の変形例>

図 3 は、本実施形態に係る測定装置 100 の変形例を測定対象 10 と共に示す。本変形例の測定装置 100 において、図 1 および図 2 に示された本実施形態に係る測定装置 100 の動作と略同一のものには同一の符号を付け、説明を省略する。本変形例の測定装置 100 は、緩和検出素子 210 と、MR 画像生成部 220 と、決定部 230 とを備える。

【0056】

緩和検出素子 210 は、測定対象 10 の一部において、偏向磁場の印加によって発生した電磁波の緩和現象を検出する。緩和検出素子 210 は、例えば、磁場検出素子 130 と同様の検出素子である。また、複数の磁場検出素子 130 のうち、1 または複数の磁場検出素子 130 が、磁場を検出してから当該磁場の大きさが定常状態に戻るまでの過程を更に検出して、緩和検出素子 210 として機能してもよい。なお、電磁波の緩和現象については、MRI の測定において既知なので、ここでは説明を省略する。制御部 160 は、このような磁場検出素子 130 の緩和現象の検出結果を取得する。

【0057】

MR 画像生成部 220 は、このような緩和検出素子 210 の検出結果に基づき、測定対象 10 の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力する。MR 画像生成部 220 は、例えば、コンピュータ断層撮影として既知の画像再構成法を用いて、人体内部の磁気共鳴画像を生成する。なお、画像再構成法については、既知の技術であるため、ここでは詳細な説明を省略する。これにより、測定装置 100 は、数 T といった強磁場を発生させずに、装置規模を従来の MRI よりも小さくして、磁気共鳴画像を出力することができる。

【0058】

このように、測定装置 100 は、測定対象 10 のインピーダンス分布の断層画像と、磁気共鳴画像とを測定可能に構成されている。この場合、測定装置 100 は、測定対象 10 のインピーダンス分布の断層画像および磁気共鳴画像を切り換えて測定可能に構成されていることが望ましい。また、インピーダンス分布の断層画像の測定結果に基づき、磁気共鳴画像の測定箇所を指定できるように構成されていることがより好ましい。この場合、制御部 160 は、決定部 230 を有する。

【0059】

決定部 230 は、画像情報出力部 166 が生成した測定対象 10 の内部の情報を示す 1 または複数の画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき測定対象 10 の内部の部位を決定する。測定対象 10 のインピーダンス分布の断層画像は、上述のとおり、高速に測定できるので、例えば、磁気共鳴画像の測定箇所を決定するために利用することができる。この場合、決定部 230 は、複数の断層画像の測定結果を用いて、測定対象 10 の磁気共鳴画像を取得すべき部位を判断してもよい。

【0060】

決定部 230 は、例えば、画像比較等の画像処理に基づき、断層画像において異常が推定される部位を磁気共鳴画像の測定箇所として決定する。これに代えて、画像情報出力部 166 が複数の断層画像の測定結果を表示部 170 に表示した後に、決定部 230 は、磁気共鳴画像を測定すべき部位の入力をユーザ等から受け付けてもよい。このような測定装置 100 の動作について、次に説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

< 測定装置 1 0 0 の動作フローの一例 >

図 4 は、図 3 に示す本変形例の測定装置 1 0 0 の動作フローの一例を示す。測定装置 1 0 0 は、S 4 1 0 から S 4 9 0 までの動作フローを実行することにより、測定対象 1 0 の磁気共鳴画像を出力する。

【 0 0 6 2 】

まず、制御部 1 6 0 は、測定対象 1 0 の測定開始をユーザ等から受け付ける (S 4 1 0)。ここで、測定対象 1 0 は、静磁場印加部 1 1 0、偏向磁場印加部 1 2 0、および磁場検出素子 1 3 0 に対して、予め定められた位置関係となるように配置されているものとする。また、制御部 1 6 0 は、測定対象 1 0 の測定範囲の情報等を更に受け付ける。制御部 1 6 0 は、例えば、頭部、頸部、胸部、腹部、腰部、脚部、全身等といった、測定範囲の指示を受け付ける。制御部 1 6 0 は、受け付けた情報に応じて、移動部 1 5 0 を制御して搭載部 1 4 0 を測定範囲の測定開始点へと移動させる。

10

【 0 0 6 3 】

次に、静磁場印加部 1 1 0 は、第 1 方向の一定の大きさの静磁場を測定対象 1 0 に印加する (S 4 2 0)。静磁場印加部 1 1 0 は、予め定められた強度レベルの静磁場を測定対象 1 0 に印加する。

【 0 0 6 4 】

次に、偏向磁場印加部 1 2 0 は、予め定められた周波数を有し、第 1 方向とは異なる第 2 方向の偏向磁場を測定対象 1 0 の一部に印加する (S 4 3 0)。偏向磁場印加部 1 2 0 は、受け付けた測定範囲に対応する測定対象 1 0 の一部に、偏向磁場を印加する。そして、複数の磁場検出素子 1 3 0 は、測定対象 1 0 の周囲において、偏向磁場の印加によって測定対象 1 0 の一部で発生して伝播された電磁波に基づく磁場の大きさをそれぞれ検出する (S 4 4 0)。

20

【 0 0 6 5 】

次に、算出部 1 6 4 は、伝播された電磁波の検出結果に基づき、測定対象 1 0 の内部において電磁波が伝播した領域の少なくとも一部のインピーダンス分布を算出する (S 4 5 0)。制御部 1 6 0 は、測定範囲のインピーダンス分布を算出できるまで、S 4 3 0 から S 4 5 0 の動作を繰り返す (S 4 6 0 : N o)。ここで、制御部 1 6 0 は、例えば、偏向磁場を印加する部位を変えて、偏向磁場を印加した部位ごとに、インピーダンス分布を算出する。なお、制御部 1 6 0 は、偏向磁場を印加する部位を変更するために、移動部 1 5 0 を制御して搭載部 1 4 0 を移動させてよい。

30

【 0 0 6 6 】

測定範囲のインピーダンス分布を算出できた場合 (S 4 6 0 : Y e s)、画像情報出力部 1 6 6 は、インピーダンス分布に基づき、測定対象 1 0 の内部の情報を示す画像を生成して出力する (S 4 7 0)。画像情報出力部 1 6 6 は、例えば、1 または複数のインピーダンス分布に対応する 1 または複数の断層画像を生成する。これに代えて、または、これに加えて、画像情報出力部 1 6 6 は、測定対象 1 0 の内部の 3 D 画像を生成してもよい。画像情報出力部 1 6 6 は、一例として、表示部 1 7 0 に生成した 1 または複数の画像を表示する。

40

【 0 0 6 7 】

次に、決定部 2 3 0 は、生成した測定対象 1 0 の内部の情報を示す 1 または複数の画像に基づき、磁気共鳴画像を取得すべき測定対象 1 0 の内部の部位を決定する (S 4 8 0)。決定部 2 3 0 は、例えば、表示部 1 7 0 に表示された測定対象 1 0 の画像を確認した当該測定装置 1 0 0 のユーザから、磁気共鳴画像を取得すべき部位の入力を受け付ける。

【 0 0 6 8 】

次に、制御部 1 6 0 は、決定した測定対象 1 0 の部位の磁気共鳴画像を取得して出力する (S 4 9 0)。磁気共鳴画像の取得については、既知の方法で取得してよい。例えば、静磁場印加部 1 1 0 は、第 1 方向の一定の大きさの静磁場を測定対象 1 0 に印加する。そして、偏向磁場印加部 1 2 0 は、予め定められた周波数を有し、第 1 方向とは異なる方向

50

の偏向磁場を、決定した測定対象 10 の部位に向けて印加する。なお、制御部 160 は、決定した測定対象 10 の部位に偏向磁場を印加するために、移動部 150 を制御して搭載部 140 を移動させてよい。

【0069】

緩和検出素子 210 は、測定対象 10 の部位において、偏向磁場の印加によって発生した電磁波と、発生した電磁波の緩和現象とを検出する。MR 画像生成部 220 は、発生した電磁波と電磁波の緩和現象の検出結果に基づき、測定対象の内部の断層画像である磁気共鳴画像を生成して出力する。MR 画像生成部 220 は、例えば、表示部 170 に生成した磁気共鳴画像を表示する。MR 画像生成部 220 は、画像情報出力部 166 が表示させた測定対象 10 の内部の画像と共に、磁気共鳴画像を表示してもよい。

10

【0070】

以上のように、本変形例に係る測定装置 100 は、インピーダンス分布の断層画像に基づき、測定対象 10 の磁気共鳴画像を取得すべき部位を決定して、当該磁気共鳴画像を測定することができる。これにより、測定装置 100 は、簡便な構成で、測定対象 10 の内部の観察すべき部位を適切に決定して、速やかに磁気共鳴画像を測定して出力することができる。

【0071】

なお、図 4 で説明した動作フローは、静磁場印加部 110 が設けられている測定装置 100 の動作フローの一例であるが、これに限定されることはない。測定装置 100 は、磁気共鳴画像を測定してから、インピーダンス分布の断層画像を測定してもよい。なお、測定装置 100 が地磁気を用いて測定対象 10 の内部の画像および磁気共鳴画像を測定する場合は、例えば静磁場印加部 110 による S420 の動作等を省略して、地磁気の磁場の方向である第 1 方向とは異なる方向の偏向磁場を測定対象 10 の一部に印加することで、同様の動作を実行できることは言うまでもない。

20

【0072】

以上の本実施形態に係る測定装置 100 において、測定対象 10 の内部の画像を速やかに測定できる例を説明した。そして、測定対象 10 のインピーダンス分布の断層画像および磁気共鳴画像の 2 つを測定可能な測定装置 100 は、当該 2 つの測定を切り換えて実行できる例を説明した。これに代えて、測定装置 100 は、測定対象 10 の磁気共鳴画像だけを測定可能に構成されていてもよい。

30

【0073】

また、以上の本実施形態に係る測定装置 100 において、測定対象 10 を固定したまま、移動部 150 が搭載部 140 を移動させる例を説明したが、これに限定されることはない。例えば、搭載部 140 を固定し、移動部 150 が測定対象 10 を移動させてもよい。この場合、測定対象 10 である人体は、ベッド等に固定され、移動部 150 は当該ベッドを移動することが望ましい。

【0074】

< 検出装置 400 の構成例 >

以上の本実施形態に係る測定装置 100 は、独立の装置である例を説明したが、これに限定されることはない。測定装置 100 は、磁気共鳴画像を出力する既存の MR 画像測定装置に付加されて機能する装置であってもよい。図 5 は、本実施形態に係る検出装置 400 の構成例を MR 画像測定装置 300 と共に示す。

40

【0075】

MR 画像測定装置 300 は、本実施形態に係る静磁場印加部 110、偏向磁場印加部 120、搭載部 140、移動部 150、表示部 170、緩和検出素子 210、および MR 画像生成部 220 の動作と同様に動作する構成を少なくとも備えているものとする。また、MR 画像測定装置 300 は、磁気共鳴画像を測定するために各部を制御する制御部 310 を備える。MR 画像測定装置 300 による磁気共鳴画像の測定については、上述した動作と略同一であるので、ここでは説明を省略する。

【0076】

50

検出装置 400 は、このような MR 画像測定装置 300 に設けられる。この場合、MR 画像測定装置 300 および検出装置 400 の組み合わせにより、本実施形態に係る測定装置 100 の少なくとも一部として機能する。検出装置 400 は、複数の磁場検出素子 130 と、記憶部 162、算出部 164、画像情報出力部 166、および決定部 230 を有する制御部 160 と、を備える。

【0077】

検出装置 400 は、MR 画像測定装置 300 と制御信号等を授受して、測定対象 10 の内部の情報を示す画像を生成して出力する。また、検出装置 400 は、測定対象 10 の内部の画像に基づき、磁気共鳴画像の測定を指示する制御信号を MR 画像測定装置 300 に供給してもよい。これにより、既存の設備等を生かしつつ、測定対象 10 の内部の情報を高速に取得できる測定装置 100 を構成することができる。

10

【0078】

以上、本発明を実施の形態を用いて説明したが、本発明の技術的範囲は上記実施の形態に記載の範囲には限定されず、その要旨の範囲内で種々の変形及び変更が可能である。例えば、装置の全部又は一部は、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。また、複数の実施の形態の任意の組み合わせによって生じる新たな実施の形態も、本発明の実施の形態に含まれる。組み合わせによって生じる新たな実施の形態の効果は、もとの実施の形態の効果と併せ持つ。

【符号の説明】

【0079】

20

10 測定対象

100 測定装置

110 静磁場印加部

120 偏向磁場印加部

130 磁場検出素子

140 搭載部

150 移動部

160 制御部

162 記憶部

164 算出部

30

166 画像情報出力部

170 表示部

210 緩和検出素子

220 MR 画像生成部

230 決定部

300 MR 画像測定装置

310 制御部

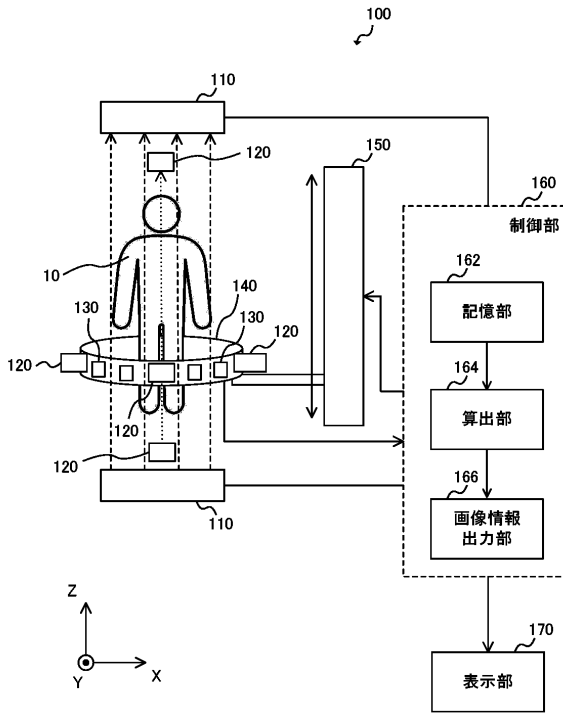
400 検出装置

40

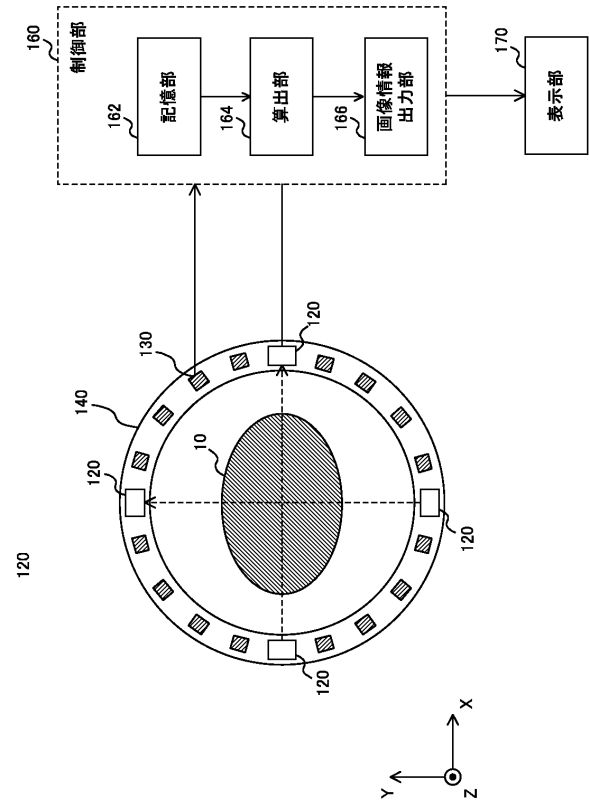
50

【図面】

【図 1】



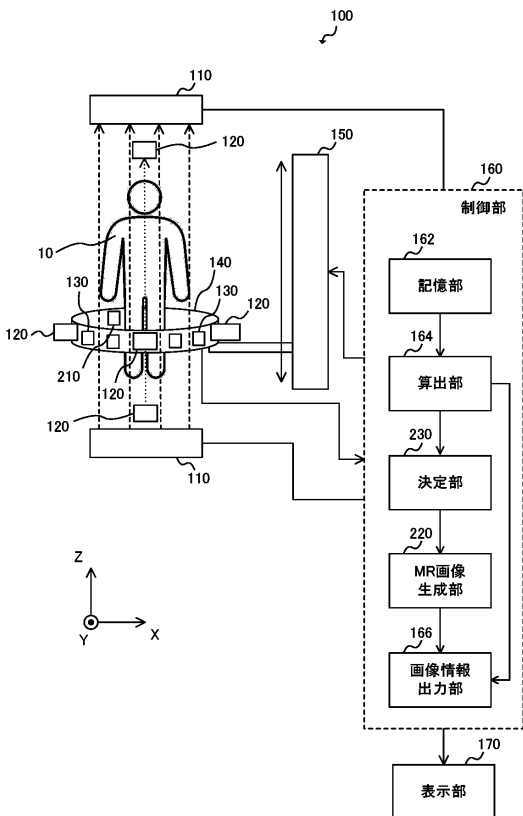
【図 2】



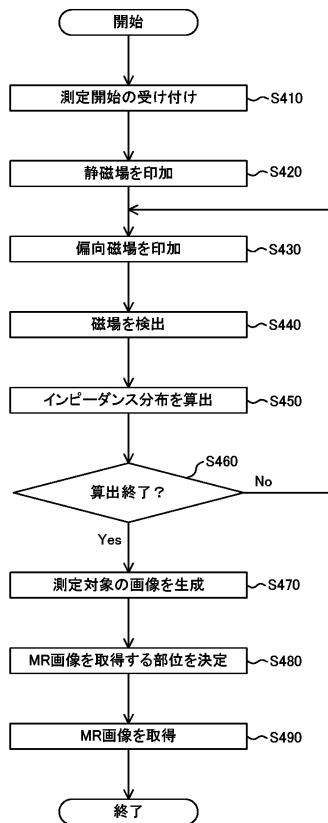
10

20

【図 3】



【図 4】

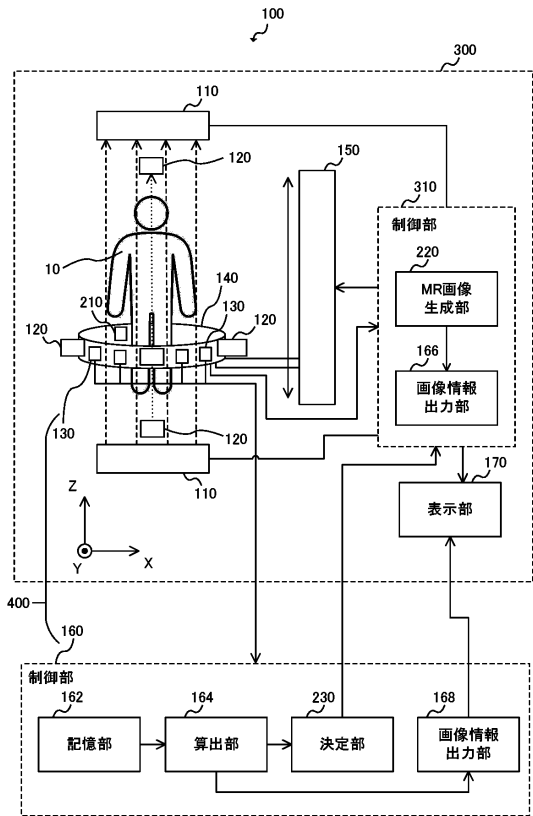


30

40

50

【図5】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 欧州特許出願公開第03407079(E P, A 1)
特表2009-506855(J P, A)
特表2016-524138(J P, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 5 / 0 5 3 6
A 6 1 B 5 / 0 5 5