

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4602656号
(P4602656)

(45) 発行日 平成22年12月22日 (2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日 (2010.10.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 7 0

A 6 1 B 5/05 3 6 6

A 6 1 B 5/05 3 5 5

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-319140 (P2003-319140)
 (22) 出願日 平成15年9月11日 (2003.9.11)
 (65) 公開番号 特開2004-97826 (P2004-97826A)
 (43) 公開日 平成16年4月2日 (2004.4.2)
 審査請求日 平成18年9月6日 (2006.9.6)
 (31) 優先権主張番号 10/065,036
 (32) 優先日 平成14年9月12日 (2002.9.12)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 並行受信を用いたMRIによって大きなボリュームを撮像する方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR イメージング用のマグネットの撮像部 (1 4 2) よりも大きい被検体 (2 0 0) の関
 心ボリュームから画像を形成するためのイメージング装置であって、このイメージング装
 置は、

静磁場を形成させるためのマグネット組立体 (1 4 1) と、

MR 画像の形成に用いられる磁場勾配を発生するための勾配コイル組立体 (1 3 9) と

、
 無線周波数パルスを送信し、所定の撮像シーケンスの間、前記被検体から誘導された複
 数の磁気共鳴 (MR) 信号を検出するように、該被検体の周りに配置された少なくとも 1
 つの無線周波数 (RF) コイル配列 (3 5 3) と、

前記被検体を支持し、撮像中に該被検体を並進させるための位置決め装置 (1 3 4) と

、
 各々が、前記位置決め装置の並進速度に比例した速度でそれぞれの中心周波数を調整す
 るように適合された、前記複数の MR 信号を受信するための複数の受信器 (2 5 0 - 2 5
 2) と、

前記大きな関心ボリュームから画像を形成するために、所定の処理手順を実行するコン
 ピュータを内蔵する画像処理装置 (1 0 6) とを具備し、

前記処理手順は、

前記位置決め装置 (1 3 4) を用いて前記ボリュームを前記 MRI システムの軸線に沿

10

20

って並進させ、該ボリュームが前記マグネットの撮像部（１４２）内にあるときに該ボリュームの一部分を撮像する並進撮像段階と、

前記位置決め装置が前記ボリュームを並進させるときに、前記MRIシステム内の所定の撮影領域について、少なくとも１つの無線周波数（RF）コイル配列（３５３）から複数のMR信号を検出する検出段階と、

各々が、前記位置決め装置の並進の速度に比例した速度でそれぞれの中心周波数を調整するように適合されている、複数の受信器（２５０ - ２５２）に前記複数のMR信号を送信する送信段階と、

前記複数の受信器の各々、及び前記被検体の複数の段階的位置における所定の撮影領域（FOV）について、前記複数のMR信号に対応する複数のそれぞれのサブ画像を計算する計算段階と、

10

前記それぞれのサブ画像から中央部分を抽出する抽出段階と、

前記複数のそれぞれのサブ画像から抽出された中央部分のみを結合して、前記関心ボリュームの合成画像を形成する合成段階、

とを含むことを特徴とするイメージング装置。

【請求項２】

前記少なくとも１つのRFコイル配列（３５３）が、前記被検体の周りに配置された固定具（３１０）に取り付けられたことを特徴とする請求項１に記載のイメージング装置。

【請求項３】

前記固定具（３１０）及び該固定具に取り付けられた前記RFコイル配列（３５３）が、前記静磁場に対して固定されていることを特徴とする請求項２に記載のイメージング装置。

20

【請求項４】

前記固定具（３１０）及び該固定具に取り付けられた前記RFコイル配列（３５３）が、前記静磁場に対して移動可能であることを特徴とする請求項２に記載のイメージング装置。

【請求項５】

前記少なくとも１つのRFコイル配列（３５３）が、周波数エンコード方向に対して直交する分布で配置された複数のコイル要素（３００）を備えることを特徴とする請求項１に記載のイメージング装置。

30

【請求項６】

前記少なくとも１つのRFコイル配列（３５３）が、前記位置決め装置（１３４）の並進運動と同時に前記MR信号を検出することを特徴とする請求項１に記載のイメージング装置。

【請求項７】

前記撮像シーケンスが、マルチ・スライス、マルチ・スラブ、及びボリューム撮像シーケンスのうちの１つであることを特徴とする請求項１に記載のイメージング装置。

【請求項８】

前記並進撮像段階が、前記マグネットの前記撮像部内で前記被検体の選択された長さを撮像するまで繰り返されることを特徴とする請求項１に記載のイメージング装置。

40

【請求項９】

前記大きな関心ボリュームが、前記被検体の頭部からつま先までのビューであることを特徴とする請求項１に記載のイメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医療用撮像の方法及びシステムに関する。より具体的には、本発明は、磁気共鳴イメージング（MRI）システムを使用し、移動式の患者用テーブルを使用して、大きなボリュームを撮像する方法及びシステムに関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

特定の臨床状況では、患者の頭部からつま先までを走査することが必要とされる。例えば、転移性癌は、身体のどこにでも起こり得るものであり、転移性疾患の危険がある患者は、定期的に評価される必要がある。現在のところ、頭部からつま先までの撮像、或いは大きなボリュームの撮像は、一般に、少量の放射性物質を患者に与え、該放射性物質が急速な腫瘍成長の領域に集まることを可能にする全身陽電子放射断層撮影（PET）システムすなわち核検査を用いて行われる。しかしながら、磁気共鳴（MR）のもつ撮像感度及び特異性から、特にガドリニウム（Gd）造影剤が用いられる際には、MRが診断のためにより望ましい選択肢となる。Gd造影剤は、通常は静脈注射で投与され、活性化した腫瘍に関連する血管の領域に集まる傾向がある。残念なことに、MRスキャナが感応するボリュームには限界があり、全身の走査では、異なるステーションにおいて一連の画像を形成することが必要となる。患者の動き及びテーブルの位置合わせ精度が、これらの別個の画像の結合を困難なものとし、「ステッチ・アーチファクト」と呼ばれる画像アーチファクトをもたらす傾向がある。

10

【 0 0 0 3 】

一般に、MRIシステムを使用する撮像は、MRIスキャナの使用可能なボリューム内の関心ボリュームを撮像することを含む。使用可能なボリュームは、磁気共鳴スキャナの患者ボア内部にある連続した領域として定義され、大きさが制限されたものとなる。典型的には、使用可能なボリュームが大きな被検体をカバーできない場合には、その被検体を含む全体のボリュームを検査する方法は、位置決めを繰り返し実行して、スキャナの使用可能なボリュームの範囲内にある全体のボリュームの一部分を撮像して局部画像を得る。次に、後続の組立動作が、局部画像を互いに組み立て、即ち「縫い合わせ」て、関心ボリューム全体の最終的な画像を形成する。典型的には、結果として得られる最終画像が「縫い合わされた」断片の境界部において顕著に現れるアーチファクトの悪影響を受けることが多い「ステッチ」アーチファクト問題によって、このような手法は困難なものとなる。

20

【 0 0 0 4 】

既存の技術は、患者用テーブルの運動方向に沿って全空間をエンコードすることによって、局部画像の正しい組み合わせを達成する。他の既存の方法の場合には、患者用テーブルは、データが収集される間は固定状態に保持され、局部画像の収集の間に移動させられる。これらの技術は、できるかぎり長方形のスラブ選択分布を用いること、及び/又は境界部付近の画像データを廃棄することによって、「ステッチ」アーチファクトを最小化するものである。その結果、これらの技術は融通性がないものとなりがちであり、長時間にわたる無線周波数（RF）励起を必要とし、著しい収集効率の劣化を伴う傾向がある。

30

【 0 0 0 5 】

ごく最近になって、大きなボリュームの撮像が、患者用テーブルの同時並進によって実施されるようになり、これにより、MRスキャナの使用可能なボリュームを超える撮影領域の検査が可能になった。しかしながら、好ましいマッピング精度、空間解像度、信号対ノイズ比、及び総走査時間で三次元の全身のカバーを達成することは非常に困難である。

【 0 0 0 6 】

並行撮像は、従来のMR撮像を迅速化する方法を提供するものである。多数のコイルが並行受信する状態でMR信号を検出するという考えが検討されてきた。空間高調波の同時収集（SMASHと呼ばれる）及び感度エンコード（SENSE）により示される最近の進歩は、受信RFコイル配列からのデータを一体化することによる、減少した数の勾配駆動の空間エンコードを補うものである。SMASH及びこれと同様のものは、周波数パースペクティブを想定し、それらは、フーリエ高調波を線形結合されたコイル感度分布で近似させることによって、間引きされたk空間線を埋めるものである。SENSE及び関連する方法は、空間パースペクティブを採用し、それらは、感度分布を用いてエンコードされた付加的な空間情報を代数的に抽出することによって、局所化の曖昧さを解決する。

40

【特許文献1】米国特許公開第2002/0115929号

【発明の開示】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

必要とされるのは、良好な画像品質を提供しながら撮像時間を短縮させるMRIシステムを用いて、頭部からつま先までの撮像のような大きなボリュームを撮像する方法及びシステムである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

第1の態様において、被検体の磁気共鳴(MR)画像を形成するためのイメージング装置が提供される。この装置は、静磁場を形成させるためのマグネット組立体と、MR画像の形成に用いる磁場勾配を発生するための勾配コイル組立体と、無線周波数パルスを送信し、被検体から誘導された複数の磁気共鳴(MR)信号を検出するように、該被検体の周りに配置された少なくとも1つの無線周波数(RF)コイル配列と、該被検体を支持し、該被検体を該マグネット組立体に並進させるための位置決め装置と、各々が該位置決め装置の並進速度に比例した速度でそれぞれの中心周波数を調整するように適合された、該複数のMR信号を受信するための複数の受信器とを含む。

【0009】

第2の態様において、被検体内の大きな関心ボリュームが磁気共鳴イメージング(MRI)システム内のマグネットの撮像部よりも大きい該MRIシステムを用いて、該大きな関心ボリュームから画像を形成する方法が提供される。この方法は、位置決め装置を用いてボリュームをMRIシステムの軸線に沿って並進させることを含む。位置決め装置が並進される際に、MRIシステム内の所定の撮影領域について少なくとも1つの無線周波数(RF)コイル配列から複数のMR信号が検出される。複数のMR信号は複数の受信器に送信され、各々の受信器は、位置決め装置の並進の速度に比例した速度でそれぞれの中心周波数を調整するように適合されている。複数の受信器の各々について複数のMR信号に対応する複数のそれぞれのサブ画像が結合されて、関心ボリュームの合成画像が形成される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明の特徴及び利点は、以下の本発明の詳細な説明を添付の図面と共に読むことにより明らかとなるであろう。

【0011】

図1は、本発明の実施形態に従って画像を形成するためのシステムの簡略化されたブロック図を示す。1つの実施形態において、このシステムは、本発明を組み込むMRIイメージング・システムである。このMRシステムは、他のシステムを用いることもできるが、例えば、本発明の方法を実施するように適合されたGE Medical Systems, Inc. から入手可能なGE-Signa MRスキャナ(商標)とすることができる。

【0012】

MRシステムの作動は、キーボード及びコントロールパネル102並びに表示装置104を含むオペレータ・コンソール100から制御される。コンソール100は、リンク116を介して、別個のコンピュータ・システム107と通信し、コンピュータ・システムは、オペレータが画面104上で画像の形成及び表示を制御することを可能にする。コンピュータ・システム107は、バックプレーンを介して互いに通信する幾つかのモジュールを含む。これらのモジュールには、画像プロセッサ・モジュール106と、CPUモジュール108と、画像データ配列を格納するフレーム・バッファとして当該技術分野において知られているメモリ・モジュール113とが含まれる。コンピュータ・システム107は、画像データ及びプログラムを格納するためのディスク記憶装置111及びテープ駆動装置112にリンクされ、更に高速シリアル・リンク115を介して別個のシステム制御装置122と通信する。

【0013】

システム制御装置 122 は、バックプレーンにより互いに接続された 1 組のモジュールを含む。これらのモジュールは、CPU モジュール 119 と、シリアル・リンク 125 を介してオペレータ・コンソール 100 に接続しているパルス発生器モジュール 121 とを含む。このリンク 125 を介して、システム制御装置 122 は、実行されることになる走査シーケンスを指示する命令をオペレータから受け取る。パルス発生器モジュール 121 は、システムの構成要素を作動させて、所望の走査シーケンスを実行する。パルス発生器モジュール 121 は、形成されるべき無線周波 (RF) パルスのタイミング、強度、及び形状、並びにデータ収集ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを形成する。パルス発生器モジュール 121 は、1 組の勾配増幅器 127 に接続されており、走査中に形成されるべき勾配パルスのタイミング及び形状を指示する。パルス発生器モジュール 121 はまた、電極からの ECG 信号又はベローズからの呼吸信号などのような、被検体 200 に接続された幾つかの異なるセンサからの信号を受信する生理的収集コントローラ 129 から被検体のデータを受信する。最後に、パルス発生器モジュール 121 は、走査室インタフェース回路 133 に接続されており、該インタフェース回路は、被検体 200 及びマグネット・システムの状態に関連した様々なセンサからの信号を受信する。また、走査室インタフェース回路 133 を介して、位置決め装置 134 は、走査に望ましい位置に被検体 200 を移動させるための命令を受信する。

【0014】

パルス発生器モジュール 121 によって形成された勾配波形は、 G_x 増幅器と、 G_y 増幅器と、及び G_z 増幅器とから成る勾配増幅器システム 127 へ印加される。各勾配増幅器は、全体を参照番号 139 で示す組立体内の対応する勾配コイルを励起して、収集される信号を位置エンコードするために用いられる磁場勾配を形成する。勾配コイル組立体 139 は、分極マグネット 140 と RF コイル 152 とを含むマグネット組立体 141 の一部を形成する。ボリウム 142 が、被検体 200 を受けるためのマグネット組立体 141 内の領域として示されており、該ボリウムは患者ボアを含む。ここで用いられる MRI スキャナの使用可能なボリウムは、患者ボア内部の連続した領域であるボリウム 142 内のボリウムとして定義され、該患者ボア内には、主磁場、勾配磁場、及び RF 磁場の均一性が撮像のための既知の許容可能な範囲内に存在する。システム制御装置 122 内の送受信器モジュール 150 はパルスを形成し、該パルスは、RF 増幅器 151 によって増幅され、送信 / 受信スイッチ 154 によって RF コイル 152 に結合される。本発明の実施形態において、送受信器モジュール 150 は、図 2 を参照してより詳細に説明される複数の受信器を含む。被検体 200 内の励起された原子核が放出して結果として得られた信号は、同じ RF コイル 152 によって感知され、送信 / 受信スイッチ 154 を介して前置増幅器 153 に結合することができる。増幅された MR 信号は、送受信器 150 の受信器部において復調され、フィルタ処理され、更にデジタル化される。送信 / 受信スイッチ 154 はパルス発生器モジュール 121 からの信号によって制御され、送信モード時には RF 増幅器 151 をコイル 152 に電氣的に接続し、受信モード時には前置増幅器 153 を接続する。送信 / 受信スイッチ 154 はまた、送信モード又は受信モードのいずれにおいても別個の RF コイル (例えば、頭部コイル又は表面コイル) を用いることを可能にする。RF コイル 152 は、以下で説明されるように、被検体を位置決め装置上で z 軸に沿って並進させる MRI 走査のために作動可能であるように構成される。ここで用いられる「適合される」、「構成される」等は、各要素が協働して上述の効果をもたらすことを可能にするような、要素間の機械的接続又は構造的接続を意味し、また、所定の入力信号に応答して出力を供給するためにシーケル (sequence) を実行するようにプログラムされた、アナログ・コンピュータ又はデジタル・コンピュータ、或いは特定用途デバイス (例えば、特定用途向け集積回路 (ASIC) など) のような電気素子の動作機能のことをいう。

【0015】

周知のように、RF コイル 152 は、撮像されるべき関心領域からの MR 信号を検出するのに使用され、例えば、全身用コイル、表面コイル、又は頭部コイルである。大きなボ

10

20

30

40

50

リウムを撮像するためには、RFコイル152として全身用コイルを用いることが望ましい。全身用コイルは、従来の周知の鳥かご形コイル構造とすることができ、或いは、構造的及び電氣的に相互接続された略円形状に形成されて、撮像されるべき被検体の周囲に配置される複数の導体を含む種々のコイル構造体とすることができる。導体は、所望の撮影領域（同様に周知である）内で信号を検出するのに十分な長さであることが望ましい。本発明の実施形態の場合は、RFコイル152は、配列状に配置された複数の素子を備える受信コイル配列であり、図4を参照して更に詳細に説明される。

【0016】

RFコイルによって受信されたMR信号は、送受信器モジュール150によってデジタル化され、システム制御装置122のメモリ・モジュール160に転送される。走査が完了し、全データ配列がメモリ・モジュール160内に収集されると、アレイ・プロセッサ161が作動して、該データを画像データ配列へフーリエ変換する。この画像データは、シリアル・リンク115を介してコンピュータ・システム107に伝送され、そこでディスク・メモリ111内に格納される。オペレータ・コンソール100から受信した命令に応答して、これらの画像データを、テープ駆動装置112に保存することができ、或いは画像プロセッサ106によって更に別の処理を行い、オペレータ・コンソール100に伝送して、表示装置104上に表示してもよい。以下の実施形態を参照して説明するように、更に別の処理は、画像プロセッサ106によって実行され、これは以下に説明される実施形態による収集されたMR画像データを再構成することを含む。

【0017】

図2を参照すると、図1のMRIシステムで使用される受信器の配置の側面ブロック図が示されている。図2に示されるように、被検体200が、MRスキャナの位置決め装置134上に配置される。ここで用いられるMRスキャナとは、一般にMRIシステムを指す。被検体200は、該被検体の全身（又は該被検体の所望の部分）がマグネット組立体141（図1）を通過するまで、一定の速度でスキャナの使用可能なボリューム（図1の142）を通過して並進させられる。

【0018】

このようにして、被検体の磁気共鳴（MR）画像を形成するためのイメージング装置が提供される。この装置は、静磁場を形成するマグネット組立体と、MR画像を形成するのに用いる磁場勾配を発生させる勾配コイル組立体と、無線周波数パルスを送信し且つ被検体から誘導された複数のMR信号を検出するための少なくとも1つの無線周波数（RF）コイル組立体と、該被検体を支持して該マグネット組立体内に被検体を並進させるための位置決め装置と、複数のMR信号を受信し、該位置決め装置の並進に応答して位相変化又は周波数変化を調整するように更に適合される複数の受信器とを備える。

【0019】

被検体がMR撮像マグネットの撮像部を通過して移動される間に、該被検体の一部についての多数のMRサブ画像が作られる。MR信号がRFコイル152から検出されると同時に、図2の250、251、及び252として示される複数の、すなわちN個の受信器に送信される。以下の説明では、N=2であり、受信器が受信器250と受信器251である例示的な実施形態に対応している。更に別の実施形態は多数の受信器を含むことができ、以下に説明される画像処理計算が、選択された数N個の受信器について当業者により適合されることを理解すべきである。マグネット組立体141（図1）を通る被検体200の移動が完了すると、画像プロセッサ106（図1）によってサブ画像が処理され、且つ結合されて、被検体全体の合成画像が形成される。

【0020】

受信器は、位置決め装置の並進による位相変化又は周波数変化に応答して、位相又は周波数を調整するように構成されることが望ましい。走査中、受信器（又は送信器）の位相又は周波数のいずれかを連続的に変化させて、幾何学的に固定されたマグネットの勾配システムを通過する患者の動きによって生じたスピン磁化の位相及び周波数変化に一致させる。

10

20

30

40

50

【0021】

周波数エンコード方向が被検体の動きの軸線に対して平行であることが望ましい場合には、受信器の周波数を、位置決め装置の並進（以下「テーブルの運動」）速度と対応する速度で変化させる。周波数変化の速度は、テーブルの運動速度（ $\text{cm}/\text{秒}$ ）と、核スピンの磁気回転比（1時間あたり約 $4250\text{Hz}/\text{ガウス}$ ）と、走査速度（ TR ）（ ms ）とから求めることができる。データ収集自体が行われる短い時間（通常 4ms から 8ms ）の間はテーブルの速度を遅くすることが想定される。しかしながら、更に別の実施形態においては、データ収集中に受信器の周波数が変化する。周波数の方向がテーブルの運動に対して平行であるように選択された場合には、周波数エンコード方向についての最適な撮影領域（ FOV ）は、 RF コイルの寸法を N で除算したものとなる。

10

【0022】

オペレータが、画像収集の位相エンコード方向をテーブルの運動方向と平行にすることを望む場合には、位置決め装置の段階的位置（以下「テーブル位置」）の関数として、受信器の位相を変化させる。この場合、各サブ画像の位相エンコード方向の最適な FOV は、位相の折り返しアーチファクトを防止するために、 RF コイルの2倍の寸法となる。

【0023】

画像のスライス選択方向がテーブルの運動と平行である（軸線方向のスライスにおけるような）ことが望ましい場合には、被検体が移動するのと同じ速度で励起スライスがマグネットを通過するように、送信器の周波数を変化させる。この場合、サブ画像の FOV に実質的な制約はない。

20

【0024】

また、勾配サブシステム及び受信器の周波数並びに送信器の周波数に対して、当業者に周知の方法で単純なマトリクス回転を行うことにより、斜め方向の走査が可能となることを留意されたい。

【0025】

更に、付加的な位相オフセット又は周波数オフセットを各々の受信器に付加して、 N で割った撮影領域に対応する距離だけ再構成されたデータをずらすことが望ましい。各々のサブ画像の周波数エンコード軸がテーブルの運動と平行である本発明の例示的な実施形態において、単一のサブ画像の収集は、被検体がマグネットの高感度の撮像ボリュームを横断するのにかかる時間の N 分の1で完了する。更に、各々のサブ画像の収集中に k 空間を2度横切るように（例えば、サブ画像走査の前半部においては奇数列、後半部においては偶数列など）、データ収集の順番を変更することができる。この態様は、図3を参照して以下により詳細に説明される。

30

【0026】

サブ画像が収集されると、受信器の位相又は周波数が再設定され、被検体内の隣接位置における次のサブ画像が収集される。このプロセスは、被検体の全身がマグネットを通過して、撮像されるまで繰り返される。

【0027】

各受信器が異なる位相又は異なる周波数で作動するので、各受信器を用いて収集された画像は、身体異なる部分からの信号を含むことになる。しかしながら、相対的オフセットが FOV/N であるので、各々の受信器の撮影領域は互いに重なり合っている。その結果として、被検体の身体各部分は、1つのサブ画像の中央部分において収集される。

40

【0028】

本発明の例示的な実施形態においては、 $N=2$ であり、 k 空間の256本の線は、テーブルの運動方向に適用された収集の周波数方向で収集される。両受信器の周波数は、画像の収集がサブ画像の収集中に同一の生体組織の場所で行われる速度で変化させられる。更に、2つの受信器を用いて収集されたサブ画像は、撮影領域の2分の1だけ互いにずれている。

【0029】

本実施形態の場合、データ収集のシーケンスは、以下の通りである。

50

【 0 0 3 0 】

【表 1】

受信器 1

受信器 2

サブ画像番号	k 空間	サブ画像番号	k 空間
1	奇数	—	—
1	偶数	1.5	偶数
2	奇数	1.5	奇数
2	偶数	2.5	偶数
3	奇数	2.5	奇数
3	偶数	3.5	偶数

10

【 0 0 3 1 】

以下、被検体全体が撮像されるまで同様に続く。

【 0 0 3 2 】

図 3 に示すこの例証となる実施例において、サブ画像番号は、時間シーケンス、及び被検体の生態組織との関連において該サブ画像の相対的位置の両方を表している。

【 0 0 3 3 】

両方の受信器について被検体からのデータを同時に発生するように、同じ RF パルス及び磁場勾配パルスが使用されることに留意されたい。k 空間を通る $N = 2$ のパスが存在するので、サブ画像 1 の後半部を収集するために用いられるパルスは、サブ画像 1.5 の前半部を収集するためにも用いられる。

20

【 0 0 3 4 】

全てのデータが収集されると、各サブ画像の中央部分を結合することによって、全身の MR 画像が生成される。各受信器は固有のずれで作動するので、被検体の各部分はサブ画像の中央部分に撮像され、画像のエッジ境界部に関連する不連続なアーチファクト（「ステッチ・アーチファクト (stitching artifacts)」）は最小に抑えられる。

【 0 0 3 5 】

或いは、全部のサブ画像を結合させて、信号対ノイズ比が増強された合成画像を得ることによって、最終的な合成画像が生成される。この実施形態において、被検体の生態組織内の各々の箇所は、 N 個のサブ画像内に見出される。これら N 個のサブ画像には部分的にしか相関するノイズがないので、全部の画像を結合させることにより、信号対ノイズ比が向上することになる。 $N = 2$ の場合には、各サブ画像のデータの 2 分の 1 が同じなので、各サブ画像のノイズは、2 分の 1 だけ相関している。従って、収集されたデータが $1.5 NEX$ 収集に等しいので、予測される SNR 利得は、平方根 ($3/2$) となる。逆に、 $N = 3$ の場合には、予測される SNR 利得は、平方根 ($5/3$) となるか、又は $NEX = 5/3$ 収集に等しい。一般に、 N 個の受信器を用いる場合の SNR 利得は、平方根 ($(2N - 1)/N$) の式によって求められる。

30

【 0 0 3 6 】

N が大きくなるにつれて、SNR 利得は平方根 (2) に近づくか、又は $NEX = 2$ 収集 (即ち、撮像の SNR 利得の 2 倍の長さ) に近づく。

40

【 0 0 3 7 】

更に別の実施形態では、テーブルの運動と平行に適用された周波数方向で作動される単一の受信器を用いる。この場合、受信器の撮影領域は、撮像ボリュームより小さいか又はこれに等しい選択された有効撮像ボリュームと等しくなるように設定される。走査の開始時において、サブ画像の中心が、イメージング・システムの有効ボリューム内の距離の 4 分の 1 となるように設定される。サブ画像は、生体組織の選択された部分が有効撮像ボリュームの 2 分の 1 を横断するのに要する時間に対応する期間にわたって収集される。従って、サブ画像の収集の終わりでは、該サブ画像の中心は、イメージング・システムの有効ボリューム内の距離の 4 分の 3 となる。サブ画像が完了すると、次のサブ画像が、FOV の 2 分の 1 に等しいずれを有した状態で開始される。全てのサブ画像が収集されると、各

50

々のサブ画像の中央部分が抽出され、他の中央部分と結合されて、合成画像を形成する。先の実施形態と同様に、画像の中央部分を抽出することにより、「ステッチ」アーチファクトの重大度が減少する。

【 0 0 3 8 】

更に別の実施形態においては、R F コイル 1 5 2 から複数の M R 信号を受信するように適合され、更にマグネット組立体を通る位置決め装置の並進に応答して、位相及び周波数の少なくとも1つを調節するように適合された単一の受信器が使用される。この実施形態において、受信器は更に、マグネット組立体の使用可能なボリウムに対応する撮影領域についての画像データを収集するように適合される。その後、M R 信号の処理が行われて、被検体が並進する際に複数の段階的位置のそれぞれの撮影領域 (F O V) について複数のそれぞれのサブ画像を計算する。複数のそれぞれのサブ画像の各中央部が結合されて、関心ボリウムの合成画像が形成される。

【 0 0 3 9 】

図 4 を参照すると、本発明の実施形態が、R F コイル 1 5 2 (図 1 の) を補完する別個の R F 受信コイル配列 3 5 3 を使用している。テーブル移動式撮像の間、R F コイル 1 5 2 は送信用に使用され、コイル配列 3 5 3 は受信用に使用される。位相エンコード段階を減少させ、撮像を迅速化させるために、コイル配列 3 5 3 のコイル配列素子 3 0 0 (素子 3 0 0 の組み合わせは受信コイル配列を含む) が周波数エンコード方向に対して直角の次元で分布するように、該コイル配列素子 3 0 0 を配置することが望ましい。テーブルの並進方向に沿って周波数エンコードを行うテーブル移動式撮像方法の場合、好ましい実施形態では、被検体 2 0 0 (図 1) を折り返すが、スキャナ (図 4 を参照) に対しては固定されたままである、固定具 3 1 0 上に配置されたコイル配列要素 3 0 0 のコイル配列 3 5 3 を用いる。或いは、受信コイル 3 5 3 の配列を固定されたままにせず、テーブルの運動と同時に移動させる。いずれの実施形態においても、テーブル移動式撮像の間、配列内のコイルは並行受信を行う。並行撮像再構成コンセプトを統合するテーブル移動式撮像の再構成アルゴリズムを使用して、完全な F O V 画像を再構成する。当該技術分野において周知の他の R F コイル配列構成を本発明の方法と共に用いることができる点を理解すべきである。このような他の構成は、受信コイル配列 3 5 3 のコイル配列素子 3 0 0 が被検体 2 0 0 の前部のみを折り返し、及び / 又は、更に周波数エンコードの方向に沿って分布するように、該コイル配列素子を配置する段階を含むことができる。

【 0 0 4 0 】

身体コイルと違って、受信コイル配列素子のいずれかの B 1 磁場は、空間的に変化し、画像アーチファクトを誘導することがある。アーチファクトへの対処は、以下により詳細に説明される。前述したような、移動テーブルを用いた撮像 (収集及び再構成) 方法は、身体コイルではなく受信コイル配列を用いた場合に適用可能である。

【 0 0 4 1 】

受信コイル配列を用いる実施形態において、データ収集はテーブル並進と同時に進行する。受信器の中心周波数は、テーブルの運動に比例した速度に調整されるか、或いは掃引され、これによりスキャナが、位相エンコードの各回の間に選択された組のスピンに従うことが可能になる。これにより、受信器或いはチャンネルの各々が、コヒーレント k 空間データ・マトリクスを収集し、同時に起きる並進の影響がごくわずかな状態で、この組を図示する局部画像を形成することが可能となる。この場合には、k 空間のサンプリング密度が実質的に低減され、局部画像の各々における位相エンコード方向に沿ったエイリアジングがもたらされる。形成された局部画像に対して S E N S E 又は他の並行撮像再構成を並行して適用することにより、エイリアジングのない局部画像が生成される。このプロセスが繰り返されて、並進方向に沿った関心ボリウムの一連の局部画像が形成され、これを完全な F O V 画像に結合することができる。しかしながら、B 1 磁場の不均質性が存在すると、特に、テーブルの並進中に信号を受信するために固定のコイル配列 1 5 3 を用いる実施形態の場合には、異なるテーブルの位置における異なる感度の重み付けを有する各コイルによって、次の組のスピンが「見られる」。このことは、著しいゴースト・アーチフ

ファクトを生じさせる望ましくないビュー間変化をもたらすことになる。この問題を軽減／解消するために、２つの方法を用いることができる。第１は、各々のビュー収集する際の信号のフィルタ処理の帯域幅、テーブルの並進速度、及びパルス・シーケンスのタイミングによって求められる、選択されたスピンの全移動範囲に延びる形状を想定するようにコイル配列素子３００を設計できることである。このことは、並進方向に沿ったＢ１磁場のばらつきを低減させ、よってビュー間変化を減少させる。第２に、再構成において、Ｂ１磁場のマップとテーブルの位置の両方を考慮に入れて、ビュー間変化を代数的に修正できることである。

【００４２】

本発明の実施形態は、転移性癌及び他の疾患に対する全身スクリーニングツールとして用いることのできるＭＲＩシステムを提供する。大きなボリューム撮像方法の実施形態において、種々の二次元又は三次元ＭＲパルス・シーケンス（例えば、スピン・エコー法、高速スピン・エコー法、エコー・プラナー法、勾配エコー法、及びＦＩＥＳＴＡ又はＦＩＳＰ）を用いることができる。撮像シーケンスは、マルチ・スライス、マルチ・スラブ、及びボリューム撮像シーケンスのうちの１つとすることができる。走査中に受信器及び／又は送信器の位相又は周波数だけが変更されるので、多くのＭＲパルス・シーケンスを用いることが可能である。本発明の方法の実施形態は、位相エンコード・アーチファクトを所望の方向に有利に配置するために、ユーザが位相及び周波数の所望のエンコード方向を選択することを可能にする。ユーザはまた、必要に応じて、インターリーブされた多数のスライスの収集を選択することができる。

【００４３】

更に別の実施形態において、本発明の実施形態は、パルス・シーケンス自体から独立した、スキャナ内のハードウェア・サブシステムとして実装される。このように、どのような既存の撮像方法及び情報内容も被検体全体にわたって得ることができる。ハードウェア・システムの実装は、テーブルの位置の変化にตอบสนองして受信器のオフセット周波数又は位相を変化させるか、或いは受信器の周波数／位相の変化にตอบสนองしてテーブルの位置を変化させるサブシステムをスキャナ内に組み込むことを含む。

【００４４】

本明細書においては本発明の好ましい実施形態が図示され及び説明されたが、このような実施形態が例示としてのみ提供されたことは明らかであろう。当業者であれば本発明から逸脱することなく、多くの変形、変更、及び代替を行なうであろう。従って、本発明は、特許請求の範囲の精神及び範囲によってのみ限定されることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【００４５】

【図１】本発明の実施形態が有用である磁気共鳴イメージング・システムの簡略化されたブロック図。

【図２】本発明の実施形態が適用可能である、図１のＭＲＩシステムに使用するための受信器の配置の側面ブロック図。

【図３】本発明の実施形態が適用可能な、データ収集シーケンスの簡略化されたグラフ図

【図４】本発明の実施形態が適用可能な、図１のＭＲＩシステムに使用するためのＲＦコイル配列を軸方向の簡略化されたグラフ図。

【符号の説明】

【００４６】

- １００ オペレータ・コンソール
- １０６ 画像プロセッサ
- １０４ 表示装置
- １０７ コンピュータ・システム
- １３４ 位置決め装置
- １３９ 勾配磁場コイル組立体
- １４１ マグネット組立体

10

20

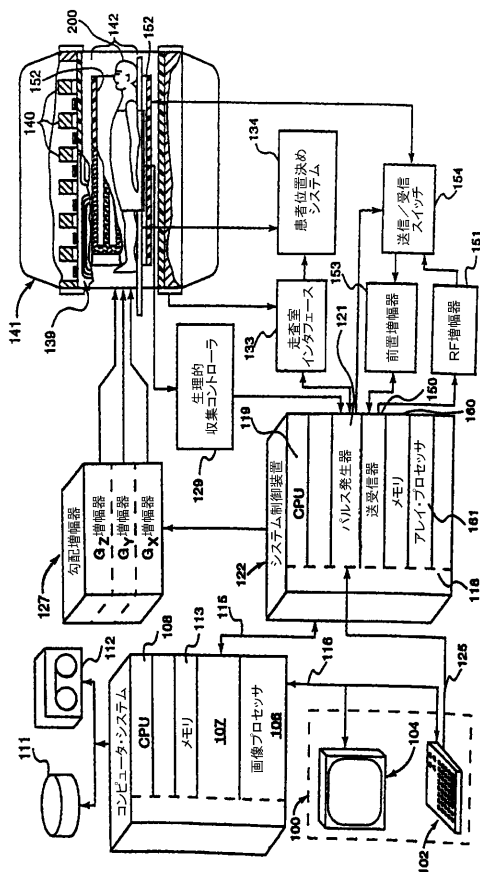
30

40

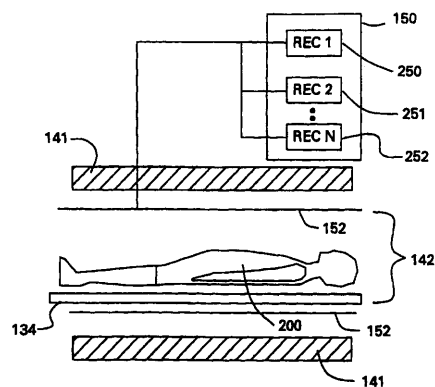
50

- 142 ボリューム
- 152 RFコイル
- 200 被検体
- 250 - 252 受信器
- 300 コイル素子
- 310 固定具
- 353 RFコイル配列

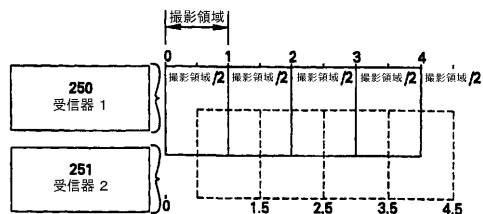
【図1】



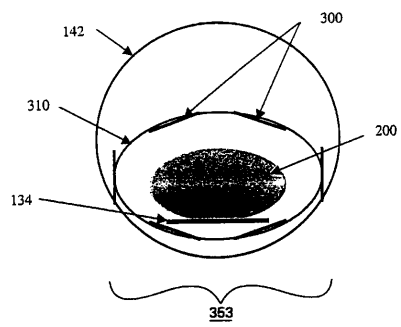
【図2】



【図3】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 リュウドン・チュー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、エーピーティー・ジー、ハランデール・
レーン、31番
- (72)発明者 チャールズ・ルシアン・デュモリン
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ボールストン・レイク、テラス・コート、36番

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開2002-010992(JP, A)
特開平06-311977(JP, A)
特開昭63-272335(JP, A)
欧州特許出願公開第01205760(EP, A1)
Yudong Zhu et al., "EXTENDED-FOV MAGNETIC RESONANCE IMAGING WITH TABLE TRANSLATION AND
FREQUENCY CYCLING", 2002 IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON BIOMEDICAL IMAGING, 2002
年 7月 7日, p955-p958

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055