

(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2004-136092

(P2004-136092A)

(43) 公開日 平成16年5月13日(2004.5.13)

(51) Int.Cl.⁷A61B 5/055
G01R 33/385

F I

A61B 5/05 340
G01N 24/06 510Y

テーマコード (参考)

4C096

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-354465 (P2003-354465)
 (22) 出願日 平成15年10月15日 (2003.10.15)
 (31) 優先権主張番号 10/065,422
 (32) 優先日 平成14年10月16日 (2002.10.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (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

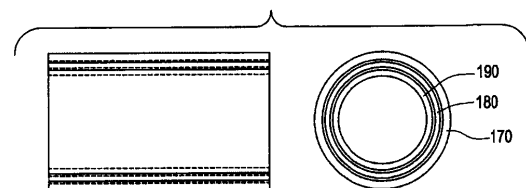
(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージングの勾配コイル装置

(57) 【要約】

【課題】 勾配スルーレートの増大と末梢神経刺激の低減とを可能にする勾配コイルを提供する。

【解決手段】 磁気共鳴イメージングシステム(10)の勾配コイル組立体(139)は、第1の撮影領域内で第1の勾配磁場を発生するように構成された第1の勾配コイル(190)と、第2の撮影領域内で第1の勾配磁場と直交する第2の勾配磁場を発生するように構成された第2の勾配コイル(170)と、複数の撮影領域内で第1の勾配磁場及び第2の勾配磁場と直交する第3の勾配磁場を発生するように構成された第3の勾配コイル(180)とを備える。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の撮影領域内で第 1 の勾配磁場を発生するように構成された第 1 の勾配コイル（190）と、

第 2 の撮影領域内で前記第 1 の勾配磁場と直交する第 2 の勾配磁場を発生するように構成された第 2 の勾配コイル（170）と、

複数の撮影領域内で前記第 1 の勾配磁場及び前記第 2 の勾配磁場と直交する第 3 の勾配磁場を発生するように構成された第 3 の勾配コイル（180）と、
を備える磁気共鳴イメージングシステム（10）の勾配コイル組立体（139）。

【請求項 2】

単一の撮影領域内で第 1 の勾配磁場を発生するように構成された第 1 の勾配コイル（190）と、

少なくとも 1 つの撮影領域内で前記第 1 の勾配磁場と直交する第 2 の勾配磁場を発生するように構成された第 2 の勾配コイル（170）と、

複数の撮影領域内で前記第 1 の勾配磁場及び前記第 2 の勾配磁場と直交する第 3 の勾配磁場を発生するように構成された第 3 の勾配コイル（180）と、
を備え、

前記第 1 の勾配コイル（190）と前記第 2 の勾配コイル（170）の少なくとも一方が単一のコイルだけを備え、前記第 3 の勾配コイル（180）が前記複数の撮影領域を発生するように構成された複数のコイルを備えることを特徴とする磁気共鳴イメージングシステム（10）の勾配コイル組立体（139）

【請求項 3】

磁気共鳴イメージングシステム（10）の勾配磁場パルスシーケンス持続時間を低減するシステムであって、

該システムが前記磁気共鳴イメージングシステム（10）の勾配コイル組立体（139）を含む磁気共鳴イメージングシステム（10）を備え、

前記磁気共鳴イメージングシステムが、

第 1 の撮影領域内で第 1 の勾配磁場を発生するように構成された第 1 の勾配コイル（190）と、

第 2 の撮影領域内で前記第 1 の勾配磁場と直交する第 2 の勾配磁場を発生するように構成された第 2 の勾配コイル（170）と、

複数の撮影領域内で前記第 1 の勾配磁場及び前記第 2 の勾配磁場と直交する第 3 の勾配磁場を発生するように構成された第 3 の勾配コイル（180）と、
を備えるシステム。

【請求項 4】

前記第 1 の勾配コイル（190）、第 2 の勾配コイル（170）、及び第 3 の勾配コイル（180）が、それぞれ Z 軸勾配コイル、X 軸勾配コイル、及び Y 軸勾配コイルを備える請求項 1 または 3 に記載の発明。

【請求項 5】

前記第 1 の勾配コイル（190）と前記第 2 の勾配コイル（170）の少なくとも一方が、単一の勾配コイルだけを備える請求項 1 または 3 に記載の発明。

【請求項 6】

前記複数の撮影領域が、ワイド撮影領域とズーム撮影領域とを含む請求項 1 または 3 に記載の発明。

【請求項 7】

磁気共鳴イメージングシステム（10）の末梢神経刺激を低減するシステムであって、

該システムが前記磁気共鳴イメージングシステム（10）の勾配コイル組立体（139）を含む磁気共鳴イメージングシステム（10）を備え、

前記磁気共鳴イメージングシステムが、

第 1 の撮影領域内で第 1 の勾配磁場を発生するように構成された第 1 の勾配コイル（1

10

20

30

40

50

90)と、

第2の撮影領域内で前記第1の勾配磁場と直交する第2の勾配磁場を発生するように構成された第2の勾配コイル(170)と、

複数の撮影領域内で前記第1の勾配磁場及び前記第2の勾配磁場と直交する第3の勾配磁場を発生するように構成された第3の勾配コイル(180)と、
を備えるシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の分野は、核磁気共鳴(NMR)イメージング法及びシステムである。より具体的には、本発明は、勾配スルーレートの増大と末梢神経刺激の低減とを可能にする勾配コイルを形成するための方法及び装置システムに関する。しかしながら、本発明は、他の同様な用途にも適用可能なことは理解されるであろう。

【背景技術】

【0002】

MR断層撮影法は、生体被検体の身体内部の画像を収集する公知技術である。この目的のために、勾配コイルにより発生される高速に切り換えられる大きな振幅の勾配磁場が、静止基本磁場に重畳される。MR画像を生成するプロセスにおいて、勾配磁場の切り換えによって生体被検体内に刺激を誘引する可能性がある。被検体に影響を与える勾配磁場は、経時的に変化する磁束密度によって特徴付けられる。経時的に変化する磁場は、被検体内に渦電流又は誘導電流を発生する。これらの性質は、主として微細な構造体の形状及び大きさに応じて決まる。被検体内の組織との電磁的相互作用により、これらの電流は、例えば細胞における電位のような生理的電流に影響を及ぼす。全ての細胞は静止電位を有する。静止電位において、細胞の全ての膜電流は均衡している。例えば外的影響により細胞内に誘導される追加的な膜電流によって膜電位が減極された場合には、これが活動電位として知られる電位変化を引き起こす。活動電位を作動させる電位は、閾電位と呼ばれる。閾電位において、膜電流の均衡が変化する。一時的に付加的な電流が生じ、これが細胞膜を減極する。活動電位には活動が伴う。従って、例えば筋肉繊維の各収縮には筋肉繊維内の活動電位が伴い、感覚刺激に対する感覚細胞の各反応は、活動電位によって中継される。従って、活動電位の誘引により、切り換えられた勾配磁場が被検体に不快な刺激を与えることになる恐れがある。

【0003】

上述の患者に与える生理学的影響に起因して、勾配磁場についての最大勾配振幅及び切り換え速度(スルーレート)に制約が設けられる。上述のように、経時的に変化する磁場は導電性物質内に電流を誘導し、急速に変化する磁場勾配は、撮像される患者に電流を誘導する可能性がある。ある条件下では、これらの誘導電流が神経を刺激する場合があります、この現象は末梢神経刺激(PNST)として知られている。従って、人間の患者に使用されるあらゆるMRIも、FDA規則に従う1つ又はそれ以上の磁場振幅及び変化率制限に適合しなくてはならない。従って、現在のMRIシステムでは、起こり得る最悪の状況を想定し、これに従って勾配スルーレートの大きさを制限している。

【0004】

勾配磁場の変化率に関して設けられた大部分の生理学的制限値は、単一の固定値ではない。この制限値は、「遷移時間」(すなわち、勾配磁場の変化が生じる時間間隔)の関数として変化する。遷移時間が短くなるにつれてより高い変化率(すなわちdB/dt)が許容される理由は、神経細胞の電气的感受性が周波数の増加と共に低下するという事実に関係している。Johns Hopkins University Applied Physics LabのJ. P. Reillyは、神経細胞の応答をモデル化して、末梢神経への刺激(PNST)及び心臓神経刺激のdB/dt閾値をdB/dt及びパルス持続時間の関数として予測する方程式を作り出した。心臓神経刺激はPNSTの約10倍のdB/dtレベルで起こり、従って広い安全マージンが実現されることに留意されたい

。レイリー曲線として知られるレイリー P N S T 方程式は、 dB/dt に関する F D A の生理学的制限の基礎となっている。

【0005】

人間への使用が意図された全ての勾配コイル設計は、レイリー方程式によって与えられた生理学的制限を有することになる。しかしながら、制限を与えるスルーレートは、コイルの有効長によって決まることになる。生理学的スルーレート制限は、レイリー制限を勾配コイルの有効長 L で除算することによって求められる。有効長 L は必ずしも実際のコイル長ではない点に留意すべきである。有効コイル長は、勾配コイル内に見出されるミリテスラ (mT) で表した最大磁場強度を、印加される勾配強度で除算した比 (mT/m) である。有効コイル長は、長さの単位を有するが、コイル内のどのような物理的寸法にも関係しない。これは勾配コイルのアイソセンタから最大磁場変化の位置までの距離と混同するべきではない。最大磁場強度は、勾配コイル軸により生成された磁場の3つの成分全てのベクトル総和として定義される。

【0006】

これらの神経刺激を予測する公知の方法が存在する。刺激をモニタするこれらの方法の1つは、いわゆる「 dB/dt モデル」に基づく方法である。この方法においては、MR 断層撮影プロセスにおいて生じる、勾配磁場の磁束密度の経時的变化値 (dB/dt 値) がチェックされモニタされる。最大許容 dB/dt 値は、対応する勾配コイルを用いた刺激検査によって得られ、或いは F D A のような規制機関により厳しく指定された制限値から得られる。

【0007】

選択された勾配構成についての刺激の開始は、基本的には測定シーケンスのタイプによって決まる。従来の測定シーケンスと高速測定シーケンスとして知られるシーケンスとを区別する必要がある。従来の測定シーケンスは、通常、10乃至20ミリテスラ/メートル (mT/m) の中程度の勾配強度及び約1ミリ秒の切り換え時間の場合、40乃至50cmの直線体積において例えば5%の、有限の直線体積内における勾配磁場の高度の直線性を必要とする。しかしながら、高速測定シーケンスについては、例えば20乃至40mT/mという高い勾配が非常に高速度で切り換えられる(切り換え時間、約100乃至500マイクロ秒)。勾配磁場の経時的に変化する磁束密度は、被検体内に電流を誘導し、これが被検体の神経刺激を引き起こす可能性がある。より速い時間変化、すなわち勾配磁場のより速い切り換え時間とより大きな値の磁束密度とにより、誘導される電流は一層大きくなり、神経刺激が起こる可能性が増大する。直線体積の周縁及び外側において、絶対項内の値が最大に達し、ここで最大磁場偏位又は移動が起こる。勾配と切り換え時間の大きさに関する要求を限定すれば、より小さな直線体積を備えた勾配コイルを使用することによって、磁場偏移を低減することができ、従って刺激の危険性も低減することができる。このように高速測定シーケンスにおいては、典型的には40乃至50cmの直線体積を例えば20cmまで下げることができる。高速測定シーケンスのための上記の特徴を備えた勾配コイルは、従来の全身の用途には適さないが、米国特許第4,165,479号に記載されたような、及びターボスピン法として知られた高速MRイメージング技術には好適である。

【0008】

英国特許出願第2,295,020号は、1つのコイル本体内に高速測定シーケンスのための勾配コイルと従来の測定シーケンスのための活性可能な勾配コイルとを結合したモジュール勾配コイルシステムを記載している。高速測定シーケンスのための勾配コイルは、小さな直線体積を有し、大きな勾配を有する勾配磁場の高速切り換えを可能にする。2つのコイルの協働動作において、この勾配コイルシステムは、従来の測定シーケンスのための大きな直線体積を有し、低速切り換えられる勾配磁場と所定の小さな勾配とを有する。このことは、高速測定シーケンス又は従来の測定シーケンスが選択された場合、イメージング領域が付随する直線体積に応じて定められるという欠点を有する。高速測定シーケンスのためのイメージング領域は、従来の測定シーケンスの大きなイメージング領域の中

の、コイル構成により厳密に規定される有限の小さなサブ領域であって、2つのイメージング領域の中間点は同じである。従来の測定シーケンスのイメージング領域を超えて広がるイメージング領域に対して高速測定シーケンスでMR画像を捕えるためには、被検体は空間内の3方向の全てに移動する必要がある。しかしながら、MR断層撮影装置の寸法形状に起因して、被検体は1つの方向にしか移動することができない。

【0009】

更に、米国特許第5,311,135号は、各々が導線の始まりと終わりのそれぞれに第1及び第2端子点を有し、並びに該端子点の間に少なくとも1つのタップ点を有する4つのサドル形コイルを有する磁気共鳴装置のための勾配コイルを教示する。この構成は、更に、スイッチング機構を含み、2つのコイルの各々が、端子点の間又は第1端子点とタッピング点との間のいずれかで電流を供給することができるようにする。この方法により、勾配コイルの少なくとも2つの異なる直線体積を、例えば、イメージ形成される領域の大きさに対応して設定することができる。

10

【0010】

少なくとも2つの独立的に制御可能な部分を備え、多数の領域をイメージングするために勾配磁場を発生させるための多数の制御状態を有する勾配コイルが、Kimmling et al. 他米国特許第6,418,336号に記載されている。この特許においては、2つの領域のどちらも他方の部分集合ではない、少なくとも2つのイメージングサブ領域に関する勾配磁場を制御することにより、高速で高解像度の測定シーケンスを使用して、少なくとも2つのイメージングサブ領域の合計から少なくとも導き出されるより大きな集合イメージング面積についてのMR画像を、刺激を与えることなく捕えることができる。

20

【特許文献1】英国特許出願第2,295,020号

【特許文献2】米国特許第5,311,135号

【特許文献3】米国特許第6,418,336号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

付加的な「ツイン」コイル、又は余分なコイルを使用する勾配コイル構成は、高価で複雑である。更にそのようなコイルは、余分な空間を使用して、冷却のための空間や他の設計パラメータに対応する成形のための空間を制限する。従って、過度に複雑及びコスト高になることなく、磁場強度及びスルーレートのための現行の規制要件を満たした勾配コイル設計技術に対する必要性が存在する。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記及びその他の欠点及び欠陥は、第1の撮影領域内で第1の勾配磁場を発生するように構成された第1の勾配コイルと、第2の撮影領域内で第1の勾配磁場と直交する第2の勾配磁場を発生するように構成された第2の勾配コイルと、複数の撮影領域内で第1の勾配磁場及び第2の勾配磁場と直交する第3の勾配磁場を発生するように構成された第3の勾配コイルとを備える、磁気共鳴イメージングシステムの勾配コイル組立体により克服又は軽減される。

40

【0013】

本明細書は又、単一の撮影領域内で第1の勾配磁場を発生するように構成された第1の勾配コイルと、少なくとも1つの撮影領域内で第1の勾配磁場と直交する第2の勾配磁場を発生するように構成された第2の勾配コイルと、複数の撮影領域内で第1の勾配磁場及び第2の勾配磁場と直交する第3の勾配磁場を発生するように構成された第3の勾配コイルとを含む、磁気共鳴イメージングシステムの勾配コイル組立体も開示している。この勾配コイル組立体においては、第1の勾配コイルと第2の勾配コイルの少なくとも一方が単一のコイルだけを備え、第3の勾配コイルが複数の撮影領域を発生するように構成された複数のコイルを備える。

【0014】

50

更に本明細書は、磁気共鳴イメージングシステムの勾配磁場パルスシーケンス持続時間を低減する方法であって、1つの撮影領域のために複数の軸の内の1つの軸に対して許容可能な勾配磁場強度を確立し、複数の軸の各軸に関連する重み係数を加え、重み係数と撮影領域の観点から最大の勾配磁場強度を示す複数の軸の選択された1つの軸にตอบสนองしてスルーレートを確立し、該最大勾配磁場強度で複数の軸を作動させることを含む方法が開示されている。

【0015】

更に本明細書は、磁気共鳴イメージングシステムの末梢神経刺激を低減する方法であって、1つの撮影領域のために複数の軸の内の1つの軸に対して許容可能な勾配磁場強度を確立し、複数の軸の各軸に関連する重み係数を加え、重み係数と撮影領域の観点から最大の勾配磁場強度を示す複数の軸の選択された1つの軸にตอบสนองしてスルーレートを確立し、該最大勾配磁場強度で複数の軸を作動させることを含む方法が開示されている。 10

【0016】

更に別の実施形態において、本明細書は、磁気共鳴イメージングシステム(10)の勾配磁場パルスシーケンス持続時間及び／又は末梢神経刺激を低減するシステムであって、該システムが磁気共鳴イメージングシステム(10)の勾配コイル組立体(139)を含む磁気共鳴イメージングシステム(10)を備え、磁気共鳴イメージングシステムが、第1の撮影領域内で第1の勾配磁場を発生するように構成された第1の勾配コイル(190)と、第2の撮影領域内で第1の勾配磁場と直交する第2の勾配磁場を発生するように構成された第2の勾配コイル(170)と、複数の撮影領域内で第1の勾配磁場及び第2の勾配磁場と直交する第3の勾配磁場を発生するように構成された第3の勾配コイル(180)と、を備えるシステムが開示される。 20

【0017】

更に本明細書は、磁気共鳴イメージングシステム(10)の既知の勾配パルス面積を用いて、勾配磁場パルスシーケンス持続時間及び／又は末梢神経刺激を低減するシステムであって、1つの撮影領域のために複数の軸の内の1つの軸に対して許容可能な勾配磁場強度を確立する手段と、複数の軸の各軸に関連する重み係数を加える手段と、重み係数と撮影領域の観点から最大の勾配磁場強度を示す複数の軸の選択された1つの軸にตอบสนองしてスルーレートを確立する手段と、該最大勾配磁場強度で複数の軸を作動させる手段とを備えるシステムが開示される。 30

【0018】

最後に本明細書は、機械読取り可能なコンピュータ・プログラムコードで符号化される記憶媒体を開示しており、該コードが磁気共鳴イメージングシステムの末梢神経刺激を低減するための方法をコンピュータに実行させるための命令を含み、並びにコンピュータデータ信号が方法をプロセッサに実行させるように構成されたコードを含み、該方法が、1つの撮影領域のために複数の軸の内の1つの軸に対して許容可能な勾配磁場強度を確立し、複数の軸の各軸に関連する重み係数を加え、重み係数と撮影領域の観点から最大の勾配磁場強度を示す複数の軸の選択された1つの軸にตอบสนองしてスルーレートを確立し、該最大勾配磁場強度で複数の軸を作動させることを含む。

【発明を実施するための最良の形態】 40

【0019】

本発明の上述及び他の特徴と利点は、当業者には以下の詳細な説明及び図面から認識され理解されるであろう。

【0020】

幾つかの図において、同じ要素に同じ番号が付された例示的な図面を参照する。

【0021】

本明細書に開示されるのは、末梢神経への刺激(PNST)を回避しながらMRイメージングを可能にする勾配コイルを含む別のMRI方法及びシステムが開示される。この方法は、現行の規制標準規格で識別されているよりもより正確な磁場強度評価及びスルーレート制限に適合する勾配コイル構成を含む。 50

【0022】

MR方法及び走査を改善するためには、勾配パルスの持続時間を最小にすることが望ましい。スルーレートを増加させることは、パルスの持続時間を減少させる効果を有することになる。しかしながら前述のように、重要な生理的制限も考慮しなければならない。例えばレイリー方程式により確立される閾値レベルを上回る dB/dt を生じるスルーレートは、患者に神経刺激を誘起する場合がある。どのような勾配コイルにおいても、 dB/dt はスルーレートとランプ時間持続とに正比例し、該勾配コイル内及びその周辺における位置の関数として変化する。また、コイルの幾何学的形状も実質的な影響を有することになる。例えば、FOVにわたる線形性のような他のすべての要因が同じである場合には、小さなFOVの円筒形コイルにおける最大 dB/dt は、より大きなFOVコイルにおける最大 dB/dt より小さくなる。従って、より大きな線形性及びFOVへの要求は、PSNTを最小にする要求と対立する。どちらを支持するかは心臓イメージング又は腹部イメージングのような特定の適用例によって決まる。両方の適用を1つのスキャナで行うのが普通であるため、1つの解決法は、同じスキャナ内に2組の勾配コイルを設けることであった。従って本明細書において開示されるのは、PSNTを考慮に入れながらも、増大された振幅及びスルーレートを利用することを可能にするコイル構成である。

【0023】

図1を参照すると、例示的な実施形態を実施することができる例示的なMRIシステム10の主な構成要素が示されている。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によって制御される。コンソール100は、オペレータが画面104上で画像の形成及び表示を制御できるようにする別個のコンピュータシステム107とリンク116を介して通信する。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周知のメモリ・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の格納のためのディスク・メモリ装置及びテープ駆動装置としてそれぞれ示される記憶媒体111及び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。

【0024】

システム制御装置122は、バックプレーン118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に接続す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。以下により詳細に説明するように、オペレータは所定の走査を示すパラメータを入力する。これらのパラメータから、パルスシーケンスが計算され、パルス発生器モジュール121にダウンロードされる。

【0025】

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、生成されることになる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生成する。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、走査中に生成されることになる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、患者に接続された幾つかの様々な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から患者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、患者及びマグネット・システムの状態と関連した種々のセンサからの信号を受信する走査室インターフェース回路133に接続されている。また、走査室インターフェース回路133を介して、患者位置決めシステム134は、患者を走査に望ましい位置に移動させる命令を受信する。

【0026】

パルス発生器モジュール121によって生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127に印加される。各勾配増幅器127は、全体を139で示す組立体内の対応する勾配コイル（図示せず）を励起して、収集された信号の位置エンコードするために用いられる磁場勾配を生成する。勾配コイル組立体139は、分極マグネット140と全身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。システム制御装置122内のトランシーバ・モジュール150はパルスを生成し、このパルスは、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。患者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、トランシーバ150の受信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。

【0027】

RFコイルによって受信されたMR信号は、トランシーバ・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にフーリエ変換する。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・メモリ又はテープ駆動装置のような記憶媒体111又は112内に格納される。記憶媒体111及び112は、ディスク、静的メモリ、固定媒体、取り外し可能媒体など、並びにこれらの少なくとも1つを含む組み合わせのような様々な記憶方法とすることができる。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、テープ駆動装置に保存することができ、或いは画像処理プロセッサ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。

【0028】

更に図1を参照すると、被検体により生成されたNMR信号は、受信機コイル152により受信され、前置増幅器153を介してトランシーバ150の入力に供給される。受信された信号は、ラーモア周波数又はその近傍にあり、この高周波数信号は、最初にNMR信号をキャリア信号と混合し、次に、結果として得られる差信号を基準信号と混合する、2段階のプロセスでダウンコンバートされる。ダウンコンバートされたNMR信号は、アナログ・デジタル（A/D）変換器に入力され、ここでアナログ信号をサンプリング化及びデジタル化し、これをデジタル検出器及び信号プロセッサに加えて、受信したNMR信号に対応する同位相（I）値と直交位相（Q）値を生成する。結果として得られた受信信号のデジタル化されたI値及びQ値のストリームは、バックプレーン118を介してメモリ・モジュール160及びアレイ・プロセッサ161に出力されて、ここで、これらを用いて画像が再構成される。

【0029】

次に図2を参照すると、幾つかの軸についての複数の勾配コイルを含む既存の勾配コイル構成が示されている。このような構成により、磁場勾配の線形領域が関心領域の選択された大きさと一致するよう所望通りに縮小又は拡大するように維持することが可能になる。更に、このような構成は、より小さな領域をイメージングするとき、また逆に、より小さな関心領域内でより大きな磁場をイメージングするときに利用される磁場を小さくすることが可能になり、これによりイメージングの持続時間が減少されるようになる。

【0030】

10

20

30

40

50

本明細書に開示されるのは、P N S Tを回避しながらM R イメージングを可能にする勾配コイルを含む別のM R I 方法及びシステムが開示される。この方法は、現行の規制標準規格で識別されているよりもより正確な磁場強度評価及びスルーレート制限に適合する勾配コイル構成を含む。従って、磁場強度及び磁場スルーレート制限により正確に対処することにより、より高い磁場強度及び／又はより早いスルーレートを利用することができ、これによりP N S Tを回避しつつイメージング持続時間を減少させることが可能となる。

【0031】

医療機器のための国際電気標準会議（I E C）標準規格60601-2-33は、磁場強度及びスルーレートに対する制限を設けている。I E C 60601-2-33は、医学的診断用M R 装置の安全に関する国際標準規格である。I E C 60601-2-33により課せられた制限の評価により、神経刺激のような生理学的影響は、前方／後方（A／P）方向におけるdB／dtで表された勾配磁場スルーレートの励起に最も敏感であるということが明らかになる。勾配方向当たりの感度は、振幅及びスルーレート制限を定めるための設定された重み係数において認識され説明される。表1は、所定の勾配システム構成に対する標準規格からの様々な重み係数を示している。

【0032】

【表1】

勾配システムのタイプ		重み	係数	
		W_{AP}	W_{LR}	W_{HF}
全身	初期値	1.0	1.0	1.0
勾配システム	円筒マグネット	1.0	0.8	0.7
	実験による決定	1.0	N/A	N/A

表1：MR勾配システムの重み係数

【0033】

例示的な実施形態の開示を可能にするために、P N S Tからの制約を考慮せずに形成された例示的な構成との比較を行うことができる。この構成においては、有効コイル長は各々の軸に対してほぼ同じであり、従って、現行の構成の下では、有効コイル長は各々の軸に対してほぼ同じであることにより、3つの軸の全てに対して同じ初期設定スルーレート又は公称スルーレートが生じる。しかしながら、表1の重み係数を同じ勾配コイルに適用すると、X軸及びZ軸に対する大きな有効コイル長の減少が生じる。表2は、重み係数を適用した場合の有効コイル長を示す。

【0034】

【表2】

勾配システムの軸	有効コイル長 (cm)	重み係数	見かけの有効コイル長 (cm)
X-WB	35.2	0.8	28.2
Y-WB	35.4	1.0	35.4
Z-WB	38.0	0.7	26.6
最大	38.0		35.4
WB=全身、高い直線性			

表2：MR勾配システムのための有効コイル長

【0035】

多くのM R I システムにおいては、3つの軸の全てに対して同じスルーレートを使用することが望ましい。従って、高い振幅／スルーレートで動作する潜在能力があるにも拘わらず、軸の内の2つは高いスルーレートで動作しない。例えば、表に示したように、Y軸は最大作動振幅／スルーレートのための制限を定め、他方X及びZ軸はより低いレベルで無用に作動させられることになる。従って、「ツイン」タイプの勾配コイルにとっては、

Y軸低直線性（ズーム）コイルのみが必要となる。従ってY軸コイルを単に置き換えることにより、3つの軸の全てを高いスルーレートで動作させることが可能になる。表3は、Y軸のために代用コイルを使用した場合の有効コイル長を示す。

【0036】

【表3】

勾配システムの軸	有効コイル長 (cm)	重み係数	見かけの有効コイル長 (cm)
X-WB	35.2	0.8	28.2
Y-ズーム	28.7	1.0	28.7
Z-WB	38.0	0.7	26.6
最大	39.0		28.7
WB=全身、高い直線性 ズーム=小さいFOV, 低い直線性			

表3：MR勾配システムのための有効コイル長

【0037】

例示的な実施形態においては、短縮された有効コイル長を提供するための補助コイルか、或いはY軸勾配コイルを部分的に遮断することができるタップ付き巻線のいずれかを使用したY軸勾配コイルを備えて、全身ついて好ましくは最適化され、ワイド撮影領域、及び高い直線性を有する勾配コイル組立体が開示される。いずれの方法においても、より低い直線性のY軸勾配コイルを使用した第2のY軸配置のために追加的なシールドも使用される。この方法は、既存の「ツイン」コイル設計よりも複雑でなく、高価でもないコイル構成を提供するという点で有利である。「ズーム」モードにおいては、Y軸に対する直線性／FOVだけが損なわれ、X及びZ軸は高い直線性を保持することになる。X及びZ軸のための「ズーム」コイルはもはや必要ではないことから、X軸及びZ軸の単純化された構成によって追加的空間が生じることになる。この追加的空間は、他のパラメータを最適化するために、例えば冷却を改善するために使用することができる。

【0038】

次に図3を参照すると、勾配コイルは厚肉円筒体として表すことができ、本実施例においては、例えばZ軸コイルが参照符号190で示されている。3つの軸X、Y、及びZのそれぞれについての勾配コイルを付加すると、3つの入れ子の円筒体が例示として提供される。図4は、3つの入れ子の厚肉円筒体として、Z、Y、及びX軸に対する、第1の勾配コイル190、第3の勾配コイル180、第2の勾配コイル170として3つの勾配コイルを示している。次に図5を参照すると、自己シールドされた勾配コイルとして、シールドコイルを表すより大きな直径を有する更に別の組の3つの円筒体がある。最後に、「ツイン」すなわち二重撮影領域の勾配コイルを構成する場合には、コイルの数が図5に示した数の二倍になるであろう。次に、例示的な実施形態についての更なる説明を単純化するために、入れ子円筒体の断面図を使用することができる。

【0039】

図6を参照すると、ここには「ツイン」つまり二重撮影領域勾配コイルについての勾配コイル構成の断面図が示されている。図7は、図6の断面図のより詳細な図を示している。また、図7には、断面に含まれる層と、勾配コイル組立体139の中心からこれらの層までのそれぞれの距離も示されている。コイルは、全部で12の層が使用されることが図7から明らかであろう。すなわち図中に、X2 172、Y2 182、及びZ2 OUTER 192；X1 174、Y1 184、及びZ1 OUTER 194；X1 176、Y1 186、及びZ1 INNER 196；及びX2 178、Y2 188、及びZ2 INNER 198と示されている。ここで、X2 OUTER 172、X1 OUTER 174、X1 INNER 176、及びX2 INNER 178は結合されて、第2の勾配コイル174を形成する。同様に、Y2 OUTER 182、Y1 OUTER 184、Y1 INNER 186、及びY2 INNER 1

10

20

30

40

50

88は結合されて、第3の勾配コイル180を形成する。同様に、Z2 OUTER 192、Z1 OUTER 194、Z1 INNER 196、及びZ2 INNER 198は結合されて、第1の勾配コイル190を形成する。更に、接着、絶縁、冷却及び同様のもののための様々な層も含まれていることが分かるであろう。

【0040】

引き続き図7を参照し、同時に図8を参照すると、例示的な実施形態を単純化するコイル構成が示されている。X1コイル（例えば174、176）及びZ1コイル（194、196）の巻線は省かれている。上述のように、これらのコイルの省略により空間が生じ、これは勾配コイル組立体139を増強するために利用できることが明らかであろう。

【0041】

図9を参照すると、例示的な実施形態による勾配コイル組立体139の断面図が示されている。ここに示した勾配コイルは、X1コイル（例えば174、176）及びZ1コイル（194、196）の省略によって利用可能となった空間を利用するために再配置されている。この例示的な実施形態においては、Y1軸コイル（184、186）の位置が再配置されていることが分かるであろう。Y1内側コイル186の直径が減少すると効率が增大する。同様に、Y1外側コイル184をY1内側コイル186から更に遠ざけると効率が增大する。最後に、所望であれば、内側コイル及び外側コイル全体の積層を低減してもよい。

【0042】

次に図10を参照すると、別の形実施形態による勾配コイル組立体139の断面図が示されている。この図においては、「タップ付き」Y軸勾配コイル（例えば、182、184、186、188）を用いる勾配コイルが、X1コイル（例えば174、176）及びZ1コイル（194、196）の省略によって利用可能となった空間を利用するために再配置されている。この例示的な実施形態においては、Y2軸コイル182、188をタップ立てすることによりY1軸動作が達成される場合には、別個の内側Y1軸コイル186はもはや必要ではなく、その結果、効率が増大し、更に空間が節約されることが分かるであろう。しかしながら、選択された構成によっては、Y2コイル（例えば、182、184、186、188）がタップ立てモードで動作している場合に対処するために、別個のY1軸外側コイル184がなおも必要とされる可能性がある。

【0043】

上述の多くの実施形態で説明されたシステム及び方法は、末梢神経への刺激（PNST）を回避しながら、全体のイメージング持続時間を低減する勾配スルーレートを潜在的に増大させたMRイメージングを可能にする勾配コイルを含むシステム及び方法を提供する。加えて、開示された本発明は、これらのプロセスを実行するためにコンピュータに実装するプロセス及び装置の形態で具現化することができる。また、本発明は、フレキシブルディスク、CD-ROM、ハードドライブ、又は111及び112のような他の何らかのコンピュータ読み取り可能な記憶媒体のような有形の媒体において具現化される命令を含むコンピュータ・プログラムコードの形態で具現化することができ、ここで、該コンピュータ・プログラムコードがコンピュータ内にロードされ実行される場合には、該コンピュータが本発明を実施する装置となる。本発明は、更に、例えば、記憶媒体111、112に格納され、コンピュータにロードされ及び／又は実行されるコンピュータ・プログラムコードの形態か、或いは変調搬送波か否かにかかわらず、電氣的ワイヤ又はケーブル、光ファイバ、又は電磁放射線のようなある伝送媒体を介して送信されるデータ信号110としてのコンピュータ・プログラムコードの形態で具現化することができ、該コンピュータ・プログラムコードがコンピュータにロードされ、コンピュータにより実行される場合には、該コンピュータが本発明を実行する装置となる。汎用マイクロプロセッサに実装された場合には、コンピュータ・プログラムコードのセグメントが該マイクロプロセッサを構成し、特定の論理回路を形成する。

【0044】

本発明を好ましい例示的な実施形態に関して述べてきたが、当業者であれば、本発明の

10

20

30

40

50

技術的範囲から逸脱すること無く種々の変更を行うことができ、均等物技術をその要素に代替することができることを理解するであろう。更に、本発明の本質的な範囲から逸脱することなく、特定の状況又は材料を本発明の教示に適合するように多くの変更を行うことができる。従って、本発明は、発明を実施するための最良の形態として開示された特定の実施形態に制限されるものではなく、添付の特許請求の範囲の範囲内にあるすべての実施形態を含むことが意図される。更に、第1、第2などの用語の使用は、どのような順序又は重要性を示すものではなく、むしろ第1、第2などの用語は、ある要素を別の要素と区別するために用いられるものである。

【図面の簡単な説明】

【0045】

10

【図1】例示的なMRI装置の図。

【図2】1つより多い軸内で複数のコイルを利用する既存の勾配コイル設計図。

【図3】厚肉円筒状の勾配コイルを示す図。

【図4】三重入れ子の厚肉円筒状の3つの勾配コイルを示す図

【図5】シールドコイルに相当する更に大きな直径の別の3つの円筒体の組を含む自己シールドされた3つの勾配コイルを示す図。

【図6】自己シールドされた「ツイン」、すなわち二重撮影領域の勾配コイルを示す勾配コイルの断面図。

【図7】図6に示す断面図の更に詳細な図。

【図8】選択されたコイルを省略する例示的な実施形態を用いた勾配コイル構成。

20

【図9】例示的な実施形態の勾配コイル組立体の断面図。

【図10】別の実施形態の勾配コイル組立体の断面図。

【符号の説明】

【0046】

10 磁気共鳴（MR）イメージングシステム

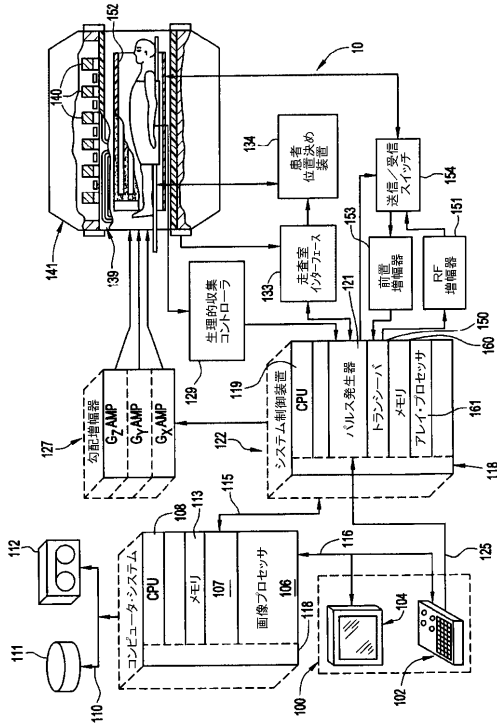
139 勾配コイル組立体

170 第2の勾配コイル

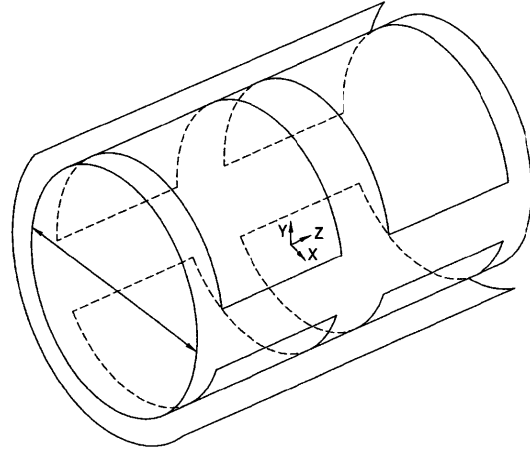
180 第3の勾配コイル

190 第1の勾配コイル

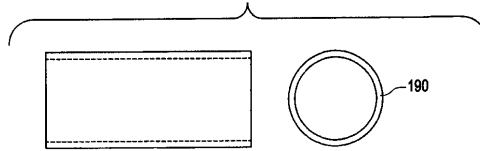
【図 1】



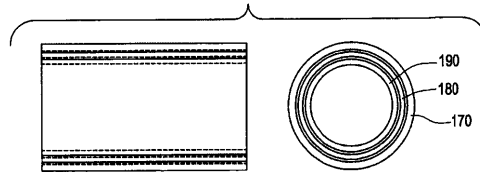
【図 2】



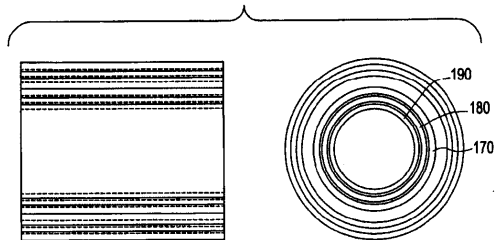
【 図 3 】



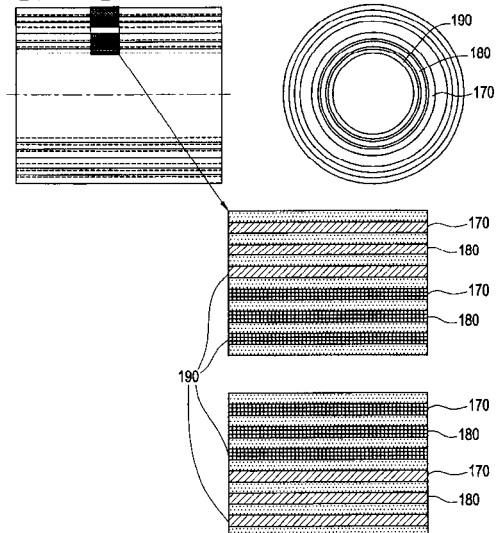
【図 4】



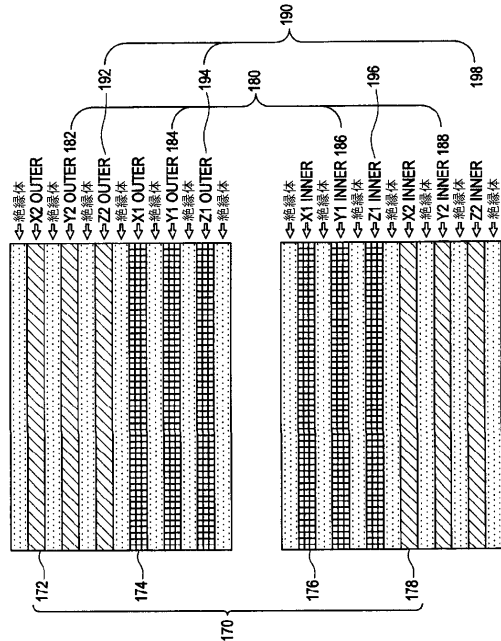
【 図 5 】



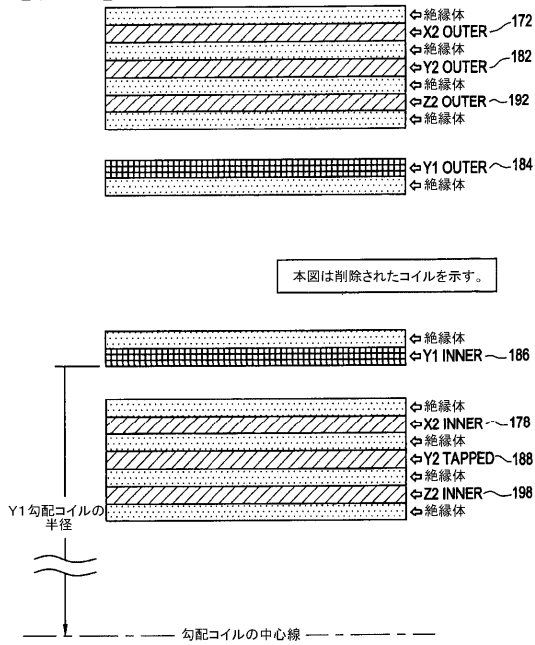
【图 6】



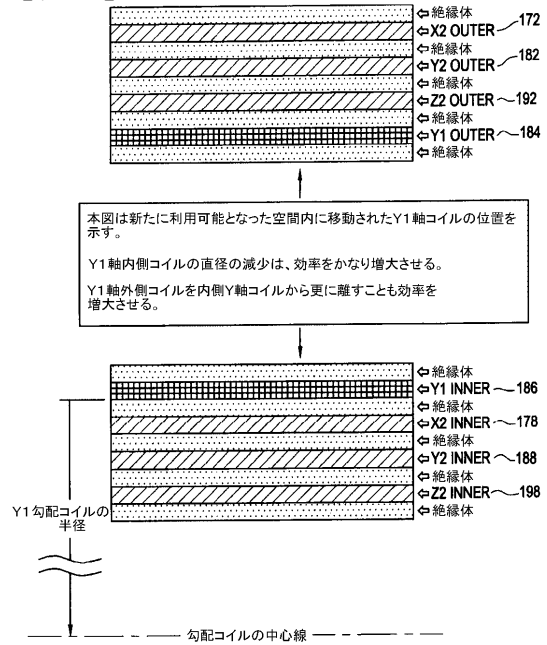
【図 7】



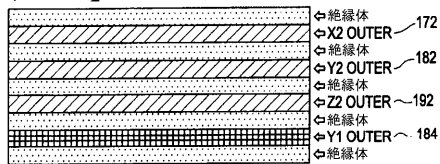
【図 8】



【図 9】

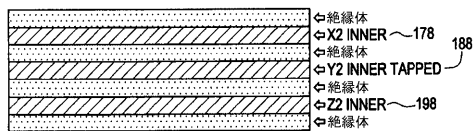


【図 10】



Y2軸コイルのタップ立てによりY1軸の機能性が得られる場合には、別のY1軸コイルは必要とされない。

Y2軸内側コイルがタップ立てされたモードでない時には、固有の異なる周縁域パターンに起因して、別のY1軸外側コイルがなお必要とされる。



フロントページの続き

(72)発明者 ロバート・マイケル・バブレク

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、キスドン・ヒル・ドライブ、3002番

(72)発明者 グレーム・コリン・マッキノン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ハートランド、オールド・スティープル・ロード、エヌ・4
9・ダブリュ31157番

(72)発明者 ダニエル・ジョセフ・シェーファー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーキシャ、マイノット・レーン、2824番

Fターム(参考) 4C096 AA20 AB47 AC04 AD09 AD22 CB01 CB20