

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4307143号
(P4307143)

(45) 発行日 平成21年8月5日 (2009.8.5)

(24) 登録日 平成21年5月15日 (2009.5.15)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)
G 0 1 R 33/385 (2006.01)A 6 1 B 5/05 3 4 O
G 0 1 N 24/06 5 1 O Y

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-127031 (P2003-127031)
 (22) 出願日 平成15年5月2日 (2003.5.2)
 (65) 公開番号 特開2004-592 (P2004-592A)
 (43) 公開日 平成16年1月8日 (2004.1.8)
 審査請求日 平成18年4月27日 (2006.4.27)
 (31) 優先権主張番号 10/138,858
 (32) 優先日 平成14年5月3日 (2002.5.3)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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
 ユー・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】 傾斜コイルとRFコイルのカップリングを最小限にするための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

1組の端部リングを該端部リングの面と直角に配置した複数のラングによって接続して備えている無線周波数(RF)コイルと、
 前記RFコイルの周りに配置されており、ソレノイドコイルとして巻き付けた導体を備えた傾斜コイルであって、該ソレノイドコイルの巻き線は該傾斜コイルが形成する磁場のアイソセンタに位置する横断面の位置で反転するようにして、第1の巻線と反転した第2の巻線を形成し、前記第1の巻線から前記第2の巻線への移行は、前記導体のスパイラル巻きセグメントにより行われ、該導体のスパイラル巻きセグメントは、反転の前にRFコイルの周りを少なくとも半周だけ通過しており、前記横断面の各側に各1つある一対のギャップを有する、前記傾斜コイルとを備え、
 前記ギャップの各々は前記ソレノイドコイルが全身用RFコイルの一対の端部リングの上側に巻き付けられないように配置されると共に最小量の導体材料が各ギャップと交差するようにしている、磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項2】

前記傾斜コイルの周りに配置したRFシールドをさらに備え、
 前記スパイラル巻きセグメントは複数のラングの周りに配置させ、該ラングと該スパイラル巻きセグメントとの間のカップリングを該ラング間で実質的に均等に分布させている、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項3】

10

20

MRイメージング・システムの全身用RFコイルと共に使用されるコイルであって、ソレノイドコイルとして巻き付けた導体を備え、該ソレノイドコイルの巻き線は該傾斜コイルが発生させる磁場のアイソセンタに位置する横断面で反転ようにして、第1の巻き線及び反転した第2の巻き線を形成し、前記第1の巻き線から前記第2の巻き線への移行は、前記導体のスパイラル巻きセグメントにより行われ、該導体のスパイラル巻きセグメントは、反転の前に前記全身用RFコイルの周りを少なくとも半周だけ通過しており、前記横断面の各側に各1つある一対のギャップを備え、前記ギャップの各々は前記ソレノイドコイルが全身用RFコイルの一対の端部リングの上側に巻き付けられないように配置されると共に最小量の導体材料が各ギャップと交差するようにしている、傾斜コイル。

10

【請求項4】

一対の端部リングを該端部リングの面と直角に配置した複数の間隔をおいたラングによって接続して備えて全体として1つの内筒を形成しているバードケージ無線周波数(RF)コイルと、

ソレノイドコイルを形成するように巻き付けた導電性素子を備えている、前記内筒の周りに配置して全体として1つの外筒を形成している傾斜コイルであって、該ソレノイドコイル内には前記ソレノイドコイルが巻き付けられないRFコイルの各端部リングの上側に1つのギャップが存在しており、かつ各ギャップが前記傾斜コイルの前記導電性素子の一部と交差する傾斜コイルと、

を備える磁気共鳴イメージング・システム。

20

【請求項5】

2つの端部リングを該端部リングの面と直角に配置した複数のラングによって接続して備えている無線周波数(RF)コイルと、

前記RFコイルの周りに配置されており、ソレノイドコイルとして巻き付けた導体を備えた傾斜コイルであって、該ソレノイドコイルの巻き線は該傾斜コイルが形成する磁場のアイソセンタに位置する横断面の位置で反転するようにして、第1の巻き線と反転した第2の巻き線を形成し、前記第1の巻き線から前記第2の巻き線への移行は、前記導体のスパイラル巻きセグメントにより行われ、該導体のスパイラル巻きセグメントは、反転の前にRFコイルの周りを少なくとも半周だけ通過している、前記傾斜コイルとを備え、

前記導体のスパイラル巻きセグメントは反転の前にRFコイルの周りを半周の倍数単位で通過している、磁気共鳴イメージング・システム。

30

【請求項6】

前記導体のスパイラル巻きセグメントは複数のラングの周りに配置させ、該ラングと該導体のスパイラル巻きセグメントとの間のカップリングを該ラング間で実質的に均等に分布させている、請求項5に記載の磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項7】

MRイメージング・システムの全身用RFコイルと共に使用されるコイルであって、ソレノイドコイルとして巻き付けた導体を備え、該ソレノイドコイルの巻き線は該傾斜コイルが形成する磁場のアイソセンタに位置する横断面の位置で反転するようにして、第1の巻き線と反転した第2の巻き線を形成し、前記横断面の各側に各1つある一対のギャップを有し、前記ギャップの各々は前記ソレノイドコイルが全身用RFコイルの一対の端部リングの上側に巻き付けられないように配置されると共に最小量の導体材料が各ギャップと交差するようにしている、コイル。

40

【請求項8】

さらに、横断面の位置で第1の巻き線から第2の巻き線へ遷移させると共に反転の前に少なくとも半周だけ全身用RFコイルの周りを通過しているようなスパイラル巻きセグメントを備え、

前記スパイラル巻きセグメントは反転の前に半周の倍数単位で全身用RFコイルの周りを通過しており、

前記導体のスパイラル巻きセグメントは、全身用RFコイルと該スパイラル巻きセグメン

50

トの間のカップリングが全身用 R F コイルにわたって実質的に均等に分布されるようにして該全身用 R F コイルの周りに配置されている、請求項 7 に記載の傾斜コイル。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には医用診断イメージングの分野に関する。本発明は、さらに詳細には、磁気共鳴イメージング、並びに超短尺円筒状マグネットを組み込んだ磁気共鳴イメージング・システム内でのノイズ軽減に関する。

【 0 0 0 2 】

【発明の背景】

磁気共鳴イメージング (M R I) システムは医学的診断分野において広く普及している。過去 2 0 年にわたって、M R I 検査に関する改良技法が開発され、今では比較的短時間で極めて高品質の画像を作成することができるようになった。その結果放射線医は、その分解能を特定の診断用途に適合させるように様々な程度に変えた診断画像を利用することができる。

【 0 0 0 3 】

一般に、M R I 検査は、主磁場、無線周波数 (R F) 磁場及び時間変動する傾斜磁場の間での被検体内の核スピンに対する相互作用に基づいている。水分子内の水素原子核など原子核の特定の構成要素は、外部磁場に応答して特徴的な挙動を示す。こうした原子核構成要素のスピン歳差運動は、これらの磁場の操作により影響を受け、R F 信号を得ることができ、これを検出し処理して有用な画像の作成に使用することができる。

【 0 0 0 4 】

M R I システムで画像の作成に使用する磁場には、主マグネットによって生成させる極めて均一な静磁場が含まれる。一連の傾斜磁場は、被検体の周りに配置した 3 つの傾斜コイルからなるコイル組により生成される。これらの傾斜磁場は個々のボリューム要素 (すなわち、ボクセル) の位置を 3 次元でエンコードしている。R F 磁場を発生させるためには無線周波数コイルを利用している。この R F 磁場はスピン系を平衡方向からじょう乱させ、このためスピンはその平衡磁化の軸の周りで歳差運動することになる。この歳差運動の間に、スピンにより無線周波数磁場が放出され、この磁場は同じ送信用 R F コイル (典型的には、バードケージ共振子) によるか、または別の受信専用コイルによるかのいずれかにより検出される。これらの信号は、増幅、フィルタ処理、並びにデジタル化を受ける。次いで、このデジタル化された信号は、有用な画像の再構成が可能な幾つかの再構成アルゴリズムのうちの 1 つを用いて処理される。

【 0 0 0 5 】

多様な用途に合わせて M R 画像を収集するために具体的に多くの技法が開発されている。これらの技法間の主要な違いの 1 つは、スピン系を操作して異なる画像コントラスト、信号対雑音比及び分解能を得るために傾斜パルス及び R F パルスをどのように使用するかに関するものである。こうした技法は、そのパルスをパルス同士の時間的關係に沿って表したグラフである「パルスシーケンス」として図示される。近年、大量の生データの極めて高速な収集を可能とするようなパルスシーケンスが開発された。こうしたパルスシーケンスでは、検査を実施するのに要する時間が大幅に短縮される。時間を短縮させることは、高分解能の画像を収集するため、並びに体動の影響を抑制したり、検査中の患者の不快感を軽減させるために特に重要である。

【 0 0 0 6 】

磁場の相互作用は M R I システムで収集するデータのエンコードにおいて重要であるが、ある種の磁場相互作用は望ましくなく、あるいは画像データの劣化に至ることもある。例えば、検査シーケンス中に適当なパルスを R F コイルに印加した場合、R F コイルからの R F エネルギーは、傾斜コイル構造体を貫通し、損失を及ぼすよううず電流を傾斜コイル構造体内に誘導することによって、そのエネルギーが消費される可能性がある。さらに、R F コイルの高い効率を維持するためには、典型的には、R F コイルと傾斜コイルの組

10

20

30

40

50

の間にRFシールドを配置し、RF磁場が傾斜コイルのすべてに入り込むのを防止、または低下させている。このRFシールドは、傾斜磁場の切り換えによりRFシールドを傾斜磁場に対して実質的に透明とさせることによってうず電流の発生を最小とするように設計される。同時に、これらのRF周波数は、シールド内での特性うず電流消失率と比べてかなり高くし、これによりこのシールドにRF磁場に対する貫通阻止バリアの役割を果たさせる。しかし、RFシールドは（特に全身用RF送信コイルの場合）RFコイル導体の近くにあるため、RFコイルの全体的な出力効率及び信号対雑音比にかなりの影響を及ぼすことがある。したがって一般に、RFシールドはRFコイルからできる限り離して配置することが望ましい。

【0007】

10

こうした問題に対処するために、RFシールドは傾斜コイル間に配置させて、Z軸傾斜コイル（典型的には、様々なピッチとした非対称ソレノイドタイプのコイル）がシールド範囲内（すなわち、シールドとRF送信コイルの間）に位置決めされるようにすることがある。この構成が可能となるのは、MRIで典型的に使用されるRFコイルのモードではZ軸方向の正味磁束がほとんどないか全くないため、RFコイルとZ軸傾斜コイルの間のカップリングが最小となることによる。この構成では、シールド表面の内部にZ軸傾斜コイルを存在させており、RFシールドを送信コイルからかなり離すように移動できるため、無線周波数磁場は本質的には乱されることがなく、これによってノイズの大幅な軽減と効率の上昇が得られる。

【0008】

20

しかしこの構成は、Z軸傾斜コイルの巻き線間隔を大幅に短縮しているような超短尺円筒状マグネットを用いるシステムでは受け入れられないことがある。この短縮した間隔では、高密度傾斜コイルのRFコイルからの適正なデカップリングを妨げる要因が数多く存在する。まず、こうしたシステムでは、RFコイル導体とZ軸傾斜導体の間の距離はわずか10mm程度となり、半径方向とZ軸方向のいずれかの方向で頻繁な整列不良（*misalignment*）を生じさせ、RFコイルとZ軸傾斜コイルの間にカップリングが生じることがある。第2に、Z軸傾斜巻き線がバードケージ共振子の端部リングの上を通過する際に該端部リングと該Z軸傾斜巻き線との間にカップリングが生じる。最後に、そのシステムに関する品質係数（*quality factor* : *Q*）は、バードケージ共振子の導電性の「ラング（*rungs*）」と、Z軸傾斜コイルの非対称な2つの半分を接続している接続用配線と間の角度に依存する。詳細には、接続用配線がバードケージ・ラング上側を1回通過するごとにそれだけ*Q*が小さくなる。

30

【0009】

したがって、Z軸傾斜を巻き付けるための改良技法が必要とされている。これまで知られているシステムの欠点に対処するために、超短尺円筒状マグネット及びZ軸傾斜コイルの外部にRFシールドを利用しているシステムにおいてZ傾斜とバードケージRF全身用コイルの間の相互作用を最小限にする技法が特に必要とされている。

【特許文献1】

米国特許第6498947号

【0010】

40

【課題を解決するための手段】

本発明は、こうした必要に応えるように設計したZ軸傾斜巻き線技法を提供する。本技法は、広範なシステムで使用することができるが、超短尺円筒状マグネットを利用する磁気共鳴イメージング・システム（医学診断用途で使用するものなど）に特に適している。本技法はさらに、全身用スキャナ、開放型スキャナ、ある範囲の磁場定格をもつスキャナを含め適当な任意のMRIスキャナ設計にも利用することができる。本技法は、対応していれば、既存のスキャナへの後付けに使用することや、新規設計（特に傾斜コイル構造の構成に関する設計）に組み込むことができる。

【0011】

本技法はZ軸傾斜コイルに対して新式の巻き方を用いている。実施の一形態では、各パー

50

ドケージコイル端部リングの上でZ軸傾斜コイル巻き線内にギャップを形成させている。次いで、直線状の接続用配線を用いてこのギャップと最小距離で交差させ、これによりRFコイルとZ軸傾斜コイルの間の端部リングに起因するカップリングを最小限まで低下させている。第2の実施形態では、Z軸傾斜コイルの非対称な半分同士をスパイラル巻き接続体を用いてアイソセンタを横断させて接続している。接続体のスパイラル巻き線は、この接続体に起因する任意のカップリングをバードケージRF全身用コイルの全ラングの間に分布させている。Z軸傾斜コイルとRFコイルをRFシールドの半径方向の内部に配置させたときに、本技法はZ軸傾斜コイルとRFコイルの間のカップリングを大幅に低下させることが立証されている。

【0012】

本発明の一態様では、新式の傾斜コイル巻き線を利用しているようなシステムを提供する。本システムは、ラングをその間に渡した端部リングからなるRFコイルと、該RFコイルの周りに配置した傾斜コイルと、を有する。傾斜コイルはソレノイドコイルとして巻き付けた傾斜導体を備えており、またこの傾斜コイルは該導体の一部分が交差するRFコイルの各端部リングの上側で巻き線内にギャップが存在するようにして巻き付けている。

【0013】

本発明の別の態様では、新式の傾斜コイル巻き線を利用しているようなシステムを提供する。本システムは、ラングをその間に渡した端部リングからなるRFコイルと、該RFコイルの周りに配置した傾斜コイルと、を有する。この傾斜コイルは、該傾斜コイルが発生した傾斜磁場のアイソセンタの周りに対称なソレノイドコイルとして巻き付けた傾斜導体を備え、この傾斜導体のセグメントが形成する1つの対称なスパイラル巻き接続用配線によって接続して該対称ソレノイドコイルの正半分と負半分が存在するようにしている。

【0014】

本発明の別の態様では、新式の傾斜コイル巻き線を利用しているようなシステムを提供する。本システムは、間隔をおいたラングによって接続した一对の端部リングを備えるバードケージRFコイルによって形成させた内筒を有する。本システムはさらに、この内筒の周りに配置されると共に、最小量の導電性素子が交差する各端部リングの上側にギャップを有したソレノイドコイルを形成するように巻き付けた導電性素子を備えた傾斜コイルによって形成されているような外筒も有する。ソレノイドコイルの巻き線は、該コイルを2等分する横断面において反転させ、横断面と交差する導電性素子が反転の前に半周の倍数単位で内筒を周回している対称なスパイラル巻きセグメントとなるようにしている。

【0015】

本発明の別の態様では、その巻き線が傾斜コイルが発生させる磁場のアイソセンタ位置で反転しており、該反転の前は第1の巻き線が存在し該反転に続いては第2の巻き線が存在するようなソレノイドコイルとして巻き付けた導体を備えるような傾斜コイルを提供する。第1巻き線から第2巻き線への遷移は、反転の前に少なくとも半周だけ全身用RFコイルの周りを通過している導体のスパイラル巻きセグメントによって達成させている。

【0016】

本発明の別の態様では、その巻き線がコイルが発生させる磁場のアイソセンタ位置で反転して該反転の前は第1の巻き線が存在し該反転に続いては第2の巻き線が存在するようなソレノイドコイルとして巻き付けた導体を備えるようなコイルを提供する。このコイルの巻き線は、アイソセンタの各側に各1つとした一对のギャップを含み、このギャップの各々は、下側にある全身用RFコイルの一对の端部リングの上側にソレノイドコイルが巻き付けられないように配置させている。最小量の導体材料を各ギャップと交差させている。

【0017】

本発明の別の態様では、傾斜コイルとRFコイルの間のカップリングを低下させるような傾斜コイルの巻き付け方法を提供する。本方法は、ソレノイドコイルを形成するようにRFコイルの周りに導体を巻き付ける動作と、傾斜コイルが発生させる傾斜磁場に関する所望のアイソセンタ位置に近づくに従ってスパイラル状に導体を形成する動作であって、該

10

20

30

40

50

スパイラルは反転の前に半周の増分単位でＲＦコイルの周りを通過しているような形成動作と、を含む。所望のアイソセンタ位置において、ソレノイドコイルの巻き線を反転させ、所望のアイソセンタの周りに反転スパイラルを含むような対称なソレノイドコイルを形成させている。

【 0 0 1 8 】

本発明の別の態様では、傾斜コイルとＲＦコイルの間のカップリングを低下させるような傾斜コイルの巻き付け方法を提供する。本方法は、ソレノイドコイルを形成するようにＲＦコイルの周りに導体を巻き付ける動作と、導体の長さ部分と交差するように、ＲＦコイルの端部リングの周りに配置したソレノイドコイルの一部分内にギャップを形成させる動作と、を含む。所望のアイソセンタ位置において、ソレノイドコイルの巻き線を反転させ、所望のアイソセンタの周りに対称なソレノイドコイルを形成させている。

10

【 0 0 1 9 】

本発明の別の態様では、磁気共鳴イメージング・システムを提供する。本磁気共鳴イメージング・システムは、ラングによって接続した２つの端部リングを備えているＲＦコイルと、対称なソレノイドコイルとして全体に巻き付けた傾斜導体を備えているＲＦコイルの周りに配置した傾斜コイルであって、該ソレノイドコイルの巻き線は傾斜コイルが発生させる傾斜磁場の所望のアイソセンタで反転しているような傾斜コイルと、を含む。本システムはさらに、傾斜コイルの一部分をその下にある端部リングからデカップリングさせる手段を含む。

【 0 0 2 0 】

20

本発明の別の態様では、磁気共鳴イメージング・システムを提供する。本磁気共鳴イメージング・システムは、ラングによって接続した２つの端部リングを備えているＲＦコイルと、対称なソレノイドコイルとして全体に巻き付けた傾斜導体を備えているＲＦコイルの周りに配置した傾斜コイルであって、該ソレノイドコイルの巻き線は傾斜コイルが発生させる傾斜磁場の所望のアイソセンタで反転しているような傾斜コイルと、を含む。本システムはさらに、傾斜導体のセグメントとＲＦコイルの間の任意のカップリングがラング間で実質的に均等に分布するよう該ラング間で該カップリングを分布させるための手段を含む。

【 0 0 2 1 】

本発明の上記その他の利点及び特徴は、図面を参照しながら以下の詳細な説明を読むことにより明らかとなる。

30

【 0 0 2 2 】

【発明の実施の形態】

ここで図面に移り、先ず図１を参照すると、スキャナ１２、スキャナ制御回路１４及びシステム制御回路１６を含むような磁気共鳴イメージング（ＭＲＩ）システム１０を図示している。ＭＲＩシステム１０は適当な任意のＭＲＩスキャナまたは検出器を含むことができるが、図示した実施形態では、本システムは、患者ボア１８を備える全身スキャナを含んでおり、このボア内でスキャン中に患者２２を所望の位置に配置させるように寝台２０を位置決めすることができる。スキャナ１２は、０．５テスラ定格から１．５テスラ定格まで並びにこれを超えるような範囲にあるスキャナを含め適当な任意のタイプの定格とすることがある。

40

【 0 0 2 3 】

スキャナ１２は、制御された磁場を発生させ、無線周波数励起パルスを生成し、かつ患者内の磁気回転材料からのこうしたパルスに応答した放出を検出するために一連の付属コイルを含んでいる。図１では、主マグネット・コイル２４は患者ボア１８と概して整列した主磁場を発生させるように設けている。一連の傾斜コイル２６、２８及び３０は、検査シーケンスの間に以下でより完全に説明するような制御された傾斜磁場を発生させるためにコイル・アセンブリ内でグループ分けされている。磁気回転材料を励起するための無線周波数パルスを発生させるためには無線周波数コイル３２を設けている。

【 0 0 2 4 】

50

本実施形態の１つでは、図２に示すバードケージコイル構造３４は例示的な全身用コイルとして利用されている。当業者であれば理解するであろうように、こうしたコイル構造は長手方向導体３６と導電性端部リング３８とを含んでいる。これらの導体に印加するパルスは所望の周波数（例えば、６４ＭＨｚ）で駆動させ、ＲＦコイル３２の特定のモードを励起させている。

【００２５】

ここで再度図１に示す実施形態を参照すると、ＲＦコイル３２は受信コイルの役割も果たしている。したがって、ＲＦコイル３２は、パッシブ・モードやアクティブ・モードにおいて、磁気回転材料からの放出を受信するため並びに無線周波数励起パルスを印加するために、それぞれ駆動用及び受信用回路と結合させることがある。別法として、ＲＦコイル３２から分離しているような受信コイルの様々な構成を提供することができる。こうしたコイルは、頭部コイル・アセンブリなど、目的の解剖部位に特に適合した構造を含むことがある。さらに、受信コイルは、フェーズドアレイ・コイルその他を含め適当な任意の物理的構成で設けることができる。無線周波数シールド４０（例えば、図４参照）は、傾斜コイル２６、２８及び３０の間に配置させて、動作時に傾斜コイルのうちの幾つかの存在からＲＦコイル３２を遮蔽することができる。詳細には、ＲＦシールド４０は、以下で検討するようにしてＲＦ磁場が傾斜コイルのうちの幾つかに入り込むのを防止している。この入り込みがあるとＲＦコイル３２の効率にマイナスの影響が及ぶことになる。

【００２６】

本構成の１つでは、傾斜コイル２６、２８及び３０は、イメージング・システム１０内でのそれぞれの機能に適合するような異なる物理的構成を有する。当業者であれば理解するであろうように、これらのコイル２６、２８及び３０は、導電性のワイヤ、バーまたはプレートから構成されており、これらは、以下に説明するような制御パルスが印加されると傾斜磁場を発生させるコイル構造を形成するように、巻き付けられたり切り離されたりしている。傾斜コイル・アセンブリ内でこれらのコイルは幾種類かの順序で配置することができるが、本実施形態では、最内側の位置にＺ軸コイルを配置し、概して非対称のソレノイド様構造を形成させている。したがって、図示した実施形態では、傾斜コイル３０はＺ軸ソレノイド・コイルであり、一方コイル２６及び２８はそれぞれＹ軸コイル及びＸ軸コイルである。本構成では、ＲＦシールド４０をＺ軸コイル３０とＸ軸コイル２８の間に位置決めしている。

【００２７】

スキャナ１２のコイルは、所望の磁場及びパルスを生成すると共に磁気回転材料からの信号を制御された方式で読み取るように外部回路により制御している。当業者であれば理解するであろうように、典型的には患者の組織内にある材料に主磁場が加えられると、組織内の常磁性の原子核の個々の磁気モーメントはこの主磁場と部分的に整列する。正味の磁気モーメントは偏向磁場の方向に生成されるが、垂直な面内でランダムな向きをもつ磁気モーメントの成分は全体として互いに相殺される。検査シーケンスの間に、関心対象材料のラーモア周波数またはその近傍の周波数でＲＦ周波数パルスを発生させ、これにより、正味の横方向磁気モーメントを生成するような正味の整列磁気モーメントの回転が生じる。この横方向磁気モーメントは主磁場方向の周りで歳差運動し、スキャナにより検出され処理されて所望の画像を再構成させるためのＲＦ信号が放出される。

【００２８】

傾斜コイル２６、２８及び３０は、典型的には正極性と負極性とをもつようにその強度を事前定義の撮像域全体にわたって変化させているような、精度よく制御された磁場を発生させる役割を果たしている。各コイルを周知の電流により付勢させると、得られる磁場傾斜は主磁場と重ね合わされ、磁場強度のＺ軸成分の撮像域全体にわたる望ましくは直線的な変動を生成させる。この磁場は１つの方向では直線的に変化するが、他の２方向では均一である。これら３つのコイルは、その変化方向に関して互いに直交した軸を有しており、これにより、３つの傾斜コイルを適当に組み合わせて任意の方向をもつ直線的な磁場傾斜を印加することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

このパルス状の傾斜磁場により撮像処理に不可欠な様々な機能が実行される。これらの機能のうちの幾つかとしては、スライス選択、周波数エンコード及び位相エンコードがある。これらの機能は、元の座標系に関する X 軸、Y 軸及び Z 軸に沿うか、あるいは個々の磁場コイルに印加されるパルス状電流の組み合わせにより決定される別の軸に沿って印加することができる。

【 0 0 3 0 】

スライス選択傾斜により撮像しようとする患者の組織または解剖構造に対するある厚み (s l a b) が決定される。スライス選択傾斜磁場は、周波数選択 R F パルスと同時に印加し、所望のスライス内で同じ周波数で歳差運動するような既知のボリュームをもつスピンを励起させている。このスライス厚は、R F パルスのバンド幅及び撮像域全体にわたる傾斜強度により決定される。

10

【 0 0 3 1 】

周波数エンコード傾斜は読み出し傾斜としても知られており、通常はスライス選択傾斜と直角の方向に印加する。一般に、周波数エンコード傾斜は R F 励起から得られる M R エコー信号の形成前や形成中に印加する。磁気回転材料のスピンは、この傾斜の影響下において傾斜磁場に沿った空間的位置に従った周波数エンコードを受ける。収集した信号は、フーリエ変換によって解析し、選択したスライス内での位置が周波数エンコードにより特定される。

【 0 0 3 2 】

最後に、位相エンコード傾斜は一般に、読み出し傾斜の前でスライス選択傾斜の後に印加される。位相エンコード方向での磁気回転材料内のスピンの位置特定は、データ収集シーケンス中に順次印加する傾斜振幅を若干異ならせて用いることにより、その材料の歳差運動しているスピンの位相に順次差違を導入することにより実現させる。この位相エンコード傾斜により、位相エンコード方向での位置に従って材料のスピン間に位相差を生成することができる。

20

【 0 0 3 3 】

当業者であれば理解するであろうように、上述の例示的な傾斜パルス機能、並びに本明細書に明示的には記載していないその他の傾斜パルス機能を利用しているパルスシーケンスのためには、多種多様な方式を考案することができる。さらに、このパルスシーケンスの適応によって、選択したスライスと周波数及び位相エンコードとの両方を適当な方向に向けて、所望の材料を励起させると共に生じた M R 信号を収集して処理することができる。

30

【 0 0 3 4 】

スキャナ 1 2 のコイルは、所望の磁場及び無線周波数パルスを生成させるようにスキャナ制御回路 1 4 により制御される。スキャナ制御回路 1 4 は、検査中に利用するパルスシーケンスに指令するため、並びに受信した信号を処理するために 1 つまたは複数の制御回路を含むことがある。この制御回路は、汎用または特定用途向けのコンピュータからなる C P U やデジタル信号プロセッサなど適当な任意のプログラム可能な論理デバイス、並びにメモリ回路を含むことがある。このメモリ回路は典型的には、スキャナにより実施する検査シーケンスの間に使用される物理的及び論理的な軸構成パラメータ、検査パルスシーケンス記述、収集した画像データ、プログラミング・ルーチンその他を記憶するのに適したタイプである。スキャナ制御回路 1 4 はさらに、制御回路とスキャナ 1 2 のコイルとの間のインタフェースを可能にしている増幅 / 制御回路及び送信 / 受信回路を含むことがある。最後に、スキャナ制御回路 1 4 は、構成及び画像データをシステム制御回路 1 6 とやり取りするためのインタフェース要素を含んでいる。

40

【 0 0 3 5 】

システム制御回路 1 6 は、オペレータまたは放射線医とスキャナ 1 2 との間でのスキャナ制御回路 1 4 を介したインタフェースを容易にするための広範なデバイスを含むことがある。例えば、オペレータ・コントローラは、汎用または特定用途向けのコンピュータを利用してコンピュータ・ワークステーションの形態で設けることができ、このワークス

50

ーションは、パルスシーケンス記述、検査プロトコル、または患者及び画像データを記憶することができる。ワークステーションはさらに、ローカルとリモート両方でのデータやり取りのために様々なインタフェースや周辺ドライバ(peripheral drivers)を含むことがある。典型的な入力キーボードまたはマウスを介して達成することができる。典型的な出力はプリンタやコンピュータ・モニタ48を介することができる。追加的なデータのやり取りとしては、医用画像管理システム(PACS)、遠隔放射線システム(teleradiology system)など、ローカル式及び遠隔式の画像検索及び検査制御デバイスを含むことがある。

【0036】

一般に、MRIシステムで実施されるパルスシーケンスは、制御回路14内に記憶してある機能的及び物理的構成の組とパラメータ設定との両者により規定される。一例として、図3は、図1に示すようなシステム上で実施できる典型的なパルスシーケンスを図示している。その検査の種類に応じて様々な多くのパルスシーケンス定義が実施可能であるが、図3の例では、定常状態モード(GRASS)のパルスシーケンスでの傾斜型(gradient recalled)収集は、互いに適当なタイミング調整とした一連のパルス及び傾斜により規定されている。全体を参照番号66で示しているこのパルスシーケンスはしたがって、スライス選択軸68、周波数エンコード軸70、位相エンコード軸72、RF軸74及びデータ収集軸76上の各パルスにより規定される。一般に、パルスシーケンス記述は、参照番号78で表すようにスライス選択軸68上の一対の傾斜パルスで開始される。これらの傾斜パルスの第1のパルスの間に、被検体内の磁気回転材料を励起させるようなRFパルス80が生成される。次いで、位相エンコード・パルス82が生成され、続いて周波数エンコード傾斜84が生成される。データ収集ウィンドウ86により位相及び周波数エンコードを受けた励起パルスから得られる信号を検知することができる。パルスシーケンス記述は、スライス選択軸、周波数エンコード軸及び位相エンコード軸上のさらに別の傾斜パルスにより終了する。

【0037】

上述した例示的シーケンスなどの検査シーケンスの間に、RFコイルと傾斜コイルの間のRFカップリングなどの電磁相互作用がシステムの動作に悪影響を与えることがある。例えば、傾斜コイル(特に、X軸及びY軸のコイル)があるためにRFコイルの直列抵抗が増加し、誘導性及び容量性カップリングによってその周波数が変化することがある。さらに、RFコイルの効率及び信号対雑音比が損なわれることがある。こうした相互作用はまた、傾斜コイルを構成している損失性材料に貫通させたままにするとRF磁場にも大きな影響を及ぼすことがある。詳細には、X軸コイル26及びY軸コイル28は、RF磁場が傾斜コイルのこれらの領域に貫通したままである場合、RF磁場と強い相互作用を起こすことが知られている。これにより、RFコイルに望ましくないRF損失や性能(効率及びQ値(共通性能基準))の低下が生じる。この問題の解決法の1つは、図4に示すように、傾斜コイル・アセンブリ内の中間位置にRFシールド40を配置させることである。

【0038】

図4を参照すると、コイル・アセンブリ88は、上述した内側傾斜コイル26、28及び30と、最内側の傾斜コイル30とそのすぐ隣りの傾斜コイル28の間に配置したRFシールド40と、を含んでいる。本実施形態の1つでは、最内側の傾斜コイル30は、Z軸コイルなど修正ソレノイド型のコイルである。RFシールド40は、銅などの導体材料からなる1枚または複数枚の薄肉シートなど、適当な任意の形態のシールドとすることができる。代替的形態のRFシールドを具体的なスキャナ構造に適合させることもできる。こうしたスキャナ構造の例としては、円筒構造や、開放型MRIシステムで使用される構造などの平面構造が含まれる。しかし、これらの各場合において、そのRFシールド40は傾斜コイル内に配置させ、ソレノイド型コイルすなわちZ軸コイル30に対する横方向RF磁場の影響が比較的軽微となるようにすると共に、RFコイル32から好都合に遠ざけた距離にシールドを位置決めしている。

【0039】

10

20

30

40

50

上で指摘したように、本技法によれば、上述した位置に適当な任意の形態のRFシールド40を設けることができる。例えば、このシールド40は、少なくとも図示した円筒状配置において、RF周波数では貫通不可能な中実の円筒として実現すると効果的である。しかし、このシールド40は、シールド40を傾斜磁場に対してより透明とさせるような開口または間隙を含むことがある。これらの開口または間隙は一般に、RF磁場に対するシールド効果ができるだけ十分に保全されるように設計する。このシールド40はまた、その層間にキャパシタンスをもつ材料からなる複数の層を含み、動作時に利用するRF周波数においてシールド40が中実のシールドのような役割を果たすようにすることがある。別の実現形態では、シールド40がRF周波数では反射するが傾斜磁場に関しては透明のままであるようにそのメッシュの大きさ及び厚さを選択した単一層の銅メッシュによりそのシールド40を形成させることがある。

10

【0040】

図4に示す本実施形態では、内側の各傾斜コイルの先に外側の各傾斜コイルを設けている。図4で参照番号92、94及び96で表しているこれらの外側傾斜コイルは、傾斜コイル構造体の残りの部分を形成している。外側傾斜コイルの役割は傾斜円筒アセンブリの外側の領域における傾斜磁場をできる限り打ち消し、クライオスタット構造の構成要素やマグネット構造の他の金属部分との相互作用を最小限とすることにある。当業者であれば理解するであろうように、コイル構造体の各傾斜コイルは、ガラス繊維・合成樹脂複合材製円筒などの支持構造体上に支持した1つまたは複数の導電性素子を含む。

20

【0041】

傾斜コイル26及び28はパルスシーケンスで利用するRF周波数では極めて損失を起しやすいため、RFシールド40によりこれらのコイルに対するRF磁場の貫通を防止または大幅に低下させ、これによりエネルギーの損失を回避している。コイル・アセンブリ88内でコイル28とコイル30の間にRFシールド40を配置することによってRFコイル32とシールド40の間の距離が増加することに留意すべきである。RFコイル32とシールド40の間の距離を増加させると、所望の磁場強度を得るためにRFコイルに供給するエネルギー量を減らすことができる。さらに、RFシールドを傾斜コイル間の中間の位置に通してRFコイルから離すことにより、信号対雑音比及び効率の大幅な改善を得ることができる。したがって、システムに縮小サイズのRF増幅器を設けることができ、従来から知られたシステムにおいてRFエネルギーが大きいことに関連する問題が回避される。

30

【0042】

さらに、RFシールド40を傾斜コイル・アセンブリ88内に配置することによって、傾斜コイルの効率が向上する。詳細には、この構成では磁場系の長軸方向中心線からの距離を短縮させて主傾斜コイルを配置することができ、このため傾斜コイルの効率が改善される。実際に、傾斜コイルの効率は、主傾斜巻き線と遮蔽用傾斜巻き線の間の距離に対して極めて敏感である。したがって、主傾斜コイルと長軸方向中心線の間の距離を短縮することによって、3つの傾斜コイルすべての主巻き線と遮蔽用巻き線の間の距離を増加させることができ、これにより3つのすべての傾斜コイル・アセンブリの効率が大幅に改善する。

40

【0043】

当業者であれば理解するであろうように、Z軸コイル30は、RFシールド40の内方に位置しており、図5に示すように、横断中心面の両側の周りで長さ方向に距離（すなわち、ピッチ）を変化させるような間隔としたソレノイド導体の累進的周回を有する修正巻き式ソレノイドコイルとしてその全体を形成させている。さらに、巻き付け方向は横断中心面の両側で反転させ、横方向XY面に対して対称性の鏡像構造を生成させている。したがって、コイル30は、円筒状の支持構造体110上に支持された銅製のワイヤ、ロッドまたはバーなどの巻き線導体108を含んでいる。

【0044】

実際には、上述の技法は多くのMRイメージング・システムで適正に機能する。しかし、

50

超短尺円筒状マグネットを組み込んだシステムでは、Z軸コイル導体を従来式で巻き付けると様々な問題を生じることがある。こうした超短尺システムを、非短尺システムと比較してZ軸傾斜コイル30を備える巻き線導体108の介在巻き線間隔が短縮していること、並びにピッチ間のばらつきが減少していることを図示した図6に示している。図示したタイプの超短尺システムでは、その介在巻き線間隔を1.5mmの範囲内とすることがある。介在巻き線間隔のこの大幅な短縮はパワー効率及び傾斜磁場の直線性を維持するために必要である。しかし、こうした超短尺システムでは高密度巻き付けによってパワー効率は上昇するが、この際シールドを介在させないとZ軸傾斜コイル30とバードケージRFコイル34とで十分なデカップリングを得ることが困難となる。

【0045】

ビオ・サバル計算によって、理論的には、バードケージRFコイル34とZ軸傾斜コイル30の間にコイルの構成による誘導性カップリングは生じないはずであることが確認される。詳細には、バードケージRFコイル34は本来、半径方向にRF磁場を生成させるもので、コイルを覆うように一体化してもZ軸方向では正味の磁束は発生させない。Z軸傾斜コイル30では、その電流分布は原点の周りに非対称である。したがって理論上は、バードケージRFコイル34がZ軸傾斜コイル30の内部で半径方向及び長手方向の中心に位置していれば、バードケージRFコイル34はZ軸傾斜コイル30などのソレノイド状コイルと誘導性カップリングすることはない。しかし超短尺システムでは、バードケージ端部リング38の導体と巻き付けた傾斜導体108の間の距離がわずか10mm程度となることがあり、事実上実際には不可能な数分の1ミリメートルの整列精度を要求されることがある。整列不良となると、バードケージRFコイル34とZ軸傾斜コイル30の間に残留カップリングが生じ、品質係数(すなわち、Q)が低くなり、効率が対応して損なわれることにつながる。したがって、Z軸傾斜コイル導体108は、バードケージRFコイル34とZ軸傾斜コイル30の間の相互作用が最小となるように最適に巻き付けることが望ましい。

【0046】

図6を参照すると、Z軸傾斜コイル30の従来式の巻き付けに関する2つの点がバードケージRFコイル34のQ低下の原因となっていることが分かっている。まず、バードケージRFコイル34の端部リング38の上側に配置した巻き線導体108の一部分が残留カップリングを生じさせ、このためシステムに関連するQが低下する。ここで図7を参照すると、各端部リング38の上に端部リング・ギャップ114を存在させるようにしてZ軸傾斜コイル30を巻き付けることによってこの問題に対処している。この場合、バードケージRFコイル34のQは端部リング・ギャップ114の幅の関数として測定する。ギャップ配線116は、ギャップ114の両側で巻き線導体108の一部分を接続させるために端部リング・ギャップ114に跨っている。ギャップ配線116は任意の構成とすることができるが、実施の一形態では、その構成は直線状である。この直線的構成によれば、ギャップ114の上にあるギャップ配線116を最短としてギャップ114を橋渡しすることができ、この直線的構成が図7に示す実施形態となっている。ギャップ114上に最短のギャップ配線116を設けることにより、バードケージRFコイル34のQに対する悪影響が最小限になるものと考えられる。ギャップ114は、端部リング38と比べてより幅狭なことやより幅広のことがあるが、実施の一形態では、1インチ幅の端部リング38と2インチ幅のギャップ114により受容可能な成果を得られることが分かっている。

【0047】

さらに図6を再度参照すると、Z軸傾斜コイル30の対称な正部分と負部分を接続している直線状接続体配線112によって、バードケージRFコイル34のQは接続用配線の方位位置(azimuthal position)に伴った変化を受ける。詳細には、Z軸傾斜コイル30の対称部分同士を接続するために直線状配線を使用すると、バードケージRFコイル34は所望の円偏向磁場ではなく楕円偏向磁場を発生させる結果となる。このため、接続体配線112がラング36の上を1回通過するごとにQが低下するようにして、バードケージラング36と接続体配線112との角度に従ってQが変化することにな

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 4 8 】

ここで再度図 7 を参照すると、この問題に対しては、アイソセンタを横切る Z 軸傾斜コイル 3 0 の正部分と負部分をスパイラル巻き接続体 1 1 8 を用いて接続することにより対処している。スパイラル巻き接続体 1 1 8 により生じるバードケージ R F コイル 3 4 と Z 軸傾斜コイル 3 0 の間の任意のカップリングはバードケージ R F コイル 3 4 のラング 3 6 間で均等に分布する。図 7 は R F コイル 3 4 を 1 回取り巻いて次いで反転しているスパイラル巻き接続体 1 1 8 を表しているが、当業者であれば、スパイラル巻き接続体 1 1 8 は単に、反転の前に半回転や、半回転の任意の倍数の回転（すなわち、1 8 0 °、3 6 0 °、5 4 0 °、7 2 0 °）を受けていることを理解するであろう。傾斜コイル 3 0 における半回転スパイラルのこうした使用は、相対するラングが電流振幅は同じであるが 1 8 0 度の位相差を有するように動作する傾向にあるため R F コイル 3 4 の均一モードと組み合わせると実現可能であり、これによってあらゆるカップリングはすべてのラング間に分散される。スパイラル巻き導体 1 1 8 を使用しているため、バードケージ R F コイル 3 4 の Q を変化させることなく Z 軸傾斜コイル 3 0 とバードケージ R F コイル 3 4 のいずれかを Z 軸の周りに回転させることができる。こうした巻き線技法を使用するとバードケージ R F コイル 3 4 に関連する高い Q 係数が保持される一方、超短尺システムで傾斜埋め込み式シールドの使用が可能となる。

10

【 0 0 4 9 】

本発明は様々な修正形態や代替形態とする余地があるが、具体的な実施形態を一例として図面に示すと共に本明細書で詳細に記載してきた。しかし、本発明を開示した特定の形態に限定しようとする意図ではないことを理解されたい。むしろ、本発明は、添付の特許請求の範囲で規定した本発明の精神及び趣旨に属するすべての修正形態、等価形態、代替形態に及ぶものである。

20

【図面の簡単な説明】

【図 1】本シールド技法のある種の態様を実現している、医用診断イメージングで使用するための M R I システムの図である。

【図 2】例示的な全身用 R F コイルを表した図である。

【図 3】図 1 のシステムで実施できるような M R I 検査の例示的なパルスシーケンス記述を表したグラフである。

30

【図 4】傾斜コイル及び傾斜コイル間の R F シールドのレイアウトを表した図である。

【図 5】全身用コイル構造で利用できる例示的な Z 軸傾斜コイルの図である。

【図 6】従来のシステムで周知であるような、R F コイルの周りに配置した Z 軸傾斜コイルの側面図である。

【図 7】本技法のある種の態様に従って R F コイルの周りに配置した Z 軸傾斜コイルの側面図である。

【符号の説明】

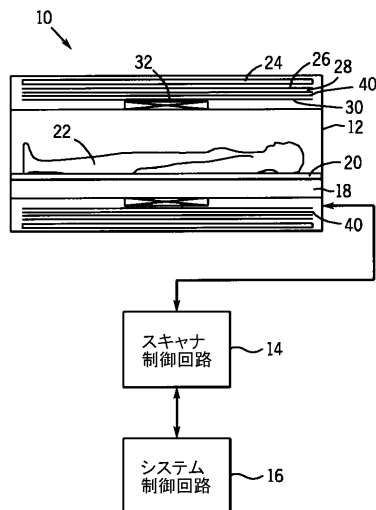
- 1 0 磁気共鳴イメージング (M R I) システム
- 1 2 スキャナ
- 1 4 スキャナ制御回路
- 1 6 システム制御回路
- 1 8 患者ボア
- 2 0 寝台
- 2 2 患者
- 2 4 主マグネット・コイル
- 2 6 傾斜コイル
- 2 8 傾斜コイル
- 3 0 傾斜コイル、Z 軸コイル
- 3 2 無線周波数 (R F) コイル
- 3 4 バードケージコイル構造

40

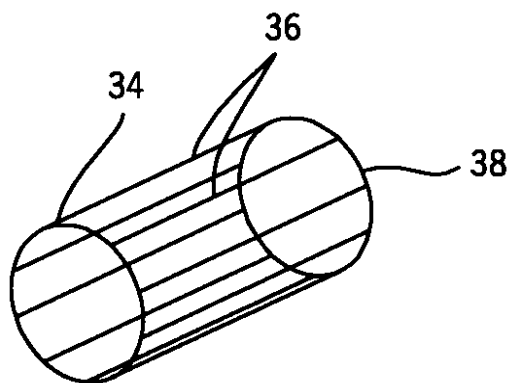
50

- 3 6 バードケージラング、長手方向導体
- 3 8 端部リング
- 4 0 無線周波数 (R F) シールド
- 6 6 パルスシーケンス
- 6 8 スライス選択軸
- 7 0 周波数エンコード軸
- 7 2 位相エンコード軸
- 7 4 R F 軸
- 7 6 データ収集軸
- 7 8 傾斜パルス
- 8 0 R F パルス
- 8 2 位相エンコード・パルス
- 8 4 周波数エンコード傾斜
- 8 6 データ収集ウィンドウ
- 8 8 コイル・アセンブリ
- 8 8 傾斜コイル・アセンブリ
- 9 2 外側傾斜コイル
- 9 4 外側傾斜コイル
- 9 6 外側傾斜コイル
- 1 0 8 巻き線導体、傾斜導体
- 1 1 0 円筒状支持構造体
- 1 1 2 接続体配線
- 1 1 4 端部リング・ギャップ
- 1 1 6 ギャップ配線
- 1 1 8 スパイラル巻き接続体

【図 1】



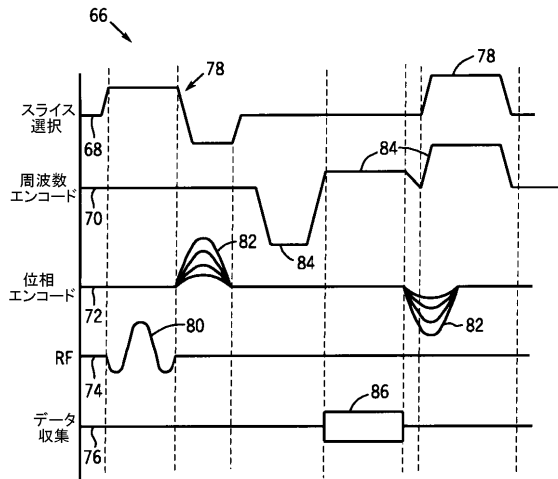
【図 2】



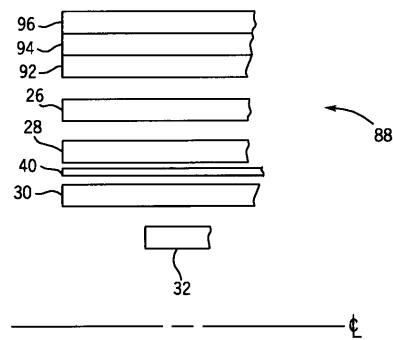
10

20

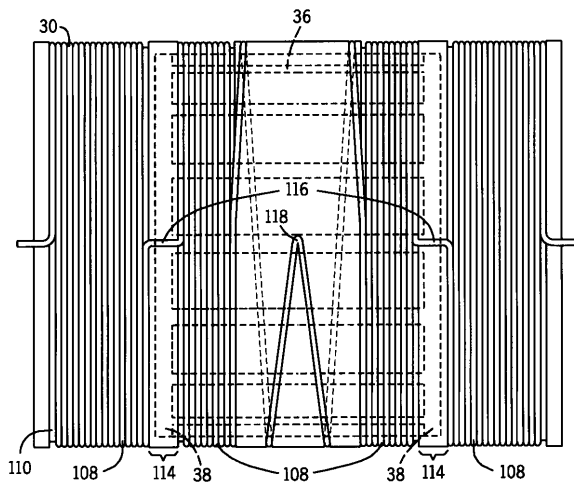
【図 3】



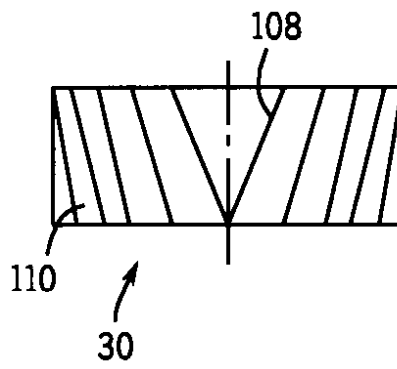
【図 4】



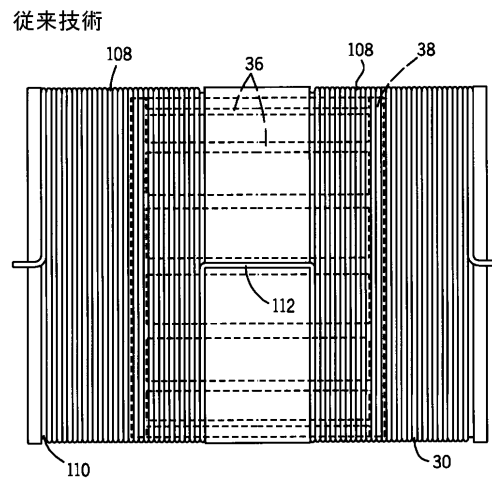
【図 7】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 エディー・ビー・ボスカンプ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、メノモニー・フォールズ、ストーンフィールド・ロード、ダ
ブリュー 1 6 8 ・エヌ 5 0 8 3 番

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平 1 0 - 1 7 2 8 2 1 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 8 4 7 1 1 (J P , A)
特開昭 6 0 - 0 9 4 7 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 2 6 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 7 7 1 9 3 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 8 2 2 3 9 (J P , A)
特開昭 5 8 - 1 2 4 9 3 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 5/055

G01R 33/385