

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5687419号
(P5687419)

(45) 発行日 平成27年3月18日(2015.3.18)

(24) 登録日 平成27年1月30日(2015.1.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 5 5

A 6 1 B 5/05 3 6 4

請求項の数 10 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2009-187064 (P2009-187064)
 (22) 出願日 平成21年8月12日(2009.8.12)
 (65) 公開番号 特開2011-36452 (P2011-36452A)
 (43) 公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)
 審査請求日 平成24年7月27日(2012.7.27)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 鎌田 康弘
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社 日立メディコ内
 (72) 発明者 瀧澤 将宏
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社 日立メディコ内

審査官 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数のコイルエレメントで構成される受信コイルで受信した核磁気共鳴信号を複数の受信チャンネルで処理し、画像化する磁気共鳴イメージング装置であって、

検査毎に、当該検査を構成する各撮像の撮像条件の入力を受け付ける受付手段と、

前記コイルエレメント数が前記受信チャンネル数より多い場合、当該コイルエレメントの中で、合成して1の前記受信チャンネルに出力するコイルエレメントの組合せを決定する組合せ決定手段と、

前記組合せ決定手段の決定に基づき、前記コイルエレメントで受信した核磁気共鳴信号を合成して前記受信チャンネルに出力するよう制御する出力制御手段と、

前記撮像条件に基づいて、前記撮像条件で定まる計測領域における信号ノイズ比を用いて各コイルエレメントの有効無効を決定する有効無効決定手段と、を備え、

前記組合せ決定手段は、前記有効無効決定手段において有効と決定された有効コイルエレメント数が前記受信チャンネル数より多い場合、当該有効コイルエレメントの中で、撮像パラメータと、画質を特定する指標と、に基づいて、前記コイルエレメントの組合せを決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

複数のコイルエレメントで構成される受信コイルで受信した核磁気共鳴信号を複数の受信チャンネルで処理し、画像化する磁気共鳴イメージング装置であって、

10

20

検査毎に、当該検査を構成する各撮像の撮像条件の入力を受け付ける受付手段と、
前記コイルエレメント数が前記受信チャンネル数より多い場合、当該コイルエレメントの中で、合成して1の前記受信チャンネルに出力するコイルエレメントの組合せを決定する組合せ決定手段と、

前記組合せ決定手段の決定に基づき、前記コイルエレメントで受信した核磁気共鳴信号を合成して前記受信チャンネルに出力するよう制御する出力制御手段と、を備え、

前記組合せ決定手段は、撮像パラメータと、前記撮像パラメータおよび前記コイルエレメントの出力信号を合成する組み合わせであるエレメント組み合わせに対応づけられた画質を特定する指標と、に基づいて、前記コイルエレメントの組み合わせを決定し、

前記撮像パラメータおよび前記コイルエレメントの出力信号を合成する組合せであるエレメント組合せと、前記画質を特定する指標とは、対応づけられて、画質データベースとして格納されること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記有効無効決定手段は、各コイルエレメントについて、入力された撮像条件毎に特定される撮像領域全てを包含する領域において、ノイズレベル信号とエコー信号とを比較し、両者の値の差が予め定められた値以上の場合、有効と決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】

請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記撮像条件に基づいて、前記撮像条件で定まる計測領域における信号ノイズ比を用いて各コイルエレメントの有効無効を決定する有効無効決定手段をさらに備え、

前記組合せ決定手段は、前記有効無効決定手段において有効と決定された有効コイルエレメント数が前記受信チャンネル数より多い場合、当該有効コイルエレメントの中で、前記コイルエレメントの組合せを決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】

請求項4記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記有効無効決定手段は、各コイルエレメントについて、入力された撮像条件毎に特定される撮像領域全てを包含する領域において、ノイズレベル信号とエコー信号とを比較し、両者の値の差が予め定められた値以上の場合、有効と決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項6】

請求項2、4、および5のいずれか1項記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記画質データベースには、種類および取り得る値が予め定められた前記撮像パラメータの当該取り得る値毎に、取り得る全ての前記エレメント組合せ毎の、前記指標が格納され、

前記組合せ決定手段は、前記画質データベースを用いて、前記コイルエレメントの組合せを決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】

請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記組合せ決定手段は、入力された撮像条件毎に、前記画質データベースにおいて、当該撮像条件に含まれる撮像パラメータの値に最も近い値に対応づけて格納される前記エレメント組合せおよび前記指標を抽出し、抽出したエレメント組合せ毎に、全撮像条件における前記指標の評価値を算出し、当該評価値の最も高い組合せを、前記コイルエレメントの組合せと決定すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項8】

請求項 7 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記評価値は、抽出した組合せ毎に、前記全撮像条件における前記指標の平均値を用いて算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

請求項 7 または 8 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記評価値は、抽出した組合せ毎に、前記全撮像条件における前記指標の標準偏差を用いて算出すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

請求項 6 から 9 いずれか 1 項記載の磁気共鳴イメージング装置であって、
前記画質データベースに格納される撮像パラメータの種類は、撮像条件として設定される撮像パラメータの中で、画質に影響を与えるものであること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージング装置において、計測時間を短縮する技術に関する。特に、パラレルイメージングにおいて、計測時間を短縮する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング (MRI) 装置は、被検体、特に人体の組織を構成する原子核スピンの発生する核磁気共鳴 (NMR) 信号を計測し、その頭部、腹部、四肢等の形態や機能を 2 次的に或いは 3 次的に画像化する装置である。NMR 信号は、印加される傾斜磁場により位相エンコードおよび周波数エンコードされ、時系列データとして取得される。取得された NMR 信号は、2 次元又は 3 次元フーリエ変換され、画像に再構成される。

【0003】

MRI 装置において、計測時間を短縮する技術の一つとして、パラレルイメージング法と呼ばれる手法がある。パラレルイメージング法では、複数の高周波受信コイル (以下、「コイルエレメント」と略記する。) で構成される受信コイル (以下、「マルチプルコイル」と略記する。) を用いて計測空間 (以下、「k 空間」と略記する) の位相エンコードステップを間引きながらエコーデータの計測を行い、計測時間を短縮する。位相エンコードステップを間引くことによって再構成画像上に発生する折り返しアーチファクト (以下、「折り返し」と略記する。) は、各コイルエレメントの受信感度分布 (以下、「感度分布」と略記する。) を用いた行列演算により除去する (例えば、非特許文献 1、非特許文献 2 参照。)。

【0004】

例えば、 N 個 ($N \geq 2$) の RF 受信コイルを用い、位相エンコードを R 倍 ($R \leq N$) に間引いて計測することで、撮像時間は $1/R$ 倍に短縮する。このような位相エンコードの間引き率 R を倍速数と呼ぶ。パラレルイメージング法では、コイルエレメント数 N を増やすことにより、倍速数 R を大きくでき、より高速な計測が可能になる。また、パラレルイメージング法で得られる画像の画質は、マルチプルコイルの構成に強く依存する。例えば、小径のコイルエレメントを用いることで各コイルエレメントの感度分布の独立性が高まり、画質が向上する。従って、高速性と画質との両立を図るため、一般には、32 個以上の小径コイルエレメントを有するマルチプルコイルが使用される。

【0005】

ところで、計測時に受信する NMR 信号はアナログ信号であるため、受信後、AD 変換する必要があり、マルチプルコイルを構成するコイルエレメント数と同数の AD 変換器 (チャンネル) を設けることにより、効率よく処理ができる。しかし、MRI 装置が備えるチャンネル数をマルチプルコイルの数に合わせて増加させると、装置の製造コストの増大を招

10

20

30

40

50

く。従って、通常、マルチプルコイルを構成するコイルエレメント数より少ないチャンネルで処理を行う。このとき、いくつかのコイルエレメントで受信したNMR信号をAD変換器に送信する前に合成する必要がある。撮像条件により、コイルエレメントの最適な配置が異なるため、合成すべきコイルエレメントの組合せも、撮像条件に応じて変更する必要がある（例えば、非特許文献3参照）。

【0006】

これを実現するため、撮像毎にマルチプルコイルを構成する全コイルエレメントについて、感度計測を行い最適な組み合わせを決定する手法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。また、撮像毎に全コイルエレメントについて低空間分解能画像を取得し、UI（User Interface）に表示されたこれらの画像上で操作者が撮像位置や撮像条件を考慮して、使用するコイルエレメントを選択する手法がある（例えば、特許文献2参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2003-334177号公報

【特許文献2】特開2006-175058号公報

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】“SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI”、MRM 42: 952-962 (1999)

20

【非特許文献2】“2D SENSE for faster 3D MRI”、MAGMA 14: 10-19 (2002)

【非特許文献3】“A Comparison of Methods for Reducing the Number of Channels for SENSE”、Proc. of ISMRM、2577 (2006)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1の手法によれば、撮像毎に、本撮像に先立ち、全コイルエレメントの感度分布を計測する必要がある。このとき、上述のように、コイルエレメント数よりADコンバータ数の方が少ないため、全コイルエレメントの感度分布を得るためには、この感度分布計測を複数回実行する必要がある。従って、全体の計測時間が長くなる。また、特許文献2の手法によれば、最適な組み合わせは、操作者が経験で判断するため、経験によって結果にばらつきが出る。

30

【0010】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、MRI装置が備えるADコンバータ数が受信コイル（マルチプルコイル）を構成するコイルエレメント数より少ない場合であっても、計測時間を長引かせることなく、安定的に高い品質の画像を得る技術を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、取り得る全ての撮像条件毎の、取り得る全てのコイルエレメント組み合わせに応じた画質スコアを保持するデータベースを、出荷時等に1回作成し、保持する。各検査時は、データベースの中から選択することにより、出力信号を合成する最適なコイルエレメント組合せを自動的に決定する。

【0012】

具体的には、複数のコイルエレメントで構成される受信コイルで受信した核磁気共鳴信号を複数の受信チャンネルで処理し、画像化する磁気共鳴イメージング装置であって、検査毎に、当該検査を構成する各撮像の撮像条件の入力を受け付ける受付手段と、前記コイル

50

エレメント数が前記受信チャネル数より多い場合、当該コイルエレメントの中で、合成して1の前記受信チャネルに出力するコイルエレメントの組合せを決定する組合せ決定手段と、前記組合せ決定手段の決定に基づき、前記コイルエレメントで受信した核磁気共鳴信号を合成して前記受信チャネルに出力するよう制御する出力制御手段と、を備え、前記組合せ決定手段は、撮像パラメータと、画質を特定する指標と、に基づいて、前記コイルエレメントの組合せを決定することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、MRI装置が備えるADコンバータ数がマルチプルコイルを構成するコイルエレメント数より少ない場合であっても、計測時間を長引かせることなく、得られる画像の画質を維持できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態に係るMRI装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施形態の受信系の詳細構成を説明するための説明図である。

【図3】本発明の実施形態の情報処理系の最適化処理の実施に関連する箇所の機能ブロック図である。

【図4】本発明の実施形態のエレメント組合せ最適化処理のフローチャートである。

【図5】本発明の実施形態のエレメント有効無効テーブルを説明するための説明図である。

。 20

【図6】本発明の実施形態のエレメント有効無効決定処理のフローチャートである。

【図7】(a)および(b)は、本発明の実施形態のエレメント有効無効決定処理の具体例を説明するための説明図である。

【図8】本発明の実施形態の画質データベースを説明するための説明図である。

【図9】本発明の実施形態のエレメント組合せデータベースを説明するための説明図である。

【図10】本発明の実施形態の画質データベースの作成手順のフローチャートである。

【図11】本発明の実施形態のエレメント組合せ決定処理のフローチャートである。

【図12】本発明の実施形態の、(a)は最適エレメント組合せを、(b)はスイッチングパターンをそれぞれ説明するための説明図である。 30

【図13】本発明の実施形態の最適組合せ決定処理のフローチャートである。

【図14】本発明の実施形態の制約条件付きエレメント組合せデータベースの作成手順のフローチャートである。

【図15】(a)～(e)は、本発明の実施形態を肝臓検査に適用するケースを説明するための説明図である。

【図16】(a)～(c)は、本発明の実施形態をハイブリッドラディアル計測に適用するケースを説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明を適用する実施形態について説明する。以下、本発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。 40

【0016】

まず、本実施形態のMRI装置について説明する。本実施形態のMRI装置は、撮像対象スピン種の密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次的に撮像する。なお、現在臨床で普及している撮像対象スピン種は、被検体の主たる構成物質であるプロトンである。

【0017】

図1は、本実施形態のMRI装置100の一例の全体構成を示すブロック図である。本 50

図に示すように、本実施形態のMRI装置100は、NMR現象を利用して被検体1の断層画像を得るもので、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、シーケンサ4と、送信系5と、受信系6と、情報処理系7と、を備える。

【0018】

静磁場発生系2は、被検体1の周りの空間にその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに配置される永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段により構成される。

【0019】

傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル31と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源32とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源32を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向の成分を有する傾斜磁場パルス G_x 、 G_y 、 G_z を被検体1に印加する。例えば、X、Y、Zのいずれかの1方向にスライス方向傾斜磁場パルス(G_s)を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、残り2つの方向に位相エンコード方向傾斜磁場パルス(G_p)と周波数エンコード方向傾斜磁場パルス(G_f)を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

【0020】

シーケンサ4は、RFパルスと傾斜磁場パルスとを所定の撮像シーケンスに従って繰り返し印加する制御手段で、情報処理系7の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。撮像シーケンスは、RFパルスと傾斜磁場の印加およびエコー信号検出の手順を定めたパルスシーケンスと、これらのタイミング、強度、繰返し時間等を決定する撮像パラメータとにより定まる。なお、パルスシーケンスは、撮像の目的に従って予め作成され、プログラムおよびデータとして情報処理系7内の後述する記憶装置72等に格納される。

【0021】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるために高周波磁場(RF)パルスを印加するもので、高周波発振器52と変調器53と高周波増幅器54と送信側の高周波コイル(送信コイル)51とを備える。高周波発振器52から出力された高周波パルスは、シーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器53により振幅変調され、高周波増幅器54で増幅された後、被検体1に近接して配置された送信コイル51に供給され、被検体1にRFパルスとして印加される。

【0022】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるNMR信号(エコー信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル(受信コイル)61と増幅器62と直交位相検波器63とA/D変換器64とを備える。送信コイル51から印加されたRFパルスによって誘起される被検体1の応答のエコー信号は、被検体1に近接して配置された受信コイル61で検出され、増幅器62で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器63により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器64でデジタル量に変換されて、受信信号として情報処理系7に送られる。

【0023】

本実施形態では、受信コイル61は、複数のコイルエレメントからなるマルチプルコイルで構成される。本実施形態の受信系6の詳細な構成を図2に示す。ここでは、直交位相検波器63は省略する。本実施形態の受信コイル61は、N(Nは正の整数)個のコイルエレメント161を備える。増幅器62は、コイルエレメント161と同数の信号増幅器162を備え、A/D変換器64は、M(MはNより小さい正の整数)個のチャンネル164を備える。そして、増幅器62とA/D変換器64との間に、エレメント信号合成器163を備える。各コイルエレメントおよび各チャンネルには、それぞれを一意に特定するため、エレメント番号n(nは1 ~ Nを満たす整数)およびチャンネル番号m(mは1 ~ Mを満たす整数)がそれぞれ付与される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

エレメント信号合成器 1 6 3 は、N 個（コイルエレメント 1 6 1 の数）の入力信号を合成し、M 個（チャンネル 1 6 4 の数）の出力信号を出力するデバイスである。後述するスイッチングパターンに従って、入力信号を、破棄または合成し、出力する。なお、信号合成時には、合成前の信号に、位相変調を加えるよう構成してもよい。

【 0 0 2 5 】

情報処理系 7 は、操作者から指示に従って、MRI 装置 1 0 0 全体の動作の制御、信号処理、画像再構成処理等を行う。本図に示すように、情報処理系 7 は、CPU 7 1、ROM、RAM などの記憶装置 7 2、光ディスク、磁気ディスク等の外部記憶装置 7 3 と、ディスプレイ等の表示装置 7 4 と、マウス、トラックボール、キーボード等の入力装置 7 5 とを備える。受信系 6 から受信信号が入力されると、CPU 7 1 が信号処理、画像再構成処理を実行し、その結果として得られる被検体 1 の断層画像を表示装置 7 4 に表示すると共に、記憶装置 7 2 または外部記憶装置 7 3 に記録する。また、情報処理系 7 は、予め記憶装置 7 2 等に格納されている撮像シーケンスに従って、シーケンサ 4 に指令を与える。

【 0 0 2 6 】

本実施形態の情報処理系 7 は、さらに、被検体 1 が配置され、撮像条件が入力される毎に、入力された撮像条件に基づき、コイルエレメント 1 6 1 の有効無効を判別し、有効と判別されたコイルエレメント 1 6 1 の中で、その出力信号をエレメント信号合成器 1 6 3 で合成する組合せを決定し、決定に応じて出力信号を合成し各チャンネル 1 6 4 に振り分けるスイッチングパターンを決定する。以下、本処理を、各コイルエレメント 1 6 1 の中で、その出力信号を合成する最適な組合せを決定するものであるため、エレメント組合せ最適化処理と呼ぶ。

【 0 0 2 7 】

上記エレメント組合せ最適化処理を実現する本実施形態の情報処理系 7 の機能構成について説明する。図 3 は、本実施形態の情報処理系 7 の、エレメント組合せ最適化処理を実現する機能を抽出した機能ブロック図である。本図に示すように、本実施形態の情報処理系 7 の最適化処理部 7 0 0 は、制御部 7 1 0 と記憶部 7 2 0 とを備える。

【 0 0 2 8 】

制御部 7 1 0 は、受信コイル 6 1 を構成する各コイルエレメント 1 6 1 について、検査で実行する全撮像の撮像領域内で所定以上の感度を有する有効コイルエレメントであるか、それ以外の無効コイルエレメントであるかを決定するエレメント有効無効決定部 7 1 1 と、有効コイルエレメントと決定されたコイルエレメント 1 6 1 の数が、チャンネル 1 6 4 数以上の場合、その出力信号を、同じチャンネル 1 6 4 で処理するコイルエレメント 1 6 1 の組み合わせを決定するエレメント組合せ決定部 7 1 2 と、決定した組合せに従って、各コイルエレメント 1 6 1 からの信号を合成し、各チャンネル 1 6 4 に出力するようエレメント信号合成器 1 6 3 を制御するスイッチングパターンを設定するスイッチングパターン設定部 7 1 3 と、を備える。

【 0 0 2 9 】

記憶部 7 2 0 は、エレメント組合せ最適化処理を行うために必要な各種の情報を記憶する。本実施形態では、出力を合成するコイルエレメント 1 6 1 の、取り得る全ての組合せ（エレメント組合せ）を保持するエレメント組合せデータベース（エレメント組合せ DB）7 2 1 と、撮像条件およびエレメント組合せ毎の画像の質を示す指標（画質スコアと呼ぶ。）を保持する画質データベース（画質 DB）7 2 2 と、エレメント組合せ最適化処理中に生成される情報を記憶する一時記憶部 7 2 3 と、を備える。一時記憶部 7 2 3 には、例えば、後述する、エレメント有効無効テーブル 7 2 4、最適エレメント組合せ 7 2 5、スイッチングパターン 7 2 6 等が保持される。

【 0 0 3 0 】

なお、撮像毎の撮像条件は、入力装置 7 5 を介して操作者から入力される。入力された撮像条件は、一時記憶部 7 2 3 に格納される。

【 0 0 3 1 】

情報処理系 7 の制御部 7 1 0 が実現する各機能は、記憶装置 7 2 または外部記憶装置 7 3 に格納されたプログラムを、CPU 7 1 がメモリ（不図示）にロードすることにより実現される。また、記憶部 7 2 0 は、記憶装置 7 2 または外部記憶装置 7 3 により実現される。

【0032】

次に、上記各機能を用いた本実施形態の最適化処理部 7 0 0 によるエレメント組合せ最適化処理の手順について説明する。図 4 は、本実施形態のエレメント組合せ最適化処理の処理フローである。ここでは、検査は、1 以上の撮像からなるものとする。

【0033】

このエレメント組合せ最適化処理は、被検体 1 および受信コイル 6 1 がセッティングされ、検査を構成する各撮像について、それぞれ撮像条件が入力され、検査開始の指示を受け付けると、検査を構成する全撮像に先立ち、実行される。ここでは、コイルエレメント 1 6 1 の数を N 、チャンネル 1 6 4 の数を M （ M 、 N は、 $N > M$ 2 を満たす正の整数）とする。

【0034】

被検体 1 および受信コイル 6 1 がセッティングされ、検査開始の指示を受け付けると、エレメント有効無効決定部 7 1 1 は、エレメント有効無効決定処理を実行し、各コイルエレメントの有効無効を決定する（ステップ S 2 0 1）。エレメント有効無効決定処理の詳細は後述する。

【0035】

次に、エレメント組合せ決定部 7 1 2 は、ステップ S 2 0 1 で有効とされたコイルエレメント 1 6 1 の数 N_e （ N_e は自然数）をカウントし（ステップ S 2 0 2）、チャンネル 1 6 4 の数 M との大小を判別する（ステップ S 2 0 3）。有効なコイルエレメント 1 6 1 の数 N_e がチャンネル 1 6 4 の数 M 以下である場合、エレメント組合せ決定部 7 1 2 は、有効とされたコイルエレメント 1 6 1 からの出力を、そのまま各チャンネル 1 6 4 に割り当て（ステップ S 2 1 1）、エレメント組合せ最適化処理を終了する。

【0036】

一方、有効なコイルエレメント 1 6 1 の数 N_e がチャンネル 1 6 4 の数 M より大きい場合、エレメント組合せ決定部 7 1 2 は、エレメント信号合成器 1 6 3 で合成する最適なコイルエレメント 1 6 1 の組み合わせを最適エレメント組合せとして決定するエレメント組合せ決定処理を実行する（ステップ S 2 0 4）。エレメント組合せ決定処理の詳細は後述する。

【0037】

エレメント信号合成器 1 6 3 で出力信号を合成するエレメントの組み合わせが決定したら、スイッチングパターン設定部 7 1 3 は、決定に従って、信号受信時に、当該コイルエレメント 1 6 1 からの出力信号を合成する指示であるスイッチングパターンを生成するスイッチングパターン生成処理を行い、スイッチングパターンとして一時記憶部 7 2 3 に保持する（ステップ S 2 0 5）。そして、エレメント組合せ最適化処理を終了する。

【0038】

以下、各処理の詳細を説明する。まず、ステップ S 2 0 1 のエレメント有効無効決定部 7 1 1 によるエレメント有効無効決定処理について説明する。本実施形態のエレメント抽出処理では、検査で実行される各撮像の撮像領域全てを包含する領域の中で、所定以上の感度を有するコイルエレメント 1 6 1 を、有効なコイルエレメントと判別する。そして、一時記憶部 7 2 3 に、図 5 に示すエレメント有効無効テーブル 7 2 4 を完成させる。エレメント有効無効テーブル 7 2 4 には、エレメント有効無効決定部 7 1 1 により決定された各コイルエレメントの有効無効を示す有効無効フラグが格納される。

【0039】

図 6 は、本実施形態のエレメント有効無効決定処理の処理フローである。また、図 7 は、エレメント有効無効決定処理の具体例を説明するための図である。図 7（a）は、マルチスライス撮像を 1 回行う計測の場合であって、図 7（b）は、マルチスライス撮像を、

10

20

30

40

50

異なる撮像領域について１回ずつ計２回行う計測の場合を示す。

【００４０】

エレメント有効無効決定部７１１は、エレメント有効無効決定処理開始の指示を受け付けると、設置された受信コイル６１のコイルエレメント数 N を抽出する（ステップＳ３０１）。なお、このエレメント数 N は、コイル認識番号、撮像条件として入力されるコイル情報等から抽出する。

【００４１】

次に、エレメント有効無効決定部７１１は、検査を構成する各撮像の撮像条件に基づき、各コイルエレメント１６１の有効無効を判別する判別領域を設定する（ステップＳ３０２）。上述のように、本実施形態の検査では、１以上の撮像が実行され、撮像毎に異なる断面および視野（ FOV ； $Field\ of\ View$ ）が撮像条件として設定される。ここでは、これらの入力された撮像条件から、各撮像の撮像領域を決定し、決定した全撮像領域を含む領域を判別領域として設定する。例えば、図７（ａ）の例では、マルチスライス撮像（スライス数６枚）の撮像領域９０１を含む領域９０２を判別領域と設定する。また、図７（ｂ）の例では、２回のマルチスライス撮像（共にスライス数６枚）の、それぞれの撮像領域９０３および９０４の両方を含む領域９０５を、判別領域と設定する。

【００４２】

次に、エレメント有効無効決定部７１１は、カウンタ n に１を設定する（ステップＳ３０３）。そして、エレメント番号が n であるコイルエレメント１６１（以下、コイルエレメント n と呼ぶ。）のみを信号受信可能な状態（アクティブ化）とする（ステップＳ３０４）。このとき、コイルエレメント n 以外のコイルエレメントは、信号受信不可能な状態とする。

【００４３】

そして、エレメント有効無効決定部７１１は、励起 RF パルスを照射しない状態で、コイルエレメント n で信号を受信し、コイルエレメント n のノイズレベルを示すノイズレベル信号を計測する（ステップＳ３０５）。続いて、上記ステップＳ３０２で設定した判別領域を空間選択する励起 RF パルスを照射し（ステップＳ３０６）、エコー信号を計測する（ステップＳ３０７）。

【００４４】

そして、エレメント有効無効決定部７１１は、ステップＳ３０５で計測したノイズレベル信号とステップＳ３０７で計測したエコー信号とを比較する（ステップＳ３０８）。ここで、両信号は、複素数で表される複素信号であるため、それぞれ絶対値化し、各信号の最大値または平均値を比較する。比較は、両者の値の差分を取ることによって行う。比較した結果、両者の値の差が予め定められた値以上の場合には、有効とし、そうでない場合には無効と判別する（ステップＳ３０９）。これは、ノイズレベルとエコー信号強度との差が所定以上ある場合は、当該コイルエレメントは本計測の計測領域に対して、受信感度を有すると判断できるためである。そして、エレメント有効無効テーブル７２４に、判別を行ったコイルエレメント n の判別結果として有効無効フラグを追記する（ステップＳ３１０）。ここでは、例えば、有効無効フラグとして、有効と判別されたコイルエレメントには１を、無効と判別されたコイルエレメントには０を記録する。

【００４５】

その後、エレメント有効無効決定部７１１は、全てのコイルエレメントについて、有効、無効の判別を終えたか判断する（ステップＳ３１１）。ここでは、カウンタ n が N と等しくなったか否かで判別する。全てのコイルエレメントについて判別を終えている場合は、処理を終了する。一方、未処理のコイルエレメントがある場合は、カウンタ n を１インクリメントし（ステップＳ３１２）、ステップＳ３０４に移行し、処理を継続する。

【００４６】

なお、上記ステップＳ３０７で計測するエコー信号は、 FID （ $Free\ Induction\ Decay$ ：自由誘導減衰）信号、照射する励起 RF パルスについて再収束 RF パルスを印加することにより発生させるスピンエコー型信号、および、照射する励起 RF

10

20

30

40

50

Fパルスについて再収束傾斜磁場を印加することにより発生させるグラディエントエコー信号のいずれであってもよい。

【0047】

以上の処理により、本実施形態のエLEMENT有効無効決定部711は、ELEMENT有効無効テーブル724を完成させる。

【0048】

次に、ステップS204の、ELEMENT組合せ決定部712によるELEMENT組合せ決定処理について説明する。本実施形態のエLEMENT組合せ決定部712は、有効なコイルELEMENT161の数が、チャンネル数164以上である場合、その出力信号を合成し、一のチャンネル164で処理するコイルELEMENT161の組み合わせを決定する。決定には、撮像条件毎にコイルELEMENT161の組み合わせ毎の画質スコアを保持する、画質DB722を用いる。

10

【0049】

ELEMENT組合せ決定処理の説明に先立ち、画質DB722について説明する。画質DB722は、所定の撮像パラメータ値で所定のコイルELEMENT組合せで撮像した場合の画質スコアを保持する。画質DB722は、予め作成され、記憶部720に保持される。図8は、本実施形態の画質DB722の一例を説明するための図である。

【0050】

本図に示すように、本実施形態の画質DB722には、撮像パラメータ722aおよびコイルELEMENTの組み合わせを特定する情報である組合せID722bと、これらにより決定する画質スコア722cとが対応づけられ、1レコードとして保持される。

20

【0051】

ここで、撮像パラメータ722aとして保持される撮像パラメータの種は、撮像結果、すなわち、画質スコア722cに影響を与えるものが選択される。選択される撮像パラメータ種は、例えば、撮像断面を特定する断面情報、位相エンコード方向を特定する位相方向、FOV、パラレルイメージング倍速数、マルチスライス撮像の場合、スライス方向、などである。各撮像パラメータの値を、所定の範囲で、所定の増分で変化させ、登録する。撮像パラメータの値を変化させる範囲(定義域)および増分は、MRI装置100のスペック、臨床使用範囲、画質DB722のレコード数と記憶領域との関係などにより定められる。

30

【0052】

本図においては、断面情報と位相方向とFOVと例示する。断面情報は、断面中心の3次元位置および3つのオブリーク角の計6つのパラメータからなる。また、位相方向としては、断面情報で決定した面内の横方向(Horizontal)および縦方向(vertical)の2種の値が格納される。

【0053】

組合せID722bは、コイルELEMENT161を合成する必要がある場合の、合成対象のコイルELEMENT161の組合せを特定する情報である。組合せID722bとして、予め作成された発生する可能性のある全組み合わせを保持するELEMENT組合せDB721の組合せIDが格納される。

40

【0054】

ここで、ELEMENT組合せDB721について説明する。本実施形態では、ELEMENT組合せDB721には、無効なコイルELEMENT161の組み合わせ毎の、残りの有効なコイルELEMENT161に関する、その出力を合成するコイルELEMENT161の組合せ(ELEMENT組合せ)が格納される。無効なコイルELEMENT161数は、有効なコイルELEMENT161の数がチャンネル164の数より多くなる範囲の値である。

【0055】

図9はELEMENT組合せDB721を説明するための図である。本図に示すように、ELEMENT組合せDB721には、各コイルELEMENT161の無効または組合せを特定する無効組合せ情報721bが、各無効組合せ情報721bを一意に特定する組合せID7

50

2 1 a に対応づけて保持される。無効組合せ情報 7 2 1 b として、コイルエレメント 1 6 1 が無効の場合は、無効を示す情報（図では、D i s a b l e と示す。）、有効の場合は、組み合わせるコイルエレメント 1 6 1 毎を 1 のグループとし、各グループを特定する情報（図では G r m ; m は 1 m M を満たす自然数と示す。）が保持される。

【 0 0 5 6 】

組合せのグループ数は、チャンネル数 M 以下 1 以上の任意の数である。また、無効なコイルエレメントの数は、N - M - 1 個以下の任意の数である。保持される最大レコード数 R は、以下の式（ 1 ）で表される。

【数 1】

$$R = \sum_{Nn=1}^{N-M-1} \left[{}_N C_{Nn} \times \left(1 + \frac{M^{M-Nn} - M}{M!} \right) \right] \quad (1)$$

10

【 0 0 5 7 】

例えば、コイルエレメント数 N が 6 で、チャンネル数 M が 3 の場合、無効コイルエレメント数 N n として取り得る値は、1 または 2 である。また、組合せのグループ数は、3、2、1 のいずれかである。具体的には、N n が 1 の場合、無効なコイルエレメントの選択は 6 通りである。残りの 5 つのコイルエレメント 1 6 1 を、3 以下のグループに分類する際の場合の数は、 $1 + (3^5 - 3) / 3! = 41$ 通りである。従って、N n が 1 の場合、組合せは、 $41 \times 6 = 246$ 通りとなる。N n が 2 の場合、無効なコイルエレメントの選択は、 $6 \times 5 / 2! = 15$ 通りである。残りの 4 つのコイルエレメントを 3 以下のグループに分類する。この場合の数は、 $1 + (3^4 - 3) / 3! = 14$ 通りである。従って、N n が 2 の場合、組合せは、 $15 \times 14 = 210$ 通りとなる。従って、コイルエレメント数 N が 6 で、チャンネル数 M が 3 の場合、 $246 + 210 = 456$ 通りの組合せを取り得、同数のレコードが保持される。

20

【 0 0 5 8 】

例えば、各コイルエレメント 1 6 1 について、(N - M - 1) 個から 0 個までの無効なコイルエレメント 1 6 1 の全組み合わせについて、それぞれ、残りの有効なコイルエレメント 1 6 1 の、可能な全組み合わせ（グループ化）を抽出し、格納する。なお、エレメント組合せ D B 7 2 1 は、M R I 装置 1 0 0 の出荷時、据付時等に、受信コイル 6 1 毎に作成する。

30

【 0 0 5 9 】

また、画質スコア 7 2 2 c として保持される値は、以下の式（ 2 ）に従って算出されるスコア（ S c o r e ）の値である。

$$S c o r e = 10 - a (g - 1) \quad (2)$$

ここで、g はジオメトリックファクタであり、パラレルイメージング撮像条件下における各コイルエレメント 1 6 1 の受信感度の適合度を示す値である。a は 0 より大きい実数であって、予め定められた定数とする。一般に、5 ~ 10 程度が用いられる。なお、ジオメトリックファクタ g は、以下の式（ 3 ）により計算される。

【数 2】

$$g = \sqrt{\left[(S^H \Psi^{-1} S)^{-1} (S^H \Psi^{-1} S) \right]_{\rho, \rho}} \quad (3)$$

40

ここで、S はチャンネル感度行列、 Ψ はレシーバノイズ相関行列、 ρ は各行列の要素番号をそれぞれ表す。また、添え字の H は複素共役転置行列を表す。なお、レシーバノイズ相関行列 Ψ は、各チャンネルが完全にデカップルされている場合は、単位行列 I となる。

【 0 0 6 0 】

また、着目位置（ x_0 、 y_0 、 z_0 ）におけるチャンネル感度行列 S（ x_0 、 y_0 、 z_0 ）は、以下の式（ 4 ）で表される。

【数 3】

$$S(x_0, y_0, z_0) = \begin{bmatrix} s_1(x_0, y_0, z_0) & s_1(x_0, y_0 + \Delta y, z_0) & s_1(x_0, y_0, z_0 + \Delta z) & \cdots \\ \vdots & \ddots & & \\ s_n(x_0, y_0, z_0) & \cdots & s_n(x_0, y_0, z_0 + \Delta z) & \cdots \end{bmatrix} \quad (4)$$

ここで、各要素 s_n は、着目位置 (x_0, y_0, z_0) と折返し位置 $(x_0, y_0 + c \times y, z_0 + d \times z)$ とにおける受信コイル感度を表す (c, d は $0 \leq c \leq \text{ceil}(Ry)$ 、 $0 \leq d \leq \text{ceil}(Rz)$ を満たす整数。 ceil は、小数点以下切り上げを示し、 Ry, Rz は、位相エンコード方向およびスライスエンコード方向の平行イメージング倍速数を表す。)。 x, y, z は、それぞれ周波数エンコード方向、位相エンコード方向、スライスエンコード方向を表す。さらに、 y および z は、それぞれ $y = \text{FOV}_y / Ry$ および $z = \text{FOV}_z / Rz$ から求める。このように、チャンネル感度行列 S は、撮影断面、位相方向、 FOV 等の撮影パラメータおよびコイルエレメント 161 の組合せの少なくとも一方に依存して変化する。

【0061】

式 (3) に示すように、使用するコイルエレメント 161 の組合せおよび γ およびまたは上記撮影パラメータが変化すると、チャンネル感度行列 S が変化し、ジオメトリックファクタ g の値が変化する。従って、式 (2) で計算されるスコアも変化する。

【0062】

以上説明した画質 DB722 の作成手順を説明する。図 10 は、画質 DB722 の作成手順を説明するための図である。ここでは、説明を簡単にするため、選択される撮像パラメータが 3 種 (それぞれ p_1, p_2, p_3 と呼び、その値を p_1v, p_2v, p_3v とする) の場合を例にあげて説明する。各撮像パラメータの定義域を $p_1 \text{ start } p_1v, p_1 \text{ end } p_2 \text{ start } p_2v, p_2 \text{ end } p_3 \text{ start } p_3v, p_3 \text{ end}$ 、増分を p_1, p_2, p_3 とする。なお、上記位相方向のように、取り得る値が離散的で、予め特定される場合は、その値のみを採用する。

【0063】

受信コイル 61 が MRI 装置 100 にセットされた後、操作者の作成開始の指示をトリガとして作成処理は開始される。まず、エレメント組合せデータベース 721 を参照し、エレメント組合せの総数 Q (Q は自然数) を抽出する (ステップ S401)。そして、画質 DB722 の撮像パラメータ 722a として保持する撮像パラメータ、および各々の撮像パラメータの定義域と増分との入力を受け付け、保持する (ステップ S402)。

【0064】

次に、従来の手法で、全コイルエレメント 161 の感度分布を計測する (ステップ S403)。コイルエレメント 161 の数 N が、チャンネル 164 数 M より大きい場合、全てのコイルエレメント 161 のデータを処理できるまで、複数回感度計測を行う。計測対象として水や脂肪を含むファントムを用いて行う。なお、ボランティアの被検体を用いて計測してもよい。なお、以上のステップ S401 から S403 の順序は問わない。これらの処理がこの時点までに行われればよい。

【0065】

パラメータ p_1 の値 p_1v として、初期値 $p_1 \text{ start}$ を設定する (ステップ S404)。次に、パラメータ p_2 の値 p_2v として、初期値 $p_2 \text{ start}$ を設定する (ステップ S405)。次に、パラメータ p_3 の値 p_3v として、初期値 $p_3 \text{ start}$ を設定する (ステップ S406)。次に、組合せ ID をカウントするカウンタ q に 1 を設定する (ステップ S407)。

【0066】

組合せ ID 721a が q であるレコードをエレメント組合せデータベース 721 から抽出し (ステップ S408)、現時点での各撮像パラメータの値 p_1v, p_2v, p_3v および抽出した組合せ ID で特定される組み合わせの場合の画質スコア 722c を上記式 (

10

20

30

40

50

2)に従って、算出する(ステップS409)。

【0067】

算出結果を、現時点での各撮像パラメータの値 $p1v$ 、 $p2v$ 、 $p3v$ および組合せID q に対応付けて、組合せ画質データベース722の画質スコア722cとして保持する(ステップS410)。そして、全組合せID721aに対して処理を行ったか否かを判別する(ステップS411)。未処理のレコードがある場合は、カウンタ q を1インクリメントし(ステップS412)、ステップS408に戻る。

【0068】

一方、全てのレコードについて処理を終えたと判別された場合は、撮像パラメータ $p3$ の値 $p3v$ を $p3$ だけ増加させ(ステップS413)、増加後の撮像パラメータ $p3v$ の値が定義域の最大値 $p3_{end}$ を超えたか否かを判別する(ステップS414)。超えていないと判別された場合は、ステップS407に戻る。

10

【0069】

一方、ステップS414において、超えていると判別された場合は、撮像パラメータ $p2$ の値 $p2v$ を $p2$ だけ増加させ(ステップS415)、増加後の撮像パラメータの値 $p2v$ が定義域の最大値 $p2_{end}$ を超えたか否かを判別する(ステップS416)。超えていないと判別された場合は、ステップS406に戻る。

【0070】

一方、ステップS416において、超えていると判別された場合は、撮像パラメータ $p1$ の値 $p1v$ を $p1$ だけ増加させ(ステップS417)、増加後の撮像パラメータの値 $p1v$ が定義域の最大値 $p1_{end}$ を超えたか否かを判別する(ステップS418)。超えていないと判別された場合は、ステップS405に戻る。

20

【0071】

一方、ステップS418において、超えていると判別された場合は、処理を終了する。以上の手順により、本実施形態の組合せ画質DB722を作成する。

【0072】

なお、画質DB722は、受信コイル61毎に、MRI装置100の出荷時、据付時といった検査開始前の所定の時期に作成される。メンテナンス時に再度作成し、更新するよう構成してもよい。また、ここでは、考慮する撮像パラメータ数が3つである場合を例にあげて説明しているが、撮像パラメータ数はこれに限られない。撮像パラメータ数に応じて、組合せ画質データベース722作成処理中の多重ループの段数を増減させる。また、画質DB722およびエレメント組合せDB721は、制御部710が作成してもよいし、外部の他の装置で作成し、記憶部720に格納するよう構成してもよい。

30

【0073】

ステップS204のエレメント組合せ決定部712によるエレメント組合せ決定処理に戻り、その手順を説明する。図11は、本実施形態のエレメント組合せ決定処理の処理フローである。

【0074】

エレメントの有効無効の決定を終えると、エレメント組合せ決定部712は、まず、画質DB722から、コイルエレメントの有効無効の組合せが、ステップS201で決定したエレメントの有効無効の組合せに合致し、かつ、撮像パラメータ722aが検査で行われる各撮像条件に合致するレコードを抽出する。

40

【0075】

ここでは、エレメント組合せ決定部712は、エレメント組合せDB721を参照し、エレメント有効無効決定部711が作成したエレメント有効無効テーブル724と、各コイルエレメントの有効無効の組合せが合致するレコードの組合せID721aを抽出する(ステップS501)。そして、画質DB722を参照し、組合せID722bが、ステップS501で抽出した組合せID721aに合致するレコードを抽出する(ステップS502)。

【0076】

50

次に、エレメント組合せ決定部 7 1 2 は、ステップ S 5 0 2 で抽出したレコードの中から、入力された撮像条件毎に、撮像パラメータ 7 2 2 a が最も近いレコード群を最適組合せ候補として抽出する（ステップ S 5 0 3）。例えば、エレメントの有効無効が合致する組合せ I D 7 2 1 a が 5 つあり、入力された撮影条件が 3 種の場合、ここでは、1 5（＝5 × 3）のレコードが最適組合せ候補として抽出される。

【 0 0 7 7 】

そして、エレメント組合せ決定部 7 1 2 は、抽出した最適組合せ候補の中のエレメント組合せから、最適組合せを決定する（ステップ S 5 0 4）。最適組合せと決定された組み合わせ I D に対応づけてエレメント組合せ D B 7 2 1 に格納されている無効組合せ情報 7 2 1 b を、図 1 2（a）に示すように、最適エレメント組合せ 7 2 5 として一時記憶部 7 2 3 に格納する（ステップ S 5 0 5）。 10

【 0 0 7 8 】

なお、撮像条件が 1 種類の場合は、ステップ S 5 0 4 で最適組合せとして、ステップ S 5 0 3 で抽出した最適組合せ候補の中の、最も画質スコア 7 2 2 c の高いものに対応づけられる組合せ I D 7 2 2 b が抽出される。

【 0 0 7 9 】

一方、検査において、異なる複数の撮像条件による撮像が含まれる場合、各撮影条件について、同数の最適組合せ候補が抽出される。そして、各撮影条件で、最も画質スコア 7 2 2 c が高い組合せ I D 7 2 2 b が異なる場合がある。この場合は、候補に挙がっている全組合せ I D 7 2 2 bの中から、全ての撮像条件をその組合せ I D 7 2 2 b とした場合に画質スコアの評価が最も良いものを最適組合せと決定する。以下、この最適組合せ決定処理について説明する。 20

【 0 0 8 0 】

本実施形態では、最適組合せ決定処理では、画質スコアの評価値として、平均値および標準偏差を採用し、最適組合せ候補の中の、平均値が最も大きくなる組合せ I D 7 2 2 b の中で、標準偏差が最も小さくなる組合せ I D 7 2 2 b を選択する。

【 0 0 8 1 】

図 1 3 は、エレメント組合せ決定部 7 1 2 が最適レコード候補から、最適組合せを決定する最適組合せ決定処理の処理フローである。まず、各撮像条件について、組合せ I D 7 2 2 b 毎に画質スコア 7 2 2 c を抽出する（ステップ S 6 0 1）。 30

【 0 0 8 2 】

次に、同一の組合せ I D 7 2 2 b を全ての撮像条件に用いた場合の、画質スコア 7 2 2 c の平均値を、組合せ I D 7 2 2 b 毎に算出する（ステップ S 6 0 2）。算出結果から、平均値が最も大きくなる組合せ I D 7 2 2 b とその組み合わせ I D 7 2 2 b の個数を決定する（ステップ S 6 0 3）。平均値が最も大きくなる組合せ I D 7 2 2 b が複数ある場合、複数の組合せ I D 7 2 2 b が決定される。

【 0 0 8 3 】

ステップ S 6 0 3 で決定した個数が 1 である場合（ステップ S 6 0 4）、ステップ S 6 0 3 で決定した組合せ I D 7 2 2 b を、最適組合せ I D として決定する（ステップ S 6 0 7）。一方、ステップ S 6 0 3 で決定した個数が 2 以上である場合（ステップ S 6 0 4）、決定した組合せ I D 7 2 2 b それぞれについて、当該組合せ I D 7 2 2 b を全ての撮像条件に用いた場合の、画質スコア 7 2 2 c の標準偏差を算出する（ステップ S 6 0 5）。 40

【 0 0 8 4 】

算出結果から、標準偏差が最も小さくなる組合せ I D 7 2 2 b を決定し（ステップ S 6 0 6）、それを、最適組合せ I D とする（ステップ S 6 0 7）。なお、ここで、標準偏差が最も小さくなる組合せ I D 7 2 2 b が複数ある場合は、いずれを最適組合せ I D として決定してもよい。

【 0 0 8 5 】

なお、上記においては、平均値が最も大きくなる組合せ I D の中で、標準偏差が最も小さくなる組合せ I D を抽出するよう構成しているが、これに限られない。例えば、標準偏 50

差が最も小さくなる組合せ I D の中で、平均値が最も大きくなる組合せ I D を選択するよう構成してもよい。この場合も、該当する組合せ I D が複数ある場合は、いずれの組合せ I D を用いてもよい。

【 0 0 8 6 】

ここで、上記ステップ S 5 0 3 における、撮像パラメータ 7 2 2 a が最も近いレコード群を抽出する処理の詳細について説明する。画質 D B 7 2 2 に撮像パラメータ 7 2 2 a として保持される撮像パラメータは、開始の値 p_{start} から増分 p のステップで増加させた離散的な値が格納される。従って、必ずしも、実際の撮像用に入力された撮像パラメータの値とは合致しない。従って、例えば、以下の式 (5) に示す d が最も小さくなる撮像パラメータの組を、最も近いレコード群として抽出する。

【 数 4 】

$$d = \sqrt{\sum_{i=1}^{N_p} \left(\frac{p_i - p_{i,record}}{p_{i,record}} \right)^2} \geq 0 \quad (5)$$

ここで、 N_p は、組合せ画質データベースに採用した撮像パラメータの数、 $p_{i,record}$ は、組み合わせ画質データベースに採用されている各撮像パラメータの値、 p_i は、各撮像パラメータの入力された値を示す。ここで、 i は、1 から N_p の範囲の自然数である。

【 0 0 8 7 】

次に、上記ステップ S 2 0 5 における、スイッチングパターン設定部 7 1 3 によるスイッチングパターン生成処理について説明する。ここでは、エレメント組合せ決定部 7 1 2 が決定した最適エレメント組合せ 7 2 5 に従って、コイルエレメント 1 6 1 からの信号を組み合わせ (合成し)、また、無効と決定されたコイルエレメント 1 6 1 からの信号を破棄し、チャンネル 1 6 4 数の出力信号を出力するよう指示するスイッチングパターンを生成する。

【 0 0 8 8 】

図 1 2 (b) は、本実施形態のスイッチングパターン 7 2 6 の一例を説明するための図である。ここでは、図 1 2 (a) に示す最適エレメント組合せ 7 2 5 に従って、上記スイッチングパターン 7 2 6 を生成する。ここでは、各コイルエレメント毎に、無効であれば破棄する指示を、有効であれば、処理するチャンネル 1 6 4 を特定する情報を格納する。処理するチャンネルは、例えば、グループ毎に順にチャンネル 1 6 4 を割り当て、決定する。

【 0 0 8 9 】

エレメント信号合成器 1 6 3 は、スイッチングパターンに従って、信号を破棄、合成し、該当するチャンネルに出力する。なお、信号合成時は、合成前信号に位相変調を加えるよう構成してもよい。

【 0 0 9 0 】

なお、エレメント組合せ D B 7 2 1 に保持するレコードは、可能性のある全組合せである必要はなく、コイルエレメント 1 6 1 間の距離が一定値以下であるコイルエレメント 1 6 1 間の信号のみ合成可能といった制約を設けてもよい。このような制約条件を設け、制約条件に合致した組合せのみ、エレメント組合せ D B 7 2 1 に登録するよう構成してもよい。

【 0 0 9 1 】

制約条件を設ける場合は、全ての組み合わせを算出し、その中から、制約条件に合致するレコードのみ抽出して、エレメント組合せ D B 7 2 1 に登録する。この場合の、エレメント組合せ D B 7 2 1 の作成手順について説明する。図 1 4 は、制約条件付きエレメント組合せ D B 7 2 1 の作成手順を説明するための図である。ここでは、制約条件は、コイルエレメント 1 6 1 間の距離が一定値以下であるコイルエレメント 1 6 1 からの信号のみ合成可能、すなわち、同じ出力先 (チャンネル 1 6 4) を設定可能とする。また、全ての組み合わせの総数を R とする。 r は、カウンタである。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 2 】

まず、全ての組合せを算出し、仮のデータベースに登録する（ステップ S 8 0 1）。なお、このとき算出される全ての組合せは、上記図 9 に示すエレメント組合せ D B 7 2 1 に格納されるレコード群である。また、ここでは、各レコードに、1 から始まる連番をレコード番号として付与する。そして、仮のデータベースに登録されたレコード数 R を、全レコード数として設定し（ステップ S 8 0 2）、制約条件を設定し（ステップ S 8 0 3）、カウンタ r に 1（初期値）を設定する（ステップ S 8 0 4）。

【 0 0 9 3 】

次に、レコード番号が r のレコードを仮のデータベースから抽出し（ステップ S 8 0 5）、制約条件との合致を判別する（ステップ S 8 0 6）。ここでは、組み合わせると指定されている全てのコイルエレメント 1 6 1 間の距離が、条件に合致しているか否か判別する。合致していれば、当該レコードを、エレメント組合せ D B 7 2 1 のレコードとして登録する（ステップ S 8 0 7）。そして、全レコードについて処理を終えたか判別し（ステップ S 8 0 8）、全レコードの処理を終えていれば、エレメント組合せ D B 作成処理を終了する。

10

【 0 0 9 4 】

ステップ S 8 0 8 で終わっていなければ、カウンタ r を 1 インクリメントし（ステップ S 8 0 9）、ステップ S 8 0 5 へ移行する。また、ステップ S 8 0 6 で合致していなければ、ステップ S 8 0 8 へ移行する。

【 0 0 9 5 】

以上の手順で、制約条件付きエレメント組合せ D B 7 2 1 を作成する。なお、この制約条件付きエレメント組合せ D B 7 2 1 も、出荷時、据付時等に、受信コイル 6 1 毎に作成する。

20

【 0 0 9 6 】

以上説明したように、本実施形態によれば、予め作成されたデータベースを用い、コイルエレメント 1 6 1 からの出力を合成する最適な組合せを決定する。このため、本実施形態では、コイルエレメントの組合せを決定するための感度分布計測は、画質 D B 7 2 2 を作成時に 1 回行うだけでよく、従来のように撮影毎に行う必要がない。従って、検査全体にかかる時間を短縮することができる。

【 0 0 9 7 】

また、用いるデータベースには、取り得る範囲の撮影条件について、取り得るコイルエレメントの組合せ毎の画質スコアが保持される。本実施形態では、この中から、撮影条件に応じて、画質スコアの評価の高い組合せを決定する。また、取り得るコイルエレメントの組合せには、撮像領域内でのコイルエレメントの有効性も考慮される。従って、撮像領域内で有効なコイルエレメントの中で、最適な組合せを決定することができる。

30

【 0 0 9 8 】

さらに、本実施形態によれば、組合せの決定は、情報処理系 7 により自動的に行われ、操作者が介在しない。このため、操作者によるばらつきもなく、ユーザビリティも向上する。

【 0 0 9 9 】

なお、上記実施形態では、画質 D B 7 2 2 は、装置の出荷時に加え、据付時、メンテナンス時に、改めて感度分布計測を行い、更新するよう構成してもよい。この場合、本実施形態の M R I 装置が、画質 D B 7 2 2 を生成する機能を備えるよう構成してもよい。

40

【 0 1 0 0 】

また、撮像には 3 次元計測が含まれていてもよい。3 次元計測では、位相方向のみならず、スライス方向にもパラレルイメージングが適用可能である。

【 0 1 0 1 】

2 方向にパラレルイメージングを適用する場合、まず、位相方向にのみパラレルイメージングを行うとし、上述のエレメント組合せ最適化処理の中で、画質スコアの平均値が高い組み合わせの抽出まで行い、結果を、位相方向最適候補組み合わせとして記憶（件数は

50

任意、コイルエレメント数と同数程度)する。次に、スライス方向にのみパラレルイメージングを使用するとし、先に記憶した位相方向最適候補組み合わせを適用し、各組み合わせの画質スコア(スライス方向画質スコア)の平均値を算出する。このとき、画質DB722の、Fovは3D計測厚さに、位相方向パラレルイメージング倍速数はスライス方向パラレルイメージング倍速数にそれぞれ読み替えて検索する。そして、位相方向最適候補組み合わせの画質スコアとスライス方向画質スコアとの平均値を算出し、最も高くなる組み合わせを、真の最適組み合わせとして決定する。

【0102】

本実施形態のMRI装置100を、肝臓検査に適用した場合を例にあげて説明する。ここでは、肝臓検査として、2次元AX(アキシャル)断面(位相方向A-P)および3次元AX(アキシャル)断面(位相方向A-P、スライス方向H-F)の2種の撮像をパラレルイメージング法にて行う。

【0103】

図15は、上記肝臓検査を説明するための図である。図15(a)は、肝臓領域911のコロナル面(冠状断面)の模式図である。図15(b)は、2次元AX断面計測による撮像断面912を示す図であり、図15(c)は、2次元AX断面913を示す図であり、図15(d)は、3次元AX断面計測による撮像領域914を示す図である。また、図15(e)は、2次元AX断面計測による撮像断面912および3次元AX断面計測による撮像領域914の両方を含む領域915を示す図である。

【0104】

本実施形態のMRI装置100では、検査に含まれる全撮像の領域を含む領域を判別領域と設定するため、この実施例では、上記領域915が判別領域として設定される。エレメント有効無効決定部711は、この領域915で各コイルエレメントの有効無効を決定する。

【0105】

そして、上述のように、スライス方向の撮像条件も含めた画質DB722を用い、エレメント組合せ決定部712は、最適な組合せを決定する。決定の手順は上記と同じである。そして、スイッチングパターン設定部713は、決定した組み合わせで出力信号を合成し、チャンネルに出力するよう、スイッチングパターンを設定する。

【0106】

さらに、撮像は、ハイブリッドラディアル法を用いる計測であってもよい。図16は、上記ハイブリッドラディアル法による計測に、本実施形態を適用する場合の例を説明するための図である。

【0107】

図16(a)および(b)に示すように、ハイブリッドラディアル計測では、全計測を複数のブレード921に分割し、各ブレードを異なる計測空間922の回転角で計測する。そして、各ブレード内では、1つの回転角に対して、通常計測の場合と同様に位相エンコードを付与して複数のエコー信号を取得する。このようなハイブリッドラディアル計測にパラレルイメージングを適用する場合、図16(c)に示すように、計測空間923において、1のブレード内でエコーを間引いて取得する。ここで、実線は取得したエコー信号、点線は、間引いたエコー信号位置を示す。

【0108】

ハイブリッドラディアル計測にパラレルイメージングを適用する場合、各ブレード内でパラレルイメージング再構成を行い、一つのk空間に配置する。このとき、各ブレードはk空間内で回転しているため、位相方向はそれぞれ異なる。

【0109】

この場合、撮像条件として、各ブレードにおける位相方向を採用し、最適な組合せIDを決定する。なお、回転角の異なるブレード毎に、最適な組合せIDは決定される。

【0110】

また、受信コイル61を構成するコイルエレメント161が、明らかに全てが有効とわ

10

20

30

40

50

かっている場合は、上記コイルエレメント有効無効決定処理は省略するよう構成してもよい。

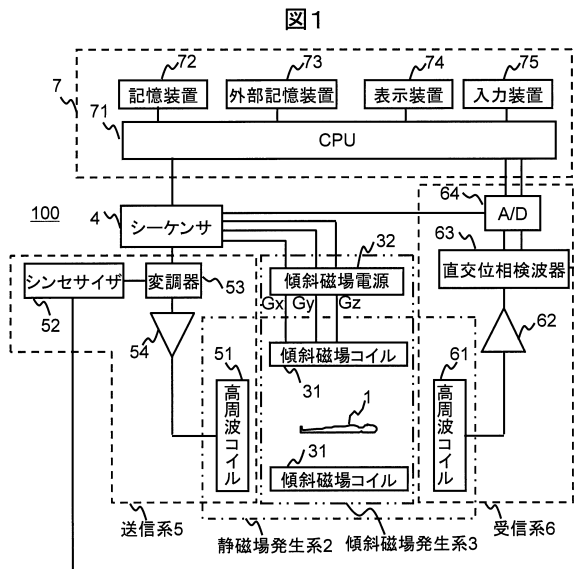
【符号の説明】

【0111】

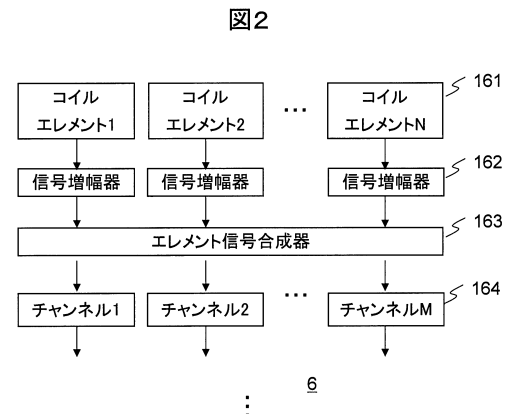
1：被検体、2：静磁場発生系、3：傾斜磁場発生系、4：シーケンサ、5：送信系、6：受信系、7：情報処理系、51：送信コイル、52：高周波発振器、53：変調器、54：高周波増幅器、61：受信コイル、62：増幅器、63：直交位相検波器、64：A/D変換器、71：CPU、72：記憶装置、73：外部記憶装置、74：表示装置、75：入力装置、100：MRI装置、161：コイルエレメント、162：信号増幅器、163：エレメント信号合成器、164：チャンネル、700：最適化処理部、710：制御部、711：有効エレメント抽出部、712：エレメント組合せ決定部、713：スイッチングパターン設定部、720：記憶部、721：エレメント組合せDB、721a：組合せID、721b：無効組合せ情報、722：画質DB、722a：撮像パラメータ、722b：組合せID、722c：画質スコア、723：一時記憶部、724：エレメント有効無効テーブル、725：最適エレメント組合せ、726：スイッチングパターン、901：撮像領域、902：領域、903：撮像領域、904：撮像領域、905：領域、911：肝臓領域、912：撮像断面、913：AX断面、914：撮像領域、915：領域、921：ブレード、922：計測空間、923：計測空間

10

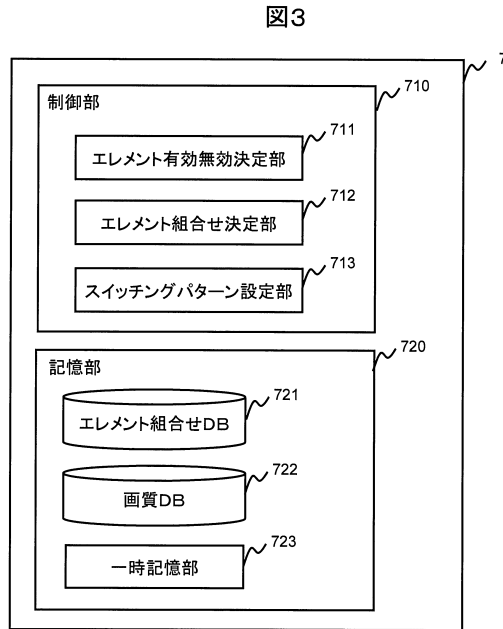
【図1】



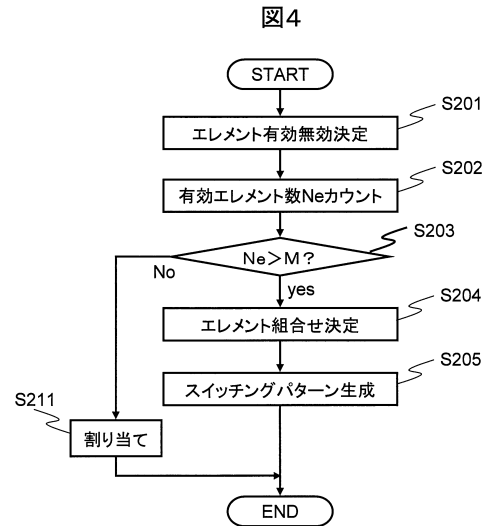
【図2】



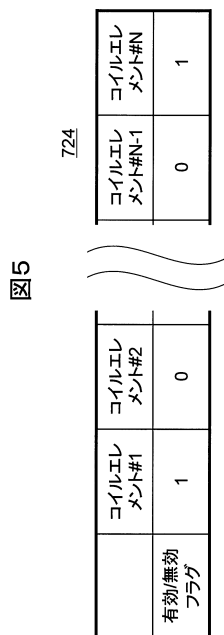
【図 3】



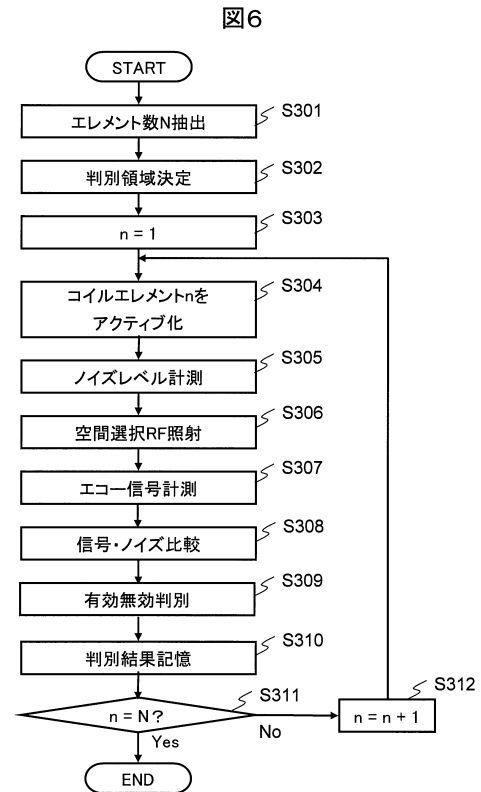
【図 4】



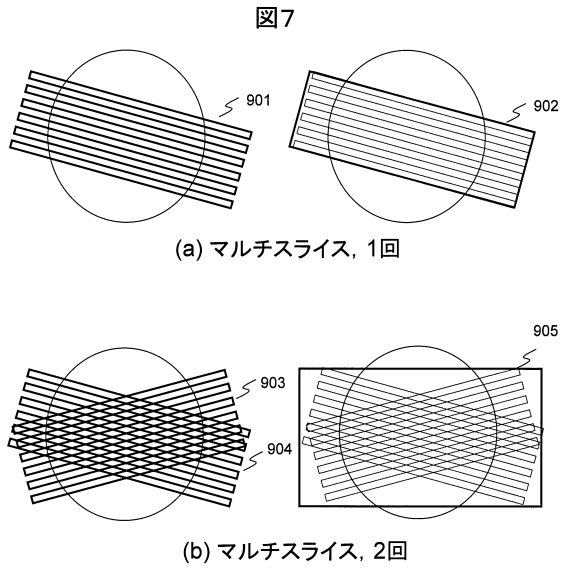
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【図 8】

図8

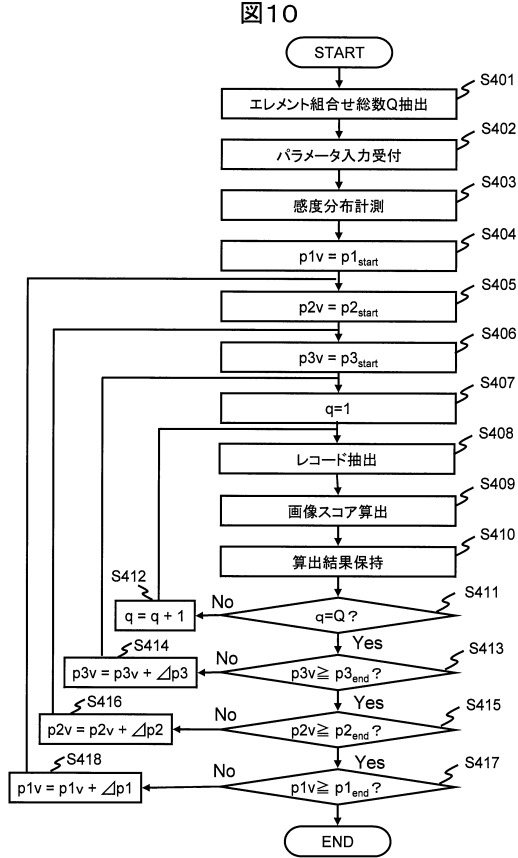
722	722b	組合わせ ID	#0001	#0002	#0001	...
	722c	画質スコア	10	9	9	...
						...
						...
722a	断面情報	0, 0, 0, 0, 0, 0	0, 0, 0, 0, 0, 0	0, 0, 0, 0, 0, 0	0, 0, 0, 0, 0, 0	...
	位相方向	Horizontal	Horizontal	Vertical
	FOV	220	220	220
						...

【図 9】

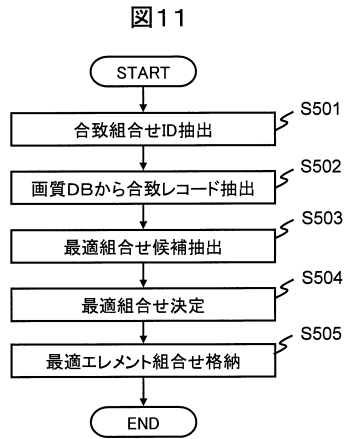
図9

721	コイルエレメント#N	Disable	Gr#M	Ch#M	...
	コイルエレメント#N-1	Disable	Gr#M-1	Gr#M	...
					...
					...
721a	組合わせ ID	#0001	#0002	#0003	...
	コイルエレメント#1	Gr#1	Gr#1	Gr#1	...
	コイルエレメント#2	Gr#1	Disable	Gr#2	...
					...
721b	コイルエレメント#N	Gr#1	Gr#1	Gr#1	...
	コイルエレメント#N-1	Gr#1	Gr#1	Gr#1	...
					...
					...

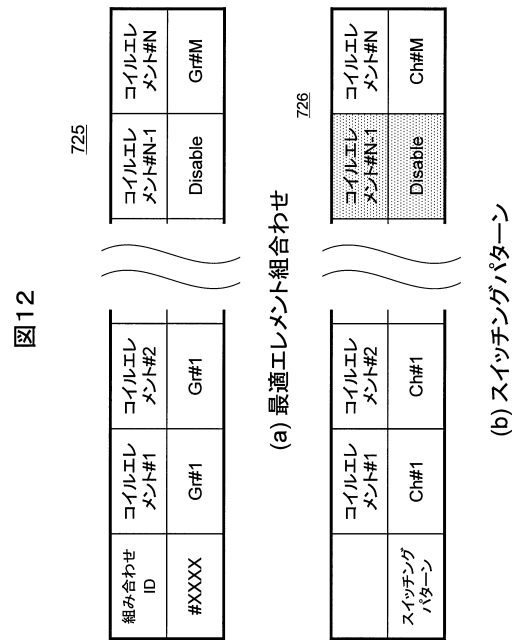
【図 10】



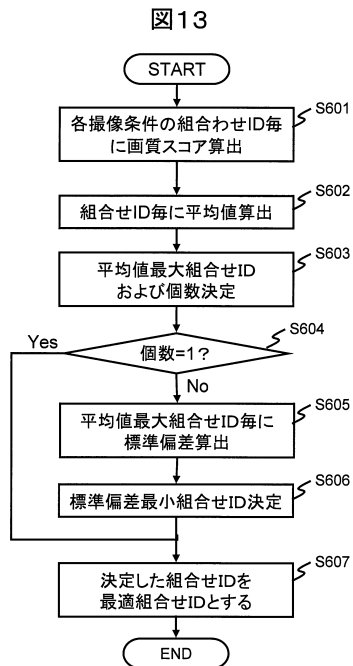
【図 1 1】



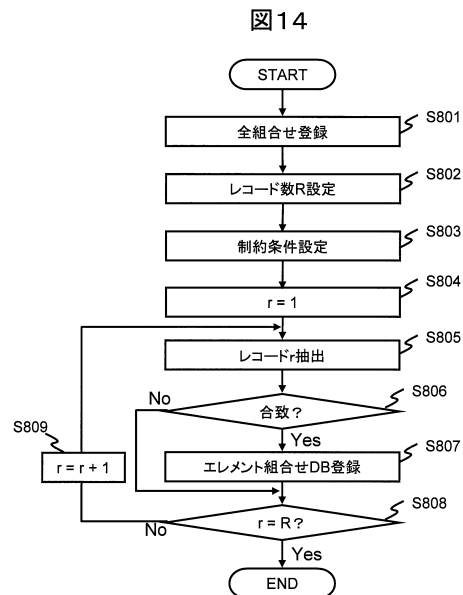
【図 1 2】



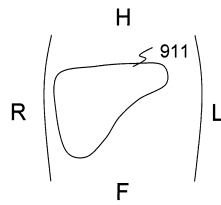
【図 1 3】



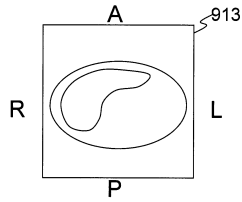
【図 1 4】



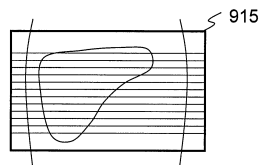
【図 15】



(a) 肝臓模式図

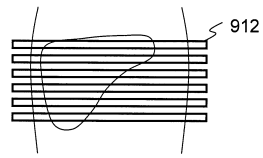


(c) 2D 断面

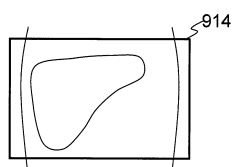


(e) 本計測位置

図15



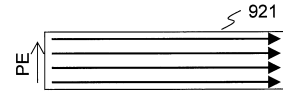
(b) 2D 計測位置



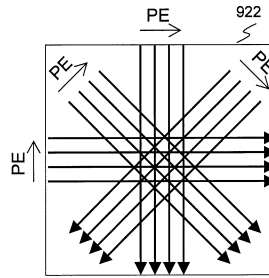
(d) 3D 計測位置

【図 16】

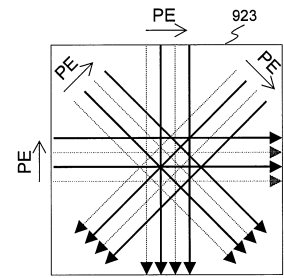
図16



(a) ブレードデータ



(b) k空間データ

(c) k空間データ
(パラレルイメージング)

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-334177(JP,A)

特開2002-248089(JP,A)

特開2002-355233(JP,A)

特開平04-307032(JP,A)

特開2005-118567(JP,A)

Klaas P.Pruessmann, et al., "SENSE:Sensitivity Encoding for Fast MRI", Magnetic Resonance in Medicine, 1999年, Vol.42 Issue.5, P952-P962

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055