

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5752738号  
(P5752738)

(45) 発行日 平成27年7月22日(2015.7.22)

(24) 登録日 平成27年5月29日(2015.5.29)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/05 3 1 1  
 A 6 1 B 5/05 3 7 0

請求項の数 17 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2013-92467(P2013-92467)                  (22) 出願日 平成25年4月25日(2013.4.25)                  (65) 公開番号 特開2014-212946(P2014-212946A)                  (43) 公開日 平成26年11月17日(2014.11.17)                  審査請求日 平成26年11月27日(2014.11.27)</p>	<p>(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・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000                  (74) 代理人 100106541                  弁理士 伊藤 信和                  (72) 発明者 友田 良寛                  東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127                  GEヘルスケア・ジャパン株式会社内</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スキャン条件決定装置、磁気共鳴イメージング装置、スキャン条件決定方法、およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件を決定するスキャン条件決定装置であって、

撮影範囲と、所望の空間分解能と、所望のSN比とを設定する設定手段と、

前記設定手段により設定された撮影範囲と所望の空間分解能とに基づいて、周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数を決定し、

決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数と、前記設定された撮影範囲と、前記設定された所望のSN比とに基づいて、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数とは異なる物理パラメータを決定する決定手段とを備えたスキャン条件決定装置。

10

【請求項2】

前記設定手段は、撮影部位および/またはスキャン方式の設定内容に応じて、複数の空間分解能を選択肢として用意し、選択された空間分解能を前記所望の空間分解能として設定する、請求項1に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項3】

前記複数の空間分解能の選択肢は、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、請求項2に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項4】

前記設定手段は、撮影部位および/またはスキャン方式の設定内容に応じて、複数のS

20

N比を選択肢として用意し、選択されたSN比を前記所望のSN比として設定する、請求項1から請求項3のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項5】

前記複数のSN比の選択肢は、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、請求項4に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項6】

前記決定手段は、前記撮影範囲によって定まるFOV面積と、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数と、前記所望の空間分解能とが、これらの相互関係を規定する式を満たすように、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数を決定する、請求項1から請求項5のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置。

10

【請求項7】

前記決定手段は、前記周波数エンコード方向のマトリクス数から前記位相方向のマトリクス数を減算した値が所定値未満となるように、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数を決定する、請求項1から請求項6のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項8】

前記所定値は、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、請求項7に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項9】

20

前記物理パラメータは、バンド幅および加算回数のうち少なくとも一方を含む、請求項1から請求項8のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項10】

前記決定手段は、撮影部位および/またはスキャン方式の設定内容に応じて、バンド幅および加算回数による複数の組合せを選択肢として用意し、該複数の組合せの中で、該組合せ採用時に見積もられるSN比が前記所望のSN比以上となる組合せであり、さらにその中で該組合せ採用時に見積もられるスキャン時間が最小となる組合せを採択することにより、前記バンド幅および加算回数を決定する、請求項9に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項11】

30

前記複数の組合せの選択肢は、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、請求項10に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項12】

前記決定手段は、前記バンド幅および加算回数を決定し、さらに、決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数、バンド幅、および加算回数と、データ収集方法の設定内容とに基づいて、エコートレイン長を決定する、請求項9から請求項11のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置。

【請求項13】

請求項1から請求項12のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置を含む磁気共鳴イメージング装置。

40

【請求項14】

磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件を決定するスキャン条件決定方法であって、

撮影範囲と、所望の空間分解能と、所望のSN比とを設定する設定工程と、

前記設定工程により設定された撮影範囲と所望の空間分解能とに基づいて、周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数を決定し、

決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数と、前記設定された撮影範囲と、前記設定された所望のSN比とに基づいて、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数とは異なる物理パラメータを決定する決定工程とを備えたスキャン条件決定方法。

50

## 【請求項 15】

前記物理パラメータは、バンド幅および加算回数のうち少なくとも一方を含む、請求項 14 に記載のスキャン条件決定方法。

## 【請求項 16】

前記決定工程において、前記バンド幅および加算回数を決定し、さらに、決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数、バンド幅、および加算回数と、データ収集方法の設定内容とに基づいて、エコートレイン長を決定する、請求項 15 に記載のスキャン条件決定方法。

## 【請求項 17】

コンピュータを、請求項 1 から請求項 12 のいずれか一項に記載のスキャン条件決定装置として機能させるためのプログラム。

10

## 【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 (imaging) 装置におけるスキャン (scan) 条件を最適化する技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

磁気共鳴イメージング装置においてスキャン条件の調整を行う場合、一般的な操作者が注意を払うパラメータ (parameter) は、S/N 比、空間分解能、スキャン時間、コントラスト (contrast)、撮影範囲などである。撮影範囲はカバレッジ (coverage) ともいう。操作者は、これらのパラメータがそれぞれ所望の設定となるように、複数の物理パラメータを調整している (特許文献 1, 要約参照)。

20

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献 1】特開 2011-98128 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

30

しかしながら、操作者が注意を払うパラメータに影響を与える物理パラメータは数多くあり、かつ、その影響の与え方は非常に複雑である。そのため、操作者は、自身が注意を払うパラメータを所望の設定とするために、多くの物理パラメータを試行錯誤して決定しなければならないことがあり、操作者への負担が大きい。

## 【0005】

このような事情により、磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件の最適化をより簡便に行うことができる技術が望まれている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

第 1 の観点の発明は、  
磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件を決定するスキャン条件決定装置であって、

40

撮影範囲と、所望の空間分解能と、所望の S/N 比とを設定する設定手段と、

前記設定手段により設定された撮影範囲と所望の空間分解能とに基づいて、周波数エンコード (encode) 方向および位相エンコード方向のマトリクス (matrix) 数を決定し、

決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数と、前記設定された撮影範囲と、前記設定された所望の S/N 比とに基づいて、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数とは異なる物理パラメータを決定する決定手段とを備えたスキャン条件決定装置を提供する。

## 【0007】

50

なお、「物理パラメータ」としては、例えば、周波数エンコード方向のマトリクス数「Frequency」、位相エンコード方向のマトリクス数「Phase」、バンド幅「BW」、加算回数「NEX」、エコートレイン長「ETL」、繰返し時間「TR」、計測回数「#Acq」、反転時間「TI」、エコー時間「TE」などが想定される。

【 0 0 0 8 】

また、「マトリクス数」とは、画素数を意味する。

【 0 0 0 9 】

第 2 の観点の発明は、

前記設定手段が、撮影部位および/またはスキャン方式の設定内容に応じて、複数の空間分解能を選択肢として用意し、選択された空間分解能を前記所望の空間分解能として設定する、上記第 1 の観点のスキャン条件決定装置を提供する。

10

【 0 0 1 0 】

第 3 の観点の発明は、

前記複数の空間分解能の選択肢が、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、上記第 2 の観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【 0 0 1 1 】

第 4 の観点の発明は、

前記設定手段が、撮影部位および/またはスキャン方式の設定内容に応じて、複数の S N 比を選択肢として用意し、選択された S N 比を前記所望の S N 比として設定する、上記第 1 の観点から第 3 の観点のいずれか一つの観点のスキャン条件決定装置を提供する。

20

【 0 0 1 2 】

第 5 の観点の発明は、

前記複数の S N 比の選択肢が、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、上記第 4 の観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【 0 0 1 3 】

第 6 の観点の発明は、

前記決定手段が、前記撮影範囲によって定まる F O V (Field Of View) 面積と、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数と、前記所望の空間分解能とが、これらの相互関係を規定する式を満たすように、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数を決定する、上記第 1 の観点から第 5 の観点のいずれか一つの観点ののスキャン条件決定装置を提供する。

30

【 0 0 1 4 】

第 7 の観点の発明は、

前記決定手段が、前記周波数エンコード方向のマトリクス数から前記位相方向のマトリクス数を減算した値が所定値未満となるように、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数を決定する、上記第 1 の観点から第 6 の観点のいずれか一つの観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【 0 0 1 5 】

第 8 の観点の発明は、

前記所定値が、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、上記第 7 の観点のスキャン条件決定装置を提供する。

40

【 0 0 1 6 】

第 9 の観点の発明は、

前記物理パラメータが、バンド幅 (band width) および加算回数のうち少なくとも一方を含む、上記第 1 の観点から第 8 の観点のいずれか一つの観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【 0 0 1 7 】

第 1 0 の観点の発明は、

前記決定手段が、撮影部位および/またはスキャン方式の設定内容に応じて、バンド幅

50

および加算回数による複数の組合せを選択肢として用意し、該複数の組合せの中で、該組合せ採用時に見積もられるS/N比が前記所望のS/N比以上となる組合せであり、さらにその中で該組合せ採用時に見積もられるスキャン時間が最小となる組合せを採択することにより、前記バンド幅および加算回数を決定する、上記第9の観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【0018】

第11の観点の発明は、

前記複数の組合せの選択肢が、過去に設定されたスキャン条件の統計に基づいて決定される、上記第10の観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【0019】

第12の観点の発明は、

前記決定手段が、前記バンド幅および加算回数を決定し、さらに、決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数、バンド幅、および加算回数と、データ収集方法の設定内容とに基づいて、エコートレイン長を決定する、上記第9の観点から第11の観点のいずれか一つの観点のスキャン条件決定装置を提供する。

【0020】

第13の観点の発明は、

第1の観点から第12の観点のいずれか一つの観点のスキャン条件決定装置を含む磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【0021】

第14の観点の発明は、

磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件を決定するスキャン条件決定方法であって、

撮影範囲と、所望の空間分解能と、所望のS/N比とを設定する設定工程と、

前記設定工程により設定された撮影範囲と所望の空間分解能とに基づいて、周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数を決定し、

決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数と、前記設定された撮影範囲と、前記設定された所望のS/N比とに基づいて、前記周波数エンコード方向のマトリクス数および前記位相エンコード方向のマトリクス数とは異なる物理パラメータを決定する決定工程とを備えたスキャン条件決定方法を提供する。

【0022】

第15の観点の発明は、

前記物理パラメータが、バンド幅および加算回数のうち少なくとも一方を含む、上記第14の観点のスキャン条件決定方法を提供する。

【0023】

第16の観点の発明は、

前記決定工程において、前記バンド幅および加算回数を決定し、さらに、決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数、バンド幅、および加算回数と、データ収集方法の設定内容とに基づいて、エコートレイン長(echo train length)を決定する、上記第15の観点のスキャン条件決定方法を提供する。

【0024】

第17の観点の発明は、

コンピュータ(computer)を、上記第1の観点から第12の観点のいずれか一つの観点のスキャン条件決定装置として機能させるためのプログラム(program)を提供する。

【発明の効果】

【0025】

上記観点の発明によれば、上記構成により、操作者が注意を払うパラメータから出発して、それらを満たすように個々の物理パラメータを自動で決定することができ、磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件の最適化をより簡便に行うことができる。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【図2】スキャン条件を定めるパラメータの最適化を自動で行う処理の概念図である。

【図3】スキャン条件を決定するときのMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置における処理の流れを示す図である。

【図4】スキャン条件を決定するための表示画面の一例を示す図である。

【図5】過去に実際に設定された多数のスキャン条件における空間分解能のヒストグラム (histogram) の一例である。

【図6】過去に実際に設定された多数のスキャン条件におけるSN比のヒストグラムの一例である。 10

【図7】過去に実際に設定された多数のスキャン条件における、減算値 (「Frequency」 - 「Phase」) のヒストグラムの一例である。

【図8】過去に実際に設定された多数のスキャン条件における「BW」および「NEX」による組合せの2D (Dimension) ヒストグラムの一例である。

## 【発明を実施するための形態】

【0027】

図1は、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 (以下、MRI装置という) の概略図である。

【0028】 20

MRI装置1は、磁場発生装置2、テーブル (table) 3、受信コイル (coil) 4などを有している。

【0029】

磁場発生装置2は、被検体13が収容されるボア (bore) 21と、超伝導コイル22と、勾配コイル23と、送信コイル24とを有している。超伝導コイル22は、静磁場B0をボア21に印加する。勾配コイル23は、勾配磁場をボア21に印加する。送信コイル24は、RFパルス (Radio Frequency Pulse) をボア21に送信する。なお、超伝導コイル22の代わりに、永久磁石を用いてもよい。

【0030】

テーブル3は、被検体13を搬送するためのクレードル (cradle) 31を有している。クレードル31によって、被検体13はボア21に搬送される。 30

【0031】

受信コイル4は、被検体13の撮影部位13aに近接して取り付けられており、撮影部位13aからの磁気共鳴信号を受信する。

【0032】

磁気共鳴イメージング装置1は、さらに、シーケンサ (sequencer) 5、送信器6、勾配磁場電源7、受信器8、データベース (database) 9、中央処理装置10、入力装置11、および表示装置12を有している。

【0033】

シーケンサ5は、中央処理装置10の制御を受けて、RFパルスの情報 (中心周波数、バンド幅など) を送信器6に送り、勾配磁場の情報 (勾配磁場の強度など) を勾配磁場電源7に送る。 40

【0034】

送信器6は、シーケンサ5から送られた情報に基づいて、送信コイル24を駆動する。

【0035】

勾配磁場電源7は、シーケンサ5から送られた情報に基づいて、勾配コイル23を駆動する。

【0036】

受信器8は、受信コイル4で受信された磁気共鳴信号を信号処理し、中央処理装置10に伝送する。 50

## 【 0 0 3 7 】

データベース 9 は、再構成された画像のデータ (data) やスキャン条件、プログラム等を記憶する。

## 【 0 0 3 8 】

中央処理装置 10 は、シーケンサ 5 および表示装置 12 に必要な情報を伝送したり、受信器 8 から受け取った信号に基づいて画像を再構成するなど、MRI 装置 1 の各種の動作を実現するように、MRI 装置 1 の各部の動作を制御する。なお、中央処理装置 10 は、例えばコンピュータ (computer) によって構成されており、所定のプログラムを実行することにより、当該装置として機能する。また、中央処理装置 10 は、スキャン条件を定めるパラメータの最適化を自動で行う。ここで、パラメータの最適化とは、操作者 14 が所望する画質 (ほとんどの場合、画像診断に適した画質) を有する MR 画像の生成に必要なスキャンデータを、できるだけ短いスキャン時間で収集するためのパラメータを決定することである。

10

## 【 0 0 3 9 】

中央処理装置 10 は、スキャン条件を定めるパラメータの最適化を自動で行うための条件設定部 101 および決定部 102 を有している。

## 【 0 0 4 0 】

条件設定部 101 は、操作者 14 が注意を払うパラメータについて、値を設定したり、選択肢を選択したりする。ここで設定されるパラメータには、撮像範囲 (カバレッジ) を規定するパラメータや、操作者 14 が所望する画質を示すパラメータなどが含まれる。

20

## 【 0 0 4 1 】

決定部 102 は、条件設定部 101 により設定されたパラメータの値や選択された選択肢に基づいて、他の個々のパラメータの値を決定する。

## 【 0 0 4 2 】

入力装置 11 は、操作者 14 の操作に応じて、種々の命令を中央処理装置 10 に入力する。表示装置 12 は種々の情報を表示する。

## 【 0 0 4 3 】

これより、スキャン条件を決定するときの MRI 装置 1 における処理について説明する。

## 【 0 0 4 4 】

本例では、スキャン条件を決定するときの MRI 装置 1 における処理は、スキャン条件を定めるパラメータの最適化を自動で行う処理を含んでいる。

30

## 【 0 0 4 5 】

図 2 は、スキャン条件を定めるパラメータの最適化を自動で行う処理の概念図である。

## 【 0 0 4 6 】

本例では、図 2 に示すように、撮影範囲 (Coverage) を規定するパラメータである、周波数エンコード方向の FOV 「Freq.FOV」、位相エンコード方向の FOV 「Phase FOV」、スライス厚 「Slice Thickness」 (必要に応じて、+スライス枚数 「#Slices」)、所望する空間分解能 「Resolution」、所望する SN 比 「SNR」 の設定内容に基づいて、生成画像における周波数エンコード方向のマトリクス数 「Frequency」、および位相エンコード方向のマトリクス数 「Phase」、バンド幅 「BW」、および加算回数 「NEX」 の値を決定し、さらにエコートレイン長 「ETL」、繰返し時間 「TR」、計測回数 「#Acq」 の値を決定する。

40

## 【 0 0 4 7 】

図 3 は、スキャン条件を決定するときの MRI 装置 1 における処理の流れを示す図である。

## 【 0 0 4 8 】

ステップ (step) S1 では、操作者 14 は、入力装置 11 を操作して、表示装置 12 に、スキャン条件を決定するための画面を表示させる。この表示画面は、スキャン条件を定めるパラメータの一部を自動で最適化して決定するための画面である。なお、実際には、

50

スキャン条件を定めるパラメータのほとんどすべてを手動で設定するための画面も表示できるが、ここでは、その表示画面についての説明を省略する。

【 0 0 4 9 】

図 4 は、スキャン条件を決定するための表示画面の一例を示す図である。

【 0 0 5 0 】

図 4 に示すように、スキャン条件を決定するための表示画面 2 0 には、各種のパラメータが表示される。なお、実際には、図 4 で示されたパラメータ以外のパラメータも表示されることがあるが、ここでは、便宜上、それらのパラメータについては説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

表示画面の上部 2 0 1 には、スキャン条件を定めるパラメータの一部であって、操作者 1 4 が設定するパラメータが表示されている。具体的には、データ収集方法（パルスシーケンス）「PStype」、受信コイル「Coil」、撮影断面「Scan Plane」、撮影部位「Anatomy」、コントラスト（取得画像）「Contrast」、スライス枚数「# Slices」、周波数エンコード方向の F O V 「Freq.FOV」、位相エンコード方向の F O V 「Phase FOV」、スライス厚「Slice Thickness」、およびスライス間隔「Spacing」が表示されている。

10

【 0 0 5 2 】

操作者 1 4 は、これらのパラメータを手動で任意に設定・変更することができる。なお、これらのパラメータには、はじめ、何らかの初期値が設定されていてもよい。

【 0 0 5 3 】

図 4 の例では、「PStype」には「FSE (Fast Spin Echo)」、「Coil」には「8HR Brain」、「Scan Plane」には「Axial」、「Anatomy」には「Brain」、「Contrast」には「T2」、「#Slices」には「34」、「Freq.FOV」には「23.0」、「Phase FOV」には「23.0」、「Slice Thickness」には「5.0」、「Spacing」には「1.0」が、それぞれ設定されている。

20

【 0 0 5 4 】

表示画面の中央部 2 0 2 には、操作者 1 4 が所望する画質を設定するためのパラメータであって、スキャン条件を定めるパラメータの他部を自動で最適化する際に基準として用いるパラメータが表示されている。具体的には、S N 比「SNR」および空間分解能「Resolution」が表示されている。

【 0 0 5 5 】

30

ここで、S N 比「SNR」は、スキャンデータにおいて操作者 1 4 が所望する S N 比を意味している。操作者 1 4 は、切換スイッチ (switch) を切り換えることにより、複数の S N 比による選択肢の中から所望の S N 比を、S N 比レベルとして選択し設定することができる。本例では、切換スイッチはスライダバー (slider & bar) である。複数の S N 比レベルは、本例では、「1(Low)」～「5(High)」の 5 段階で用意されている。複数の S N 比レベルは、複数の具体的な S N 比とそれぞれ対応付けされている。複数の S N 比レベルと複数の S N 比との対応関係は、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法（パルスシーケンス）「PStype」およびコントラスト（取得画像）「Contrast」）の設定内容に基づいて決定される。この S N 比レベルと具体的な S N 比との対応関係の決定方法については、後ほど詳述する。なお、この S N 比レベルは、はじめ、何らかの初期値が設定されている。図 4 の例では、S N 比レベルは、初期値として「3」が設定されている。

40

【 0 0 5 6 】

また、空間分解能「Resolution」は、生成画像において操作者 1 4 が所望する平均的な空間分解能を意味している。操作者 1 4 は、切換スイッチを切り換えることにより、複数の空間分解能による選択肢の中から所望の空間分解能を、空間分解能レベルとして選択し設定することができる。複数の空間分解能レベルは、「1(Low)」～「5(High)」の 5 段階で用意されている。複数の空間分解能レベルは、複数の具体的な空間分解能とそれぞれ対応付けされており、各空間分解能レベルと対応付けて具体的な空間分解能が表示されている。図 4 の例では、空間分解能レベル「1」「2」「3」「4」「5」に対して、「0.9(mm)」

50



「0.8」「0.7」「0.6」「0.5」がそれぞれ対応付けされている。複数の空間分解能レベルと複数の空間分解能との対応関係は、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法（パルスシーケンス）「PStype」およびコントラスト（取得画像）「Contrast」）の設定内容に基づいて決定される。この空間分解能レベルと具体的な空間分解能との対応関係の決定方法については、後ほど詳述する。なお、この空間分解能レベルは、はじめ、何らかの初期値が設定されている。図4の例では、空間分解能レベルは、初期値として「3」が設定されている。

#### 【0057】

表示画面の下部203には、スキャン条件を定めるパラメータであって、操作者14によって設定されたパラメータを基に自動で決定される残りのパラメータが表示されている。具体的には、生成画像における周波数エンコード方向のマトリクス数「Frequency」、生成画像における位相エンコード方向のマトリクス数「Phase」、加算回数「NEX」、バンド幅「BW」、エコートレイン長「ETL」、パルスシーケンスの繰返し時間「TR」、計測回数「#Acq」などが表示される。なお、スキャン条件を定めるパラメータは、データ収集方法「PStype」の設定内容によって若干異なるので、ここに表示されるパラメータもその設定内容に応じて若干変化する。

10

#### 【0058】

ステップS2では、操作者14は、表示画面の上部201で、スキャン条件を定めるパラメータのうち操作者14が設定するパラメータ（「Freq.FOV」、「Phase FOV」、「Slice Thickness」、「#Slices」、etc.）について、値を入力したり選択肢を選択したりして設定を行う。条件設定部101は、操作者14の操作に応じて、これらのパラメータの設定を行う。

20

#### 【0059】

ステップS3では、条件設定部101は、空間分解能「Resolution」の選択肢として用意されている複数のレベルに、具体的な空間分解能をそれぞれ対応付けする。

#### 【0060】

空間分解能の設定に適した範囲は、一般的に、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定に応じて決まり、その範囲は理論的あるいは経験的に求めることができる。そこで、具体的には、例えば、撮影部位「PStype」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定可能な組合せごとに、複数の空間分解能レベルに対してそれぞれ割り当てる空間分解能を予め決定し、それらをテーブルで用意しておく。そして、そのテーブルを参照して、撮影部位「PStype」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の実際の設定内容に対応した空間分解能を読み出し、複数の空間分解能レベルに割り当てる。

30

#### 【0061】

ここで、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定可能な組合せごとに、複数の空間分解能レベルに対してそれぞれ割り当てる空間分解能を決定する方法の一例として、統計に基づく決定方法を説明する。この方法は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件を教師データとして利用することで、適切な空間分解能の割当てを決定するものである。

40

#### 【0062】

図5は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件における空間分解能のヒストグラムの一例である。図5のヒストグラムにおいて、縦軸は空間分解能、横軸は頻度であり、丸の記号が多いほど頻度が高いことを意味する。また、このヒストグラムにおける各ビンの幅は、頻度の分布形状がよく現れるように、かつ、上記SN比の割当てが行いやすいように調整されている。図5の例は、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定内容が「Brain」、「FSE」および「T2」であるという条件で絞り込んだものである。このヒストグラムにおいて、空間分解能は、そのほとんどが「0.40～0.50（mm）」のレンジから「0.80～0.90（mm）」のレ

50

レンジの範囲内に収まっており、最も頻度が高い、すなわち最もポピュラー (popular) なレンジ (range) は、「0.60~0.70 (mm)」である。そこで、例えば、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定内容が「Brain」、「FSE」および「T2」である場合における、複数の空間分解能レベルに対する空間分解能の割当てを、次のように決定する。まず、複数の空間分解能レベルの中央に位置する空間分解能レベル「3」に、最も頻度が高いレンジの上限値である「0.70 (mm)」を割り当てる。また、空間分解能レベル「2」には「0.60 (mm)」を、空間分解能レベル「1」には「0.50 (mm)」を、空間分解能レベル「4」には「0.80 (mm)」を、空間分解能レベル「5」には、「0.90 (mm)」を、それぞれ割り当てる空間分解能に決定する。そして、これと同様な決定を、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定可能な組合せごとに行う。なお、割当ては、レンジの上限値に限らず、レンジの中央値、下限値等であってもよい。

10

**【 0 0 6 3 】**

ステップ S 4 では、条件設定部 1 0 1 は、S N 比「SNR」の選択肢として用意されている複数のレベルに、具体的な S N 比をそれぞれ対応付けする。

**【 0 0 6 4 】**

S N 比の設定に適した範囲は、一般的に、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定に応じて決まり、理論的あるいは経験的に求めることができる。そこで、具体的には、例えば、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定可能な組合せごとに、複数の S N 比レベルに対してそれぞれ割り当てる S N 比を予め決定し、それらをテーブルで用意しておく。そして、そのテーブルを参照して、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の実際の設定内容に対応した S N 比を複数の S N 比レベルに割り当てる。

20

**【 0 0 6 5 】**

ここで、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定可能な組合せごとに、複数の S N 比レベルに対してそれぞれ割り当てる S N 比を決定する方法の一例として、統計に基づく決定方法を説明する。この方法は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件を教師データとして利用することで、適切な S N 比の割当てを決定するものである。なお、この組合せは、さらに受信コイル「Coil」を含めた組合せとしてもよい。

30

**【 0 0 6 6 】**

図 6 は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件における S N 比のヒストグラムの一例である。図 6 のヒストグラムにおいて、縦軸は S N 比、横軸は頻度であり、丸の記号が多いほど頻度が高いことを意味する。また、このヒストグラムにおける各ピンの幅は、頻度の分布形状がよく現れるように、かつ、上記 S N 比の割当てが行いやすいように調整されている。図 6 の例は、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定内容が「Brain」、「FSE」および「T2」であるという条件で絞り込んだものである。このヒストグラムにおいて、S N 比は、「0.00~0.30」のレンジから「2.70~3.00」のレンジの範囲で幅広く採用されている。そこで、例えば、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定内容が「Brain」、「FSE」および「T2」である場合における、複数の S N 比レベルに対する S N 比の割当てを、次のように決定する。「0.00」~「3.00」を 5 等分し、S N 比レベル「1」~「5」にそれぞれ割り当てる。すなわち、本例では、S N 比レベル「1」には「0.30」を、S N 比レベル「2」には「0.90」を、S N 比レベル「3」には「1.50」を、S N 比レベル「4」には「2.10」を、S N 比レベル「5」には「2.70」を、それぞれ割り当てる S N 比に決定する。そして、これと同様な決定を、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式 (データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」) の設定可能な組合せごとに行う。

40

**【 0 0 6 7 】**

50

ステップ S 5 では、操作者 1 4 は、表示画面の中央部 2 0 2 で、自身が所望する画質を示すパラメータ（「Resolution」、 「SNR」）について設定を行う。条件設定部 1 0 1 は、操作者 1 4 の操作に応じて、これらのパラメータの設定を行う。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 6 では、決定部 1 0 2 は、空間分解能レベル「Resolution」、周波数エンコード方向の F O V 「Freq.FOV」、および位相エンコード方向の F O V 「Phase FOV」の設定内容に基づいて、周波数エンコード方向のマトリクス数「Frequency」および位相エンコード方向のマトリクス数「Phase」の値を決定する。

【 0 0 6 9 】

具体的には、例えば、「Resolution」、「Freq.FOV」、「Phase FOV」、「Frequency」、および「Phase」の相互間の物理的な関係を示す式（ 1 ）と、生成画像における縦横の分解能の差が大きくなって不自然な画像になることを防ぐための条件を示す式（ 2 ）と、磁気共鳴装置 1 の設計仕様上の制限による条件を示す式（ 3 ）とを満たすように、「Frequency」および「Phase」の値を決定する。なお、式（ 2 ）における閾値 T は、理論的にあるいは経験的に求めることができる。

【 0 0 7 0 】

$SQR( ( \text{「Freq.FOV」} \times \text{「Phase FOV」} ) / ( \text{「Frequency」} \times \text{「Phase」} ) ) = \text{「Resolution」}$ （空間分解能） ... 式（ 1 ）

$\text{「Frequency」} - \text{「Phase」} > T$  ... 式（ 2 ）

$\text{「Frequency」} = 32 \times n$  ,  $\text{「Phase」} = 32 \times m$  （ n , m は自然数） ... 式（ 3 ）

【 0 0 7 1 】

ここで、式（ 2 ）における閾値 T の決定方法の一例として、統計に基づく決定方法を説明する。この方法は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件を教師データとして利用することで、適切な閾値を決定するものである。

【 0 0 7 2 】

図 7 は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件における、「Frequency」と「Phase」との減算値（「Frequency」の値から「Phase」の値を減算した値）のヒストグラムの一例である。図 7 のヒストグラムにおいて、横軸は減算値（「Frequency」 - 「Phase」）、縦軸は頻度である。また、各ピンの幅は、頻度の分布形状がよく現れるように調整されている。このヒストグラムにおいて、当該減算値は、ピーク（peak）値の「96」を超えると採用件数がかなり減っている。そこで、例えば、閾値 T を、このピーク値である「96」に決定する。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 7 では、決定部 1 0 2 は、S N 比レベル「SNR」の設定内容、ステップ S 6 で決定された「Frequency」および「Phase」の値、「Freq.FOV」、「Phase FOV」、および「Slice Thickness」の設定内容とに基づいて、バンド幅「BW」および加算回数「NEX」の値を決定する。

【 0 0 7 4 】

具体的には、例えば、まず「BW」および「NEX」による組合せについて複数の候補を用意する。

【 0 0 7 5 】

候補に適した「BW」および「NEX」による組合せは、一般的に、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定に応じて決まり、その候補は、理論的にあるいは経験的に求めることができる。そこで、具体的には、例えば、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定可能な組合せごとに、「BW」および「NEX」による組合せについて複数の候補を予め決定し、それらをテーブルで用意しておく。そして、そのテーブルを参照して、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の実際の設定内容に対応した複数の候補を読み出す。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 6 】

ここで、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定可能な組合せごとに、「BW」および「NEX」による組合せについての複数の候補を決定する方法の一例として、統計に基づく決定方法を説明する。この方法は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件を教師データとして利用することで、適切な候補を決定するものである。

## 【 0 0 7 7 】

図 8 は、過去に実際に設定された多数のスキャン条件における「BW」および「NEX」による組合せの 2 D ヒストグラムの一例である。図 8 において、横軸はバンド幅「BW」の値、縦軸は加算回数「NEX」の値であり、これらの組合せに対応する座標における数値は頻度である。図 8 の例は、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定内容が「Brain」、「FSE」および「T2」であるという条件で絞り込んだものである。

10

## 【 0 0 7 8 】

ところで、「BW」は、過小であると、ケミカルシフト（chemical shift）が発生して画質を劣化させ、過大であると、S N 比が悪くなるという性質を持つ。また、「NEX」は、過大であると、スキャン時間が長くなるという性質を持つ。

## 【 0 0 7 9 】

この 2 D ヒストグラムを見て分かるように、「BW」および「NEX」による組合せは、「BW」が過大および過小となる範囲と、「NEX」が過大となる範囲をほぼ避けるように設定されているのが分かる。

20

## 【 0 0 8 0 】

そこで、例えば、この 2 D ヒストグラムにおいて、矩形枠 F を設定する。矩形枠 F は、最も頻度が高い組合せを含み、かつ、「BW」が過大および過小となる範囲と、「NEX」が過大となる範囲を除くように設定したものである。そして、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）が「Brain」、「FSE」および「T2」である場合における、「BW」および「NEX」による組合せについての複数の候補を、矩形枠 F 内に含まれる組合せに決定する。

## 【 0 0 8 1 】

なお、別の方法として、この 2 D ヒストグラムにおいて、「BW」が過大および過小となる範囲と、「NEX」が過大となる範囲を除きつつ、頻度が高い順（ポピュラーな順）に上位所定数を、上記複数の候補として決定してもよい。

30

## 【 0 0 8 2 】

後は、これと同様な決定を、撮影部位「Anatomy」およびスキャン方式（データ収集方法「PStype」およびコントラスト「Contrast」）の設定可能な組合せごとに行う。

## 【 0 0 8 3 】

「BW」および「NEX」による組合せについて複数の候補を用意したら、各候補ごとに、その候補を採用した時の S N 比を見積もる。なお、S N 比は、下式のように定義することができる。

## 【 0 0 8 4 】

$$\begin{aligned} \text{S N 比} &= C \times \text{「Freq.FOV」} \times \text{「Phase FOV」} \times \text{「Slice Thickness」} \\ &\quad \times \text{S Q R ( 「NEX」} \times \text{「pFOV.R」)} \\ &\quad / \text{S Q R ( 「Frequency」} \times \text{「Phase」} \times \text{「BW」)} \\ &= C \times A \times \text{S Q R ( 「NEX」} / \text{「BW」)} \quad \dots \text{式 ( 4 )} \end{aligned}$$

40

ただし、S Q R は平方根、「pFOV.R」は「Phase FOV」/「Freq.FOV」、

A は既知の定数、C は「Coil」、「TR」、「TE」,etc. に依存する定数である。

## 【 0 0 8 5 】

次いで、S N 比の見積値が、S N 比レベル「SNR」の設定レベルに対応した S N 比以上である、または当該 S N 比より大である候補を抽出する。図 8 では、矩形枠 F 内の「BW」および「NEX」による複数の組合せの各候補について、S N 比の相対的な大きさを表す指

50

標値  $SQR \{ \text{「NEX」} / \text{「BW」} \}$  を算出し、各候補をその指標値が小さい順に並べたものを、矢印で示している。ここで、 $SQR \{ \}$  は、平方根（ルート）を意味している。SN比レベル「SNR」の設定レベルに対応したSN比の上記指標値を閾値とし、この閾値判定により候補を抽出することができる。

【0086】

候補が抽出されたら、その抽出された候補ごとに、スキャン時間を見積もる。

【0087】

最後に、抽出された候補の中で、スキャン時間の見積値が最小となる候補を採択する。

【0088】

ステップS8では、決定部102は、ステップS6およびS7にて決定された「Frequency」、「Phase」、「BW」、「NEX」の設定内容に基づいて、設定が必要な残りのパラメータの値を決定する。ただし、設定が必要な残りのパラメータは、使用するデータ収集方法（パルスシーケンス）「PStype」によって異なる。データ収集方法として最もよく使われる方法は、FSE法（FLAIR法を除く）である。そこで、ここでは、一例として、データ収集方法として、FSE法（FLAIR法を除く）を用いる場合について説明する。

【0089】

データ収集方法がFSE法（FLAIR法を除く）である場合、設定が必要な残りのパラメータは、エコートレイン長「ETL」、繰返し時間「TR」、計測回数「#Acq」である。

【0090】

まず、「Auto ETL」機能を使用して、「ETL」の値の候補を1つ以上決定する。

【0091】

「ETL」は、データ収集方法がFSE法であるときに必要となるパラメータである。「ETL」は、その値を大きくすると結果的に「DAT（Data Acquisition Time）」が伸びてスキャン時間が短くなるが、その値が大きいと画質を劣化させる（画像をぼかす）性質を持つ。そこで、「DAT」の値のレンジとして適切なレンジ（上限値および下限値）を予め決めておく。次の関係式から「DAT」の値がその適切なレンジ内となるように「ETL」の値を調整する。

【0092】

$$\text{「DAT」} = \text{「Echo Space」} \times \text{「ETL」} \quad \dots \text{式(5)}$$

$$\text{「Echo Space」} = f(\text{「Frequency」}, \text{「BW」}) \quad \dots \text{式(6)}$$

ただし、「Frequency」、「BW」の値は既に決まっている。f( )は関数。

【0093】

次に、「ETL」の値の候補ごとに、「Auto TR」機能を用いて、「TR」および「#Acq」の値を自動で決定する。「TR」は、データ収集方法によらず、常に必要となるパラメータであるが、場合によっては操作者に設定を許可せず、値を固定することがある。「#Acq」は、スキャン時間に大きな影響を与えるパラメータであり、取得する画像のスライス数が所定値N（例えば30）までなら1、所定値N×2までなら2、...となる。スキャン時間は「#Acq」の値に対してほぼ線形に増大する性質がある。「Auto TR」機能は、「ETL」を基に、スキャン時間が最小となるよう「TR」および「#Acq」を最適化する機能であり、既存の技術である。

【0094】

そして、「ETL」、「TR」、「#Acq」による組合せの候補の中で、見積もられたスキャン時間が最小となる組合せの候補を採択する。

【0095】

ステップS9では、決定された「Frequency」、「Phase」、「NEX」、「BW」、「ETL」、「TR」、「#Acq」の値を表示する。また、見積もられたスキャン時間も表示する。

【0096】

ステップS10では、スキャン条件の確定指令およびパラメータの設定変更を受け付ける。

【0097】

10

20

30

40

50

ステップS11では、いずれかのパラメータに変更が成されたかを判定する。変更が成されたときには、ステップS2に戻って各パラメータの決定をやり直す。一方、変更が成されなかったときには、ステップS12に進む。

【0098】

ステップS12では、スキャン条件の確定指令が成されたかを判定する。確定指令がなされなかったときには、ステップS10に戻る。一方、確定指令が成されたときには、スキャン条件を確定して処理を終了する。

【0099】

以上、このような本実施形態によれば、設定された撮影範囲と所望の空間分解能とに基づいて、生成画像における周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数を決定し、決定された周波数エンコード方向のマトリクス数および位相エンコード方向のマトリクス数と、設定された撮影範囲と、設定された所望のSN比とに基づいて、バンド幅および加算回数を決定するので、操作者が注意を払うパラメータから出発して、それらを満たすような個々の物理パラメータを自動で決定することができ、磁気共鳴イメージング装置におけるスキャン条件の最適化をより簡便に行うことができる。また、個々のパラメータの決定方法がシンプルなので、アルゴリズムの開発コスト、最適化処理における所要時間、決定されたパラメータの妥当性に対する安定度等において優位である。

【0100】

また、本実施形態では、パラメータの設定範囲や候補を決定する上で、過去に実際に設定されたスキャン条件を教師データとして利用しているので、操作者が経験で身に着けたパラメータ設定上の基準を、パラメータの決定方法に反映させることができ、複雑に影響し合う多数のパラメータを簡単な方法で合理的に決定することができる。

【0101】

なお、発明は上記実施形態に限定されず、発明の趣旨を逸脱しない範囲において、種々の変形等が可能である。

【0102】

例えば、空間分解能「Resolution」の各レベルと具体的な空間分解能との対応付け、SN比「SNR」の各レベルと具体的なSN比との対応付け、「BW」および「NEX」による組合せ候補などは、撮影部位およびスキャン方式のいずれか一方ごと、あるいはその他の条件ごとに用意してもよい。

【0103】

また例えば、スライス枚数「#Slices」は、z軸方向において所望する空間分解能と、イメージング領域のz軸方向の範囲との設定内容に基づいて、自動で求めるようにしてもよい。z軸方向において所望する空間分解能は、スライス厚「Slice Thickness」としてもよい。

【0104】

また例えば、教師データとして使用する、過去に実際に設定されたスキャン条件は、全世界規模のすべてのデータを対象としてもよいが、経験年数が所定数以上のベテランの技師によって設定されたものに限定してもよい。あるいは、国や地域ごとに、技師の習熟度が違うことも考えられるので、技師の習熟度が高いと思われる国や地域で設定されたものに限定してもよい。あるいは、国や地域ごとに、被検体の体格が異なることも考えられるので、磁気共鳴装置が使用される国や地域と同じ国や地域で設定されたものに限定してもよい。これらの場合、パラメータの最適化における精度の向上が期待できる。

【0105】

また、本実施形態は、磁気共鳴イメージング装置であるが、上記のようにパラメータを最適化するスキャン条件決定方法や、この方法を実行するスキャン条件決定装置、コンピュータをこのスキャン条件決定装置として機能させるためのプログラム、そのプログラムが記憶されている記憶媒体等もまた、発明の一実施形態である。

【符号の説明】

10

20

30

40

50

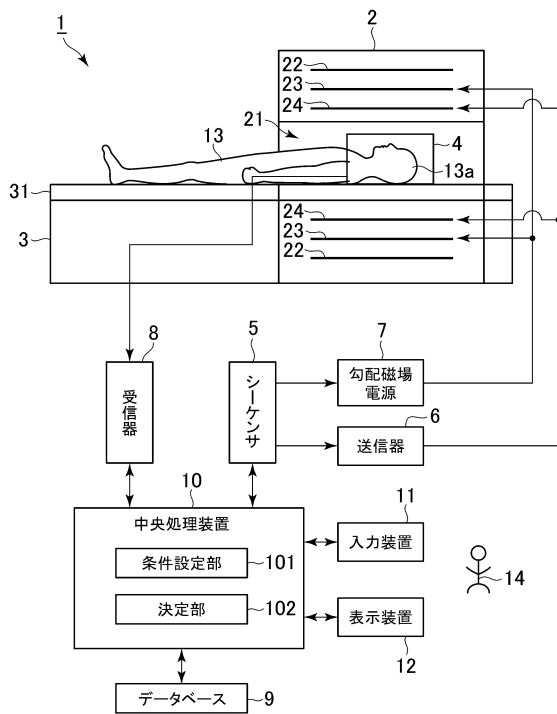
【 0 1 0 6 】

- 1 MRI装置
- 2 磁場発生装置
  - 2 2 超伝導コイル
  - 2 3 勾配コイル
  - 2 4 送信コイル
- 3 テーブル
  - 3 1 クレードル
- 4 受信コイル
- 5 シーケンサ
- 6 送信器
- 7 勾配磁場電源
- 8 受信器
- 9 データベース
- 10 中央処理装置
  - 10 1 条件設定部 (設定手段)
  - 10 2 決定部 (決定手段)
- 11 入力装置
- 12 表示装置
- 13 被検体
- 14 操作者

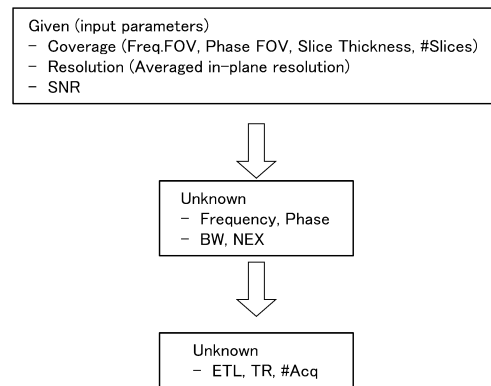
10

20

【 図 1 】

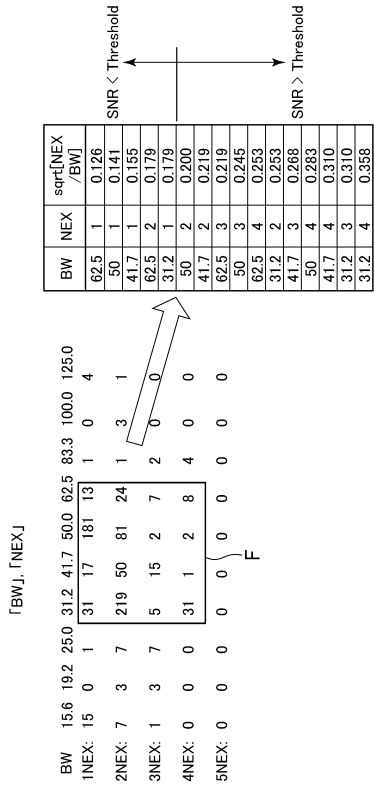


【 図 2 】









---

フロントページの続き

(72)発明者 宇野 万里恵

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特表2005-501624 ( J P , A )

特開2006-255189 ( J P , A )

特開2010-5064 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B      5 / 0 5 5