

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6466552号
(P6466552)

(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/055 3 8 2

請求項の数 16 (全 33 頁)

(21) 出願番号	特願2017-231116 (P2017-231116)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成29年11月30日 (2017.11.30)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
審査請求日	平成29年12月13日 (2017.12.13)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
			4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
			番
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人
		(74) 代理人	100115462
			弁理士 小島 猛

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の第 1 の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキヤンを実行するスキヤン手段と、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第 1 の部位の第 1 の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成手段と、

前記プロファイル生成手段により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成手段と、

前記心拍信号の極小点を探索する探索手段と、

前記心拍信号が単調増加している間における前記極小点からの前記心拍信号の増加分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記増加分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出手段と、を有する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記心拍信号の最新の時点における信号値から、前記心拍信号の直前の時点における信号値を減算し、信号値の変化量を求める差分手段と、

前記信号値の変化量に基づいて、前記心拍信号が単調増加しているか否かを判定する単調増加判定手段と、

を有する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

10

20

前記差分手段は、

前記心拍信号の最新の時点における信号値から、前記心拍信号の極小点が現れた時点における信号値を減算し、前記心拍信号の増加分を求める、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記探索手段は、

前記心拍信号が単調増加していないと判定された場合、前記心拍信号に現れる新たな極小点を探索し、

前記検出手段は、

前記心拍信号が単調増加している間における前記新たな極小点からの前記心拍信号の増加分と、前記閾値とを比較し、前記増加分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する、請求項 1 ~ 3 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 5】

被検体の第 1 の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキャンを実行するスキャン手段と、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第 1 の部位の第 1 の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成手段と、

前記プロファイル生成手段により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成手段と、

20

前記心拍信号の極大点を探索する探索手段と、

前記心拍信号が単調減少している間における前記極大点からの前記心拍信号の減少分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記減少分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出手段と、を有する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記心拍信号の最新の時点における信号値から、前記心拍信号の直前の時点における信号値を減算し、信号値の変化量を求める差分手段と、

前記信号値の変化量に基づいて、前記心拍信号が単調減少しているか否かを判定する単調減少判定手段と、

30

を有する、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記スキャン手段は、

前記所定の心位相が検出された場合、第 2 の部位のイメージングデータを取得するためのイメージングシーケンスを実行する、請求項 1 ~ 6 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

前記スキャン手段は、

前記閾値を求めるための第 1 のスキャンと、前記被検体の撮影部位の画像を取得するための第 2 のスキャンとを実行し、

40

前記第 2 のスキャンでは、前記複数のナビゲータデータを取得するための複数のナビゲータシーケンスと前記イメージングシーケンスとが実行される、請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記第 1 のスキャンでは、前記第 1 の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するための他の複数のナビゲータシーケンスが繰り返し実行される、請求項 8 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

前記第 1 のスキャンにより得られたナビゲータデータに基づいて、被検体の呼吸信号を生成する呼吸信号生成手段を有する、請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

50

【請求項 1 1】

前記第 1 のスキャンにより得られた呼吸信号に基づいて、前記イメージングシーケンスを実行することが可能な呼吸位相の範囲を表す第 1 のウィンドウを決定するウィンドウ決定手段を有する、請求項 1 0 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 のスキャンにより得られた呼吸信号に基づいて、被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相の範囲を表す第 2 のウィンドウを決定する第 2 のウィンドウ決定手段と、

前記呼吸信号のうち、前記第 2 のウィンドウに含まれている信号部分の時間範囲を特定する時間範囲特定手段と、

前記心拍信号のうち、前記時間範囲に対応する信号部分を特定する信号部分特定手段と、

前記信号部分特定手段により特定された信号部分の信号値に基づいて、前記閾値を計算する閾値計算手段と、

を有する、請求項 1 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 3】

前記呼吸信号生成手段は、

前記プロファイルの中から、前記被検体の呼吸により動く部位のエッジの位置を求め、請求項 1 0 ~ 1 2 のうちのいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 4】

前記心拍信号生成手段は、

前記エッジの位置に基づいて、前記プロファイルの中から、心拍信号の信号値を求めるための範囲を求め、前記範囲に含まれる信号値に基づいて、前記心拍情報を反映した信号値を求め、請求項 1 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 1 5】

第 1 の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキャンを実行する磁気共鳴イメージング装置に適用されるプログラムであって、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第 1 の部位の第 1 の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成処理と、

前記プロファイル生成処理により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成処理と、

前記心拍信号の極小点を探索する探索処理と、

前記心拍信号が単調増加している間における前記極小点からの前記心拍信号の増加分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記増加分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出処理と、をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 1 6】

第 1 の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキャンを実行する磁気共鳴イメージング装置に適用されるプログラムであって、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第 1 の部位の第 1 の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成処理と、

前記プロファイル生成処理により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成処理と、

前記心拍信号の極大点を探索する探索処理と、

前記心拍信号が単調減少している間における前記極大点からの前記心拍信号の減少分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記減少分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出処理と、をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の画像を取得するための磁気共鳴イメージング装置、および磁気共鳴イメージング装置に適用されるプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の体内の画像を取得する医用装置として、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置が知られている。MRI装置は、被検体の画像を非侵襲的に取得することができるので、被検体の画像診断に欠かせない装置として普及している。

【0003】

一方、MRI装置の撮影において知られている問題として、心拍動によるアーチファクトがある。被検体の画像診断をする場合、心拍動によるアーチファクトができるだけ軽減された画像を得ることが重要となる。そこで、心拍動によるアーチファクトを軽減するために、被検体の心拍に同期して撮影を行うことが行われている(特許文献1参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2017-140532号公報

【特許文献2】特開2016-189938号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1では、ECG信号又はPG信号を取得し、ECG信号又はPG信号に基づいて、心拍同期撮影を行っている。したがって、心拍の影響が軽減された画像を取得することが可能となる。しかし、特許文献1の方法では、ECGプローブ又はPGプローブを用いてECG信号又はPG信号を取得する必要がある。このようなプローブを用いる方法は、プローブを被検体に取り付ける必要があるので、撮影技師にとっては手間がかかるという問題がある。また、プローブにはECG信号又はPG信号を取り出すためのケーブルが取り付けられているので、撮影中の被検体の快適性を損なうという問題もある。

【0006】

そこで、ECGプローブやPGプローブなどのプローブを用いずに、MR信号に基づいて心拍信号を取得することが試みられている(特許文献2参照)。特許文献2では、プレナビゲータスキャンにより得られた心拍信号から、本スキャンにおいて心拍同期撮影を行うための閾値を計算し、本スキャンでは、心拍信号が閾値を越えたか否かに基づいて、イメージングシーケンスを実行するか否かを判定している。したがって、ECGプローブやPGプローブなどのプローブを用いずに、心拍同期撮影を行うことが可能である。しかし、特許文献2の手法では、プレナビゲータスキャンではイメージングシーケンスを実行せずにナビゲータシーケンスが実行されるが、本スキャンではイメージングシーケンスとナビゲータシーケンスとの両方が実行されるので、プレナビゲータスキャンと本スキャンの間ではナビゲータシーケンスの実行される条件に違いがある。したがって、プレナビゲータスキャンと本スキャンとを比較すると、同じ条件下で心拍信号を取得することができない。このため、プレナビゲータスキャンの心拍信号に基づいて計算された閾値を用いて、本スキャンにおけるイメージングシーケンスを実行するか否かを判定しても、本スキャンにおいて所望の心拍同期撮影をすることができないことがあるという問題がある。

【0007】

したがって、ECGプローブやPGプローブなどのプローブを用いなくても、所望の心拍同期撮影をすることが可能な技術が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の第1の観点は、第1の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得

10

20

30

40

50

するためのスキャンを実行するスキャン手段と、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第1の部位の第1の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成手段と、

前記プロファイル生成手段により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成手段と、

前記心拍信号の極小点を探索する探索手段と、

前記心拍信号が単調増加している間における前記極小点からの前記心拍信号の増加分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記増加分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出手段と、を有する磁気共鳴イメージング装置である。

10

【0009】

本発明の第2の観点は、第1の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキャンを実行するスキャン手段と、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第1の部位の第1の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成手段と、

前記プロファイル生成手段により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成手段と、

前記心拍信号の極大点を探索する探索手段と、

前記心拍信号が単調減少している間における前記極大点からの前記心拍信号の減少分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記減少分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出手段と、を有する磁気共鳴イメージング装置である。

20

【0010】

本発明の第3の観点は、第1の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキャンを実行する磁気共鳴イメージング装置に適用されるプログラムであって、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第1の部位の第1の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成処理と、

前記プロファイル生成処理により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成処理と、

前記心拍信号の極小点を探索する探索処理と、

前記心拍信号が単調増加している間における前記極小点からの前記心拍信号の増加分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記増加分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出処理と、をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

30

【0011】

本発明の第4の観点は、第1の部位から心拍情報を含む複数のナビゲータデータを取得するためのスキャンを実行する磁気共鳴イメージング装置に適用されるプログラムであって、

前記複数のナビゲータデータの各々から、前記第1の部位の第1の方向における位置の信号値を表すプロファイルを生成するプロファイル生成処理と、

前記プロファイル生成処理により得られた各プロファイルから、心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号を生成する心拍信号生成処理と、

前記心拍信号の極大点を探索する探索処理と、

前記心拍信号が単調減少している間における前記極大点からの前記心拍信号の減少分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、前記減少分が前記閾値以上又は前記閾値を越えたときの前記被検体の心位相を、前記所定の心位相として検出する検出処理と、をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

40

【発明の効果】

【0012】

50

スキャンを実行することにより得られたナビゲータデータに基づいてプロファイルを生成し、プロファイルに基づいて心拍信号が生成される。したがって、心拍信号を計測するための専用のプローブを用いなくても、心拍信号を生成することができる。また、心拍信号の極小点又は極大点を探索し、極小点からの心拍信号の増加分又は極大点からの心拍信号の減少分と閾値とを比較し、所定の心位相を検出している。したがって、心拍信号の極小点又は極大点を基準にして所定の心位相が検出されるので、所定の心位相の検出精度を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の一形態の磁気共鳴装置の概略図である。

10

【図2】プロセッサ9が実行する処理を示す図である。

【図3】本形態において実行されるスキャンを概略的に示す図である。

【図4】トレーニングスキャンSC2の説明図である。

【図5】トレーニングスキャンSC2によりMR信号が収集される部位を概略的に示す図である。

【図6】ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_a$ により発生するMR信号Aを示す図である。

【図7】プロファイルの例を概略的に示す図である。

【図8】スキャンSC1～SC3を実行するためのフローを示す図である。

【図9】ローカライズスキャンSC1により取得された画像LDを概略的に示す図である。

20

【図10】被検体の撮影部位の範囲を概略的に示す図である。

【図11】ナビゲータシーケンス N_1 の説明図である。

【図12】プロセッサ9で実行されるデータ処理のフローの一例を示す図である。

【図13】ナビゲータデータ ND_1 から得られたプロファイル F_1 の一例を概略的に示す図である。

【図14】検出された肝臓のエッジの位置を示す図である。

【図15】ステップST33の説明図である。

【図16】ナビゲータシーケンス N_2 の説明図である。

【図17】ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_3$ までが実行されたときの様子を示す図である。

30

【図18】トレーニングスキャンSC2により得られた呼吸信号 S_{res} と心拍信号 S_{hb} とを概略的に示す図である。

【図19】ウインドウW1の一例を示す図である。

【図20】信号部分 SP_1 の最小値 b および最大値 a を用いて閾値を求める方法の一例を示す図である。

【図21】心拍信号 S_{hb} の中から検出された信号値の最大値および最小値を示す図である。

【図22】ウインドウW2の決定方法の説明図である。

【図23】呼吸信号 S_{res} のうち、ウインドウW2に含まれている信号部分の時間範囲 TW_1 、 TW_2 、および TW_3 を示す図である。

40

【図24】心拍信号 S_{hb} のうち、呼吸信号 S_{res} の時間範囲 TW_1 、 TW_2 、および TW_3 に対応する信号部分 TB_1 、 TB_2 、および TB_3 を示す図である。

【図25】心拍信号 S_{hb} の信号部分 TB_1 、 TB_2 、および TB_3 の中から検出された心拍信号 S_{hb} の最大値 max_{cnav} および最小値 min_{cnav} を示す図である。

【図26】本スキャンSC3の説明図である。

【図27】ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_{17}$ およびイメージングシーケンスIMが実行される部分の拡大図である。

【図28】呼吸信号 S_{res1} および心拍信号 S_{hb1} に基づいてイメージングシーケンスIMを実行するか否かを判定するためのフローを示す図である。

【図29】ナビゲータシーケンス N_{13} により得られた呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_1

50

3 および心拍信号 S_{hb1} の信号値 B_{13} を示す図である。

【図30】ナビゲータシーケンス $N_{14} \sim N_{16}$ の説明図である。

【図31】ナビゲータシーケンス N_{17} により得られた呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} および心拍信号 S_{hb1} の信号値 B_{17} を示す図である。

【図32】検証結果を示す図である。

【図33】図32に示すプロファイルデータ D_1 から得られた心拍信号を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、発明を実施するための形態について説明するが、本発明は、以下の形態に限定されることはない。

【0015】

図1は、本発明の一形態の磁気共鳴装置の概略図である。

磁気共鳴イメージング装置（以下、「MRI装置」と呼ぶ。）1は、マグネット2、テーブル3、受信RFコイル（以下、「受信コイル」と呼ぶ）4などを有している。

【0016】

マグネット2は、被検体13が収容される収容空間21を有している。また、マグネット2は、静磁場を発生させるための超伝導コイル、勾配磁場を印加するための勾配コイル、およびRFパルスを送信するためのRFコイルなどを有している。超伝導コイルの代わりに、永久磁石を用いてもよい。

【0017】

テーブル3は、クレードル3aを有している。クレードル3aは、収容空間21内に移動できるように構成されている。クレードル3aによって、被検体13は収容空間21に搬送される。

【0018】

受信コイル4は、被検体13の腹部に取り付けられている。受信コイル4は、被検体13からの磁気共鳴信号を受信する。

【0019】

MRI装置1は、更に、送信器5、勾配磁場電源6、受信器7、制御部8、操作部11、および表示部12などを有している。

【0020】

送信器5はRFコイルに電流を供給し、勾配磁場電源6は勾配コイルに電流を供給する。受信器7は、受信コイル4から受け取った信号に対して、検波などの信号処理を実行する。尚、マグネット2、受信コイル4、送信器5、勾配磁場電源6、および受信器7を合わせたものがスキャン手段に相当する。

【0021】

制御部8は、表示部12に必要な情報を伝送したり、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。制御部8は、プロセッサ9および記憶部10などを含むコンピュータを有している。

【0022】

記憶部10には、プロセッサ9により実行されるプログラムなどが記憶されている。尚、記憶部10は、コンピュータで読取り可能な非一過性の記録媒体であってもよい。非一過性の記録媒体としては、例えば、CD-ROMを用いることができる。プロセッサ9は、記憶部10に記憶されているプログラムを読み出し、プログラムに記述されている処理を実行する。図2に、プロセッサ9が実行する処理を示す。プロセッサ9は、記憶部10に記憶されているプログラムを読み出すことにより、プロファイル生成手段91～検出手段103として機能する。

【0023】

プロファイル生成手段91は、後述するナビゲータデータに基づいて、励起された部位のSI方向における信号値の変化を表すプロファイルを生成する。

【0024】

10

20

30

40

50

呼吸信号生成手段 9 2 は、プロフィール生成手段 9 1 により生成されたプロフィールに基づいて、被検体の呼吸信号を生成する。

心拍信号生成手段 9 3 は、プロフィールに基づいて、被検体の心拍信号を生成する。

【 0 0 2 5 】

第 1 のウインドウ決定手段 9 4 は、本スキャンにおいてイメージングシーケンスの実行が可能な呼吸位相の範囲を表すウインドウ W 1 を決定する。

第 2 のウインドウ決定手段 9 5 は、本スキャンにおいて被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相の範囲を表すウインドウ W 2 を決定する。

【 0 0 2 6 】

時間範囲特定手段 9 6 は、呼吸信号のうち、ウインドウ W 2 に含まれている信号部分の時間範囲を特定する。

信号部分特定手段 9 7 は、心拍信号のうち、呼吸信号の時間範囲に対応する信号部分を特定する。

【 0 0 2 7 】

閾値計算手段 9 8 は、後述する式 (1) を用いて、本スキャンにおいてイメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相を検出するための閾値 th_card を計算する。

【 0 0 2 8 】

信号値判定手段 9 9 は、呼吸信号の信号値がウインドウ W 2 の内側に含まれているか否かを判定する。また、信号値判定手段 9 9 は、呼吸信号の信号値がウインドウ W 1 の内側に含まれているか否かも判定する。

【 0 0 2 9 】

探索手段 1 0 0 は、心拍信号の中から極小点を探索する。

差分手段 1 0 1 は、心拍信号の最新の信号値から心拍信号の極小点の信号値を減算し、極小点からの信号値の増加分 $S B$ を計算する。また、差分手段 1 0 1 は、心拍信号の最新の信号値から直前の時点における信号値を減算し、信号値の変化量 V も計算する。信号値の増加分 $S B$ および信号値の変化量 V については後述する。

【 0 0 3 0 】

単調増加判定手段 1 0 2 は、心拍信号が単調増加していか否かを判定する。この判定方法については後述する。

【 0 0 3 1 】

検出手段 1 0 3 は、閾値に基づいて、イメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相を検出する。

【 0 0 3 2 】

プロセッサ 9 は、プロフィール生成手段 9 1 ~ 比較手段 1 0 3 を構成する一例であり、記憶部 1 0 に記憶されたプログラムを実行することによりこれらの手段として機能する。

【 0 0 3 3 】

尚、図 2 に示す機能の詳細は、MRI 装置における処理の流れを説明する際に併せて説明する。

【 0 0 3 4 】

操作部 1 1 は、オペレータにより操作され、種々の情報を制御部 8 に入力する。表示部 1 2 は種々の情報を表示する。

MRI 装置 1 は、上記のように構成されている。

【 0 0 3 5 】

図 3 は、本形態において実行されるスキャンを概略的に示す図である。

ローカライズスキャン $SC 1$ は、撮影部位を設定するために使用される画像を取得するためのスキャンである。

【 0 0 3 6 】

トレーニングスキャン $SC 2$ は、呼吸信号および心拍信号を求めるために実行されるスキャンであり、後述する閾値 th_card を求めるために実行される s 重スキャンである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

本スキャン S C 3 は、呼吸信号および心拍信号に同期して撮影部位の画像を取得するためのスキャンである。本形態では、本スキャン S C 3 は、撮影部位の 3 D 画像を取得するためのスキャンであるが、撮影部位の 2 D 画像を取得するスキャンとすることもできる。

【 0 0 3 8 】

本形態において、トレーニングスキャン S C 2 は、上記のように、呼吸信号および心拍信号を求めるために実行されるスキャンである。トレーニングスキャン S C 2 により得られた呼吸信号および心拍信号は、本スキャン S C 3 を実行する上で必要となるウインドウおよび閾値を求めるために使用されるものであり、本形態において重要な役割を有している。そこで、本スキャン S C 3 の説明を行う前に、トレーニングスキャン S C 2 について、図 4 および図 5 を参照しながら説明する。

10

【 0 0 3 9 】

図 4 は、トレーニングスキャン S C 2 の説明図、図 5 は、トレーニングスキャン S C 2 により M R 信号が収集される部位を概略的に示す図である。

トレーニングスキャン S C 2 では、複数のナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_a$ が実行される。以下、各ナビゲータシーケンスについて説明する。尚、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_a$ は同じシーケンスチャートで表されるので、以下では、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_a$ のうち、代表してナビゲータシーケンス N_1 を取り上げて、ナビゲータシーケンスについて説明する。

【 0 0 4 0 】

ナビゲータシーケンス N_1 は、励起パルス E X および読出し勾配パルス R E を有している。励起パルス E X は R F コイルにより印加され、読出し勾配パルス R E は勾配コイルにより印加される。本形態では、励起パルス E X が印加されている間、勾配パルスは印加されていない。したがって、励起パルス E X は、スライス選択を行わずに被検体を励起するための非選択 R F パルスである。励起パルス E X は非選択 R F パルスであるので、励起パルス E X を印加することにより、肝臓および心臓を含む広範囲の部位を励起することができる。励起パルス E X を印加した後、読出し勾配パルス R E が印加される。読出し勾配パルス R E が印加されることにより、k 空間 $k_x - k_y$ 平面の中心のデータを表す M R 信号 A が収集される。

20

【 0 0 4 1 】

図 4 では、ナビゲータシーケンス N_1 により得られる M R 信号 A について説明したが、他のナビゲータシーケンス $N_2 \sim N_a$ も、ナビゲータシーケンス N_1 と同じシーケンスチャートで表される。したがって、他のナビゲータシーケンス $N_2 \sim N_a$ を実行した場合も、M R 信号 A が発生する。図 6 に、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_a$ により発生する M R 信号 A を示す。尚、図 6 では、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_a$ により発生する M R 信号 A を区別するために、符号 A に添え字「1」、「2」、「3」、・・・「a - 1」、「a」が付されている。

30

【 0 0 4 2 】

本形態では、肝臓および心臓を含む部位を励起し、励起された部位から収集された M R 信号に基づいて、肝臓および心臓を含む部位の S I 方向の各位置における信号値を表すプロファイルを生成する（図 7 参照）。

40

【 0 0 4 3 】

図 7 は、プロファイルの例を概略的に示す図である。

ナビゲータシーケンスを繰り返し時間 T R（例えば、 $T R = 50 \text{ m s e c}$ ）で実行し、ナビゲータシーケンスごとにプロファイルを生成すると、得られるプロファイルは、大きく 2 種類に分けられる。2 種類のプロファイルを図 7（a）および図 7（b）に概略的に示してある。

【 0 0 4 4 】

図 7（a）のプロファイル f 1 は、肝臓側（I 側）の信号値が大きく、心臓側（S 側）の信号値は十分に小さくなっている。

50

一方、図7(b)のプロファイルf2は、プロファイルf1と同様に、肝臓側(I側)の信号値は大きい。しかし、プロファイルf2の心臓側(S側)の範囲RAには、プロファイルf1の心臓側の範囲RAの信号値よりも大きい信号値が現れている。

【0045】

ナビゲータシーケンスの非選択RFパルスEXにより励起される部位には肝臓および肺が含まれている。肝臓は比較的高信号となるが、肺は空気を含んでいるので、肺は肝臓よりも低信号となる。したがって、プロファイルf1およびf2の中から信号値が急激に変化する位置を検出することにより、肝臓の肺側のエッジ13aの位置を検出することができる。肝臓は被検体の呼吸に応じてSI方向に移動する。したがって、肝臓のエッジ13aの検出位置は、時間とともに変動するので、この検出位置の時間変化を求めることにより、呼吸信号を取得することができる。

10

【0046】

また、非選択RFパルスEXにより励起される部位には心臓が含まれている。心臓は拍動するので、非選択RFパルスEXにより励起される部位のうちの心臓が占める割合は時間とともに変化する。したがって、心臓から収集されるMR信号の信号値は、心臓の動きに応じて増減する。このため、ある時刻では、プロファイルの心臓側の範囲RAの信号値は十分に小さいが(図7(a)参照)、別の時刻では、プロファイルの心臓側の範囲RAの信号値は大きい値になる(図7(b)参照)。このように、プロファイルの心臓側の範囲の信号値は、心臓の動きを反映して増減するので、プロファイルの心臓側の範囲の信号値に基づいて、心拍信号を取得することが可能となる。

20

本形態では、上記の考え方に基づいて、呼吸信号と心拍信号を取得している。

【0047】

以下に、図3に示すスキャンSC1~SC3を実行し、被検体の画像を取得する手順について説明する。

【0048】

図8は、スキャンSC1~SC3を実行するためのフローを示す図である。

ステップST1では、ローカライズスキャンSC1を実行する。図9に、ローカライズスキャンSC1により取得された画像LDを概略的に示す。ローカライズスキャンSC1を実行した後、ステップST2に進む。

【0049】

ステップST2では、スキャン条件が設定される。スキャン条件には、本スキャンSC3における被検体の撮影部位の範囲などが含まれる。図10に、設定された被検体の撮影部位の範囲を概略的に示す。スキャン条件を設定した後、ステップST3に進む。

30

【0050】

ステップST3では、トレーニングスキャンSC2が実行される。

トレーニングスキャンSC2では、被検体から呼吸情報及び心拍情報を取得するためのナビゲータシーケンスN₁~N_aが順に実行される。以下、ナビゲータシーケンスN₁~N_aについて説明する。

【0051】

まず、ナビゲータシーケンスN₁が実行される。ナビゲータシーケンスN₁は非選択RFパルスEX(図4参照)を用いて励起を行うので、ナビゲータシーケンスN₁が実行されることにより、広範囲の部位(例えば、肝臓および肺を含む胴部)を励起することができる。励起された部位から発生したMR信号A₁は受信コイル4(図1参照)で受信される。受信コイル4で受信されたMR信号は受信器7(図1参照)に供給される。受信器7は、受信コイル4から受け取った信号に対して検波などの信号処理を行い、信号処理により得られたデータを出力する。したがって、ナビゲータシーケンスN₁を実行することにより、呼吸情報および心拍情報を含むナビゲータデータND₁を得ることができる(図11参照)。ナビゲータデータND₁は、制御部8(図1参照)に供給される。

40

【0052】

ナビゲータデータND₁が制御部8に供給された後、プロセッサ9は以下のようなデー

50

タ処理を実行する（図 1 2 参照）。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 は、プロセッサ 9 で実行されるデータ処理のフローの一例を示す図である。

ステップ S T 3 1 では、プロファイル生成手段 9 1（図 2 参照）が、受信器 7 から受け取ったナビゲータデータ ND_1 に基づいて、励起された部位の S I 方向における信号値の変化を表すプロファイル F_1 を生成する。図 1 3 に、ナビゲータデータ ND_1 から得られたプロファイル F_1 の一例が概略的に示してある。プロファイル F_1 を求めた後、ステップ S T 3 2 に進む。

【 0 0 5 4 】

ステップ S T 3 2 では、呼吸信号生成手段 9 2（図 2 参照）が、プロファイル F_1 に基づいて、肝臓のエッジ 1 3 a の位置を検出する。図 7 を参照しながら説明したように、プロファイルの肝臓側の信号は、プロファイルの肺側の信号よりも高くなる。したがって、プロファイル F_1 には、肺と肝臓との間に、信号強度の段差が現れる。呼吸信号生成手段 9 2 は、この信号強度の段差を検出することにより、肝臓のエッジ 1 3 a の位置を検出することができる。図 1 4 に、検出された肝臓のエッジの位置を示す。図 1 4 では、検出された肝臓のエッジの位置を符号「 P_1 」で示してある。呼吸信号生成手段 9 2 は、検出した肝臓のエッジの位置を、呼吸信号の信号値として求める。肝臓のエッジの位置 P_1 を検出した後、ステップ S T 3 3 に進む（図 1 5 参照）。

【 0 0 5 5 】

図 1 5 はステップ S T 3 3 の説明図である。

ステップ S T 3 3 では、心拍信号生成手段 9 3（図 2 参照）が、プロファイルの中から、心拍情報を反映した信号値を含む範囲 RA を決定する。この範囲 RA は、心臓の位置を含むように決定されることが望ましい。ここでは、心拍信号生成手段 9 3 は、ステップ S T 3 2 で求めた肝臓のエッジの位置 P_1 に基づいて、プロファイルの心臓の位置における信号値を含む範囲 RA を決定する。図 1 5 には、範囲 RA が概略的に示されている。ここでは、肝臓のエッジの位置 P_1 から S 側に所定距離 d_1 離れた点 P_d を範囲 RA の一端とし、範囲 RA の一端から S 側に所定距離 d_2 離れた点 P_r を範囲 RA の他端としている。ここでは、 d_1 および d_2 の値は、肝臓と心臓との標準的な位置関係を考慮して、範囲 RA に心臓の S I 方向における位置が含まれるように予め設定されている。尚、範囲 RA は、心拍情報を反映した信号値を含んでいるのであれば、必ずしも心臓を含んでいる必要は無く、心臓の位置を含むように範囲 RA を設定する代わりに、心臓の拍動の影響を受けて動く部位（例えば、心臓に繋がる血管）を含むように範囲 RA を設定してもよい。

【 0 0 5 6 】

尚、範囲 RA の I 側の位置 P_d が、肝臓のエッジの検出位置 P_1 に近すぎると、範囲 RA 内に肝実質の信号が含まれる可能性が高くなり、高品質な心拍信号を得ることができない恐れがある。そこで、本形態では、肝臓のエッジの位置 P_1 の近傍の信号を、心拍信号の信号値を求めるための範囲 RA から外すことができるように、 d_1 の値が予め設定されている。 d_1 は数 cm 程度の値に設定することができる。

【 0 0 5 7 】

また、範囲 RA の S 側の位置 P_r が位置 P_d に近すぎると範囲 RA が狭くなってしまい、心拍情報を得ることが難しくなることが考えられ、一方、範囲 RA の S 側の位置 P_r が位置 P_d から S 側に離れすぎると範囲 RA が広くなりすぎ、心拍情報とは別の不要な情報の影響を受けてしまい、やはり心拍情報を得ることが難しくなることが考えられる。したがって、範囲 RA の距離 d_2 も、心拍情報を取得するのに適した値に設定することが望ましい。 d_2 は、例えば、5 cm 程度の値にすることができる。

【 0 0 5 8 】

範囲 RA を決定した後、心拍信号生成手段 9 3 は、範囲 RA における信号の加算値 A_1 を求める。図 7 を参照しながら説明したように、プロファイルの心臓側の範囲 RA の信号値は、心臓の動きに応じて増減する。したがって、プロファイルの心臓側の範囲 RA の信

10

20

30

40

50

号を加算することにより、心拍情報を得ることができる。心拍信号生成手段 9 3 は、この加算値を心拍信号の信号値として求める。

【 0 0 5 9 】

ナビゲータシーケンス N_1 を実行した後、次のナビゲータシーケンス N_2 が実行される。

【 0 0 6 0 】

図 1 6 は、ナビゲータシーケンス N_2 の説明図である。

ナビゲータシーケンス N_2 が実行されることにより、心臓および肝臓を含む広範囲の部位が励起される。励起された部位から発生した MR 信号は受信コイル 4 (図 1 参照) で受信される。受信コイル 4 で受信された MR 信号は受信器 7 (図 1 参照) に供給される。受信器 7 は、受信コイル 4 から受け取った信号に対して検波などの信号処理を行い、信号処理により得られたデータを出力する。したがって、ナビゲータシーケンス N_2 を実行することにより、呼吸情報および心拍情報を含むナビゲータデータ ND_2 が得られる。ナビゲータデータ ND_2 は、制御部 8 (図 1 参照) に供給される。

【 0 0 6 1 】

ナビゲータデータ ND_2 を得た後、図 1 2 に示すフローが実行される。具体的には、ステップ $ST31$ において、プロファイル生成手段 9 1 が、励起された部位の SI 方向における信号値の変化を表すプロファイル F_2 を生成する。そして、ステップ $ST32$ において、呼吸信号生成手段 9 2 が、プロファイル F_2 に基づいて、肝臓のエッジの位置 P_2 を検出し、呼吸信号の信号値を求める。呼吸信号の信号値を求めた後、ステップ $ST33$ において、心拍信号生成手段 9 3 が、プロファイル F_2 の心臓側の範囲 RA の信号の加算値 A_2 を算出し、心拍信号の信号値を求める。尚、心拍信号生成手段 9 3 は、プロファイル F_2 の心臓側の範囲 RA を求める場合、プロファイル F_1 において得られた範囲 RA と同様に、プロファイル F_1 における肝臓のエッジ位置 P_1 を基準にして、心臓側の範囲 RA を決定する。

【 0 0 6 2 】

ナビゲータシーケンス N_2 が実行された後、ナビゲータシーケンス N_3 が実行される。

【 0 0 6 3 】

図 1 7 は、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_3$ までは実行されたときの様子を示す図である。

ナビゲータシーケンス N_2 が実行された後、ナビゲータシーケンス N_3 が実行される。ナビゲータシーケンス N_3 を実行することにより、プロファイル F_3 が得られる。

【 0 0 6 4 】

呼吸信号生成手段 9 2 は、プロファイル F_3 に基づいて、肝臓のエッジの位置 P_3 を検出し、呼吸信号の信号値を求める。また、心拍信号生成手段 9 3 は、プロファイル F_3 に基づいて、肝臓のエッジ位置 P_1 を基準にして心臓側の範囲 RA を決定し、範囲 RA の加算値 A_3 を、心拍信号の信号値として求める。

【 0 0 6 5 】

図 1 7 には、加算値 $A_1 \sim A_3$ の大きさの違いを分かりやすくするために、プロファイル $F_1 \sim F_3$ の下側に、加算値 $A_1 \sim A_3$ の時間変化を表す曲線 (心拍信号) が概略的に示されている。この心拍信号から、心臓の動きに応じて加算値が変化していることがわかる。また、図 1 7 の下段には、肝臓のエッジの位置 $P_1 \sim P_3$ の時間変化を表す曲線 (呼吸信号) も示されている。被検体の呼吸に応じて、肝臓のエッジの位置が変化していることがわかる。

【 0 0 6 6 】

ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_3$ を実行した後、以下同様に、ナビゲータシーケンス $N_4 \sim N_n$ が順に実行され、ナビゲータシーケンスが実行されるたびに、プロファイルが生成され、プロファイルごとに、肝臓のエッジの位置と範囲 RA を求め、範囲 RA の信号値を加算する。したがって、トレーニングスキャン $SC2$ を実行することにより、肝臓のエッジの位置を検出することができるので、呼吸信号を取得することができる。また、トレ

ーニングスキャンSC2を実行することにより、加算値が得られるので、心拍信号を取得することができる。図18に、トレーニングスキャンSC2により得られた呼吸信号 S_{res} と心拍信号 S_{hb} とを概略的に示す。

【0067】

心拍信号 S_{hb} を参照すると、心周期 T_b ごとに、心拍信号 S_{hb} が急激に増加する信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ が現れていることがわかる。 T_b は、 $T_b = 1 \text{ sec}$ であるので、 T_b は、一般的な心周期にほぼ等しい値を有している。したがって、上記の方法により、被検体の心拍情報を反映した心拍信号 S_{hb} が得られることがわかる。トレーニングスキャンSC2を実行した後、ステップST4(図8参照)に進む。

【0068】

ステップST4では、後述するステップST5において本スキャンSC3を実行するために使用されるウィンドウ W_1 、ウィンドウ W_2 、および閾値 th_{card} を求める。

【0069】

ウィンドウ W_1 は、本スキャンSC3においてイメージングシーケンスの実行が可能な呼吸位相の範囲を表している。また、ウィンドウ W_2 は、本スキャンSC3において被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相の範囲を表している。閾値 th_{card} は、本スキャンSC3においてイメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相を検出するための値である。

【0070】

以下では、ウィンドウ W_1 を求める方法の一例について先に説明し、次に、ウィンドウ W_2 および閾値 th_{card} を求める方法の一例について説明する。

【0071】

(1) ウィンドウ W_1 の求め方の一例

図19に、ウィンドウ W_1 の一例を示す。ウィンドウ W_1 は、本スキャンSC3においてイメージングシーケンスの実行が可能な呼吸位相の範囲を表している。以下に、ウィンドウ W_1 を決定する方法の一例について簡単に説明する。

【0072】

第1のウィンドウ決定手段94(図2参照)は、呼吸信号 S_{res} に基づいて、被検体の呼吸による体動ができるだけ小さい呼吸位相の範囲を、ウィンドウ W_1 として決定する。被検体の呼吸による体動は、例えば、被検体が息を吐き終わる前後で比較的小さい。したがって、被検体が息を吐き終わる呼吸位相を基準にして、被検体の呼吸による体動ができるだけ小さい呼吸位相の範囲を特定することができる。被検体が息を吐いている間、肝臓のエッジ13aの位置はS方向に移動するが、被検体が息を吸い始めると、エッジ13aの位置はI方向に移動し始める。したがって、エッジの位置の極大値を検出することにより、被検体の息の吐き終わりの呼吸位相に対応した肝臓のエッジ13aの位置Pを求めることができる。本形態では、位置 P_1 、 P_2 、および P_3 において、呼吸信号 S_{res} が極大値となっているので、位置 P_1 、 P_2 、又は P_3 を被検体の息の吐き終わりの呼吸位相に対応する位置として決定する。ここでは、位置 P_1 、 P_2 、および P_3 のうち、エッジ位置の値が一番大きい位置 $P = P_3$ を、被検体の息の吐き終わりの呼吸位相に対応する位置とする。位置 P_3 を決定した後、第1のウィンドウ決定手段94は、この位置 P_3 を基準にして、本スキャンSC3においてイメージングシーケンスの実行が可能な呼吸位相の範囲を表すウィンドウ W_1 を決定する。ウィンドウ W_1 は、位置 P_3 に対して+側に距離 r_1 および-側に距離 r_2 だけ離れた範囲とすることができる。距離 r_1 および r_2 は、数mm程度の値に設定することができる。また、 r_1 および r_2 は、 $r_1 = r_2$ でもよいし、 $r_1 > r_2$ でもよい。

【0073】

尚、ここでは、被検体が息を吐き終わる呼吸位相に基づいて、ウィンドウ W_1 を決定している。しかし、被検体の呼吸による体動アーチファクトが軽減できるのであれば、必ずしも、被検体が息を吐き終わる呼吸位相に基づいてウィンドウ W_1 を決定する必要は無く、被検体が息を吐き終わる呼吸位相とは別の呼吸位相に基づいてウィンドウ W_1 を決定し

10

20

30

40

50

てもよい。例えば、被検体が息を吸い終わる呼吸位相や、被検体の息の吐き終わりとの間の呼吸位相を基準にしてウインドウW1を決定してもよい。

【0074】

ウインドウW1が本スキャンSC3を実行するときにもどのように使用されるかについては後述する。

【0075】

(2) ウインドウW2および閾値th_cardの求め方の一例

先に説明したように、心拍信号は、心周期ごとに信号値が急激に増加する。したがって、本形態では、心拍信号が急激に増加する信号部分における心位相を、本スキャンSC3においてイメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相として求める。心拍信号 S_{hb} が急激に増加する信号部分を検出する方法の一例としては、図20に示すように、心周期ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ のうちのいずれか一つの信号部分の最大値 a と最小値 b との差を求め、その差の半分の値を閾値th_cardとすることが考えられる。図20では、信号部分 SP_1 の最大値 a と最小値 b との差 d を求め、この差 d の半分の値を閾値th_cardとして求めた例が示されている。閾値th_cardを求めることにより、最大値 a と最小値 b との差 d が閾値th_cardを越えている場合は信号値が急激に増加していると判定することができるので、信号値が急激に増加する信号部分を検出することが可能となる。

【0076】

しかし、心拍信号 S_{hb} の信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ ごとに、信号の最大値 a と最小値 b は異なるので、実際には、心拍信号 S_{hb} の中から閾値th_cardを求めるための信号部分を特定することは難しいという問題がある。また、心拍信号 S_{hb} には、周期 T_b ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ の他に、信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ よりも信号値の増加量は小さいが、信号値が急激に増加する信号部分が現れる(例えば、信号部分 SQ_1 および SQ_6)。これらの信号部分 SQ_1 および SQ_6 は、周期 T_b に現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ とは異なる。したがって、閾値th_cardを求める場合、これらの信号部分 SQ_1 および SQ_5 は、閾値th_cardを求めるための検出対象から外すことが重要となる。しかし、信号部分 SQ_1 および SQ_6 を信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ と区別することは難しいという問題もある。

【0077】

そこで、本形態では、心拍信号 S_{hb} の信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ の中から閾値th_cardを求めるための信号部分を特定することはせずに、心拍信号 S_{hb} の全範囲の中から、信号値が最大となる点と信号値が最小となる点を1点ずつ検出し、閾値th_cardを求める(図21参照)。

【0078】

図21は、心拍信号 S_{hb} の中から検出された信号値の最大値および最小値を示す図である。

閾値計算手段98(図2参照)は、信号値の最大値と最小値とに基づいて閾値th_cardを計算する。具体的には、以下の式を用いて閾値th_cardを計算する。

【0079】

$$th_card = (max_cnav - min_cnav) * cnav_detect_factor \quad \dots (1)$$

ここで、max_cnavは最大値、min_cnavは最小値、およびcnav_detect_factorは係数を表している。

【0080】

心拍信号 S_{hb} の最大値max_cnavおよび最小値min_cnavは心拍信号 S_{hb} の各時点における信号値に基づいて簡単に特定することができる。したがって、最大値max_cnavと最小値min_cnavとの差(max_cnav - min_cnav)を求めることにより、心周期 T_b ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ の最大値 a と最小値 b との差 d (図20参照)の大まかな値を求めることができる。しかし、最大値max_cnavは、信号部分 SP_3 の最大値であり、最小値min_cnavは信号部分 SP_1 の最小値であるので、最大値max_cnavおよび最小値min_cnav

10

20

30

40

50

は異なる信号部分から検出されたものである。したがって、差 ($\max_cnav - \min_cnav$) 自体は、各信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ の最大値 a と最小値 b との差 d よりも、大きい値になる。このため、差 ($\max_cnav - \min_cnav$) 自体の値を閾値 th_card として使用しても、心拍信号が最小値 b から最大値 a に変化しているか否かを判定することはできないと考えられる。そこで、本形態では、式 (1) に示すように、差 ($\max_cnav - \min_cnav$) に係数を乗算したものを閾値 th_card としている。係数 $cnav_detect_factor$ は 1 よりも小さい正の値であり、心周期 T ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ を検出するのに適した値に固定されている。差 ($\max_cnav - \min_cnav$) に係数を乗算することにより、差 ($\max_cnav - \min_cnav$) よりも小さい値を、閾値 th_card として計算することができるので、周期 T ごとに現れる心位相を検出することが可能となる。

10

【0081】

しかし、心拍信号は、被検体の呼吸動の影響を受けやすく、心拍信号には、心拍の信号成分だけでなく、呼吸の信号成分も含まれることが多い。例えば、図 21 では、信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ のうち、信号部分 SP_3 は、呼吸動の影響を受けて、他の信号部分よりも信号値が大きくなっている。このような信号部分 SP_3 の信号値を用いて閾値 th_card を求めてしまうと、場合によっては、心周期ごとに現れる信号値の急激な増加を検出することができないという恐れがある。したがって、閾値 th_card を求める場合は、心拍信号 S_{hb} のうち、呼吸動の影響ができるだけ少ない信号部分の信号値を用いて、閾値 th_card を計算することが望ましい。そこで、本形態では、心拍信号 S_{hb} の中から、呼吸動の影響ができるだけ少ない信号部分を特定し、閾値 th_card を決定する (図 22 ~ 図 25 参照)。

20

【0082】

図 22 ~ 図 25 は、心拍信号 S_{hb} の中から、呼吸動の影響ができるだけ少ない信号部分を特定し、閾値 th_card を決定するときの説明図である。

心拍信号 S_{hb} の中から、呼吸動の影響が少ない信号部分を特定するためには、まず、呼吸信号 S_{res} に基づいて、被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相の範囲を表すウインドウ $W2$ を決定する必要がある。そこで、本形態では、第 2 のウインドウ決定手段 95 (図 2 参照) が、被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相の範囲を表すウインドウ $W2$ を決定する。図 22 は、ウインドウ $W2$ の決定方法の説明図である。

30

【0083】

被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相は、ウインドウ $W1$ の決定方法で説明したように、例えば、被検体が息を吐き終わる呼吸位相である。したがって、本形態では、図 22 に示すように、ウインドウ $W1$ と同様に、被検体が息を吐き終わる呼吸位相に対応する位置 $P3$ を基準にして、被検体の呼吸動の影響が少ない心拍信号を取得することが可能な呼吸位相の範囲を表すウインドウ $W2$ を決定する。ウインドウ $W2$ は、位置 $P3$ に対して + 側に距離 $s1$ および - 側に距離 $s2$ だけ離れた範囲とすることができる。距離 $s1$ および $s2$ は、数 mm 程度の値に設定することができる。また、 $s1$ および $s2$ は、 $s1 = s2$ でもよいし、 $s1 > s2$ でもよい。更に、本形態では、 $s1 > r1$ に設定されており、 $s2 > r2$ に設定されている。

40

【0084】

ウインドウ $W2$ を決定した後、時間範囲特定手段 96 (図 2 参照) は、図 23 に示すように、呼吸信号 S_{res} のうち、ウインドウ $W2$ に含まれている信号部分の時間範囲 $TW1$ 、 $TW2$ 、および $TW3$ を特定する。

【0085】

次に、信号部分特定手段 97 (図 2 参照) は、図 24 に示すように、心拍信号 S_{hb} のうち、呼吸信号 S_{res} の時間範囲 $TW1$ 、 $TW2$ 、および $TW3$ に対応する信号部分 $TB1$ 、 $TB2$ 、および $TB3$ を特定する。

【0086】

50

次に、閾値計算手段 98 は、心拍信号 S_{hb} の信号部分 $TB1$ 、 $TB2$ 、および $TB3$ の中から、心拍信号 S_{hb} の最大値 max_cnav および最小値 min_cnav を検出する。図 25 に、心拍信号 S_{hb} の信号部分 $TB1$ 、 $TB2$ 、および $TB3$ の中から検出された心拍信号 S_{hb} の最大値 max_cnav および最小値 min_cnav を示す。最大値 max_cnav および最小値 min_cnav を検出した後、閾値計算手段 98 は、最大値 max_cnav および最小値 min_cnav を式 (1) に代入することにより、閾値 th_card を計算することができる。

【0087】

このように、呼吸動の影響が小さい心拍信号の信号値に基づいて閾値 th_card を求めることにより、本スキャン $SC3$ においてイメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相を検出するのに適した閾値 th_card を求めることができる。

10

【0088】

尚、先に述べたように、心拍信号 S_{hb} には、周期 Tb ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ の他に、信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ よりも信号値の増加量は小さいが、信号値が急激に増加する信号部分 SQ_1 および SQ_6 が現れる (図 20 参照)。これらの信号部分 SQ_1 および SQ_6 は、周期 Tb に現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ とは異なるので、これらの信号部分 SQ_1 および SQ_6 は検出対象から外した上で閾値 th_card を求めることが重要となる。しかし、式 (1) の係数 $cnav_detect_factor$ の値が小さすぎると、周期 Tb ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ に対応する心位相だけでなく、周期 Tb からずれた位置に現れる信号部分 SQ_1 および SQ_6 に対応する心位相も、検出してしまふ恐れがある。したがって、係数 $cnav_detect_factor$ は、周期 Tb ごとに現れる信号部分 $SP_1 \sim SP_9$ に対応する心位相は検出するが、周期 Tb からずれた位置に現れる信号部分 SQ_1 および SQ_6 に対応する心位相は検出しないような値に設定する必要がある。係数 $cnav_detect_factor$ の値としては、例えば、0.5 とすることができる。

20

【0089】

このようにして、ステップ $ST4$ において、ウインドウ $W1$ 、ウインドウ $W2$ 、および閾値 th_card が求められる。ウインドウ $W1$ 、ウインドウ $W2$ 、および閾値 th_card を求めた後、ステップ $ST5$ に進む。

【0090】

ステップ $ST5$ では、本スキャン $SC3$ が実行される。

図 26 は、本スキャン $SC3$ の説明図である。

30

図 26 には、本スキャン $SC3$ で実行されるナビゲータシーケンスおよびイメージングシーケンスと、ナビゲータシーケンスを実行することにより得られた呼吸信号 S_{res1} および心拍信号 S_{hb1} とが概略的に示されている。

【0091】

本スキャン $SC3$ では、まず、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_{17}$ が実行され、ナビゲータシーケンス N_{17} が実行された後に、イメージングシーケンス IM が実行される (図 27 参照)。

【0092】

図 27 は、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_{17}$ およびイメージングシーケンス IM が実行される部分の拡大図である。以下、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_{17}$ およびイメージングシーケンス IM について、図 27 を参照しながら説明する。

40

【0093】

本スキャン $SC3$ では、まず、ナビゲータシーケンス N_1 が実行される。ナビゲータシーケンス N_1 が実行されると、プロファイル生成手段 91 がプロファイルを生成し、呼吸信号生成手段 92 が肝臓のエッジ 13a の位置を検出し、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_1 を求める。

【0094】

呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_1 が求められたら、信号値判定手段 99 (図 2 参照) は、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_1 がウインドウ $W2$ の内側にあるのか外側にあるのかを判定する。呼吸信号 S_{res1} の信号値がウインドウ $W2$ の内側にある場合、心拍信号生

50

成手段 93 は心拍信号の信号値を求める処理を実行するが、呼吸信号 S_{res1} の信号値がウィンドウ $W2$ の外側にある場合、心拍信号生成手段 93 は、呼吸信号 S_{res1} の信号値がウィンドウ $W2$ の内側に入るまで、心拍信号の信号値を求める処理を実行しないようにする。図 27 では、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_1 はウィンドウ W の外側であるので、心拍信号の信号値は求められることなく、次のナビゲータシーケンス N_2 が実行される。

【0095】

ナビゲータシーケンス N_2 が実行されると、プロファイル生成手段 91 がプロファイルを生成し、呼吸信号生成手段 92 が肝臓のエッジ 13a の位置を検出し、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_2 を求める。

10

【0096】

呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_2 が求められたら、信号値判定手段 99 は、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_2 がウィンドウ $W2$ の内側にあるのか外側にあるのかを判定する。図 27 では、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_2 はウィンドウ $W2$ の外側である。したがって、心拍信号の信号値は求められることなく、次のナビゲータシーケンス N_3 が実行される。

【0097】

以下同様に、呼吸信号 S_{res1} の信号値がウィンドウ $W2$ の外側にある場合は、心拍信号の信号値を求めることなく、ナビゲータシーケンスが繰返し実行される。

【0098】

20

図 27 では、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_3$ により求められた呼吸信号 S_{res1} の信号値 $P_1 \sim P_3$ はウィンドウ $W2$ の外側にある。したがって、ナビゲータシーケンス $N_1 \sim N_3$ が実行された場合、呼吸信号 S_{res1} の信号値は求められるが、心拍信号の信号値は求められない。

【0099】

しかし、ナビゲータシーケンス N_4 により求められた呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_4 はウィンドウ $W2$ の内側にある。したがって、信号値判定手段 99 は、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_4 がウィンドウ $W2$ の内側に入ったと判定する。呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_4 がウィンドウ $W2$ の内側にあるので、心拍信号生成手段 93 は、心拍信号 S_{hb1} の信号値 B_4 を計算する。心拍信号 S_{hb1} の信号値は、トレーニングスキャン $SC2$ において得られた心拍信号 S_{hb} の信号値と同じ方法で計算される。

30

【0100】

以下同様に、ナビゲータシーケンスが実行されるたびに、呼吸信号 S_{res1} の信号値だけでなく、心拍信号 S_{hb1} の信号値も求める。図 27 では、ナビゲータシーケンス $N_4 \sim N_{12}$ が実行されることにより得られた呼吸信号 S_{res1} の信号値が、「 P_4 」、「 P_5 」、・・・「 P_{12} 」で示されており、心拍信号 S_{hb1} の信号値が、「 B_4 」、「 B_5 」、・・・「 B_{12} 」で示されている。

【0101】

本形態では、呼吸信号 S_{res1} および心拍信号 S_{hb1} に基づいて、イメージングシーケンス IM を実行するか否かを判定するためのフローが実行される。以下、このフローについて説明する。

40

【0102】

図 28 は、呼吸信号 S_{res1} および心拍信号 S_{hb1} に基づいてイメージングシーケンス IM を実行するか否かを判定するためのフローを示す図である。

ステップ $ST51$ では、呼吸信号 S_{res1} の信号値がウィンドウ $W2$ の内側に入った後に、探索手段 100 (図 2 参照) が、心拍信号 S_{hb1} (図 27 参照) の中から極小点を探索するための処理を開始する。探索処理が開始されたら、ステップ $ST52$ に進む。

【0103】

ステップ $ST52$ では、呼吸信号 S_{res1} の信号値がウィンドウ $W2$ の内側に入っている間に心拍信号 S_{hb1} の極小点を検出されたか否かを判定する。

50

【 0 1 0 4 】

図 2 7 を参照すると、呼吸信号 $S_{res 1}$ の時点 $t_4 \sim t_{12}$ における信号値 $B_4 \sim B_{12}$ はウィンドウ W_2 の内側に入っている。

【 0 1 0 5 】

一方、心拍信号 $S_{hb 1}$ を参照すると、心拍信号 $S_{hb 1}$ の時点 $t_4 \sim t_{11}$ における信号値 $B_4 \sim B_{11}$ は連続的に減少しているが、時点 t_{12} において信号値 B_{12} が信号値 B_{11} よりも増加している。したがって、時点 $t_4 \sim t_{11}$ までは心拍信号 $S_{hb 1}$ の極小点は検出されないが、心拍信号 $S_{hb 1}$ の時点 t_{12} における信号値 B_{12} が生成された直後に、探索手段 100 は、呼吸信号 $S_{res 1}$ の時点 t_{12} における点 M_1 を極小点として検出する。極小点の探索方法としては、例えば、心拍信号 $S_{hb 1}$ の各時点における信号値が生成されるたびに、心拍信号 $S_{hb 1}$ の時間方向の一次微分を行い、一次微分の値がマイナスからプラスに転じる時点を特定することにより、呼吸信号 $S_{res 1}$ の極小点を探索する方法などが考えられる。したがって、呼吸信号 $S_{res 1}$ の信号値がウィンドウ W_2 の内側に入っている間に心拍信号 $S_{hb 1}$ の極小点 M_1 を検出することができる。極小点 M_1 を検出した後、ステップ $ST 5 3$ に進む。

10

【 0 1 0 6 】

ステップ $ST 5 3$ では、以下の 2 つの条件が満たされているか否かを判定する。

【 0 1 0 7 】

(条件 1) 呼吸信号 $S_{res 1}$ の最新の信号値がウィンドウ W_2 の内側に入っている。

(条件 2) 心拍信号 $S_{hb 1}$ の極小点が現れた時点と最新の信号値が計算された時点との間において、心拍信号 $S_{hb 1}$ が単調増加をしている。

20

【 0 1 0 8 】

図 2 7 では、呼吸信号 $S_{res 1}$ および心拍信号 $S_{hb 1}$ の最新の信号値が計算された時点は、時点 t_{12} である。呼吸信号 $S_{res 1}$ の時点 t_{12} における信号値 P_{12} はウィンドウ W_2 の内側に入っているため、信号値判定手段は、呼吸信号 $S_{res 1}$ の時点 t_{12} における信号値 P_{12} がウィンドウ W_2 の内側に入っていると判定する。したがって、条件 1 は満たされている。

【 0 1 0 9 】

また、差分手段 101 (図 2 参照) は、心拍信号 $S_{hb 1}$ の時点 t_{12} における信号値 B_{12} から、極小点 M_1 の信号値 B_{11} を減算し、極小点 M_1 からの信号値の増加分 SB ($= B_{12} - B_{11}$) を計算する。図 2 7 では、 $SB = B_{12} - B_{11} > 0$ であるため、単調増加判定手段 102 (図 2 参照) は、心拍信号 $S_{hb 1}$ に極小点 M_1 が現れた時点 t_{11} と時点 t_{12} との間において、心拍信号 $S_{hb 1}$ は単調増加していると判定する。したがって、条件 2 は満たされている。

30

【 0 1 1 0 】

このため、時点 t_{12} では、条件 1 および条件 2 の両方が満たされている。条件 1 と条件 2 との両方が満たされている場合、ステップ $ST 5 4$ に進む。

【 0 1 1 1 】

ステップ $ST 5 4$ では、検出手段 103 (図 2 参照) が、信号値の増加分 SB が、トレーニングスキャン $SC 2$ において計算した閾値 th_{card} を超えているか否かを判定する。信号値の増加分 SB が閾値 th_{card} を越えている場合、検出手段 103 は、信号値の増加分 SB が閾値 th_{card} を越えた時点における被検体の心位相を、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相として検出する。この心位相が検出された場合、ステップ $ST 5 5$ に進む。一方、信号値の増加分 SB が閾値 th_{card} を越えていない場合、検出手段 103 は、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相はまだ検出されていないと判定する。この心位相が検出されていない場合、ステップ $ST 5 3$ に戻る。ここでは、信号値の増加分 SB は閾値 th_{card} を越えていない。したがって、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相はまだ検出されていないので、ステップ $ST 5 3$ に戻る。

40

【 0 1 1 2 】

50

ステップST53では、ナビゲータシーケンスが実行され、プロファイル生成手段91は、ナビゲータシーケンスにより得られたナビゲータデータに基づいて、励起された部位のSI方向における信号値を表すプロファイルを生成する。ここでは、ナビゲータシーケンスN₁₃が実行される。したがって、プロファイル生成手段91は、ナビゲータシーケンスN₁₃により得られたナビゲータデータに基づいてプロファイルを生成する。

【0113】

プロファイルが生成された後、呼吸信号生成手段92が、プロファイルに基づいて肝臓のエッジの位置を検出し、呼吸信号S_{res}1の信号値を求め、更に、心拍信号生成手段93が、心拍信号S_{hb}1の信号値を求める。ここでは、ナビゲータシーケンスN₁₃に対応した呼吸信号S_{res}1の信号値P₁₃および心拍信号S_{hb}1の信号値B₁₃が求められる。図29に、ナビゲータシーケンスN₁₃により得られた呼吸信号S_{res}1の信号値P₁₃および心拍信号S_{hb}1の信号値B₁₃を示す。

10

【0114】

次に、信号値判定手段99が、呼吸信号S_{res}1の信号値P₁₃がウインドウW2の中に入っているか否かを判定する。呼吸信号S_{res}1の信号値P₁₃がウインドウW2の中に入っていない場合、フローを抜ける。

【0115】

一方、呼吸信号S_{res}1の信号値P₁₃がウインドウW2の中に入っていた場合、差分手段101が、心拍信号S_{hb}1の時点t₁₃における最新の信号値B₁₃から、心拍信号S_{hb}1の直前の時点t₁₂における信号値B₁₂を減算し、時点t₁₂と時点t₁₃との間の信号値の変化量 $V (= B_{13} - B_{12})$ を計算する。 $V > 0$ の場合、単調増加判定手段102は、心拍信号S_{hb}1に極小点M1が現れた時点t₁₁と時点t₁₃との間において、心拍信号S_{hb}1は単調増加していると判定する。この場合、ステップST54に進む。一方、変化量 $V = 0$ の場合、これは、心拍信号S_{hb}1に極小点M1が現れた時点t₁₁と時点t₁₃の間において、心拍信号S_{hb}1は単調増加していない(つまり、心拍信号S_{hb}1が、時点t₁₂において、単調増加から単調減少に変化した)ことを意味する。したがって、 $V = 0$ の場合、単調増加判定手段102は、心拍信号S_{hb}1に極小点M1が現れた時点t₁₁と時点t₁₃の間において、心拍信号S_{hb}1は単調増加していないと判定する。心拍信号S_{hb}1は単調増加していないと判定された場合、イメージングシーケンスIMを実行するためのトリガとなる心位相を検出するための基準となる極小点を新たに探索するために、ステップST51に戻る。

20

30

【0116】

ここでは、呼吸信号S_{res}1の信号値P₁₃がウインドウW2の中に入っている。しかし、心拍信号S_{hb}1の時点t₁₃における信号値B₁₃は、直前の時点t₁₂における信号値B₁₂よりも減少しているため、信号値の変化量 V は、 $V < 0$ である。したがって、単調増加判定手段102は、心拍信号S_{hb}1は単調増加していないと判定するので、ステップST51に戻る。

【0117】

ステップST51では、ナビゲータシーケンスN₁₄~N₁₆が実行され、ナビゲータシーケンスが実行されるたびに、プロファイルが生成され、プロファイルに基づいて呼吸信号S_{res}1の信号値が求められ、S_{res}1の信号値がウインドウW2内に入っている限りは、心拍信号S_{hb}1の信号値が求められる。図30には、ナビゲータシーケンスN₁₄~N₁₆が実行されることにより得られた呼吸信号S_{res}1の信号値が、「P₁₄」、「P₁₅」、および「P₁₆」で示されており、心拍信号S_{hb}1の信号値が、「B₁₄」、「B₁₅」、および「B₁₆」で示されている。

40

【0118】

探索手段100は、心拍信号S_{hb}1の中から新たな極小点を探索するための処理を開始する。探索処理が開始されたら、ステップST52に進む。

【0119】

ステップST52では、呼吸信号S_{res}1の信号値がウインドウW2の内側に入って

50

いる間に心拍信号 S_{hb1} の新たな極小点が検出されたか否かを判断する。

【0120】

図30を参照すると、呼吸信号 S_{res1} の時点 $t_{14} \sim t_{16}$ における信号値 $B_{14} \sim B_{16}$ はウィンドウ $W2$ の内側に入っている。

一方、心拍信号 S_{hb1} を参照すると、心拍信号 S_{hb1} の時点 t_{15} における信号値 B_{15} は、時点 t_{14} における信号値 B_{14} よりも減少しているが、時点 t_{16} における信号値 B_{16} は、時点 t_{15} における信号値 B_{15} よりも増加している。したがって、時点 t_{15} までは心拍信号 S_{hb1} の新たな極小点 $M2$ は検出されないが、心拍信号 S_{hb1} の時点 t_{16} における信号値 B_{16} が生成された直後に、探索手段100は、呼吸信号 S_{res1} の時点 t_{15} における点 $M2$ を新たな極小点として検出する。したがって、呼吸信号 S_{res1} の信号値がウィンドウ $W2$ の内側に入っている間に心拍信号 S_{hb1} の新たな極小点 $M2$ を検出することができる。新たな極小点 $M2$ を検出した後、ステップ $ST53$ に進む。

10

【0121】

ステップ $ST53$ では、以下の2つの条件が満たされているか否かを判定する。

【0122】

(条件1) 呼吸信号 S_{res1} の最新の信号値がウィンドウ $W2$ の内側に入っている。

(条件2) 心拍信号 S_{hb1} の極小点が現れた時点と最新の信号値が計算された時点との間において、心拍信号 S_{hb1} が単調増加をしている。

【0123】

図30では、呼吸信号 S_{res1} および心拍信号 S_{hb1} の最新の信号値が計算された時点は、時点 t_{16} である。呼吸信号 S_{res1} の時点 t_{16} における信号値 P_{16} はウィンドウ $W2$ の内側に入っているので、信号値判定手段は、呼吸信号 S_{res1} の時点 t_{16} における信号値 P_{16} がウィンドウ $W2$ の内側に入っていると判定する。したがって、条件1は満たされている。

20

【0124】

また、差分手段101は、心拍信号 S_{hb1} の時点 t_{16} における信号値 B_{16} から、極小点 $M2$ の信号値 B_{16} を減算し、極小点 $M2$ からの信号値の増加分 $SB (= B_{16} - B_{15})$ を計算する。図30では、 $SB = B_{16} - B_{15} > 0$ であるので、単調増加判定手段102は、心拍信号 S_{hb1} に極小点 $M2$ が現れた時点 t_{15} と時点 t_{16} との間において、心拍信号 S_{hb1} は単調増加していると判定する。したがって、条件2は満たされている。

30

【0125】

このため、時点 t_{16} では、条件1および条件2の両方が満たされているので、ステップ $ST54$ に進む。

【0126】

ステップ $ST54$ では、検出手段103が、信号値の増加分 SB が、トレーニングスキャン $SC2$ において計算した閾値 th_card を超えているか否かを判定する。信号値の増加分 SB が閾値 th_card を越えている場合、検出手段103は、信号値の増加分 SB が閾値 th_card を越えた時点における被検体の心位相を、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相として検出する。この心位相が検出された場合、ステップ $ST60$ に進む。一方、信号値の増加分 SB が閾値 th_card を越えていない場合、検出手段103は、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相はまだ検出されていないと判定する。この心位相が検出されていない場合、ステップ $ST54$ に進む。ここでは、信号値の増加分 SB は閾値 th_card を越えていない。したがって、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相はまだ検出されていないので、ステップ $ST53$ に戻る。

40

【0127】

ステップ $ST53$ では、ナビゲータシーケンスが実行され、プロファイル生成手段91は、ナビゲータシーケンスにより得られたナビゲータデータに基づいて、励起された部位

50

のS I方向における信号値を表すプロファイルを生成する。ここでは、ナビゲータシーケンス N_{17} が実行される。したがって、プロファイル生成手段91は、ナビゲータシーケンス N_{17} により得られたナビゲータデータに基づいてプロファイルを生成する。

【0128】

プロファイルが生成された後、呼吸信号生成手段92が、プロファイルに基づいて肝臓のエッジの位置を検出し、呼吸信号 S_{res1} の信号値を求め、更に、心拍信号生成手段93が、心拍信号 S_{hb1} の信号値を求める。ここでは、ナビゲータシーケンス N_{17} に対応した呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} および心拍信号 S_{hb1} の信号値 B_{17} が求められる。図31に、ナビゲータシーケンス N_{17} により得られた呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} および心拍信号 S_{hb1} の信号値 B_{17} を示す。

10

【0129】

次に、信号値判定手段99が、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} がウインドウ $W2$ の中に入っているか否かを判定する。呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} がウインドウ $W2$ の中に入っていない場合、フローを抜ける。

【0130】

一方、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} がウインドウ $W2$ の中に入っていた場合、差分手段101が、心拍信号 S_{hb1} の時点 t_{17} における最新の信号値 B_{17} から、心拍信号 S_{hb1} の直前の時点 t_{16} における信号値 B_{16} を減算し、時点 t_{16} と時点 t_{17} との間の信号値の変化量 $V (= B_{17} - B_{16})$ を計算する。 $V > 0$ の場合、単調増加判定手段102は、心拍信号 S_{hb1} に極小点 $M2$ が現れた時点 t_{15} と時点 t_{17} との間において、心拍信号 S_{hb1} は単調増加していると判定する。この場合、ステップ $ST54$ に進む。一方、変化量 $V = 0$ の場合、これは、心拍信号 S_{hb1} に極小点 $M2$ が現れた時点 t_{15} と時点 t_{17} の間において、心拍信号 S_{hb1} は単調増加していない(つまり、心拍信号 S_{hb1} が、時点 t_{15} において、単調増加から単調減少に変化した)ことを意味する。したがって、 $V = 0$ の場合、単調増加判定手段102は、心拍信号 S_{hb1} に極小点 $M2$ が現れた時点 t_{15} と時点 t_{17} の間において、心拍信号 S_{hb1} は単調増加していないと判定する。心拍信号 S_{hb1} は単調増加していないと判定された場合、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相を検出するための基準となる極小点を新たに探索するために、ステップ $ST51$ に戻る。

20

【0131】

ここでは、呼吸信号 S_{res1} の信号値 P_{17} がウインドウ $W2$ の中に入っている。また、心拍信号 S_{hb1} の時点 t_{17} における信号値 B_{17} は、直前の時点 t_{16} における信号値 B_{16} よりも増加しているため、信号値の変化量 V は、 $V > 0$ である。している。したがって、単調増加判定手段102は、心拍信号 S_{hb1} の極小点 $M2$ が現れた時点 t_{15} と最新の信号値 B_{17} が計算された時点 t_{17} の間において、心拍信号 S_{hb1} は単調増加をしていると判定する。

30

【0132】

このため、時点 t_{17} では、上記の条件1(呼吸信号 S_{res1} の最新の信号値がウインドウ $W2$ の内側に入っている)と条件2(心拍信号 S_{hb1} の極小点が現れた時点と最新の信号値が計算された時点との間において、心拍信号 S_{hb1} が単調増加をしている)との両方が満たされている。したがって、ステップ $ST54$ に進む。

40

【0133】

ステップ $ST54$ では、差分手段101が、心拍信号 S_{hb1} の最新の信号値から、極小点 $M2$ の信号値を減算し、信号値の増加分 SB を求める。図31では、心拍信号 S_{hb1} の最新の信号値は、時点 t_{17} における信号値 B_{17} である。したがって、差分手段101は、心拍信号 S_{hb1} の最新の信号値 B_{17} から、極小点 $M2$ の信号値 B_{15} を減算し、信号値の増加分 SB を求める。

【0134】

信号値の増加分 SB を計算した後、検出手段103が、信号値の増加分 SB が、トレーニングスキャン $SC2$ において計算した閾値 th_card を超えているか否かを判定する。信

50

号値の増加分 S_B が閾値 th_card を越えている場合、検出手段 103 は、信号値の増加分 S_B が閾値 th_card を越えた時点における被検体の心位相を、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相として検出し、ステップ $ST55$ に進む。一方、信号値の増加分 S_B が閾値 th_card を越えていない場合、検出手段 103 は、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相はまだ検出されていないと判定し、ステップ $ST53$ に戻る。ここでは、信号値の増加分 S_B は閾値 th_card を越えている。したがって、検出手段 103 は、信号値の増加分 S_B が閾値 th_card を越えた時点 t_{17} における被検体の心位相を、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相として検出する。イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相が検出されたので、ステップ $ST55$ に進む。

10

【0135】

ステップ $ST55$ では、信号値判定手段 99 が、呼吸信号 S_{res1} の最新の信号値 P_{17} がウインドウ $W1$ に入っているか否かを判定する。呼吸信号 S_{res1} がウインドウ $W1$ に入っている場合、これは、被検体の呼吸位相がイメージングシーケンス IM の実行可能な呼吸位相の範囲内に含まれていることを意味している。したがって、呼吸信号 S_{res1} がウインドウ $W1$ に入っている場合、ステップ $ST61$ に進み、イメージングシーケンス IM が実行される。

【0136】

一方、呼吸信号 S_{res1} がウインドウ $W1$ に入っていない場合、これは、被検体の呼吸位相がイメージングシーケンス IM の実行可能な呼吸位相の範囲内に含まれていないことを意味している。したがって、呼吸信号 S_{res1} がウインドウ $W1$ に入っていない場合、イメージングシーケンス IM を実行するためのトリガとなる心位相を検出するための基準となる極小点を新たに探索するために、ステップ $ST51$ に戻る。

20

【0137】

ここでは、呼吸信号 S_{res1} がウインドウ $W1$ に入っているので、ステップ $ST61$ に進み、イメージングシーケンス IM が実行され、フローが終了する。

【0138】

イメージングシーケンス IM が実行された後は、ナビゲータシーケンスが再び繰返し実行され、ナビゲータシーケンスが実行されるたびにプロファイルが生成され、被検体の呼吸信号 S_{res1} の信号値が求められる。そして、呼吸信号 S_{res1} の信号値が再びウインドウ $W2$ の中に入るのを待ち、呼吸信号 S_{res1} の信号値が再びウインドウ $W2$ の中に入ったら、心拍信号 S_{hb1} の極小値の探索を実行するために、図 28 のフローが再び実行される。そして、画像再構成に必要なデータが収集されるまで、図 28 のフローに従ってイメージングシーケンス IM が実行される。尚、高品質な画像を得るためには、本スキャン $SC3$ の実行中は、イメージングシーケンスの繰返し時間 TR はできるだけ変動しないことが望ましい。したがって、イメージングシーケンスを実行した後、次のイメージングシーケンスを実行する場合、ステップ $ST55$ とステップ $ST56$ との間に、直前のイメージングシーケンスを開始してから所定の時間 TW (図 26 参照) が経過しているか否かを判定するステップを実行し、所定の時間 TW が経過している場合、次のイメージングシーケンスが実行されるようにしてもよい。所定の時間 TW が経過しているか否かを判定するステップを実行することにより、所定の時間 TW が経過していない場合には、次のイメージングシーケンスは実行されないようにすることができるので、本スキャン $SC3$ の実行中におけるイメージングシーケンスの繰返し時間 TR のばらつきを軽減できるので、高品質な画像を取得することができる。

30

40

画像再構成に必要な全データが収集されたら、本スキャン $SC3$ が終了する。

【0139】

本形態では、ナビゲータシーケンスを実行し、被検体から心拍情報を含むナビゲータデータを収集している。したがって、ナビゲータデータをフーリエ変換することにより得られたプロファイルには、肝臓のエッジの位置を反映した信号値の急激な変化が現れるだけでなく、心臓側に、心臓の動きを反映した信号成分が現れる。したがって、被検体の呼吸

50

信号を取得するための専用のプローブ（例えば、ベロース）や、心拍信号を取得するための専用のプローブ（例えば、ECGプローブやPCプローブ）を用いなくても、ナビゲータシーケンスを実行することにより、呼吸信号と心拍信号の両方の信号が得られるので、オペレータの作業負担を軽減することができる。

【0140】

また、本形態では、トレーニングスキャンSC2を実行することにより得られた心拍信号に基づいて、本スキャンSC3におけるイメージングシーケンスIMを実行するためのトリガとなる心位相を検出するための閾値 th_card を求めている。そして、本スキャンSC3では、本スキャンSC3中に得られた心拍信号の極小値を探索し、極小点を基準にして心拍信号が単調増加する時間範囲における心拍信号の増加分SBを求め、増加分SBと閾値 th_card を比較している。したがって、トレーニングスキャンSC2で得られた心拍信号 S_{hb} と、本スキャンSC3で得られた心拍信号 S_{hb1} との間に、被検体の位置ずれによる信号値の変動が生じて、心拍信号 S_{hb1} と閾値 th_card との比較は、本スキャンSC3における心拍信号 S_{hb1} の極小点を基準にして行われるので、心位相の検出精度を高めることができる。

10

【0141】

尚、ナビゲータシーケンスを実行することにより呼吸信号および心拍信号が得られることを検証するために、実際にナビゲータシーケンスを実行した。そして、ナビゲータシーケンスを実行することにより得られたデータに基づいてプロファイルを生成した。以下に、検証結果について説明する。

20

【0142】

図32は、検証結果を示す図である。

図32は、時系列に並べられた多数のプロファイルを表すプロファイルデータD1を示している。データD1の横軸は時間を表しており、データD1の縦軸はSI方向の位置を表している。図32では、プロファイルの信号値の大きさの違いを、白黒の濃淡で示してある。白に近いほど、信号値は大きいことを意味しており、黒に近いほど、信号値は小さいことを意味している。

【0143】

データD1内に示されている実線Lは、最初のプロファイルで検出された肝臓のエッジの位置を表しており、範囲RAは、呼吸信号の信号値を求めるために信号値が加算される範囲を表している。

30

【0144】

図32から、時間と共に肝臓のエッジの位置がSI方向に移動していることが分かる。また、プロファイルデータD1の心臓側では、信号の増減が周期的に現れており、心拍信号が得られることがわかる。

【0145】

図33は、図32に示すプロファイルデータD1から得られた心拍信号を示す図である。尚、図33には、心拍信号の他に、比較例として、PGプローブを用いて計測されたPG信号も示されている。図33から、心拍信号はPG信号と同様に周期的に信号値が増減しており、心拍情報が得られていることがわかる。

40

【0146】

尚、本形態では、範囲RAの信号の加算値を求めることにより、心拍信号を得ている。しかし、心拍信号を得ることができるのであれば、必ずしも範囲RAの信号の加算値を求める必要はない。例えば、範囲RAの信号の加算値の代わりに、範囲RA内の最大値を心拍信号の信号値として求めてもよいし、範囲RAの信号値の最大値と最小値との差を心拍信号の信号値としてもよい。

【0147】

本形態では、自由呼吸下で被検体をスキャンする方法について説明されている。しかし、本発明は、自由呼吸下でのスキャンだけでなく、息止めスキャンにも適用することができる。息止めスキャンの場合、心拍信号が受ける呼吸の影響は少ないと考えられるので、

50

心拍信号の中から、呼吸の影響が少ない信号部分を特定するためのステップ（図 2 2 ~ 図 2 4）は省略し、心拍信号の全範囲の中から、式（1）で使用される信号値の最大値max_cnavと最小値min_cnavを決定することができる。

【 0 1 4 8 】

また、本形態では、心拍信号を得るために、心臓を含む部位を励起し、ナビゲータデータを収集している。しかし、心臓の代わりに、心臓の拍動の影響を受けて動く部位（例えば、心臓に繋がる血管）を含む部位を励起し、ナビゲータデータを収集してもよい。励起された部位に、心臓の拍動の影響を受けて動く部位が含まれていれば、プロファイルに、心臓の動きを反映した信号が現れると考えられる。したがって、心臓の代わりに、心臓の拍動の影響を受けて動く部位（例えば、心臓に繋がる血管）を含む部位を励起しても、心拍信号を得ることが可能となる。また、心臓と心臓の拍動の影響を受けて動く部位との両方を含む部位を励起してもよい。

10

【 0 1 4 9 】

本形態では、呼吸同期撮影と心拍同期撮影とが併用されている。しかし、呼吸同期撮影は行わずに、心拍同期撮影を行ってもよい。

【 0 1 5 0 】

本形態では、呼吸信号はプロファイルごとに肝臓のエッジの位置を検出することにより求めている。しかし、肝臓のエッジの位置を検出する代わりに、呼吸信号を生成するための基準のプロファイルを決めておき、LSQ（Least Square）法を用いて、この基準のプロファイルと他のプロファイルとの相関が最大となる時のプロファイルの移動量を求め、この移動量に基づいて、呼吸信号を生成してもよい。

20

【 0 1 5 1 】

本形態では、心拍信号の単調増加の時間範囲における信号の増加分に基づいて、イメージングシーケンスIMを開始するためのトリガとなる心位相を検出している。しかし、心拍信号の単調減少の時間範囲における信号の減少分に基づいて、イメージングシーケンスIMを開始するためのトリガとなる心位相を検出することも可能である。心拍信号の単調減少に基づいて心位相を検出する場合は、探索手段100が心拍信号の極大値を探索し、検出手段103が、心拍信号が単調減少している間における極大点からの心拍信号の減少分と、所定の心位相を検出するための閾値とを比較し、減少分が前記閾値以上又は閾値を越えたときの被検体の心位相を、所定の心位相として検出すればよい。尚、心拍信号の単調減少に基づいて心位相を検出する場合は、単調増加判定手段102の代わりに、極大値に基づいて心拍信号が単調減少しているか否かを判定する単調減少判定手段を備えればよい。

30

【符号の説明】

【 0 1 5 2 】

- 2 マグネット
- 3 テーブル
- 3 a クレードル
- 4 受信コイル
- 5 送信器
- 6 勾配磁場電源
- 7 受信器
- 8 コンピュータ
- 9 プロセッサ
- 10 記憶部
- 11 操作部
- 12 表示部
- 13 被検体
- 21 収容空間
- 91 プロファイル生成手段

40

50

- 9 2 呼吸信号生成手段
- 9 3 心拍信号生成手段
- 9 4 第1のウィンドウ決定手段
- 9 5 第2のウィンドウ決定手段
- 9 6 時間範囲特定手段
- 9 7 信号部分特定手段
- 9 8 閾値計算手段
- 9 9 信号値判定手段
- 1 0 0 探索手段
- 1 0 1 差分手段
- 1 0 2 単調増加判定手段
- 1 0 3 検出手段

10

【要約】 (修正有)

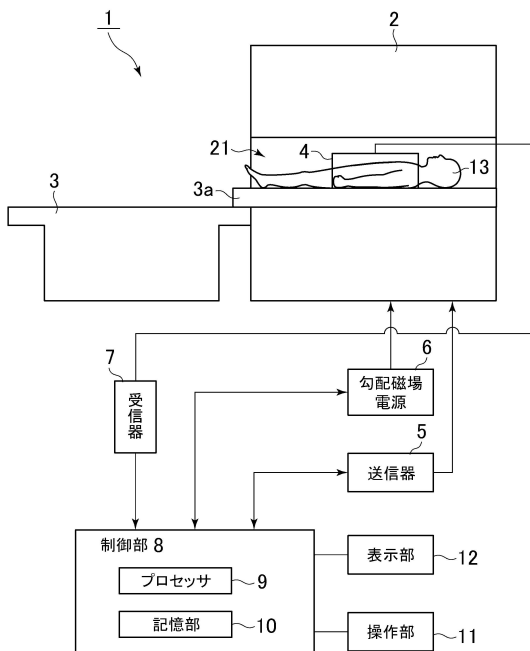
【課題】 ECGプローブやPGプローブなどのプローブを用いずに、所望の心拍同期撮影を行うことが可能な技術を提供する。

【解決手段】 MRI装置は、励起された部位のSI方向における信号値の変化を表すプロファイルを生成するプロファイル生成手段と、プロファイルごとに心拍情報を反映した信号値を求め、前記信号値が時系列的に並ぶ心拍信号 S_{hb1} を生成する心拍信号生成手段と、心拍信号 S_{hb1} の極小値を探索する探索手段と、心拍信号 S_{hb1} が単調増加している間における極小点からの心拍信号 S_{hb1} の増加分 SB と、イメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相を検出するための閾値 th_{card} とを比較し、増加分 SB が閾値 th_{card} を越えたときの被検体の心位相を、イメージングシーケンスを実行するためのトリガとなる心位相として検出する検出手段とを有する。

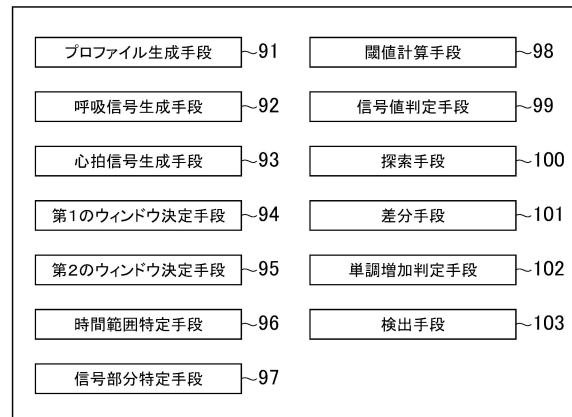
20

【選択図】 図3 1

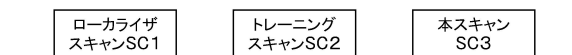
【図1】



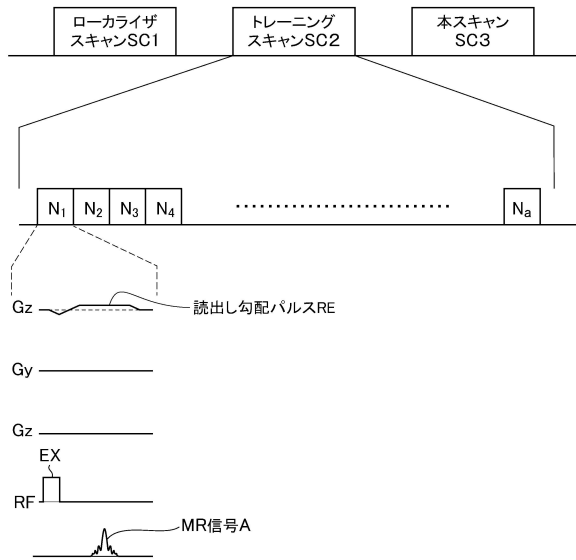
【図2】



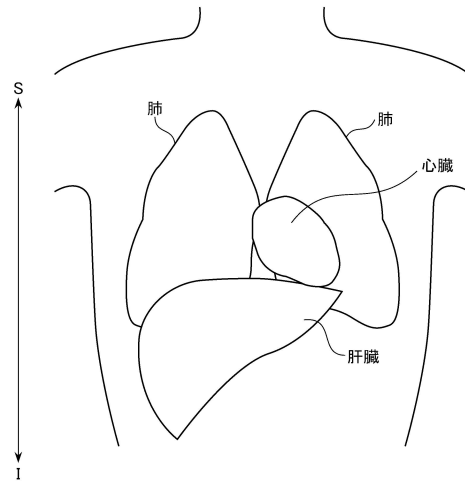
【図3】



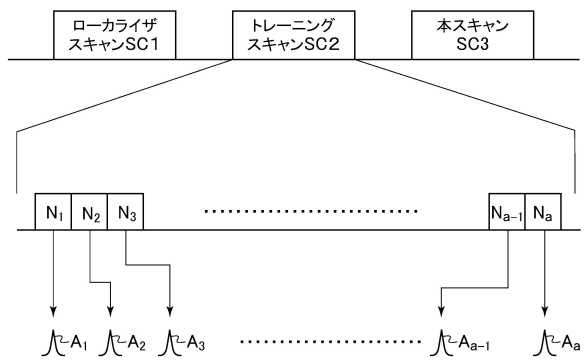
【図4】



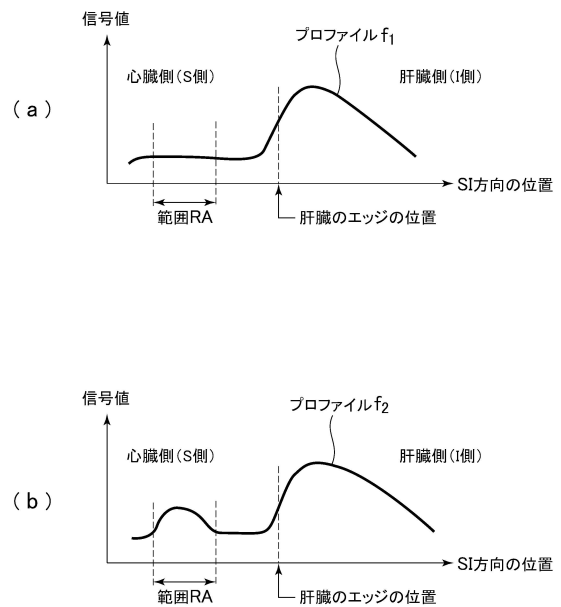
【図5】



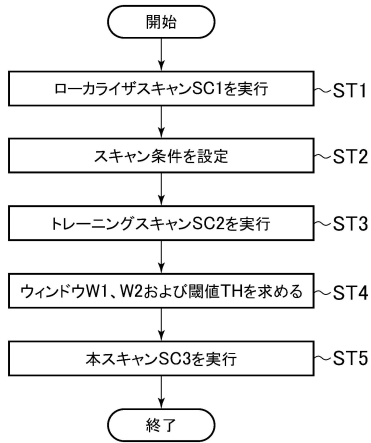
【図6】



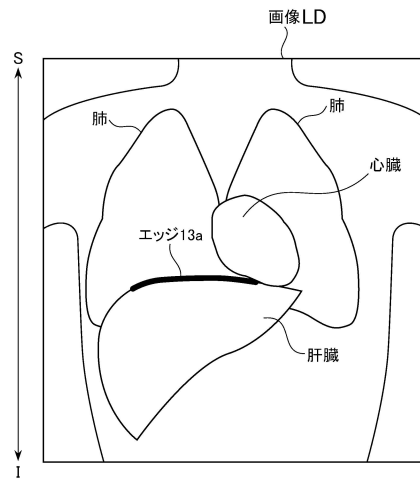
【図7】



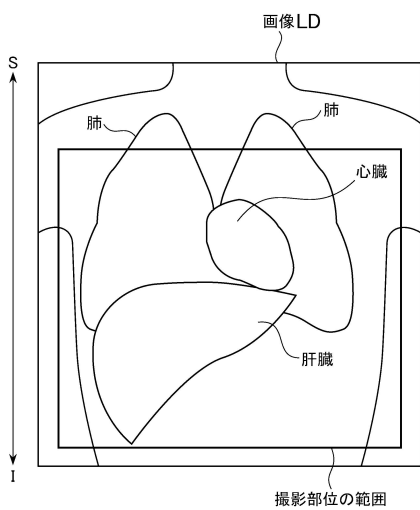
【図8】



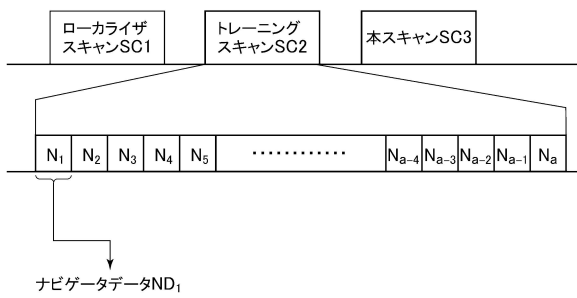
【図9】



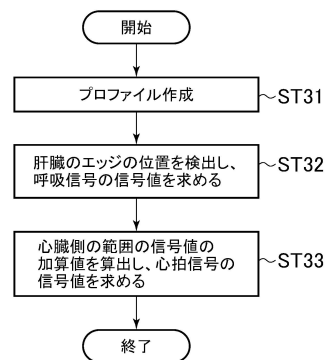
【図10】



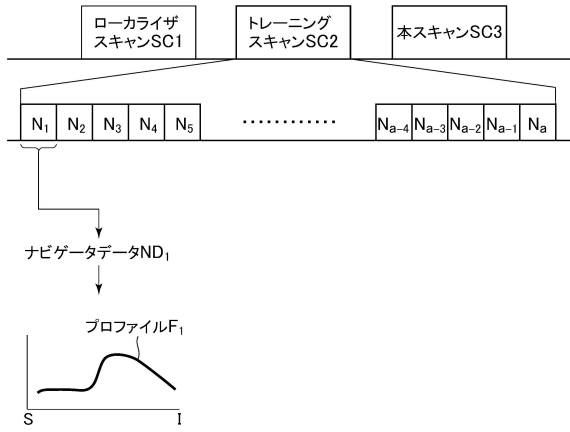
【図11】



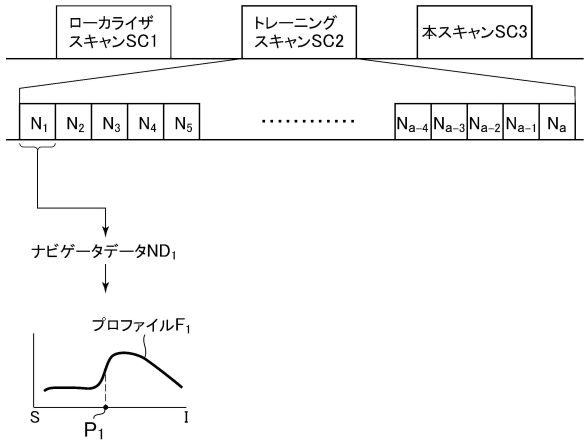
【図12】



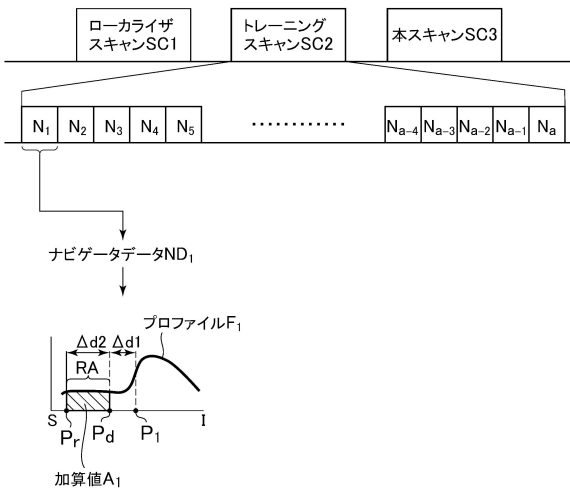
【図13】



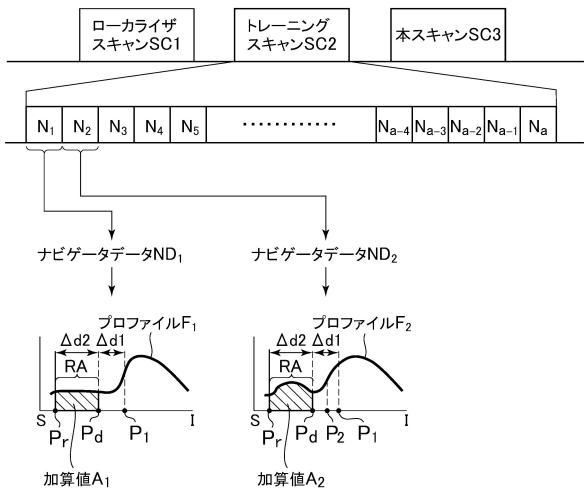
【図14】



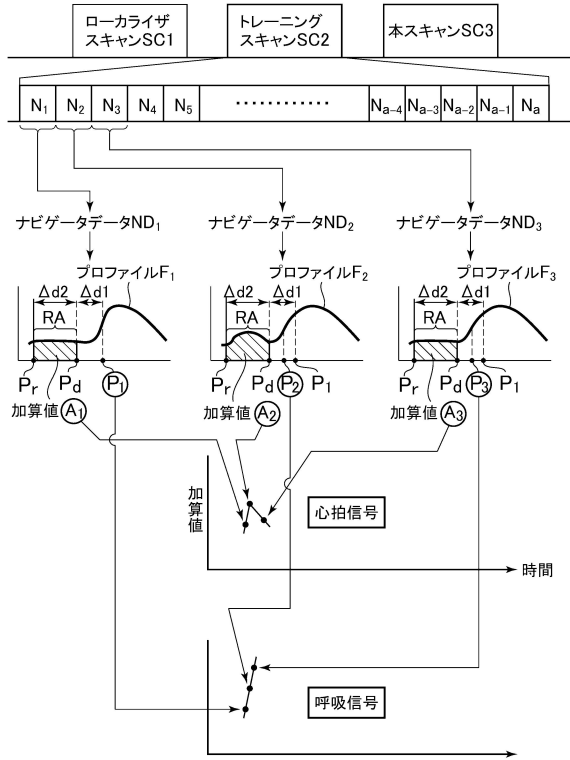
【図15】



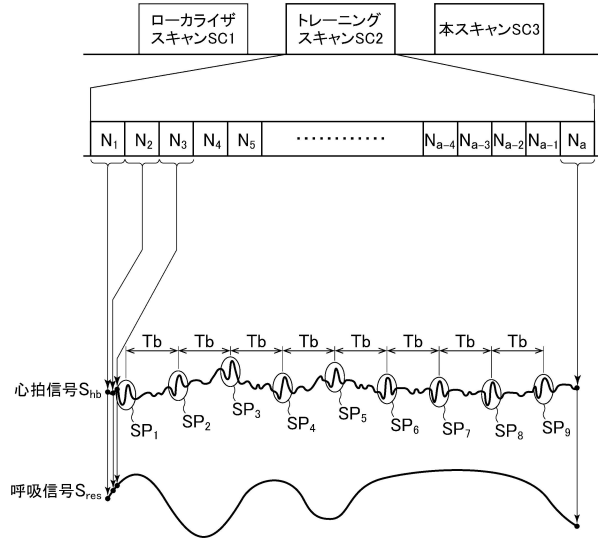
【図16】



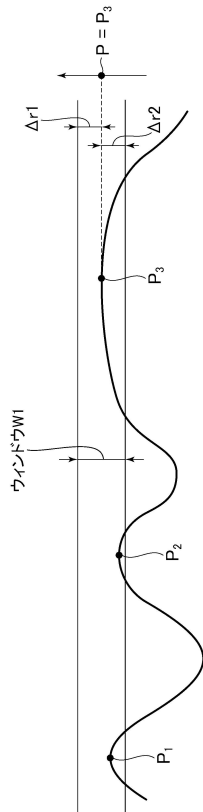
【図17】



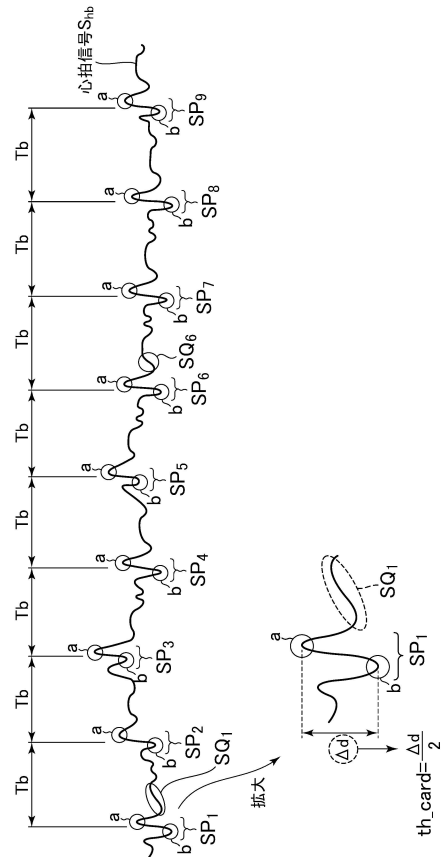
【図18】



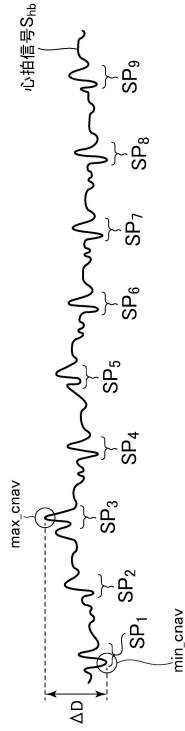
【図19】



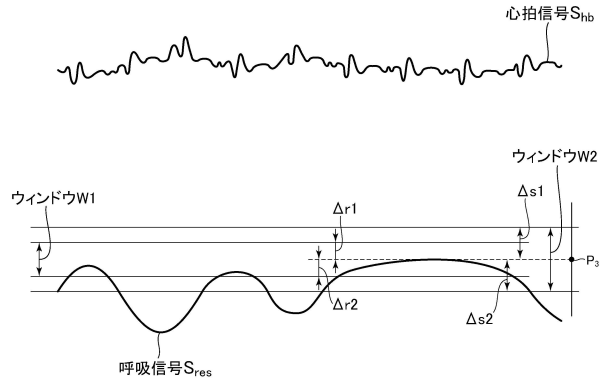
【図20】



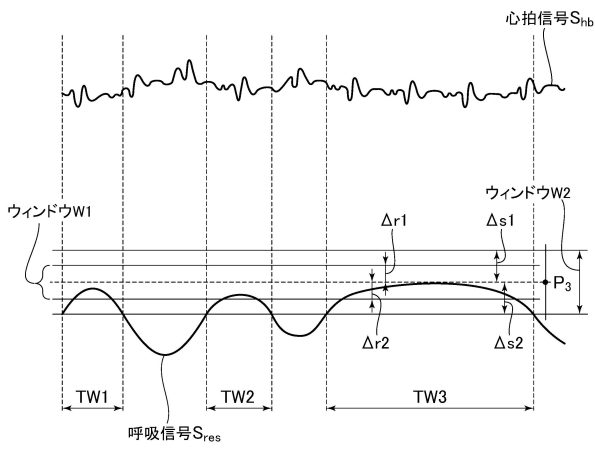
【図 2 1】



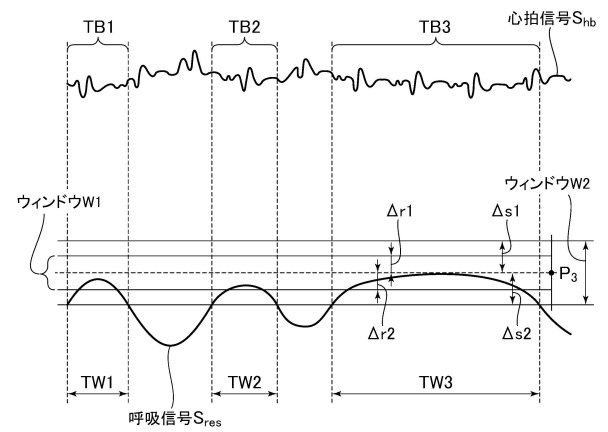
【図 2 2】



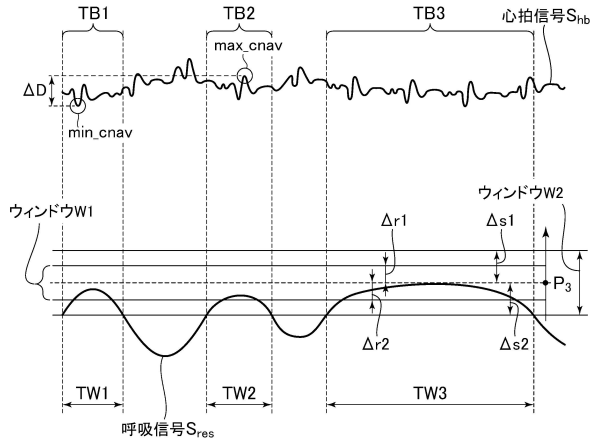
【図 2 3】



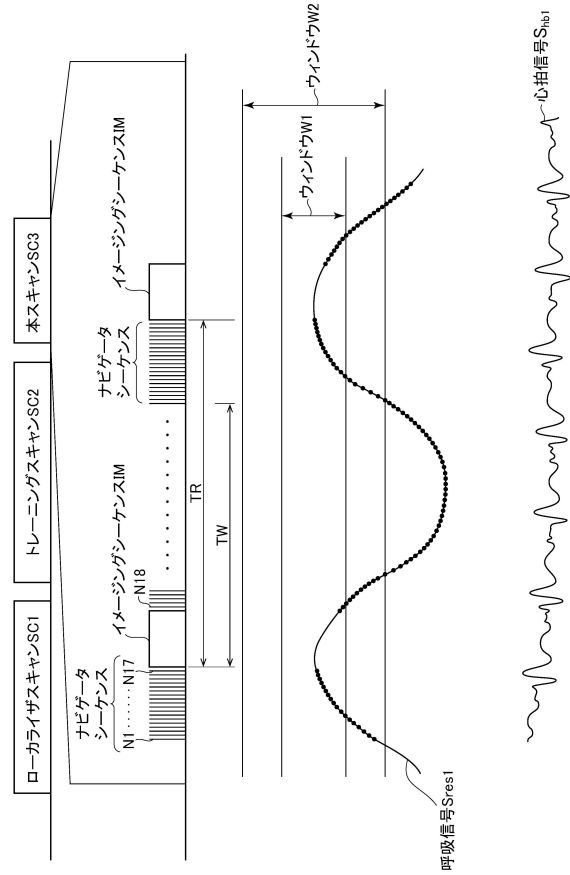
【図 2 4】



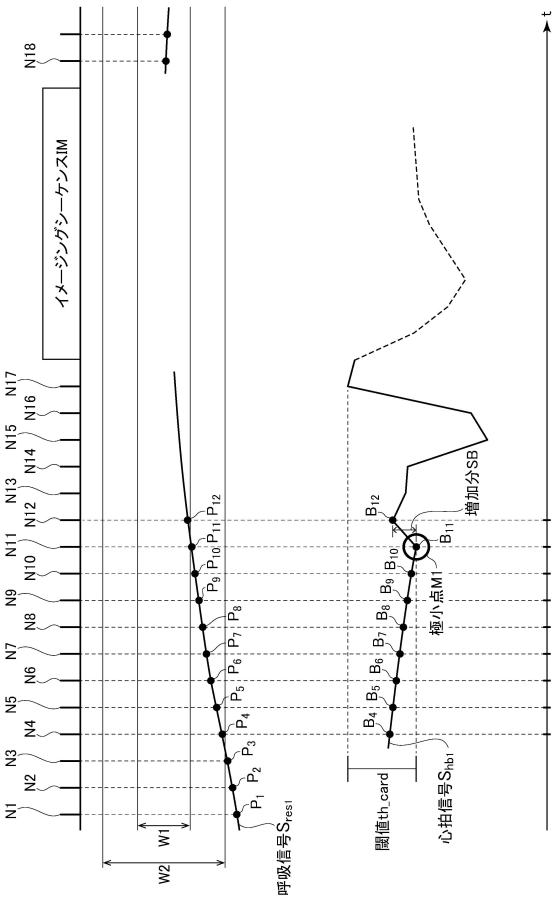
【図 25】



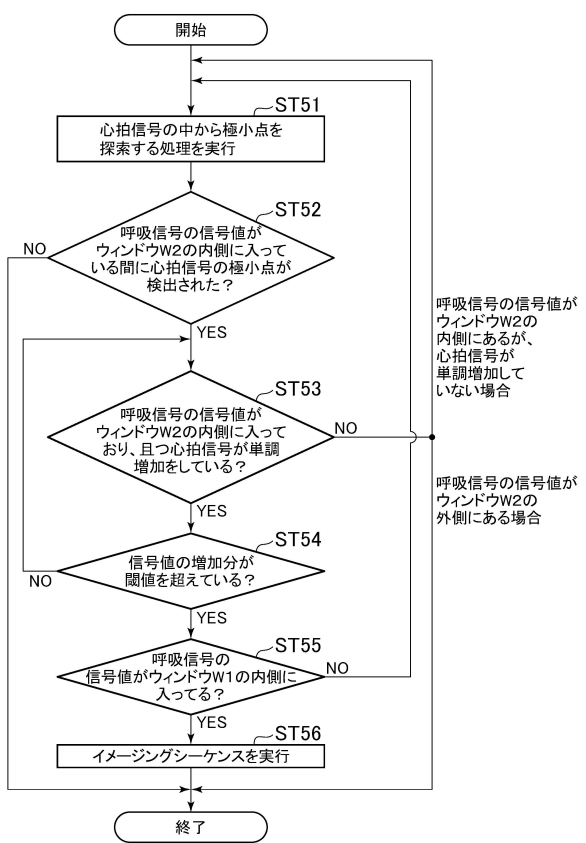
【図 26】



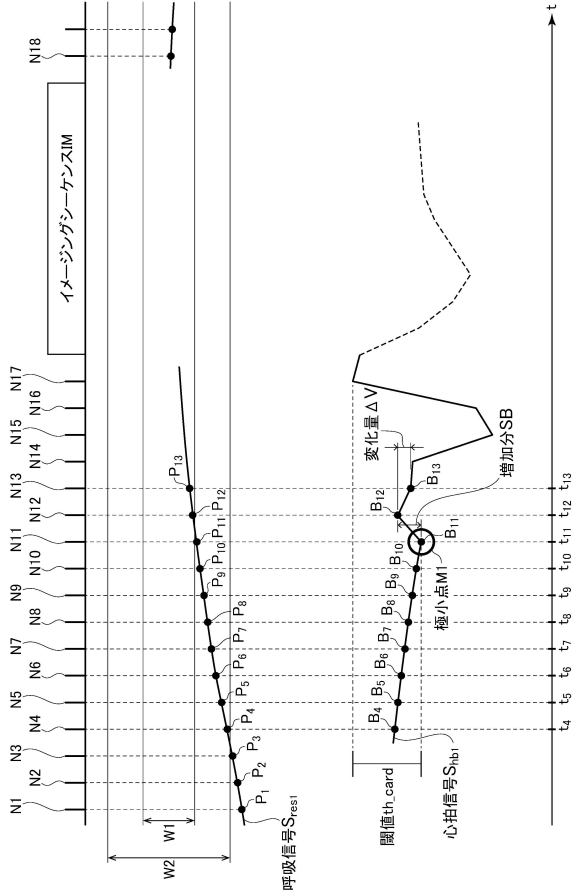
【図 27】



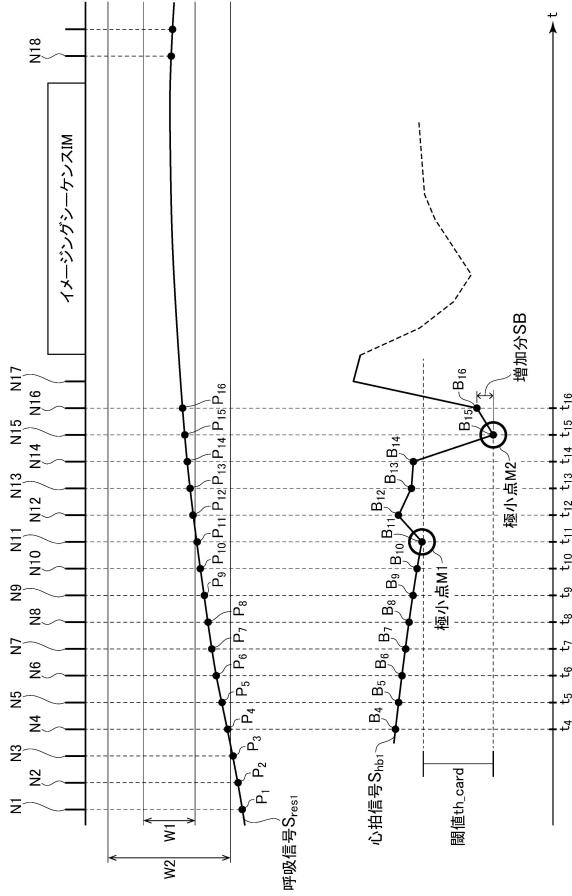
【図 28】



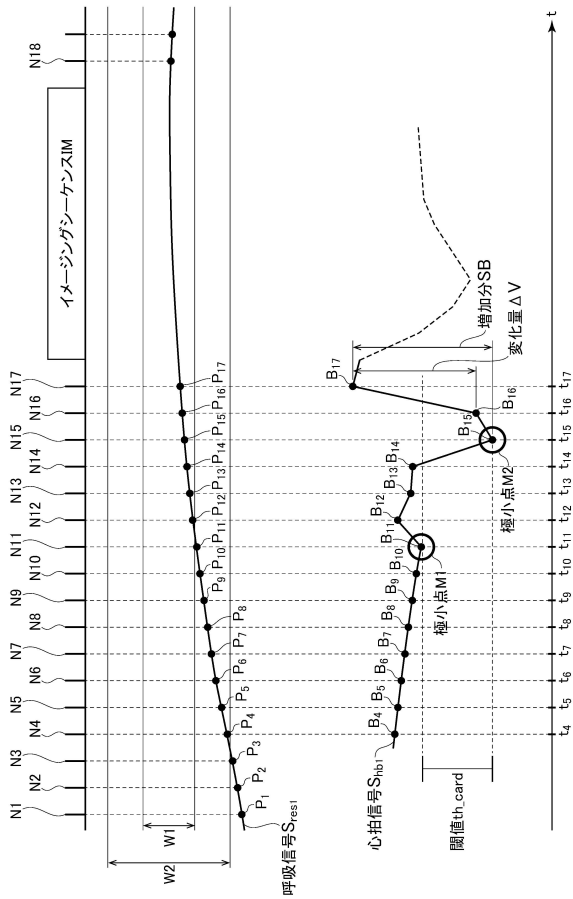
【図 29】



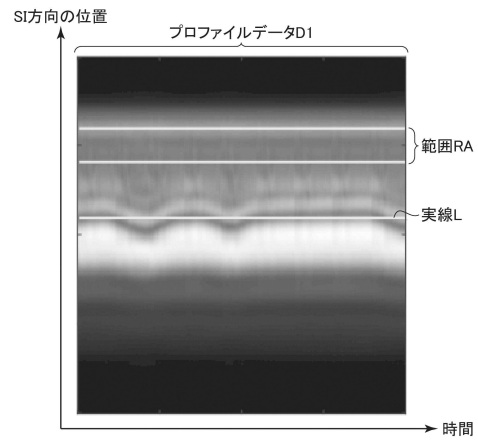
【図 30】



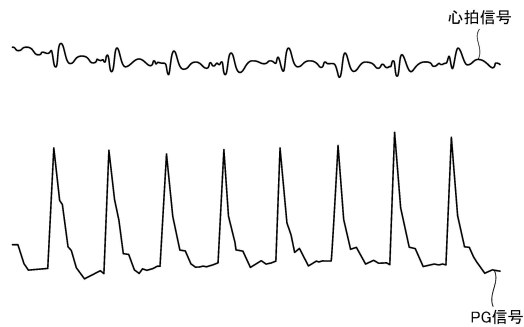
【図 31】



【図 32】



【図 33】



フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 岩館 雄治

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 後藤 順也

(56)参考文献 特開2016-189938(JP,A)

特開2004-057226(JP,A)

米国特許出願公開第2017/0307712(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/20 - 33/64