

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6467341号
(P6467341)

(45) 発行日 平成31年2月13日(2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 2
	A 6 1 B 5/055 3 8 0
	A 6 1 B 5/055 Z D M

請求項の数 16 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-517141 (P2015-517141)	(73) 特許権者	598041566 学校法人北里研究所 東京都港区白金5丁目9番1号
(86) (22) 出願日	平成26年5月16日(2014.5.16)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(86) 国際出願番号	PCT/JP2014/063068	(74) 代理人	110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所
(87) 国際公開番号	W02014/185521	(72) 発明者	板谷 慶一 神奈川県相模原市南区北里一丁目15番1号 学校法人北里研究所内
(87) 国際公開日	平成26年11月20日(2014.11.20)	(72) 発明者	宮地 鑑 神奈川県相模原市南区北里一丁目15番1号 学校法人北里研究所内
審査請求日	平成29年4月18日(2017.4.18)		
(31) 優先権主張番号	特願2013-104972 (P2013-104972)		
(32) 優先日	平成25年5月17日(2013.5.17)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置、画像処理装置、画像診断装置、画像解析装置、MRI画像作成方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の撮像シーケンスを実行し、被検体の所望の領域の画像を再構成するために必要なエコー信号を計測する計測制御部と、

前記エコー信号から前記画像を再構成する画像再構成部と、

前記画像から表示画像を作成する演算部と、

前記表示画像を表示する表示装置と、を備え、

前記撮像シーケンスは、

前記所望の領域内の血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像を再構成する前記エコー信号を計測する第一のシーケンスと、

前記所望の領域の形態を描出する形態画像を再構成する前記エコー信号を計測する第二のシーケンスと、を備え、

前記演算部は、前記形態画像から抽出した血管腔内壁情報と前記血流ベクトル画像から算出した隣接ベクトルの差分情報とを用いて演算を行い、算出した定量値(パラメータ値)を画素値とする血流パラメータ画像を算出し、当該血流パラメータ画像を用いて前記表示画像を作成すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記計測制御部は、前記被検体の周期的体動の1周期毎に、実行する前記シーケンスを

順次切り替えること

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において、

前記計測制御部は、前記被検体の周期的体動の 1 周期内の複数の異なる時相において、それぞれ、前記撮像シーケンスを実行すること

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 3 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記演算部は、前記血流パラメータ画像に前記形態画像を前記時相の整合を取って重畳し、前記表示画像を作成すること

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 3 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記撮像シーケンスは、前記所望の領域の機能を描出する機能画像を再構成する前記エコー信号を計測する第三のシーケンスをさらに備え、

前記演算部は、前記血流パラメータ画像に前記機能画像を前記時相の整合を取って重畳し、前記表示画像を作成すること

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 1 から 5 いずれか 1 項記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記所望の領域は心臓であり、

前記形態には、心臓内壁が含まれること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記被検体の周期的体動は、心臓の拍動であること

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 1 から 7 いずれか 1 項記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記第一のシーケンスは、PC (Phase Contrast) 法シーケンスであり

、前記第二のシーケンスは、tFISP (true FISP; Fast Imaging with Steady state Free precession) シーケンスであること

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 5 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記機能画像は、タギング画像であること

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 5 記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記演算部は、前記作成した表示画像にさらに前記形態画像を時相の整合をとって重畳したものを、前記表示画像とすること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 11】

請求項 1 から 10 いずれか 1 項記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記演算部は、さらに、前記血流パラメータ画像の空間積分値を算出し、前記表示装置に表示すること

を特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

磁気共鳴イメージング装置によって取得された血流ベクトル画像と形態画像とを用いて、血流パラメータ画像を生成し、表示装置に表示する画像処理装置であって、

前記パラメータ画像は、前記形態画像から抽出した血管腔内壁情報と、前記血流ベクトル画像から算出した隣接ベクトルの差分情報とを用いた演算により算出した定量値（パラメータ値）を画素値とする画像であることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 1 3】

磁気共鳴イメージング装置によって取得された、シネ血流ベクトル画像とシネ形態画像とを用いて、シネ血流パラメータ画像を生成し、生成したシネ血流パラメータ画像に、前記シネ形態画像および磁気共鳴イメージング装置で取得したシネ機能画像の少なくとも一方を重畳表示することにより、2次元的にも3次元的にもダイナミックに拍動する心臓および血管の壁運動を追跡しながら血流を把握することを支援する画像診断装置であって、

前記シネ血流パラメータ画像は、前記シネ形態画像から抽出した血管腔内壁情報と、前記シネ血流ベクトル画像から算出した隣接ベクトルの差分情報とを用いた演算により算出した定量値（パラメータ値）を画素値とする画像であることを特徴とする画像診断装置。

【請求項 1 4】

磁気共鳴イメージング装置によって取得された、心臓領域の、心時相毎の血流ベクトル画像と形態画像とを用いて、前記形態画像から抽出した血管腔内壁情報と前記血流ベクトル画像から算出した隣接ベクトルの差分情報との演算を行い、算出した定量値（パラメータ値）を画素値とする血流パラメータ画像を前記心時相毎に生成し、当該血流パラメータ
画像内の、前記形態画像により特定される心臓および血管内腔の全領域の画素値を積分することにより得た積分値を指標として提示するとともに、前記心時相毎の前記積分値の変化をグラフとして提示する画像解析装置。

【請求項 1 5】

それぞれ最適なシーケンスを実行することにより、被検体の所望の撮像領域内の血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像および前記撮像領域の形態を描出する形態画像を得、

前記形態画像から抽出した血管腔内壁情報と、前記血流ベクトル画像から算出した隣接ベクトルの差分情報とを用いて演算を行い、算出した定量値（パラメータ値）を画素値とする血流パラメータ画像を算出すること

を特徴とするMRI画像作成方法。

【請求項 1 6】

コンピュータに、

それぞれ最適なシーケンスを実行することにより、被検体の所望の撮像領域内の血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像および前記撮像領域の形態を描出する形態画像を得る手順、

前記形態画像から抽出した血管腔内壁情報と、前記血流ベクトル画像から算出した隣接ベクトルの差分情報とを用いて演算を行い、算出した定量値（パラメータ値）を画素値とする血流パラメータ画像を算出し、表示装置に表示する手順を実行させるためのプログラム。

【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（以下、「MRI」という）技術に関し、特に、被検体の血流情報を取得し、その血流情報を使って血流パラメータに関する情報を表示する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

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次元的に或いは3次

10

20

30

40

50

元的に画像化する装置である。撮影においては、NMR信号には、傾斜磁場によって異なる位相エンコードが付与されるとともに周波数エンコードされて、時系列データとして計測される。計測されたNMR信号は、2次元又は3次元フーリエ変換されることにより画像に再構成される。

【0003】

1.5T以上の高磁場MRIでは、心臓のシネ撮像、ナビゲーター呼吸同期併用の冠動脈撮像、ブラックブラッド撮像、遅延造影や心筋パーフュージョン用の撮像プロトコルなど、循環器系の各種の撮像が実用化されている（例えば、非特許文献1参照）。また、心筋の変形挙動を確認するタギング撮像などを用い、心機能解析が行われている（例えば、非特許文献2参照）。シネ撮像で得たシネ画像を使って行う心臓機能解析ソフトは、各種商用化されている。それらは典型的には、心内壁や外壁を自動抽出し、心壁厚を自動計算する、心拍出量を自動計算する、心腔容積を自動計算する、などの機能を有している。血流については血流速度のシネ表示が可能である。

10

【0004】

また、上記MRI装置で造影剤を用いずに被検体の血流情報を画像化する技術として、フェイズコントラスト（phase contrast：PC）法が実用化されている。PC法では、速度エンコードと呼ばれる特殊な傾斜磁場パルスを加えてMRI撮像を行い、その位相情報を抽出することにより、（血流）速度に応じた信号値をもつ画像が取得される（例えば、特許文献1～3参照）。このPC法を心電ゲートもしくは脈波ゲート下で、複数の心時相で撮像することにより、シネPC画像が得られる。シネPC画像は、大血管や心室の血流速に応じた輝度値を持った画像である。

20

【0005】

近年、心臓疾患診断に役立つよう、心臓や血管内の血流情報を可視化する技術の開発が進んでいる。例えば、音波診断装置における血流計測技術のvector flow mapping（VFM）などである（例えば、非特許文献3参照）。VFMでは、心筋や血管壁の運動を取り入れ、壁運動が血流に及ぼす影響を反映した画像をユーザに提示する。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】高橋他、「新しい1.5TMRI装置Echelonに向けた技術開発」、映像情報 VOL.38 No.14, 2006年、p111 - p116

【非特許文献2】中西他、「BURST法を用いた心筋タギングの検討」、第38回日本磁気共鳴医学会発表, 2010年

【非特許文献3】板谷他、「VMFの原理と臨床応用 超音波による血流可視化技術が循環器診療にもたらす新たな視点」、INNERVISION 26-12、2011年、p5 - p7

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平6-296600号公報

【特許文献2】特開平7-59747号公報

【特許文献3】特開平8-38444号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

現在、MRI装置では、上記VMFは実用化されていない。また、MRI装置で実用化されているシネPC法では、上述のように、心時相毎に、血流速に応じた輝度値を持った画像を得ることができるため、ユーザに乱流や渦流を提示出来る。これにより、ユーザは、例えば、弁の状態を把握できる。しかしながら、疾患と乱流・渦流の関連、乱流、渦流の過程をどのように定量的に表現するかについて、種々試みはあるものの、血流パラメー

40

50

タを画像として提示し、かつ、各拍動時相ごとに数値化して示す決定的な手法はない。

【0009】

また、従来の血流パラメータの可視化方法においては、PC法の強度画像による形状のコントラストが不明瞭であるため、比較的固定された大血管内での血流パラメータの可視化は可能であっても、大きく拍動する心室の内部での血流を2次元上ないし3次元上で心筋壁運動を追跡しながら解析することは難しかった。また、このような方法は、既存の技術には存在しない。

【0010】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、MRIにおいて、血流と疾患との関連をユーザが把握しやすいよう、血流パラメータを疾患の診断に適した形でユーザに提示し、ユーザを支援する技術を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、MRI装置において、被検体の所望の撮像領域を、異なる撮像法を用いて撮像し、性質の異なる複数の画像を得る。複数の画像には、血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像と形態画像とを含む。このとき、これらの複数の画像それぞれの位置ずれを最小限に抑えるよう、各撮像法を実行する。そして、血流ベクトル画像と形態画像に対して後処理を施し、エネルギーロスなどを示す血流パラメータ画像を得る。そして、得られた血流パラメータ画像を、当該領域の形態または機能に関する情報を有する画像に重畳し、ユーザに表示する。

20

【発明の効果】

【0012】

MRIにおいて、血流と疾患との関連をユーザが把握しやすいよう、血流パラメータを疾患の診断に適した形でユーザに提示できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】第一の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の全体構成図である。

【図2】第一の実施形態の制御処理部の機能ブロック図である。

【図3】第一の実施形態の撮像シーケンス実行例を説明するための説明図である。

【図4】PC法シーケンス例を説明するための説明図である。

30

【図5】(a)は、PC法により得た血流ベクトル画像を説明するための説明図であり、(b)は、血流速度の変化のグラフである。

【図6】tFISPシーケンスにより得たシネ画像を説明するための説明図である。

【図7】第一の実施形態の心電同期シネ血流ベクトル画像を説明するための説明図である。

【図8】第一の実施形態の絶対値画像を説明するための説明図である。

【図9】第一の実施形態の血流パラメータ画像を説明するための説明図である。

【図10】第一の実施形態の演算処理の流れを説明するためのブロック図である。

【図11】第一の実施形態の表示画面例を説明するための説明図である。

【図12】第二の実施形態の撮像シーケンス実行例を説明するための説明図である。

40

【図13】タギング画像を説明するための説明図である。

【図14】第二の実施形態の演算処理の流れを説明するためのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

<< 第一の実施形態 >>

以下、添付図面に従って本発明の第一の実施形態について詳説する。なお、発明の実施形態を説明するための全図において、特に断らない限り、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0015】

本実施形態では、MRI装置において、被検体の所望の撮像領域（例えば、心臓）を、

50

異なる撮像法を用いて撮像し、血流をベクトルで示す血流ベクトル画像と撮像領域の形態画像とを得る。このとき、血流ベクトル画像および形態画像それぞれの位置ずれを最小限に抑えるため、それぞれの撮像法を、被検体の周期的体動の1期間毎に切り替えて実行する。そして、血流ベクトル画像および形態画像に対して後処理を施し、エネルギーロスなどを示す血流パラメータ画像（血流パラメータマップ）を得、得られた血流パラメータ画像を形態画像に重畳してユーザに表示する。これにより、本実施形態では、血流パラメータ画像を当該領域の疾患の診断に適した形で表示することが出来る。

【0016】

<装置構成>

まず、本実施形態のMRI装置の一例の全体概要を図1に基づいて説明する。図1は、本実施形態のMRI装置の一実施形態の全体構成を示すブロック図である。

10

【0017】

本実施形態のMRI装置100は、NMR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生部120と、傾斜磁場発生部130と、シーケンサ140と、高周波磁場発生部（以下、送信部）150と、高周波磁場検出部（以下、受信部）160と、制御処理部170と、を備える。また、本実施形態では、MRI装置100には、体動モニタ182が、接続される。

【0018】

静磁場発生部120は、垂直磁場方式であれば、被検体101の周りの空間にその体軸と直交する方向に、水平磁場方式であれば、体軸方向に、均一な静磁場を発生させるもので、被検体101の周りに配置される永久磁石方式、常電導方式あるいは超電導方式の静磁場発生源を備える。

20

【0019】

傾斜磁場発生部130は、MRI装置100の座標系（装置座標系）であるX、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル131と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源132とを備え、後述のシーケンサ140からの命令に従ってそれぞれの傾斜磁場コイル131の傾斜磁場電源132を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向に傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を印加する。撮影時には、スライス面（撮影断面）に直交する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、そのスライス面に直交して且つ互いに直交する残りの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。

30

【0020】

送信部150は、被検体101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（NMR）現象を起こさせるために、被検体101に高周波磁場パルス（以下、「RFパルス」と呼ぶ。）を照射するもので、高周波発振器（シンセサイザ）152と変調器153と高周波増幅器154と送信側の高周波コイル（送信コイル）151とを備える。高周波発振器152はRFパルスを生成する。変調器153は、シーケンサ140からの命令に従って、出力されたRFパルスを振幅変調する。高周波増幅器154は、この振幅変調されたRFパルスを増幅し、被検体101に近接して配置された送信コイル151に供給する。送信コイル151は供給されたRFパルスを被検体101に照射する。

40

【0021】

受信部160は、被検体101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核磁気共鳴信号（エコー信号、NMR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）161と信号増幅器162と直交位相検波器163と、A/D変換器164とを備える。受信コイル161は、被検体101に近接して配置され、送信コイル151から照射された電磁波によって誘起された被検体101の応答のNMR信号を検出する。検出されたNMR信号は、信号増幅器162で増幅された後、シーケンサ140からの指令によるタイミングで直交位相検波器163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164でデジタル量に変換されて、制御処理部170

50

に送られる。

【 0 0 2 2 】

送信コイル 1 5 1 と傾斜磁場コイル 1 3 1 とは、被検体 1 0 1 が挿入される静磁場発生部 1 2 0 の静磁場空間内に、垂直磁場方式であれば被検体 1 0 1 に対向して、水平磁場方式であれば被検体 1 0 1 を取り囲むようにして設置される。また、受信コイル 1 6 1 は、被検体 1 0 1 に対向して、或いは取り囲むように設置される。

【 0 0 2 3 】

シーケンサ 1 4 0 は、制御処理部 1 7 0 からの指示に従って、R F パルスと傾斜磁場パルスとが印加され、被検体 1 0 1 が発生するエコー信号が計測されるよう、各部に指示を行う。具体的には、制御処理部 1 7 0 からの指示に従って、被検体 1 0 1 の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信部 1 5 0、傾斜磁場発生部 1 3 0、および受信部 1 6 0 に送信する。

10

【 0 0 2 4 】

制御処理部 1 7 0 は、MRI 装置 1 0 0 全体の制御、各種データ処理等の演算、処理結果の表示及び保存等を行うもので、CPU 1 7 1 と記憶装置 1 7 2 と表示装置 1 7 3 と入力装置 1 7 4 とを備える。記憶装置 1 7 2 は、ハードディスクなどの内部記憶装置と、外付けハードディスク、光ディスク、磁気ディスクなどの外部記憶装置とにより構成される。表示装置 1 7 3 は、CRT、液晶などのディスプレイ装置である。入力装置 1 7 4 は、MRI 装置 1 0 0 の各種制御情報や制御処理部 1 7 0 で行う処理の制御情報の入力のインタフェースであり、例えば、トラックボールまたはマウスとキーボードとを備える。入力装置 1 7 4 は、表示装置 1 7 3 に近接して配置される。操作者は、表示装置 1 7 3 を見ながら入力装置 1 7 4 を通してインタラクティブに MRI 装置 1 0 0 の各種処理に必要な指示、データを入力する。なお、タッチパネルなど、表示装置 1 7 3 が入力装置 1 7 4 の機能を兼ねていてもよい。

20

【 0 0 2 5 】

CPU 1 7 1 は、操作者が入力した指示に従って、記憶装置 1 7 2 に予め保持されるプログラムを実行することにより、MRI 装置 1 0 0 の動作の制御、各種データ処理等の制御処理部 1 7 0 の各処理を実現する。上記シーケンサ 1 4 0 への指示は、予め記憶装置 1 7 2 に保持されたパルスシーケンス（撮像シーケンス）に従って行われる。また、例えば、受信部 1 6 0 からのデータが制御処理部 1 7 0 に入力されると、CPU 1 7 1 は、信号処理、画像再構成処理等を実行し、その結果である被検体 1 0 1 の断層像を表示装置 1 7 3 に表示するとともに、記憶装置 1 7 2 に記憶する。

30

【 0 0 2 6 】

体動モニタ 1 8 2 は、被検体 1 0 1 に装着される体動センサ 1 8 1 からの信号を受け取り、例えば、フィルタリングや A / D 変換等の処理を行う。そして、処理結果を CPU 1 7 1 に通知する。体動センサ 1 8 1 には、例えば、電極、赤外線センサが用いられる。体動モニタ 1 8 2 がモニタする対象は、例えば、心電波、脈波などである。例えば、被検体 1 0 1 の心電波を検出する場合は、体動センサ 1 8 1 として電極が、被検体 1 0 1 の胸部や手足等に装着され、体動モニタ 1 8 2 は、各電極からの信号を処理して主に心電図の R 波を検出する。脈波を検出する場合は、体動センサ 1 8 1 として赤外線センサが被検体 1 0 1 の指先に装着され、体動モニタ 1 8 2 は、赤外線センサからの信号を処理して主に血流の拍動を検出する。

40

【 0 0 2 7 】

現在、MRI 装置の撮像対象核種で、臨床で普及しているものは、被検体 1 0 1 の主たる構成物質である水素原子核（プロトン）である。MRI 装置 1 0 0 では、プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報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、二次元もしくは三次元的に撮像する。

【 0 0 2 8 】

< 制御処理部の機能構成 >

本実施形態では、上述のように、性質の異なる複数の画像から血流パラメータ画像を得

50

、疾患の診断に適した形で表示する。

【0029】

例えば、撮像対象が心臓の場合、異なる撮像法を用いて性質の異なる複数の画像を撮像し、性質の異なる複数の画像を用いた後処理により、2次元ないし3次的にダイナミックに拍動する心臓・血管内の血流を心筋壁・血管壁の運動と同時に解析し、エネルギーロスなどの血流パラメータ画像を得る。また、本実施形態では、画像化されたパラメータを、時相毎に、抽出された心臓・血管内腔領域で積分することにより、各時相で血流パラメータを数値化する。

【0030】

これを実現するため、本実施形態の制御処理部170は、図2に示すように、所定の撮像シーケンスに従ってMRI装置100の各部を動作させ、被検体101の所望の領域(撮像領域)の画像を再構成するために必要なエコー信号を収集する計測制御部191と、計測制御部191が収集したエコー信号にフーリエ変換などを施し、画像を再構成する画像再構成部192と、再構成された画像に対し、演算処理を行う演算部193と、を備える。

10

【0031】

なお、制御処理部170が実現する各機能は、上述のように、予め記憶装置172に格納されたプログラムを、CPU171がメモリにロードして実行することにより実現される。なお、上記の各機能の全てをソフトウェアで実現する必要はなく、一部または全部をASIC(Application Specific Integrated Circuit)、FPGA(field-programmable gate array)回路などのハードウェアによって実現するようにしてもよい。

20

【0032】

なお、以下、本明細書では、所定の撮像シーケンスに従ってエコー信号を収集することを、撮像シーケンスを実行する、という。また、所定の画像を再構成するエコー信号を収集するシーケンスを、当該画像を取得する撮像シーケンスと呼ぶ。

【0033】

<計測制御部による計測制御>

本実施形態では、計測制御部191は、予め定めた撮像シーケンスに従って検査スキャンを実行する。検査スキャンでは、被検体101の周期的体動の1周期間の複数の異なる時相において、それぞれ、同一の撮像領域のエコー信号を収集する、シネ撮像を行う。検査スキャンで計測制御部191が実行する撮像シーケンスは、それぞれ異なる性質の画像を再構成するエコー信号を収集する第一の撮像法による撮像シーケンス部(以下、第一のシーケンスと呼ぶ。)と、第二の撮像法による撮像シーケンス部(以下、第二のシーケンスと呼ぶ。)と、を備える。

30

【0034】

本実施形態では、第一のシーケンスは、血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像を取得するシーケンスとし、第二のシーケンスは、撮像領域内の臓器の形態を描出する形態画像を取得するシーケンスとする。各シーケンスの詳細は、後述する。

【0035】

計測制御部191は、これらの第一のシーケンスと第二のシーケンスとを、体動の1周期毎に切り替えて実行する。また、本実施形態では、上述のように、シネ撮像を行うため、1周期内では、同じシーケンスを繰り返し実行する。

40

【0036】

なお、被検体101の周期的体動(例えば、心電波形)は、体動センサ181で検出され、体動モニタ182によって計測制御部191に通知される。

【0037】

本実施形態の計測制御部191の制御を、撮像対象の領域を心臓、体動を心拍とし、具体的に説明する。図3は、計測制御部191による、撮像シーケンス210の実行を説明するための図である。

50

【 0 0 3 8 】

本図に示すように、本実施形態の計測制御部 1 9 1 は、R 波 2 0 1 に同期させ、撮像シーケンス 2 1 0 を実行する。このとき、R - R 間隔（心拍期間）2 0 2 ごとに、第一のシーケンス 2 1 1 および第二のシーケンス 2 1 2 を交互に実行する。それぞれのシーケンス 2 1 1、2 1 2 で、画像化に必要な全てのエコー信号を収集し終えるまで、これらの計測を繰り返す。

【 0 0 3 9 】

図 3 では、第一の心拍期間 2 0 2 __ 1 では、第一のシーケンス 2 1 1 を実行し、第二の心拍期間 2 0 2 __ 2 では、第二のシーケンス 2 1 2 を実行し、第三の心拍期間 2 0 2 __ 3 では、第一のシーケンス 2 1 1 を実行し、第四の心拍期間 2 0 2 __ 4 では、第二のシーケンス 2 1 2 を実行する場合を例示する。

10

【 0 0 4 0 】

1 心拍期間 2 0 2 内では、R 波 2 0 1 からのディレイ時間を変えて（T D 1、T D 2、T D 3、・・・、T D n）、複数（n）回連続して、同じシーケンス 2 1 1、2 1 2 をそれぞれ実行する。これにより、R 波 2 0 1 からのディレイ時間が異なる複数の心時相の画像を取得する。

【 0 0 4 1 】

図 3 では、各心拍期間 2 0 2 内で n 回実行する（心位相数が n；n 位相）場合を例示するが、典型的な実行回数は、1 心拍期間 2 0 2 内で、1 0 乃至 4 0 回である。好適には、2 0 乃至 3 0 回である。R 波 2 0 1 の間隔（心拍期間）2 0 2 を 1 s とすると、各シーケンス 2 1 1、2 1 2 の一回の実行時間は、1 0 位相の場合、約 1 0 0 m s、4 0 位相の場合、約 2 5 m s である。

20

【 0 0 4 2 】

なお、各シーケンスの計測は、全てを同じ心周期数とする必要は無い。撮像条件や所望の画質等に応じて、実質的な検査スキャン時間（= 1 心拍の時間 × 心周期数）を変えても良い。

【 0 0 4 3 】

< 撮像シーケンス >

次に、各シーケンスの詳細を説明する。第一のシーケンス 2 1 1 は、血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像を得る、血流計測シーケンスとする。本実施形態では、血流計測シーケンスとして、P C (p h a s e c o n t r a s t) 法のシーケンス（以下、P C 法シーケンスと呼ぶ。）を用いる場合を例にあげて説明する。

30

【 0 0 4 4 】

P C 法は、極性が反転した同じ大きさの傾斜磁場パルスの組である双極性傾斜磁場（b i p o l a r g r a d i e n t）を印加した場合、血流等流速のある組織にはスピンの流速に応じた位相変化が生じるのに対し、静止している組織には位相変化が生じないことを利用する撮像方法である。所定の方向に双極性傾斜磁場を印加しながら撮像を行うことにより、血流部の位相の変化を画像として得る。双極性傾斜磁場パルスの極性を反転させて 2 つの画像を得て、その差分を求めることにより、静止部の信号を除去し、血流部のみの画像を得る。画像の画素値は、血流の流速に対応する。

40

【 0 0 4 5 】

P C 法の具体的なパルスシーケンス（P C 法シーケンス）例を、図 4 を用いて説明する。本図に示すように、P C 法シーケンス 3 0 0 は、通常のパルスシーケンスに、双極性傾斜磁場パルス（b i p o l a r g r a d i e n t p u l s e、以下、B G パルスと称す）3 0 1 を付加したものである。ここでは、通常のパルスシーケンスとして、公知のグラディエントエコーシーケンスを用いる場合を例示する。

【 0 0 4 6 】

上述のように、B G パルス 3 0 1 を印加することにより、B G パルス 3 0 1 の印加方向に移動している水素原子のみに位相シフトが生じる。そこで、血管像として描出したい所望の血管の走行方向に沿って B G パルス 3 0 1 を印加する。ここでは、スライス（G s）

50

方向に流れる血流を画像化するため、スライス (G s) 方向に B G パルス 3 0 1 を印加する場合を例示する。なお、本図に示す P C 法シーケンス 3 0 0 には、血流によって各方向に生じる位相分散を補償 (リフェーズ) するための、公知のフローコンペンセーション用傾斜磁場パルス 3 0 2 、 3 0 3 が付加される。

【 0 0 4 7 】

P C 法では、上述の P C 法シーケンス 3 0 0 を、 B G パルス 3 0 1 の極性を反転させて、 2 回実行し、それぞれで計測されたエコー信号の差分を求める。これにより、 B G パルス 3 0 1 を印加した方向に流れる血流のみが画像化される。なお、複数方向に走行する血管を描出する場合、各方向にそれぞれ B G パルスを追加する。

【 0 0 4 8 】

なお、 P C 法には、 2 次元 (2 D) と 3 次元 (3 D) の撮像があり、心電ゲートもしくは脈波ゲート下で、複数の心時相で撮像することにより、シネ P C 画像が得られる。 2 D シネ P C 法、 3 D シネ P C 法により、大血管や心室の血流速に応じた輝度値を持った画像を得る。

【 0 0 4 9 】

この B G パルス 3 0 1 による位相シフト量は、印加した B G パルス 3 0 1 の方向の血流速度に比例する。また、位相シフト量の正・負に着目することで血流方向を推測でき、同一方向に並走する血管の、いずれが上流か、下流か、を識別できる。このように、 P C 法は、血流の速度と方向を識別可能にする。すなわち、 P C 法シーケンスを実行することにより、血流の速度と方向とを画素値とする血流ベクトル画像が得られる。

【 0 0 5 0 】

また、 P C 法シーケンス 3 0 0 では、 B G パルス 3 0 1 の印加量を調整し、注目する血流速度を設定することもできる。注目する血流速度は、一般に速度エンコード (以下 V_{enc}) と呼ばれる。血流速度 V と速度エンコードの値 V_{enc} と位相シフト量との関係は以下の式 (1) の通りである。

$$= \times V \div V_{enc} \cdot \cdot \cdot (1)$$

【 0 0 5 1 】

すなわち、適切な速度エンコードの値 V_{enc} を設定すれば、血流速度 V を画素の位相値から求めることができる。また、計測する血流速度 V が速度エンコードの値 V_{enc} を超えている場合は、位相は折り返しを生じ、正しい血流速度 V が得られない。適切な速度エンコードの値 V_{enc} の設定としては、 $| \quad | < \quad / 2$ となるように血流速度 V に応じて速度エンコードの値 V_{enc} を設定する。例えば、下肢の動静脈を想定した場合、動脈の血流速度は 3 0 - 7 0 c m / s 程度、静脈の血流速度は 1 0 c m / s 程度であるため、速度エンコードの値 V_{enc} は 3 0 - 5 0 c m / s が目安となる。

【 0 0 5 2 】

図 5 (a) に、 P C 法シーケンス 3 0 0 により得た血流ベクトル画像 6 1 0 の典型的な例を示す。本図に示すように、血流ベクトル画像 6 1 0 上では、 6 1 1 、 6 1 2 で示される血管部分の流速が高精度に描出されていることがわかる。なお、その他の部分は、本図に示すとおり、信号値はほぼゼロとなり、画像コントラストはほとんどないことがわかる。

【 0 0 5 3 】

また、本実施形態では、上述のように、血流ベクトル画像 6 1 0 を各心時相で取得する。図 5 (b) に、各時相で取得した血流ベクトル画像 6 1 0 から得た血管部分 6 1 1 、 6 1 2 における血流速度 V を示す。本図において、横軸は R 波からの経過時間 t を、縦軸は血流速度 V である。本図に示すように、 R 波からの経過時間 (心時相) t に応じて、血流速度 V が変化することがわかる。

【 0 0 5 4 】

第二のシーケンス 2 1 2 は、形態画像を得るシーケンスである。典型的には、 $t r u e F I S P$ (以下、 $t F I S P$ と呼ぶ。) シーケンスを用いる。 $t F I S P$ シーケンスにより得られる形態画像は、例えば、撮像対象が心臓の場合、心壁の抽出精度が高いことが

10

20

30

40

50

知られている。

【 0 0 5 5 】

図 6 は、t F I S P シーケンスにより得られたシネ画像 6 3 0 の例である（短軸像）。本図からわかるように、t F I S P シーケンスにより得られる画像 6 3 0 では、血液部分が高信号で、心筋部分が低信号で描出される。従って、リージョンングローイングなど既知の手法を用いて、高精度で心内壁や弁といった形態の特徴構造の描出が可能である。また、三腔、四腔面での撮像の場合、短軸像の撮像時とは異なる手法で心内壁を抽出することも可能である。いずれにしても t F I S P シーケンスを用いることで心内壁を精度良く描出できる。

【 0 0 5 6 】

< 演算処理 >

次に、本実施形態の演算部 1 9 3 による演算処理を説明する。演算部 1 9 3 は、血流ベクトル画像と形態画像とを用いて血流パラメータ画像を計算し、当該血流パラメータ画像を表示画像として表示装置 1 7 3 に表示する。なお、このとき、表示画像として血流パラメータ画像のみを表示してもよいし、形態画像と重畳して表示してもよい。

【 0 0 5 7 】

血流パラメータ画像は、例えば、撮像対象が心臓の場合、局所的な渦流などにより流体の運動エネルギーがどのくらい消失するかを示すエネルギーロス画像である。エネルギーロス画像により、心筋収縮のエネルギーがどれだけロスなく血流に変換されているかがわかる。この血流パラメータ画像により、心腔の疾患の程度を把握できると期待されている。

【 0 0 5 8 】

この血流パラメータ画像は、心電同期シネ血流ベクトル画像と同じく心電同期シネ形態画像から抽出した血管腔内壁（もしくは心臓内壁）情報から作成される。具体的には、この内壁情報を境界条件とし、少なくとも時間的空間的に隣接するベクトルとの差分情報を用いた演算を行い、作成される。この内壁情報は、心電同期シネ撮像で取得した形態画像の各画素値の絶対値を画素値とする絶対値画像（時間変化を含む）から算出される。

【 0 0 5 9 】

図 7 に、心電同期シネ血流ベクトル画像 4 1 0 の例を示す。上述のように血流ベクトル画像 4 1 0 は、速度ベクトル値を画素値とする画像であるが、ここでは、主な血流の方向を矢印で、血流の流速を濃淡で示す。心腔内部において、色が濃い領域ほど流速は速い。図では、明細書が白黒表示なため、矢印の一部を白で大きく記載して説明しているが、実用的には、矢印をカラーで表示して色によって強度をあらわすことも出来る（心腔内の小さい矢印は、カラー表示画像を白黒で表示したものである）。なお、このシネ血流ベクトル画像 4 1 0 は、形態画像に重畳されたものである。また、この画像は、1 心時相であるが、このようなシネ血流ベクトル画像 4 1 0 が、心時相毎に取得される。

【 0 0 6 0 】

また、図 8 に、絶対値画像 4 2 0 を使って心内壁を自動検出し、内腔を抽出した画像例を示す。図中、黒い輪郭線で囲まれた領域 4 2 1 が内腔である。本図に示す絶対値画像 4 2 0 は 1 心時相であるが、このような絶対値画像 4 2 0 が心時相ごとに作成される。

【 0 0 6 1 】

また、図 9 に、シネ血流ベクトル画像 4 1 0 および絶対値画像 4 2 0 から得たエネルギーロス画像（血流パラメータ画像） 4 3 0 を示す。心腔（図 8 で抽出された領域に等しい）内の明るい領域が、エネルギーロスが大きい領域である。明るければ明るいほどエネルギーロスは大きい。図では、明細書が白黒表示なため、エネルギーロスを白黒で表示するが、実用的には、エネルギーロスの程度をカラーで表示することも出来る。なお、本図に示すエネルギーロス画像 4 3 0 は、1 心時相であるが、このようなエネルギーロス画像 4 3 0 が心時相毎に作成される。

【 0 0 6 2 】

なお、血流パラメータ画像と形態画像とを重畳して表示画像とする場合、演算部 1 9 3

10

20

30

40

50

は、所定の閾値を設定し、血流パラメータ画像の各画素（またはボクセル；以下、画素またはボクセルを画素で代表して記載する。）の信号値を閾値と比較し、閾値以上の画素については、血流パラメータ画像の信号値を、閾値より小さい画素については、形態画像の信号値とする。このとき、閾値として、血流パラメータ画像の全画素の信号値の平均値を用いてもよい。また、血流パラメータ画像の透明度を高めて、形態画像上に重ね合わせてもよい。これにより、心筋の形態とエネルギーロスの関係を1つのシネ画像から把握することができる画像を提供できる。

【0063】

図10は、この演算部193による処理のプロセスを示すブロック図である。本図に示すように、演算部193は、血流ベクトル画像401と形態画像402とから、血流パラメータ画像403を算出する。これらの血流ベクトル画像401、形態画像402および血流パラメータ画像403は、全てシネ画像である。そして、必要に応じて、シネ画像である血流パラメータ画像403に、形態画像402を重畳し、表示画像404を生成する。重畳する際、時相の整合を取って重畳する。すなわち、同じ心時相の画像を重畳する。血流パラメータ画像403および形態画像402はシネ画像であるため、表示画像404もシネ画像となる。

10

【0064】

なお、演算部193は、表示画像404とともに表示する表示情報（指標）をさらに算出してもよい。表示情報は、例えば、血流パラメータ画像403の空間積分値（全画素値の合算値）とする。空間積分値は、得られた血流パラメータ画像毎（心時相毎）に計算する。このとき、所定の閾値を設定し、閾値以上の画素の信号値のみ、空間的に積分（合算）し、得られた空間積分値を表示情報としてもよい。また、画素毎に、時間的に積分し、その時間積分値を表示情報としてもよい。時間的に積分する際も、閾値以上の値のみ積算するよう構成してもよい。

20

【0065】

さらに、表示情報は、血流パラメータ画像403内の、撮像対象領域（例えば、心臓である場合、心臓および血管内腔）の画素値の積分値（合算値）であってもよい。撮像対象領域は、形態画像から特定する。得られる表示情報は、例えば撮像対象領域が心臓である場合、心臓全体でのエネルギーロスを示す値となる。

【0066】

演算部193は、作成した表示画像404と表示情報とを表示装置173に表示する。図11に、本実施形態の表示画像404および表示情報を表示する表示画面800の例を示す。本図に示すように、表示画面800は、表示画像404を表示する画像表示部810と、表示情報を表示する情報表示部820とを備える。

30

【0067】

画像表示部810には、表示画像404が心時相毎に各画素の信号値を表示するシネ表示される。情報表示部820には、例えば、算出した空間積分値が心時相毎に表示される。なお、空間積分値の表示は、数値であっても良いが、グラフ（横軸が心時相、縦軸が空間積分値）であると、さらに視覚的に判断でき、好適である。

【0068】

以上説明したように、本実施形態のMRI装置100は、所定の撮像シーケンス210を実行し、被検体101の所望の領域の画像を再構成するために必要なエコー信号を計測する計測制御部191と、前記エコー信号から前記画像404を再構成する画像再構成部192と、前記画像から表示画像を作成する演算部193と、前記表示画像を表示する表示装置173と、を備え、前記撮像シーケンス210は、前記所望の領域内の血流の速度ベクトル値を画素値とする血流ベクトル画像401を再構成する前記エコー信号を計測する第一のシーケンス211と、前記所望の領域の形態を描出する形態画像402を再構成する前記エコー信号を計測する第二のシーケンス212と、を備え、前記演算部193は、前記血流ベクトル画像401と前記形態画像402とを用いて血流パラメータ画像403を算出し、当該血流パラメータ画像403を用いて前記表示画像404を作成する。

40

50

【0069】

例えば、血流ベクトル画像401は、PC法シーケンスにより取得し、また、形態画像402は、tFISPシーケンスにより取得する。PC法シーケンスによれば、血流の速度と方向の情報を直接得ることができるため、精度の高い血流ベクトル情報を得ることができる。しかしながら、PC法で得る画像は、血流以外の領域のコントラストは高くない。一方、tFISPシーケンスでは、コントラストの高い形態画像402を得ることができる。

【0070】

このように、本実施形態によれば、血流ベクトル画像401と形態画像402とを、それぞれ、最適なシーケンスを用い、取得する。血流パラメータ画像403を算出する場合、算出対象の臓器（心臓であれば、心筋）の運動を正しく抽出する必要がある。本実施形態によれば、コントラストの高い形態画像402を用いて当該臓器の形態（心臓であれば、心内壁）を抽出するため、算出対象の臓器の運動を精度良く抽出できる。これにより、得られる血流パラメータ画像403の演算精度が向上する。特に、MRIの静磁場強度が1.5T（テスラ）以下の場合、PC法で得られる血流ベクトル画像401の、血流以外のコントラストが低くなりがちであり、このような場合に、本実施形態の手法は、有効である。

10

【0071】

また、血流パラメータ画像403の演算精度を高めるためには、血流ベクトル画像401と形態画像402との間に位置ずれがないことが重要である。本実施形態によれば、前記計測制御部191は、前記被検体101の周期的体動（例えば、心拍）の1周期毎に、実行する前記シーケンスを順次切り替えて実行してもよい。この場合、本実施形態によれば、血流ベクトル画像401と形態画像402とが、心拍を挟んで交互に取得されるため、両者間の位置ずれが原理的に小さい。このため、血流パラメータ画像403を計算する際に、両画像401、402の位置ずれに起因する誤差を小さく出来る。

20

【0072】

また、本実施形態では、前記計測制御部191は、前記被検体101の周期的体動の1周期内の複数の異なる時相において、それぞれ、前記撮像シーケンス210を実行し、また、前記演算部193は、前記血流パラメータ画像403に前記形態画像を前記時相の整合を取って重畳し、前記表示画像を作成してもよい。このように、本実施形態によれば、血流パラメータ画像403は、高コントラストの形態画像402に重畳されて表示装置173に表示される。従って、例えば、対象臓器が心臓の場合、心筋や血管壁運動と血流との関係をユーザが把握しやすい態様で、ユーザに提示できる。

30

【0073】

また、本実施形態では、血流パラメータが疾患に及ぼす影響の指標の一つとして、前記演算部193は、さらに、前記血流パラメータ画像403の空間積分値を算出し、前記表示装置173に表示してもよい。このような数値化された表示情報を画像とともに提示することにより、疾患の症状と計測・解析パラメータの相関を、ユーザは一義的に把握しやすくなる。

【0074】

さらに、表示画像404および表示情報をシネ表示することにより、ユーザに撮像対象臓器の運動（心臓であれば、壁運動）と血流の変化の関係を、動画像でユーザに提示できる。撮像対象の臓器が心臓である場合、形態画像と重畳表示することにより、ユーザは、2次元的にも3次元的にもダイナミックに拍動する心臓および血管の壁運動を追跡しながら血流を把握できる。また、多断面で組み合わせ、再構築することにより、3次元空間上の血流を、拍動する心臓および血管壁とともに可視化できる。

40

【0075】

このように、本実施形態によれば、血流と、疾患との関連をユーザが把握しやすいよう、診断に適した形でユーザに提示できる。

【0076】

50

<< 第二の実施形態 >>

本発明を適用する第二の実施形態を説明する。第一の実施形態では、血流パラメータ画像に画像を重畳して表示する際、重畳する画像は形態画像である。本実施形態では、血流ベクトル画像に重畳する画像を機能画像とする。

【0077】

< 装置構成および機能構成 >

本実施形態のMRI装置は、基本的に第一の実施形態のMRI装置100と同様である。ただし、上述のように機能画像を重畳するため、撮像シーケンス210が、機能画像を再構成するエコー信号を取得する第三のシーケンスを備える。また、演算部193の処理も、機能画像を重畳する点が異なる。

10

【0078】

以下、本実施形態について、第一の実施形態と異なる構成に主眼をおいて説明する。

【0079】

本実施形態においても、第一の実施形態同様、計測制御部191は、被検体101の周期的体動の1周期間の複数の異なる時相において、それぞれ撮像領域のエコー信号を収集する、シネ撮像を行う。ただし、本実施形態の計測制御部191が従う撮像シーケンス210は、それぞれ異なる性質の画像を再構成するエコー信号を収集する第一のシーケンスと第二のシーケンスと第三のシーケンスとを備える。計測制御部191は、これらの第一のシーケンス、第二のシーケンスおよび第三のシーケンスを、体動の1周期毎に切り替えて順に実行する。1周期内では、同じシーケンスを繰り返し実行する。

20

【0080】

本実施形態では、第一のシーケンスおよび第二のシーケンスは、第一の実施形態同様、それぞれ、血流ベクトル画像を取得するシーケンスおよび形態画像を取得するシーケンスとし、第三のシーケンスは、機能画像を取得するシーケンスとする。第三のシーケンスの詳細は後述する。

【0081】

なお、本実施形態においても、被検体101の周期的体動（例えば、心電波形）は、体動センサ181で検出され、体動モニタ182によって計測制御部191に通知される。

【0082】

図12は、体動を心拍とした場合の、本実施形態の計測制御部191による、撮像シーケンス210の実行を説明するための図である。本図に示すように、本実施形態の計測制御部191は、R波201に同期させ、撮像シーケンス210を実行する。このとき、R-R間隔（心拍期間）202ごとに、第一のシーケンス211、第二のシーケンス212および第三のシーケンス213を順次切り替えて、実行する。それぞれのシーケンス211、212、213で、画像化に必要な全てのエコー信号を収集し終えるまで、これらの計測を繰り返す。

30

【0083】

本図においては、第一の心拍期間202__1では、第一のシーケンス211を実行し、第二の心拍期間202__2では、第二のシーケンス212を実行し、第三の心拍期間202__3では、第三のシーケンス213を実行し、第四の心拍期間202__4では、第一のシーケンス211を実行する場合を例示する。

40

【0084】

各心拍期間202内での各シーケンスの実行の様子は、第一の実施形態と同様、R波201からのディレイ時間を変えて、複数回（図12では、n回）連続して同じシーケンス211、212、213をそれぞれ実行し、複数の心時相の画像をそれぞれ取得する。

【0085】

< 撮像シーケンス >

次に、本実施形態の第三のシーケンス213について説明する。第三のシーケンス213は、所望の領域（撮像領域）の機能を描出する機能画像を取得するシーケンスである。本実施形態では、機能画像として、タギング画像を取得する。

50

【 0 0 8 6 】

タギング画像は、例えば、撮像領域が心臓の場合、心筋の形態画像に格子状のマークをつけ、心筋の収縮運動を可視化した画像である。図 1 3 に典型的なタギングの画像を示す。ここでは、R 波からの経過時間に応じて心時相毎のタギング画像を示す。本図では、横方向のみにタグを入れているが、心時相とともに心筋がどのように移動しているかがタグの歪によって視覚的に理解できる。タギングにおいて、1 次元のタグを 2 次元（格子状）のタグに拡張することは公知である。

【 0 0 8 7 】

< 演算処理 >

次に、本実施形態の演算部 1 9 3 による演算処理を説明する。演算部 1 9 3 は、第一の実施形態同様の手法で、血流ベクトル画像 4 0 1 と形態画像 4 0 2 とを用いて血流パラメータ画像 4 0 3 を計算する。そして、本実施形態では、この血流パラメータ画像 4 0 3 に機能画像を重畳し、表示装置 1 7 3 に表示する表示画像を生成する。

10

【 0 0 8 8 】

図 1 4 は、本実施形態の演算部 1 9 3 による処理のプロセスを示すブロック図である。本図に示すように、演算部 1 9 3 は、血流ベクトル画像 4 0 1 と形態画像 4 0 2 とから、血流パラメータ画像 4 0 3 を算出する。これらの血流ベクトル画像 4 0 1、形態画像 4 0 2 および血流パラメータ画像 4 0 3 は、全てシネ画像である。そして、シネ画像である血流パラメータ画像 4 0 3 に、シネ画像である機能画像 4 0 5 を重畳し、表示画像 4 0 6 を生成し、表示装置 1 7 3 に表示する。血流パラメータ画像 4 0 3 に機能画像 4 0 5 を重畳する際、時相の整合を取って重畳する。すなわち、同じ心時相の画像を重畳する。なお、血流パラメータ画像 4 0 3 および機能画像 4 0 5 はシネ画像であるため、表示画像 4 0 6 もシネ画像となる。

20

【 0 0 8 9 】

なお、本実施形態において、血流パラメータ画像 4 0 3 に機能画像 4 0 5 を重畳する際の手法は、第一の実施形態と同様とする。すなわち、所定の閾値を設定し、閾値以上の画素については、血流パラメータ画像 4 0 3 の信号値を、閾値より小さい画素については、機能画像 4 0 5 の信号値とする。また、血流パラメータ画像 4 0 3 の透明度を高めて、機能画像 4 0 5 上に重ね合わせてもよい。

【 0 0 9 0 】

なお、血流パラメータ画像 4 0 3 および機能画像 4 0 5 に、さらに、形態画像 4 0 2 を重畳し、表示画像 4 0 6 としてもよい。

30

【 0 0 9 1 】

本実施形態においても、第一の実施形態同様の表示情報を算出し、表示画像 4 0 6 とともに表示装置 1 7 3 に表示してもよい。

【 0 0 9 2 】

以上説明したように、本実施形態の MRI 装置 1 0 0 は、第一の実施形態同様の構成を備える。従って、第一の実施形態同様、得られる血流パラメータ画像の演算精度が向上する。また、血流パラメータ画像を計算する際に、両画像の位置ずれに起因する誤差を小さくできる。

40

【 0 0 9 3 】

また、前記計測制御部 1 9 1 は、前記被検体 1 0 1 の周期的体動の 1 周期内の複数の異なる時相において、それぞれ、前記撮像シーケンス 2 1 0 を実行し、前記撮像シーケンス 2 1 0 は、前記所望の領域の機能を描出する機能画像 4 0 5 を再構成する前記エコー信号を計測する第三のシーケンス 2 1 3 をさらに備え、前記演算部 1 9 3 は、前記血流パラメータ画像 4 0 3 に前記機能画像 4 0 5 を時相の整合を取って重畳し、前記表示画像 4 0 6 を作成する。

【 0 0 9 4 】

このように、本実施形態では、機能画像 4 0 5 として、血流ベクトル画像 4 0 1 を取得するシーケンス 2 1 1 とは別の第三のシーケンス 2 1 3 を実行し、タギング画像を取得す

50

る。また、第一、第二、第三のシーケンス 2 1 1、2 1 2、2 1 3 は、被検体 1 0 1 の周期的体動の 1 周期毎に順次切り替えて実行される。従って、タギング画像（機能画像 4 0 5）も、血流ベクトル画像 4 0 1 や形態画像 4 0 2 との間の位置ずれが小さい。従って、得られる血流パラメータ画像 4 0 3 にタギング画像（機能画像 4 0 5）を精度よく重畳できる。

【 0 0 9 5 】

血流パラメータ画像 4 0 3 は、血液の状態を示すものであり、機能画像 4 0 5 は、人体の様子を示すものである。従って、相互に直接の関連はない。しかし、略同タイミングで取得した両者を重畳表示することにより、血流の状況によって、生体がどのような影響を受けているかを把握することが出来る。特に、撮像領域が心臓の場合、タギング画像（機能画像 4 0 5）と血流パラメータ画像 4 0 3 とを重畳し、シネ表示することにより、ユーザは、2 次元的にも 3 次元的にもダイナミックに拍動する心臓および血管の壁運動を追跡しながら血流を把握できる。また、どの部分で血流エネルギーがロスされ、それがどのように心筋の負担となり、運動を鈍らせているかを動画像でユーザに提示することができる。

10

【 0 0 9 6 】

このような情報は、疾病の予後を推測するための大きな情報となり得る。すなわち、本実施形態によれば、このような血流と形態、機能の同時表示によって、疾病の予後を推測するために大いに役立つ情報を可視化できる。

【 0 0 9 7 】

特に、心壁の機能情報は、循環器内科医や心臓外科医が、疾患の重篤度を判断する際に極めて有用な情報である可能性があり、心臓 MRI 装置として、新しい価値を提供するものである。

20

【 0 0 9 8 】

このように、本実施形態によれば、このように、本実施形態によれば、血流パラメータと機能（もしくは、さらに形態）に関する情報を複合した画像を得、ユーザに提示する。従って、血流パラメータ画像を疾患の診断に適した形で表示することが出来る。

【 0 0 9 9 】

なお、タギング画像は、3 T 以上の MRI 装置では、T 1 値が延長するため、画質が良くなることが知られている。このため、本実施形態は、3 T 以上の MRI 装置で、特に好適である。

30

【 0 1 0 0 】

なお、本実施形態では、機能画像 4 0 5 として、心筋タギング画像を用いる場合を例にあげて説明したが、その他の機能画像、例えば心筋パーフュージョン画像であっても良い。

【 0 1 0 1 】

また、上記各実施形態では、血流パラメータ画像 4 0 3 としてエネルギーロス画像を例に示したが、血流解析におけるせん断力マップであっても良い。

【 0 1 0 2 】

なお、上記各実施形態において、血流パラメータ画像 4 0 3 を計算する前に、演算部 1 9 3 において、血流ベクトル画像 4 0 1 を時間方向もしくは空間方向にスムージングすることが望ましい。空間方向のスムージングは 2 次元もしくは 3 次元である。その結果として、SN の高い血流パラメータ画像 4 0 3 を得ることができる。

40

【 0 1 0 3 】

このようなスムージングは、特に安定した血流パラメータ画像 4 0 3 の計算に有効である。その理由は、血流パラメータ画像 4 0 3 は、時間的空間的に隣接するベクトルとの差分情報を用いた演算を行い、算出する。このため、元データである血流ベクトル画像 4 0 1 の誤差が、結果に大きな誤差として現れる。従って、演算を行う前に、フィルタにより不要な雑音を出来るだけ小さくしておくことにより、得られる血流パラメータ画像 4 0 3 の画質が向上する。

50

【 0 1 0 4 】

また、上記各実施形態において、血流パラメータ画像 4 0 3 は、表示前に時間方向および空間方向のいずれかに、補間処理を行ってもよい。その結果として、時間分解能もしくは流速分解能の高い血流パラメータ画像 4 0 3 を得ることができる。MRI 装置で得る MR 画像は、一般に時間分解能が超音波撮像装置で得る超音波画像に比べ低い。このような補間処理を行うことにより、MR 画像の分解能を高めることができる。これにより、超音波画像など時間分解能の高い撮像で求めた臨床結果と比較検討するときに好適となる。

【 0 1 0 5 】

また、上記各実施形態では、血流パラメータ画像 4 0 3 を算出する際に用いる血管腔内壁（もしくは心臓内壁）情報は、t F I S P 法で取得した形態画像 4 0 2 から抽出しているが、これらの情報は、血流ベクトル画像 4 0 1 から抽出するよう構成してもよい。すなわち、PC 法で取得した血流ベクトル画像 4 0 1 の絶対値画像を算出し、それを用いて血管腔内壁（もしくは心臓内壁）情報を抽出する。これにより、実行するシーケンスの種類が 1 つ減るため、画像再構成に必要なエコー信号の取得にかかる時間、すなわち、撮像時間を短縮できる。高磁場機など、PC 法により得られる画像上で血流以外のコントラストがある程度確保できる場合などに有効である。

10

【 0 1 0 6 】

また、上記各実施形態では、シネ撮像を実行する場合を例にあげて説明したが、シネ撮像でなくてもよい。

【 0 1 0 7 】

なお、上記各実施形態では、造影剤を用いずに血管像を撮像することを前提とするが、造影剤を用いる場合も同様の処理を行うことが可能である。

20

【 0 1 0 8 】

また、上記各実施形態では、画像再構成部 1 9 2 および演算部 1 9 3 を、MRI 装置 1 0 0 の制御処理部 1 7 0 が備えるものとして説明したが、これに限られない。例えば、画像再構成部 1 9 2 および演算部 1 9 3 の少なくとも一方は、MRI 装置 1 0 0 とデータを送受信可能な、MRI 装置 1 0 0 とは独立した情報処理装置が備えていてもよい。

【 0 1 0 9 】

また、本発明の実施形態は、上述した各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、種々の追加・変更等が可能である。

30

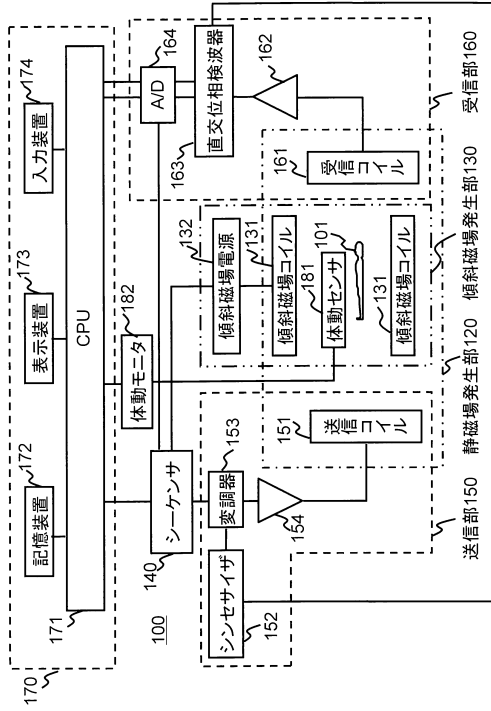
【 符号の説明 】

【 0 1 1 0 】

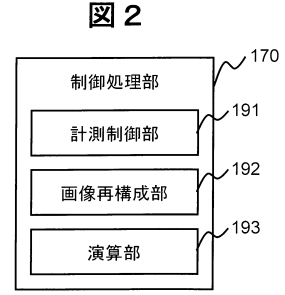
1 0 0 : MRI 装置、1 0 1 : 被検体、1 2 0 : 静磁場発生部、1 3 0 : 傾斜磁場発生部、1 3 1 : 傾斜磁場コイル、1 3 2 : 傾斜磁場電源、1 4 0 : シーケンサ、1 5 0 : 送信部、1 5 1 : 送信コイル、1 5 2 : 高周波発振器、1 5 3 : 変調器、1 5 4 : 高周波増幅器、1 6 0 : 受信部、1 6 1 : 受信コイル、1 6 2 : 信号増幅器、1 6 3 : 直交位相検波器、1 6 4 : A / D 変換器、1 7 0 : 制御処理部、1 7 1 : CPU、1 7 2 : 記憶装置、1 7 3 : 表示装置、1 7 4 : 入力装置、1 8 1 : 体動センサ、1 8 2 : 体動モニタ、1 9 1 : 計測制御部、1 9 2 : 画像再構成部、1 9 3 : 演算部、2 0 1 : R 波、2 0 2 : 心拍期間、2 1 0 : 撮像シーケンス、2 1 1 : 第一のシーケンス、2 1 2 : 第二のシーケンス、2 1 3 : 第三のシーケンス、3 0 0 : PC 法シーケンス、3 0 1 : B G パルス、3 0 2 : フローコンペンセーション用傾斜磁場パルス、4 0 1 : 血流ベクトル画像、4 0 2 : 形態画像、4 0 3 : 血流パラメータ画像、4 0 4 : 表示画像、4 0 5 : 機能画像、4 0 6 : 表示画像、4 1 0 : 心電同期シネ血流ベクトル画像、4 2 0 : 絶対値画像、4 2 1 : 内腔領域、4 3 0 : 血流パラメータ画像、6 1 0 : 血流ベクトル画像、6 1 1 : 血管部分、6 1 2 : 血管部分、6 3 0 : シネ画像、8 0 0 : 表示画面、8 1 0 : 画像表示部、8 2 0 : 情報表示部

40

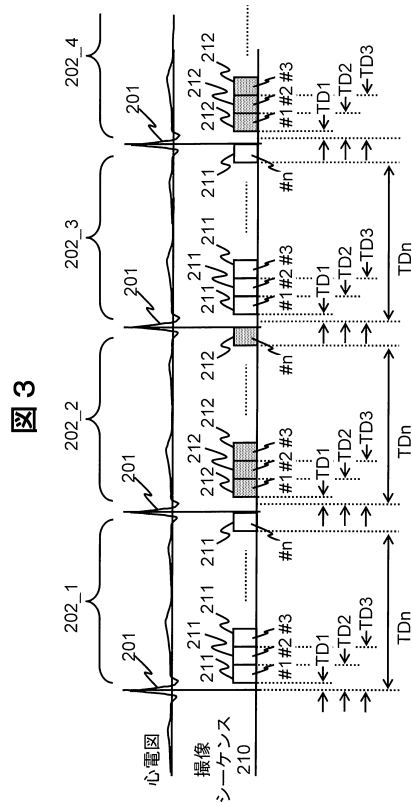
【 図 1 】



【 図 2 】

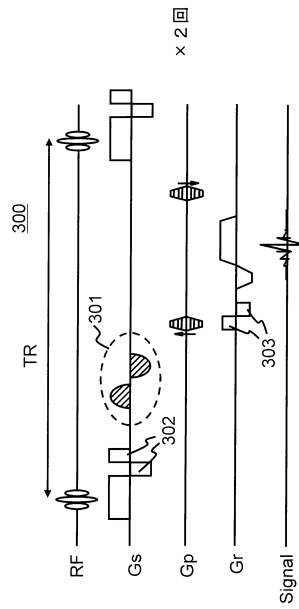


【 図 3 】

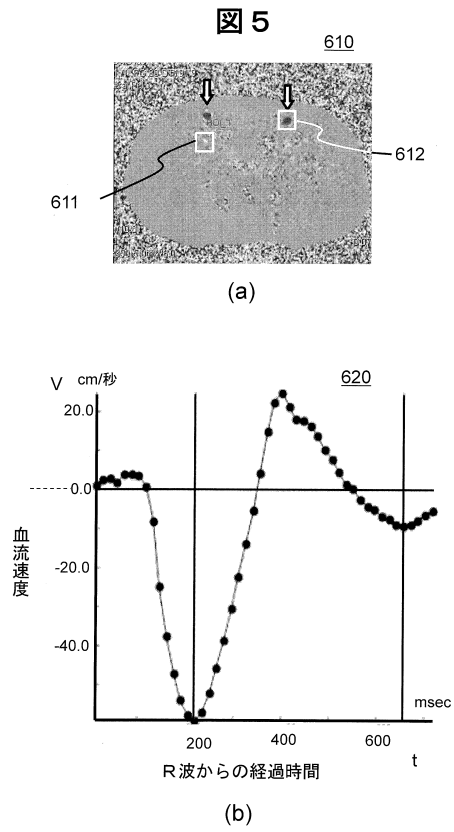


【 図 4 】

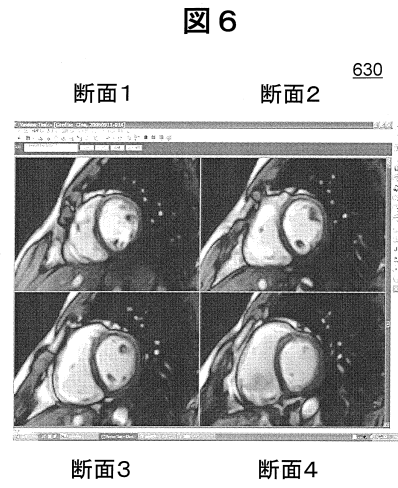
図 4



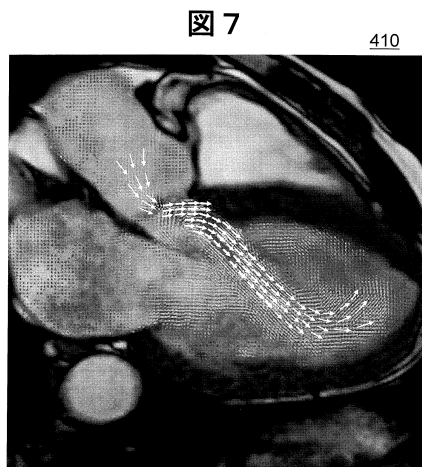
【 図 5 】



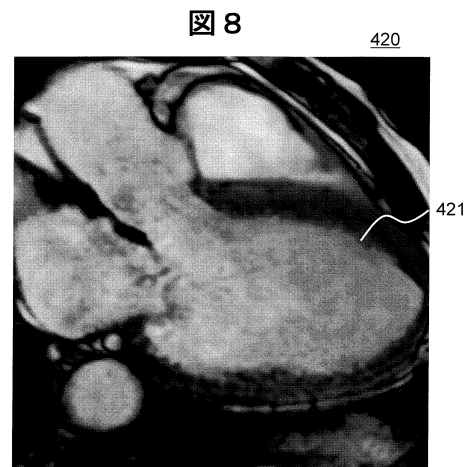
【 図 6 】



【 図 7 】



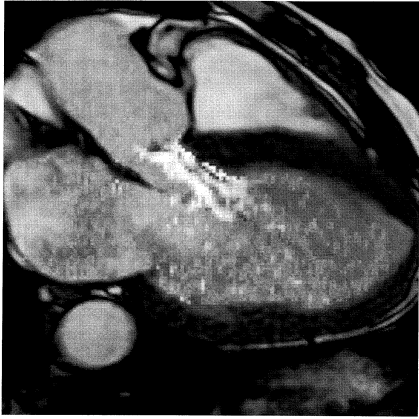
【 図 8 】



【図9】

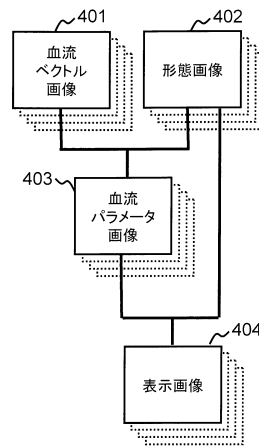
図9

430



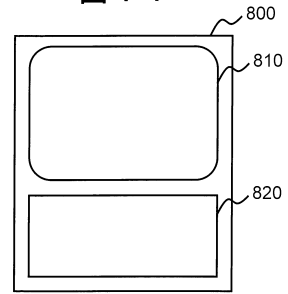
【図10】

図10



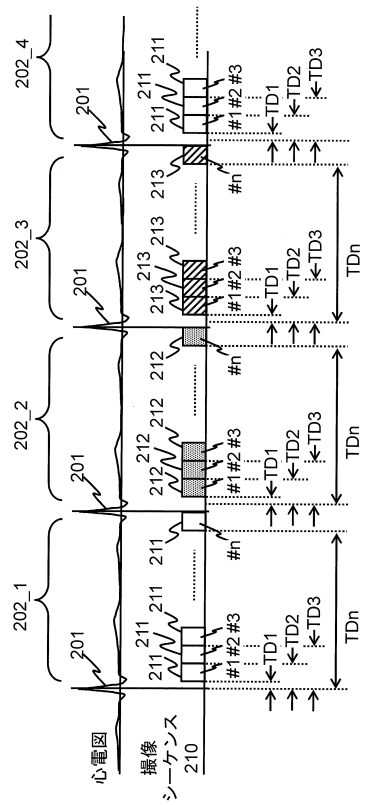
【図11】

図11



【図12】

図12



【図13】

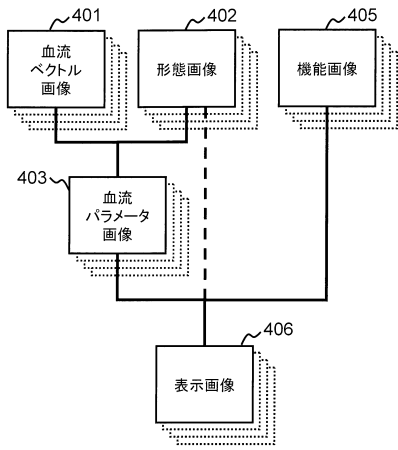
図13

640



【 図 1 4 】

図 1 4



フロントページの続き

- (72)発明者 宮崎 翔平
神奈川県相模原市南区北里一丁目15番1号 学校法人北里研究所内
- (72)発明者 高橋 哲彦
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

- (56)参考文献 特開2009-028515(JP,A)
国際公開第2011/132593(WO,A1)
特開2005-000270(JP,A)
特開2008-125736(JP,A)
特表2005-534380(JP,A)
特開2010-088515(JP,A)
特開2010-115317(JP,A)
特開平09-047439(JP,A)
国際公開第2013/031744(WO,A1)
K.S.NAYAK, Imaging Valvular Regurgitation with Real-Time Color Flow MRI, Proc.
Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 1999年 5月22日, P393

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)
Wiley Online Library