

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3878462号
(P3878462)

(45) 発行日 平成19年2月7日(2007.2.7)

(24) 登録日 平成18年11月10日(2006.11.10)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

G O 1 R 33/54 (2006.01)

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

G O 1 N 24/02 5 3 0 Y

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 5/05 3 8 2

請求項の数 6 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2001-358114 (P2001-358114)
 (22) 出願日 平成13年11月22日(2001.11.22)
 (65) 公開番号 特開2003-153877 (P2003-153877A)
 (43) 公開日 平成15年5月27日(2003.5.27)
 審査請求日 平成16年5月6日(2004.5.6)

(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・5 3
 1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
 ・3 0 0 0
 (74) 代理人 100094053
 弁理士 佐藤 隆久
 (72) 発明者 塚元 鉄二
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の1 2 7
 ジーイー横河メディカルシステム株式会
 社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像診断支援システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを合成処理する画像診断支援システムであって、

静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて断層画像を生成する磁気共鳴撮像装置と、

被検体に超音波を送波し断層画像を生成する超音波撮像装置と、

前記超音波撮像装置による被検部位の超音波断層画像データを用いて、少なくとも前記超音波断層画像における臓器の特定のな特徴部を抽出し、該特徴部の情報と整合させるように、前記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴断層画像における血管、腫瘍、体表及び生検針体のうちの少なくとも1つを参照しながら該磁気共鳴断層画像を変形させることにより補正された磁気共鳴断層画像を得て、該補正された磁気共鳴断層画像の前記特定のな特徴部に対して前記超音波断層画像の対応する特徴部を位置合わせし、超音波断層画像を重ね合わせた磁気共鳴断層画像を生成する画像合成装置とを有する画像診断支援システム。

【請求項 2】

前記画像合成装置により補正された磁気共鳴断層画像を表示する表示装置を有する請求項 1 に記載の画像診断支援システム。

【請求項 3】

前記画像合成装置は、前記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴断層画像デー

タを記憶する記憶装置を有し、該記憶装置から読み出した磁気共鳴断層画像に対して前記位置合わせ及び重ね合わせ処理を行う請求項 1 又は請求項 2 に記載の画像診断支援システム。

【請求項 4】

前記画像合成装置は、前記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴断層画像データを記憶する記憶装置と、前記超音波撮像装置による被検部位の超音波断層画像データから超音波断層画像における少なくとも臓器の特定のな特徴部を抽出する特徴抽出部と、事前に取得され前記記憶装置に保持された磁気共鳴断層画像を読み出し、読み出した磁気共鳴断層画像の対応する特徴部を位置合わせし、該特定のな特徴部の超音波断層画像を重ね合わせて磁気共鳴断層画像を補正する磁気共鳴画像補正部とを有する請求項 1 又は請求項 2 に記載の画像診断支援システム。

10

【請求項 5】

前記磁気共鳴撮像装置は、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして 2 次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより、断層画像を再構成して前記画像合成装置に出力する請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の画像診断支援システム。

【請求項 6】

前記超音波撮像装置は、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号のドップラシフトに基づいた超音波断層画像をリアルタイムに生成して前記画像合成装置に出力する請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の画像診断支援システム。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、磁気共鳴撮像 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置による画像 (以下、MR 画像という)、および超音波撮像装置による画像 (以下、US 画像という) を合成して、医師の診断を支援する画像診断支援システムおよびその合成のための画像処理方法に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

MRI 装置では、静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴を利用して被検体の被検部位を撮像する。

30

具体的には、励起パルスで被検体内のスピン (spin) を励起し、それによって生じる磁気共鳴信号を、たとえばスピンエコー (spin echo) またはグラディエントエコー (gradient echo) として 2 次元フーリエ空間に収集する。

磁気共鳴信号には、いわゆるビュー (view) 毎に異なる位相エンコードを付与し、2 次元フーリエ空間において位相軸上の位置が異なる複数のビューのエコーデータをそれぞれ収集する。

そして、収集した全ビューのエコーデータを 2 次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成し、再構成画像を表示装置に表示する。

【0003】

40

また、超音波撮像装置では、超音波プローブを被検体の被検部位に当接させて被検体に超音波を送波し、たとえば被検体内での非線形効果による高調波エコーに基づいて画像を生成し、表示装置に表示する。

【0004】

これらの MRI 装置および超音波撮像装置は、同じ電磁波シールド内で使用可能であるが、それぞれに装置が独立に画像を収集して表示するような形態で利用され、それぞれの画像は個別に医師等の検査時や手術中の診断の判定に用いられていた。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、このような利用形態では、検査中や手術中に個別に装置を使い分ける必要があ

50

り、操作が煩雑であることから、MRI装置の撮影断層像に応じた超音波撮影断面を容易に収集し、両画像を合成表示して診断に有用な画像を得ることが可能な超音波およびMRI複合診断装置が提案されている（たとえば、特開平9-24034号公報、特開平9-24035号公報 参照）。

【0006】

この超音波およびMRI複合診断装置は、MR画像とUS画像を合成表示するのであるが、MR画像とUS画像には、以下に示すような長所と短所を有することから、両画像を単に合成するだけでは、両者の画像情報の矛盾等から真に有用な画像をリアルタイムに得ることは困難である。

【0007】

すなわち、MRI装置は、一般に軟部組織のコントラスト分解能に優れており、高空間分解能画像を得ることができるが、撮像時間が超音波診断装置に比べて長いという欠点がある。

超音波診断装置は、リアルタイムイメージングが可能であるが、MR画像に比べて画像が粗いという欠点がある。

【0008】

また、上記提案された超音波およびMRI複合診断装置において、たとえばMRI装置で形態的な情報を取得し、超音波撮像装置のドップラモードの画像を重ね合わせる場合を想定すると、生体を撮像対象とすることから、呼吸や突発的な運動により相互の位置ずれが起きる可能性が容易に推察できる。

【0009】

本発明は、かかる事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な合成画像をリアルタイムに得ることが可能な画像診断支援システムおよび画像処理方法を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明の第1の観点は、異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを合成処理する画像診断支援システムであって、静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて画像を生成する磁気共鳴撮像装置と、被検体に超音波を送波し画像を生成する超音波撮像装置と、上記超音波撮像装置による被検部位の超音波画像データを用いて、少なくとも上記超音波画像の特定のな特徴部を抽出し、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像の上記特定のな特徴部に対して上記超音波画像の対応する特徴部を位置合わせし、超音波画像を重ね合わせた磁気共鳴画像を生成する画像合成装置とを有する。

【0011】

第1の観点では、上記画像合成装置は、上記超音波撮像装置による被検部位の超音波画像データを受けて、上記超音波画像の特徴を抽出し、当該特徴情報と整合させるように、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像を変形させて、磁気共鳴画像を補正する。

【0012】

また、第1の観点では、上記画像合成装置により補正された磁気共鳴画像を表示する表示装置を有する。

【0013】

また、第1の観点では、上記画像合成装置は、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像データを記憶する記憶装置を有し、上記画像合成装置は、上記記憶装置から読み出した磁気共鳴画像に対して上記位置合わせおよび重ね合わせ処理を行う。

【0014】

また、第1の観点では、上記画像合成装置は、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像データを記憶する記憶装置と、上記超音波撮像装置による被検部位の超音波

10

20

30

40

50

画像データから超音波画像の少なくとも特定のな特徴部を抽出する特徴抽出部と、事前に取得され上記記憶装置に保持された磁気共鳴画像を読み出し、読み出した磁気共鳴画像の上記特定のな特徴部に対して上記超音波画像の対応する特徴部を位置合わせし、当該特定のな特徴部の超音波画像を重ね合わせて磁気共鳴画像を補正する磁気共鳴画像補正部とを有する。

【0015】

また、第1の観点では、上記磁気共鳴撮像装置は、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成して上記画像合成装置に出力する。

10

【0016】

また、第1の観点では、上記超音波撮像装置は、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号のドップラシフトに基づいた超音波画像をリアルタイムに生成して上記画像合成装置に出力する。

【0017】

本発明の第2の観点は、異なる撮像装置で撮像された被検体の被検部位の複数の画像データを合成処理する画像処理方法であって、磁気共鳴撮像装置における静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴信号を得るパルスシーケンスでデータを収集し、収集したデータに基づいて画像を生成することにより磁気共鳴画像データを事前に取得しておき、超音波撮像装置により、被検体に超音波を送波して超音波画像データをリアルタイムに生成し、生成された超音波画像の少なくとも特定のな特徴部を抽出し、上記磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像の上記特定のな特徴部に対して上記超音波画像の対応する特徴部を位置合わせし、超音波画像を重ね合わせた磁気共鳴画像を生成する。

20

【0018】

第2の観点では、上記超音波画像の特徴を抽出し、上記抽出した特徴情報と整合させるように、事前に取得された磁気共鳴画像を変形させて、磁気共鳴画像を補正する。

【0019】

また、第2の観点では、上記補正された磁気共鳴画像を表示する。

【0020】

また、第2の観点では、上記磁気共鳴画像データは、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号を、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集し、収集したエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成して生成する。

30

【0021】

また、第2の観点では、上記超音波画像データは、超音波プローブを通して得られたエコー受信信号のドップラシフトに基づいた超音波画像をリアルタイムに形成して生成する。

【0022】

本発明によれば、まず、磁気共鳴撮像装置において、静磁場空間に被検体が収容され、励起パルスで被検体内のスピンを励起することによって生じる磁気共鳴信号が、エコーデータとして2次元フーリエ空間に収集される。そして、収集したエコーデータが2次元逆フーリエ変換され、これにより、画像が再構成されて画像合成装置に出力される。

40

画像合成装置では、磁気共鳴撮像装置による高分解能、高コントラスト分解能の磁気共鳴画像データがたとえば記憶装置に一端記憶される。

次に、超音波撮像装置の超音波プローブを通して得られたエコー受信信号のドップラシフトに基づいた超音波画像がリアルタイムに形成され、生成されたたとえば血流像である超音波画像データが画像合成装置に出力される。

画像合成装置では、超音波撮像装置によりリアルタイムに得られる超音波画像データを受けて、特徴抽出部により超音波画像から、たとえば被検部位の臓器の境界や血管などの特徴部が抽出され、磁気共鳴画像補正部に出力される。

磁気共鳴画像補正部では、超音波画像の特徴から、その情報と整合させるように記憶装置

50

に格納されている事前に取得された磁気共鳴画像が変形されて、超音波画像と矛盾をなくした補正磁気共鳴画像が生成される。

これと並行してさらに、磁気共鳴画像補正部では、読み出した磁気共鳴画像の特定の特徴部、たとえば血管等に対して超音波画像の対応する特徴部である血管部を位置合わせし、当該特定のな特徴部、たとえば血管領域の超音波画像（血流像）が重ね合わされて磁気共鳴画像が生成される。

この補正され、リアルタイムに生成された超音波画像と整合され、両画像間に矛盾がなく、しかも高分解能、高コントラスト分解能の磁気共鳴画像が表示装置に表示される。

【0023】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態に係る画像診断支援システムについて図面に関連付けて説明する。

【0024】

図1は、本発明に係る画像診断支援システムの一実施形態を示す構成図である。

本画像診断支援システム1は、図1に示すように、MRI装置2、超音波撮像装置3、画像合成装置4、および表示装置5を有している。

なお、本実施形態では、超音波撮像装置3は、被検体内での非線形効果による高調波エコーに基づいて画像を生成する装置を例に説明するが、本発明は他の超音波撮像装置にも適用することができる。

【0025】

MRI装置2は、静磁場空間に被検体を収容し、磁気共鳴を利用して被検体の被検部位に、励起パルスで被検体内のスピン（spin）を励起し、それによって生じる磁気共鳴信号を、たとえばスピンエコー（spinecho）またはグラディエントエコー（gradientecho）として2次元フーリエ空間に収集し、収集した全ビューのエコーデータを2次元逆フーリエ変換することにより、画像を再構成し、再構成画像データを信号S2として画像合成装置4に供給するとともに、表示部に表示する。

【0026】

図2は、本実施形態に係るMRI装置2の構成例を示す図である。

【0027】

本実施形態に係るMRI装置2は、図2に示すように、マグネットからの放射電磁波の洩漏や外乱電磁波の進入を防止する閉空間を形成した図示しないスキャンルームに配設される本体装置2A、およびたとえばスキャンルームに隣接して設けられた操作ルーム内のオペレータOPが操作等するオペレータコンソール2Bを主構成要素として有している。

【0028】

本体装置2Aは、図2に示すように、マグネットシステム21、RF駆動部22、勾配駆動部23、データ収集部24、制御部25、およびクレードル26を有している。

【0029】

マグネットシステム21は、図2に示すように、上下の磁石に挟まれた内部空間（ギャップ：gap）211を有し、ギャップ211内には、クッションを介して被検体6を載せたクレードル26が図示しない搬送部によって搬入される。

【0030】

マグネットシステム21内には、図2に示すように、ギャップ211内のマグネットセンタ（走査する中心位置）の周囲に、主磁場マグネット部212a、212b、勾配コイル部213a、213b、およびRFコイル部214a、214bが配置されている。

【0031】

主磁場マグネット部212a、212b、勾配コイル部213a、213b、およびRFコイル部214a、214bのそれぞれは、検査時に被検体6が位置するギャップ211内の空間を挟んで対向する1対のコイルからなる。

【0032】

主磁場マグネット部212a、212bは、ギャップ211内に静磁場を形成する。静磁

10

20

30

40

50

場の方向は、たとえば概ね被検体 6 の体軸方向と直交する方向である。すなわち、垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部 2 1 2 a , 2 1 2 b を構成する一対の主磁場マグネットは、たとえば永久磁石などを用いて構成される。

【 0 0 3 3 】

勾配コイル部 2 1 3 a , 2 1 3 b は、R F コイル部 2 1 4 a , 2 1 4 b が受信する磁気共鳴信号に 3 次元の位置情報を持たせるために、主磁場マグネット部 2 1 2 a , 2 1 2 b が形成した静磁場の強度に勾配を付加する勾配磁場を発生する。

勾配コイル部 2 1 3 a , 2 1 3 b が発生する勾配磁場は、スライス (s l i c e) 勾配磁場、リードアウト (r e a d o u t) 勾配磁場およびフェーズエンコード (p h a s e e n c o d e) 勾配磁場の 3 種類であり、これら 3 種類の勾配磁場に対応して勾配コイル部 2 1 3 は 3 系統の勾配コイルを有する。

10

【 0 0 3 4 】

R F コイル部 2 1 4 a , 2 1 4 b は、主磁場マグネット部 2 1 2 が形成した静磁場空間内で被検体 6 の体内にスピンを励起するための高周波磁場を形成する。ここで、高周波磁場を形成することを R F 励起信号の送信という。R F コイル部 2 1 4 は、被検体 6 の体内に励起されたスピが生じる電磁波を磁気共鳴信号として受信する。

R F コイル部 2 1 4 は、図示しない送信用コイルおよび受信コイルを有する。送信用コイルおよび受信コイルは、同じコイルを兼用するかあるいはそれぞれ専用のコイルを用いる。

【 0 0 3 5 】

20

なお、本実施形態の場合、R F コイル部 2 1 4 a , 2 1 4 b は、R F 駆動部 2 2 によるプロトコル対応の駆動信号 D R 1 を受けて高周波磁場を形成する。

磁気共鳴撮影処理においては、1 繰り返し時間 (T R ; r e p e t i t i o n t i m e) 毎に用いるパルスシーケンス (スキャンシーケンス) の数は、被検部位毎に対応して設定されたプロトコルによって異なる。

たとえば頭部等の被検部位に応じたプロトコル毎に、それぞれ異なる回数、たとえば 6 4 回 ~ 5 1 2 回繰り返されて、6 4 ビューから 5 1 2 ビューのビューデータが得られる。

【 0 0 3 6 】

R F 駆動部 2 2 は、制御部 2 5 の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号 D R 1 を R F コイル部 2 1 4 a , 2 1 4 b に与えて R F 励起信号を発生させて、被検体 6 の体内のスピ

30

【 0 0 3 7 】

勾配駆動部 2 3 は、制御部 2 5 の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号 D R 2 を勾配コイル部 2 1 3 a , 2 1 3 b に与えて勾配磁場を発生させる。

勾配駆動部 2 3 は、勾配コイル部 2 1 3 の 3 系統の勾配コイルに対応して、図示しない 3 系統の駆動回路を有する。

【 0 0 3 8 】

データ収集部 2 4 は、R F コイル部 2 1 4 a , 2 1 4 b が受信した受信信号を取り込み、それをビューデータ (v i e w d a t a) として収集して、オペレータコンソール 2 B のデータ処理部 2 7 に出力する。

40

【 0 0 3 9 】

制御部 2 5 は、オペレータコンソール 2 B のデータ処理部 2 7 から送られてくる被検体 6 の被検部位に対応した実行すべきプロトコルに即して、あらかじめ決められた繰り返し時間 T R 内において所定のパルスシーケンスが所定回数繰り返される駆動信号 D R 1 を R F コイル部 2 1 4 に印加するように R F 駆動部 2 2 を制御する。

同様に、制御部 2 5 は、実行すべきプロトコルに即して、1 T R 内に、所定のパターンのパルス信号を勾配コイル 2 1 3 a , 2 1 3 b に印加するように勾配駆動部 2 3 を制御する。

また、制御部 2 5 は、R F コイル部 2 1 4 a , 2 1 4 b が受信した受信信号を取り込み、それをビューデータ (v i e w d a t a) として収集して、オペレータコンソール 2 B

50

のデータ処理部 27 に出力するように、データ収集部 24 を制御する。

【0040】

この磁気共鳴撮像用パルスシーケンスは、いわゆるスピンエコー (SE: Spin Echo) 法、グラディエントエコー (GRE: Gradient Echo) 法、ファーストスピンエコー (FSE: Fast Spin Echo) 法、ファーストリカバリ SE (Fast Recovery Spin Echo) 法、エコープラナー・イメージング (EPI: Echo Planar Imaging) 法等、各撮像方法によって異なる。

【0041】

ここで、各撮像方法のパルスシーケンスのうち、SE 法のパルスシーケンスについて、図 10 3 に関連付けて説明する。

図 3 (a) は SE 法における RF 励起用の 90° パルスおよび 180° パルスのシーケンスであり、RF 駆動部 22 が RF コイル部 214 に印加する駆動信号 DR1 に相当する。図 3 (b)、(c)、(d)、および (e) は、それぞれスライス勾配 G_s 、リードアウト勾配 G_r 、フェーズエンコード勾配 G_p 、およびスピンエコー MR のシーケンスであり、スライス勾配 G_s 、リードアウト勾配 G_r 、およびフェーズエンコード勾配 G_p のパルスは、勾配駆動部 23 が勾配コイル部 213 に印加する駆動信号 DR2 に相当する。

【0042】

図 3 (a) に示すように、RF 駆動部 22 により RF コイル部 214a, 214b に対して 90° パルスが印加され、スピンの 90° 励起が行われる。このとき、図 3 (b) に示すように、勾配駆動部 23 により勾配コイル部 213a, 213b に対してスライス勾配パルス G_s が印加され、所定のスライスについて選択励起が行われる。 20

図 3 (a) に示すように、 90° 励起から所定の時間後に、RF 駆動部 22 により RF コイル部 214a, 214b に対して 180° パルスが印加され、 180° 励起、すなわちスピン反転が行われる。このときも、図 3 (b) に示すように、勾配駆動部 23 により勾配コイル部 213a, 213b に対してスライス勾配パルス G_s が印加され、同じスライスについて選択的な反転が行われる。

【0043】

図 3 (c) および (d) に示すように、 90° 励起とスピン反転の間の期間に、勾配駆動部 23 により勾配コイル部 213a, 213b に対してリードアウト勾配パルス G_r 、およびフェーズエンコード勾配パルス G_p が印加される。 30

そして、リードアウト勾配パルス G_r によりスピンのデフェーズが行われ、フェーズエンコード勾配パルス G_p によりスピンのフェーズエンコードが行われる。

【0044】

スピン反転後、図 3 (c) に示すように、勾配駆動部 23 により勾配コイル部 213a, 213b に対してリードアウト勾配パルス G_r が印加されて、リフェーズされて、図 3 (e) に示すように、スピンエコー MR が発生される。

このスピンエコー MR は、データ収集部 24 によりビューデータとして収集される。

【0045】

制御部 25 は、このようなパルスシーケンスで、実行プロトコルに応じて、周期 TR でたとえば 64 ~ 512 回繰り返すように、RF 駆動部 22、勾配駆動部 23、およびデータ収集部 24 を制御する。 40

また、制御部 25 は、繰り返しのたびに、フェーズエンコード勾配パルス G_p を変更し、毎回異なるフェーズエンコードを行うように、制御を行う。

【0046】

オペレータコンソール 2B は、図 2 に示すように、データ処理部 27、操作部 28、および表示部 29 を有している。

【0047】

データ処理部 27 は、データ収集部 24 から取り込んだデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。メモリに形成されるデータ空間は、2次元フーリエ空 50

間を構成する。

データ処理部 27 は、これら 2 次元フーリエ空間のデータを 2 次元逆フーリエ変換、すなわちフーリエ周波数空間から実空間への変換を行って、被検体 6 の画像を生成（再構成）する。

そして、データ処理部 27 は、再構成画像を信号 S 2 として画像合成装置 4 に供給する。なお、2 次元フーリエ空間を k スペースともいう。

【0048】

データ処理部 27 には、制御部 25 が接続されており、制御部 25 の上位にあってそれを統括する。

データ処理 27 には、また、操作部 28、および表示部 29 が接続されている。

10

【0049】

操作部 28 は、ポインティングデバイスを備えたキーボードやマウス等により構成され、オペレータ OP の操作に応じた操作信号をデータ処理部 27 に出力する。また、操作部 28 からは、たとえば上述した実行すべきプロトコルの入力が行われる。データ処理部 27 は、操作部 28 から入力されたプロトコルに関する情報（プロトコル番号等）を制御部 25 に供給する。

【0050】

表示部 29 は、グラフィックディスプレイ等により構成され、操作部 28 からの操作信号に応じて、本体装置 2A の動作状態に応じた所定の情報を表示する。

【0051】

20

超音波撮像装置 3 は、超音波プローブを被検体の被検部位に当接させて被検体に超音波を送波し、被検体内での非線形効果による高調波エコーに基づいて画像を生成し、生成した画像データを信号 S 3 として画像合成装置 4 に供給するとともに、表示部に表示する。

【0052】

図 4 は、本実施形態に係る超音波撮像装置 3 の構成例を示す図である。

【0053】

超音波撮像装置 3 は、図 4 に示すように、超音波プローブ 31、送受信部 32、B モード処理部 33、ドップラ処理部 34、画像処理部 35、表示部 36、制御部 37、および操作部 38 を有している。

【0054】

30

超音波プローブ 31 は、被検体 6 に当接されて超音波の送受波に使用される。超音波プローブ 31 は、図示しない超音波トランスデューサアレイ (transducer array) を有する。超音波トランスデューサアレイは、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列して構成される。個々の超音波トランスデューサは、たとえば P Z T (チタン (Ti) 酸ジルコン (Zr) 酸鉛) セラミックス (ceramics) 等の圧電材料で構成される。

超音波プローブ 31 は、ケーブル 39 により送受信部 32 に接続されている。

【0055】

送受信部 32 は、超音波プローブ 31 に駆動信号を与えて、超音波を送波させ、また、超音波プローブ 31 が受波したエコーを受信する。

【0056】

40

図 5 は、図 4 の送受信部 32 の構成例を示す図である。

送受信部 32 は、図 5 に示すように、送波タイミング発生回路 321、送波ビームフォーマ 322、送受切換回路 323、および受信ビームフォーマ 324 を有している。

【0057】

送波タイミング発生回路 321 は、送波タイミング信号 S 321 を周期的に発生して送波ビームフォーマ 322 に供給する。

送波ビームフォーマ 322 は、送波タイミング信号 S 321 に基づいて、送波ビームフォーミング信号、すなわち、超音波トランスデューサアレイ中の送波アパーチャ (aperture) を構成する複数の超音波トランスデューサを時間差をもって駆動する複数の駆動信号 S 322 を発生し、送受切換回路 323 に出力する。

50

【 0 0 5 8 】

送受切換回路 3 2 3 は、複数の駆動信号 S 3 2 2 を超音波プローブ 3 1 の超音波トランスデューサアレイにケーブル 3 8 を介して送信する。アレイ中の送波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサは、複数の駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成により超音波ビームが形成される。

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路 3 2 1 が発生する送波タイミング信号 S 3 2 1 により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。

そして、超音波ビームの方位（音線の方位）は送波ビームフォーマ 3 2 2 によって所定量ずつ順次変更される。

それにより、被検体 6 の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体 6 の内部が音線によって順次で走査される。

【 0 0 5 9 】

また、送受切換回路 3 2 3 は、超音波トランスデューサアレイ中の受波アパーチャが受波した複数のエコー信号を受波ビームフォーマ 3 2 4 に入力する。

受波ビームフォーマ 3 2 4 は、複数の受波エコーに時間差を付与して位相を調整し次いでそれら加算して、音線に沿ったエコー受信信号の形成、すなわち、受波のビームフォーミングを行う。受波ビームフォーマ 3 2 4 により、受波の音線も送波に合わせて走査される。

受波ビームフォーマ 3 2 4 は、各音線毎のエコー受信信号を B モード処理部 3 3 およびドップラ処理部 3 4 に出力する。

【 0 0 6 0 】

以上の、送波タイミング発生回路 3 2 1、送波ビームフォーマ 3 2 2、送受切換回路 3 2 3、および受信ビームフォーマ 3 2 4 は、制御部 3 6 の制御信号 C T L によって制御される。

【 0 0 6 1 】

B モード処理部 3 3 は、送受信部 3 2 の受波ビームフォーマ 3 2 4 による各音線毎のエコー受信信号を受けて、B モード画像データを形成する。

【 0 0 6 2 】

図 6 は、図 4 の B モード処理部 3 3 の構成例を示す図である。

B モード処理部 3 3 は、図 6 に示すように、対数増幅回路 3 3 1 および包絡線検波回路 3 3 2 を有している。

【 0 0 6 3 】

対数増幅回路 3 3 1 は、エコー受振信号を対数増幅する。

包絡線検波回路 3 3 2 は、対数増幅回路 3 3 1 で対数増幅された信号の包絡線検波を行って、音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわち A スコープ信号を得て、この A スコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、B モード画像データを生成し、画像処理部 3 5 に出力する。

【 0 0 6 4 】

ドップラ処理部 3 4 は、送受信部 3 2 の受波ビームフォーマ 3 2 4 による各音線毎のエコー受信信号を受けて、ドップラ画像データを形成し、画像処理部 3 5 に出力する。ドップラ画像データには、速度データ、分散データ、およびパワーデータが含まれる。

【 0 0 6 5 】

図 7 は、図 4 のドップラ処理部 3 4 の構成例を示す図である。

ドップラ処理部 3 4 は、図 7 に示すように、直交検波回路 3 4 1、MTI (moving target indication) フィルタ 3 4 2、自己相関演算回路 3 4 3、平均流速演算回路 3 4 4、分散演算回路 3 4 5、およびパワー演算回路 3 4 6 を有している。

【 0 0 6 6 】

このドップラ処理部 3 4 は、直交検波回路 3 4 1 でエコー受信信号を直交検波し、M I T

10

20

30

40

50

フィルタ 3 4 2 で M T I 処理してエコー信号のドップラシフトを求める。

また、ドップラ処理部 3 4 は、自己相関演算回路 3 4 3 で M I T フィルタ 3 4 2 の出力信号について自己相関演算を行い、平均流速演算回路 3 4 4 で自己相関演算結果から平均流速 V を求め、分散演算回路 3 4 5 で自己相関演算結果から流速の分散 T を求め、パワー演算回路 3 4 6 で自己相関演算結果からドップラシフトのパワー信号を求める。

【 0 0 6 7 】

これにより、被検体 6 内で移動するエコー源、たとえば血液等の平均風速 V とその分散 T およびドップラ信号のパワー $P W$ を表すそれぞれのデータが音線毎に得られる。

これらの画像データは、音線上の各点（ピクセル）の平均流速、分散およびパワーを示す。なお、平均流速は音線方向の成分として得られる。また、超音波プローブ 3 1 に近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。

なお、エコー源は血液に限るものではなく、たとえば血管等に注入されたマイクロバルーン造影剤等であってもよい。

【 0 0 6 8 】

画像処理部 3 5 は、B モード処理部 3 3 から入力される複数系統の B モード画像データに基づいて複数の B モード画像をそれぞれ生成し、また、ドップラ処理部 3 4 からのデータに基づいてドップラ画像を生成し、生成した B モード画像またはドップラ画像を信号 $S 3$ として画像処理装置 4 に出力する。

【 0 0 6 9 】

図 8 は、図 4 の画像処理部 3 5 の構成例を示す図である。

画像処理部 3 5 は、図 8 に示すように、バス 3 5 1 によって接続された音線データメモリ 3 5 2、デジタル・スキャンコンバータ 3 5 3、画像メモリ 3 5 4、および画像処理プロセッサ 3 5 5 を有している。

【 0 0 7 0 】

B モード処理部 3 3 から音線毎に入力された B モード画像データおよびドップラ処理部 3 4 から入力されたドップラ画像データは、音線データメモリ 3 5 2 にそれぞれ記憶される。音線データメモリ 3 5 2 内にはそれぞれの音線データ空間が形成される。

【 0 0 7 1 】

デジタル・スキャンコンバータ 3 5 3 は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換する。

デジタル・スキャンコンバータ 3 5 3 によって変換された画像データは、画像メモリ 3 5 4 に記憶される。すなわち、画像メモリ 3 5 4 は、物理空間の画像データを記憶する。画像処理プロセッサ 3 5 5 は、音線データメモリ 3 5 2 および画像メモリ 3 5 4 のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施す。

【 0 0 7 2 】

また、画像処理部 3 5 には、表示部 3 6 が接続されている。

表示部 3 6 は、画像処理部 3 5 から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示する。表示部 3 6 は、たとえばカラー画像が表示可能なグラフィックディスプレイ等によって構成される。

【 0 0 7 3 】

制御部 3 7 は、送受信部 3 2、B モード処理部 3 3、ドップラ処理部 3 4、画像処理部 3 5、および表示部 3 6 の各部に制御信号 $C T L$ を与えてその動作を制御する。

また、制御部 3 7 には、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。

そして、制御部 3 7 による制御の下で、超音波撮像が遂行される。

さらに、制御部 3 7 には操作部 3 8 が接続されている。

操作部 3 8 は操作者によって操作され、制御部 3 7 に所望の指令や情報を入力する。操作部 3 8 は、たとえばキーボードやその他の操作具を備えた操作パネルで構成される。

【 0 0 7 4 】

画像合成装置 4 は、たとえばワークステーション等により構成され、MRI 装置 2 により事前に取得された、たとえば図 9 (a) に示すような、血管 1、腫瘍 2、体表

10

20

30

40

50

3、並びに検査のために被検体内に挿入された生検針体 4 を含む臓器に関する高分解能、高コントラスト分解能のMR画像信号S2を受けて一旦記憶装置等に蓄積しておき、超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、図9(b)に示すように、US画像から臓器の境界などの特徴点(線)を抽出し、US画像の特徴から、その情報と整合させるように(つじつまがあうように)、事前に取得されメモリに保持したMR画像を、図9(c)に示すように変形させて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像を生成し、表示装置5に表示させる。

すなわち、本実施形態のように、同一対象を時間をおいて撮像した場合、それらの複数枚の画像を相互に比較するためには、正確に重ね合わせをする必要がある。すなわち、画像整合装置4は、位置合わせという操作を行う。

位置合わせに際しては、MR画像とUS画像のでの対応関係を明らかにしておく必要がある。

たとえばいくつかの基準点が共通に求められる場合には、これらの座標を用いて後述する座標変換方法に従って座標変換を行い、一方の画像を他方の画像に重ね合わせることができる。

【0075】

また、画像合成装置4は、超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、図10(b)に示すように、US画像から臓器の境界や血管等の特定のな特徴部を抽出し、図10(c)に示すように、磁気共鳴撮像装置で事前に取得された磁気共鳴画像の特定のな特徴部に対してUS画像の対応する特徴部(この例では血管領域) 5 を位置合わせし、この特定のな特徴部のUS画像(この場合は、ドップラ画像)を重ね合わせた磁気共鳴画像を生成する。

【0076】

図11は、画像合成装置4の構成例を示す図である。

画像合成装置4は、図9に示すように、事前に取得した高分解能、高コントラスト分解能のMR画像信号S2を記憶するハードディスク装置等からなる記憶装置41、超音波撮像装置3によるUS画像信号S3からUS画像の特徴を抽出する特徴抽出部42、および特徴抽出部42で抽出されたUS画像の特徴から、その情報と整合させるように、記憶装置41に保持したMR画像を変形させて、MR画像とUS画像の画像情報間に矛盾をなくした補正MR画像を生成するMR画像補正部43を有する。

また、本実施形態における特徴抽出部42は、超音波撮像装置3による被検部位の超音波画像データ(ドップラ画像)からUS画像の少なくとも特定のな特徴部、たとえば血流像を含む血管領域を抽出する。

そして、MR画像補正部43は、事前に取得され記憶装置41に保持されたMR画像を読み出し、読み出したMR画像の特定のな特徴部に対してUS画像の対応する特徴部を位置合わせし、特定のな特徴部のUS画像を重ね合わせてMR画像を補正する。

【0077】

なお、臓器の特徴点(線)は、図9(a)に示すような、血管 1、腫瘍 2、体表 3 等に基づいて検出する。

特徴抽出部42は、たとえば位置情報および輝度データに基づいて、抽出体対象領域の形状や位置等の特徴を検出する。

なお、腫瘍 2 の特徴パラメータは、形状、形態、位置、エコー、およびテクスチャの5つに大別できる。

たとえば腫瘍の形状や形態の特徴パラメータをもとめるためには、輪郭抽出処理を行う。エコーに関する特徴は、たとえば腫瘍内部、外側、後部、後部外側陰影、および同じ深さの濃度平均値と分散を求め、それらの差や比を一つの特徴パラメータとする。

また、テクスチャは、腫瘍の種類により内部組成が異なることから違いがある。テクスチャの特徴パラメータとしては、一様性、コントラスト、エントロピー、濃度相関が用いられる。テクスチャを定量化するには、たとえばフーリエ変換法、同時共起行列法、フラクタル法などが用いられる。

10

20

30

40

50

また、特徴パラメータである位置パラメータは、たとえば皮膚から臓器の体表 3 までの距離等が用いられる。

【0078】

M R 画像補正部 43 が M R 画像を矛盾がないように U S 画像に整合させる変形処理等においては、以下に示すような位置合わせが行われる。

【0079】

すなわち、上述したように、本実施形態のように、同一対象を時間をおいて撮像したり、あるいは異なる撮像系や波長を用いて撮像した場合、それらの複数枚の画像を相互に比較するためには、正確に重ね合わせをする必要がある。

このような操作を位置合わせという。

10

位置合わせに際しては、画像間での対応関係を明らかにしておく必要がある。いくつかの基準点が共通に求められる場合には、これらの座標を用いて後述する座標変換方法に従って座標変換を行い、一方の画像を他方の画像に重ね合わせることができる。

基準点が明確でない場合には、一方の画像の小領域が他方の画像内のどの領域に最も似ているかを検出することによって 2 枚の画像間での対応付けを行う。

基本的には、2 枚の画像が平行移動で重なる関係にある場合に有効である。若干のひずみがあっても適用可能であるが、たとえば大きさが異なるなどの場合には上述したように、画像の特徴を抽出して特徴記述間のマッチングを行う。

領域間での類似度を判定して対応点（領域）の検出を行う方法は、テンプレートマッチングと呼ばれる。

20

テンプレートマッチング法では 基準とする画像内の小領域をテンプレートとし、他方の画像内でこのテンプレートと最も類似した領域を探し出す（マッチング）ことが行われる。

【0080】

座標変換

幾何学的変換（変形）は、 $x - y$ 座標系で表現された画像 $f(x, y)$ を、別の座標系である $u - v$ 座標系を用いた画像 $g(u, v)$ に変換する座標変換の問題として扱うことができる。

すなわち、図 10 (a), (b) に示すように、画像 2 中の座標 (u, v) にある画素 P' が、画像 1 中の座標 (x, y) にある画素 P に対応するとする。このとき、座標変換を表現する関数 $p(x, y)$ 、 $q(x, y)$ を用いて、次のように表現できる。

30

【0081】

【数 1】

$$u = p(x, y)$$

$$v = q(x, y)$$

$$\dots (1)$$

【0082】

関数 p, q としては、次の与え方がある。

(1) 平行移動、回転拡大・縮小などあらかじめ変換式が与えられている場合、 (2) 基準となる画像（たとえば正方格子状のパターン）を撮像し、撮像系におけるひずみ特性を解析的に求める場合、

40

(3) 互いに位置を合わせようとする画像相互で対応する点を指定し、これらの対応関係から変換式を推定する場合、

である。

【0083】

(3) の場合、変換式としてはたとえば次式で表現される多項式表現が用いられる。

【0084】

【数 2】

$$\begin{aligned}
 u &= p(x, y) = \sum_i \sum_j a_{ij} x^i y^j \\
 v &= q(x, y) = \sum_i \sum_j b_{ij} x^i y^j \\
 &\dots (2)
 \end{aligned}$$

【 0 0 8 5 】

画像 1 と 2 とで対応する点の組 (x_k, y_k) , (u_k, v_k) を複数求め、式 (2) に代入して a_{ij} 、 b_{ij} に関する連立方程式をたてる。これを最小 2 乗法を用いて解くことにより係数 a_{ij} 、 b_{ij} の値が求まり変換式が確定する。

10

【 0 0 8 6 】

なお、位置ずれ補正には、特別な付加的な装置は必要とせず、MR 画像と US 画像のイメージの特徴的な点・線・面を用いて行うことが可能である。

たとえば上述したように、体表の位置、血管の位置、組織の境界、腫瘍の境界等はどちらの画像においてもコントラストがその境界において大きく変化することが多いため、微分画像などにより自動的に抽出するように構成することが可能である。変形や位置ずれがあまり大きくない場合は、互いの対応する位置同士を自動的に対応させることが可能である。

画像中の部分的な対応がわかっていれば、補間等により特徴点でない位置においても対応する位置同士を判別することが可能である。

20

【 0 0 8 7 】

次に、上記構成による動作を説明する。

【 0 0 8 8 】

まず、クッションを介してクレードル 26 上に載せられた被検体 6 が、図示しない搬送部によって、本体装置 20 のマグネットシステム 21 のギャップ 211 内に搬入される。

【 0 0 8 9 】

次に、被検体 6 の被検部位、たとえば腹部をギャップ 211 内のマグネットセンタに位置させる。このとき、マグネットセンタを含むギャップ 211 内の所定の領域には、主磁場マグネット部 212 による静磁場が形成されている。

【 0 0 9 0 】

そして、オペレータ OP により、被検部位に対応したプロトコル情報が操作部 28 から入力される。

30

操作部 28 から入力されたプロトコルに関する情報（プロトコル番号等）がデータ処理部 31 により制御部 25 に供給される。

【 0 0 9 1 】

制御部 25 では、オペレータコンソール 2B のデータ処理部 27 により実行すべきプロトコルの指定があると、オペレータコンソール 2B のデータ処理部 27 から送られてくる被検体 6 の被検部位に対応した実行すべきプロトコルに即して、あらかじめ決められた繰り返し時間 TR 内において所定のパルスシーケンスが所定回数繰り返される駆動信号 DR1 を RF コイル部 214 に印加するように RF 駆動部 22 が制御され、実行すべきプロトコルに即して、1 TR 内に、所定のパターンのパルス信号を勾配コイル 213 に印加するように勾配駆動部 23 が制御される。

40

【 0 0 9 2 】

RF 駆動部 22 では、制御部 25 の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号 DR1 が RF コイル部 214 に印加され、勾配駆動部 23 では、制御部 25 の指示に基づいたプロトコル対応の駆動信号 DR2 が勾配コイル部 213 に印加される。

【 0 0 9 3 】

そして、RF コイル部 214 より発生された高周波磁場に基づき、被検部位のスピンが励起され、励起信号の送信を打ち切った後に外部に放射される電磁波が受信コイルで受信される。

50

【 0 0 9 4 】

これにより、被検体 6 の被検部位で励起されたスピンの生じる電磁波が磁気共鳴信号として取り出され、これがデータ収集部 2 4 で収集され、検査結果のデータとしてオペレータコンソール 2 B のデータ処理部 2 7 に出力される。

すなわち、被検部位の撮像が行われる。

【 0 0 9 5 】

データ処理部 2 7 では、データ収集部 2 4 から入力したデータがメモリに記憶され、メモリ内にデータ空間が形成される。データ処理部 2 7 では、これら 2 次元フーリエ空間のデータを 2 次元逆フーリエ変換して被検体 6 の被検部位の画像が生成（再構成）される。

そして、データ処理部 2 7 から再構成画像が信号 S 2 として画像合成装置 4 に供給される。

10

【 0 0 9 6 】

画像合成装置 4 では、信号 S 2 として入力した M R 画像が記憶装置 4 1 に一旦格納される。

【 0 0 9 7 】

次に、超音波撮像装置 3 により、M R I 装置 2 で撮像した被検体の同一被検部位が撮像される。

【 0 0 9 8 】

すなわち、超音波プローブ 3 1 が被検体 6 の所望の個所に当接され、操作部 3 7 を操作して撮像が行われる。

20

撮像は、制御部 3 6 による制御の下で遂行される。

具体的には、たとえばセクタスキャンにより、各音線ごとに超音波ビームが送波され、そのエコーが送受信部 3 2 で受信され、各音線のエコー受信信号に基づき、B モード処理部 3 3 で B モード画像データが形成される。また、ドップラ処理部 3 4 でドップラ画像データが形成される。これらの B モード画像データおよびドップラ画像データは、画像処理部 3 5 の音線データメモリ 3 5 2 に記憶される。

画像処理部 3 5 では、画像処理プロセッサ 3 5 5 により音線データメモリ 3 5 2 の複数系統の B モード画像データまたはドップラ画像データが、ディジタル・スキャンコンバータ 3 5 3 で走査変換されて、それぞれ画像メモリ 3 5 4 に書き込まれる。

ここで、操作部 3 8 を操作して、これらの B モード画像およびドップラ画像を表示部 3 6 に表示させる。そして、表示された基本波エコー像と第 2 高調波エコー像とを観察し、両画像の比較対照等により診断（検査）が行われる。第 2 高調波エコー像は、被検体の体表から始まる画像を含むので、基本波エコー像との比較対照を行うのに都合が良い。

30

また、画像処理部 3 5 からは、生成した B モード画像データおよびドップラ画像データが信号 S 3 として画像処理装置 4 に出力される。

【 0 0 9 9 】

画像合成装置 4 では、上述したように、M R I 装置 2 により事前に取得された所定の臓器に関する高分解能、高コントラスト分解能の M R 画像データが記憶装置 4 1 に格納されている。

そして、画像合成装置 4 では、超音波撮像装置 3 によりリアルタイムに得られる U S 画像信号 S 3 を受けて、特徴抽出部 4 2 により U S 画像から臓器の境界などの特徴点（線）が抽出され、M R 画像補正部 4 3 に出力される。

40

M R 画像補正部 4 3 では、U S 画像の特徴から、その情報と整合させるように記憶装置 4 1 に格納されている事前に取得された M R 画像が変形されて、M R 画像と U S 画像の画像情報間に矛盾をなくした補正 M R 画像が生成される。

これと並行してさらに、磁気共鳴画像補正部 4 3 では、読み出した M R 画像の特定のな特徴部、たとえば血管等に対して U S 画像の対応する特徴部である血管部を位置合わせし、特定のな特徴部、たとえば血管領域の U S 画像（ドップラ画像からなる血流像）が重ね合わされて M R 画像が生成される。

この補正され、リアルタイムに生成された U S 画像と整合され、両画像間に矛盾がなく、

50

しかも高分解能、高コントラスト分解能で血流情報がリアルタイムに付加されたMR画像が表示装置5に表示される。

【0100】

そして、被検体6の被検部位のデータ収集が完了すると、図示しない搬送部によって、クレードル26と共に被検体6がギャップ211の外に搬出される。

【0101】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波撮像装置3によりリアルタイムに得られるUS画像信号S3を受けて、特徴抽出部42により超音波撮像装置3による被検部位の超音波画像データ(ドップラ画像)からUS画像の少なくとも特定のな特徴部、たとえば血流像を含む血管領域を抽出し、事前に取得され記憶装置41に保持されたMR画像を読み出し、読み出したMR画像の特定のな特徴部に対してUS画像の対応する特徴部を位置合わせし、特定のな特徴部のUS画像を重ね合わせてMR画像を補正し、補正MR画像を表示装置5に表示する画像合成装置4を設けたので、MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な高分解能、高コントラスト分解能で血流情報等を含むMR画像をリアルタイムに得ることができる利点がある。

10

したがって、医師等は有用な情報に基づいてより正確かつ的確な診断を行うことが可能となる。

【0102】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、MRI装置と超音波撮像装置の画像情報から真に有用な合成画像をリアルタイムに得ることができる利点がある。

20

したがって、医師等は有用な情報に基づいてより正確かつ的確な診断を行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る画像診断支援システムの一実施形態を示す構成図である。

【図2】本実施形態に係るMRI装置の構成例を示す図である。

【図3】スピンエコー法のパルスシーケンスについて説明するためのタイミングチャートである。

【図4】本実施形態に係る超音波撮像装置の構成例を示す図である。

【図5】図4の送受信部の構成例を示す図である。

30

【図6】図4のBモード処理部の構成例を示す図である。

【図7】図4のドップラ処理部の構成例を示す図である。

【図8】図4の画像処理部の構成例を示す図である。

【図9】本発明に係るMRI装置によるMR画像、超音波撮像装置によるUS画像、および補正後のMR画像を示す図である。

【図10】本発明に係るMRI装置によるMR画像、超音波撮像装置によるUS画像、および補正後のMR画像を示す図である。

【図11】本発明に係る画像合成装置の構成例を示す図である。

【図12】座標変換を説明するための図である。

【符号の説明】

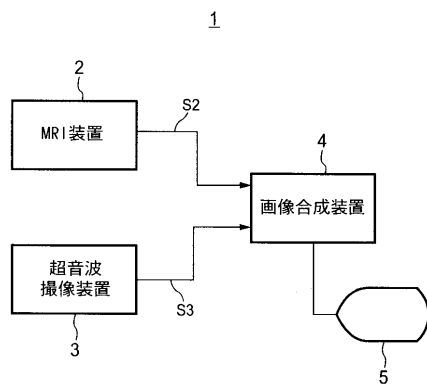
40

1...画像診断支援システム、2...MRI装置、2A...本体装置、21...マグネットシステム、211...ギャップ、212...主磁場マグネット部、213...勾配コイル部、214...RFコイル部、22...RF駆動部、23...勾配駆動部、24...データ収集部、25...制御部、26...クレードル、2B...オペレータコンソール、27...データ処理部、28...操作部、29...表示部、3...超音波撮像装置、31...超音波プローブ、32...送受信部、321...送波タイミング発生回路、322...送波ビームフォーマ、323...送受切換回路、324...受波ビームフォーマ、33...Bモード処理部、331...対数増幅回路、332...包絡線検波回路、34...ドップラ処理部、341...直交検波回路、342...MTIフィルタ、343...自己相関演算回路、344...平均流速演算回路、345...分散演算回路、346...パワー演算回路、35...画像処理部、351...バス、352...音線データメモリ、3

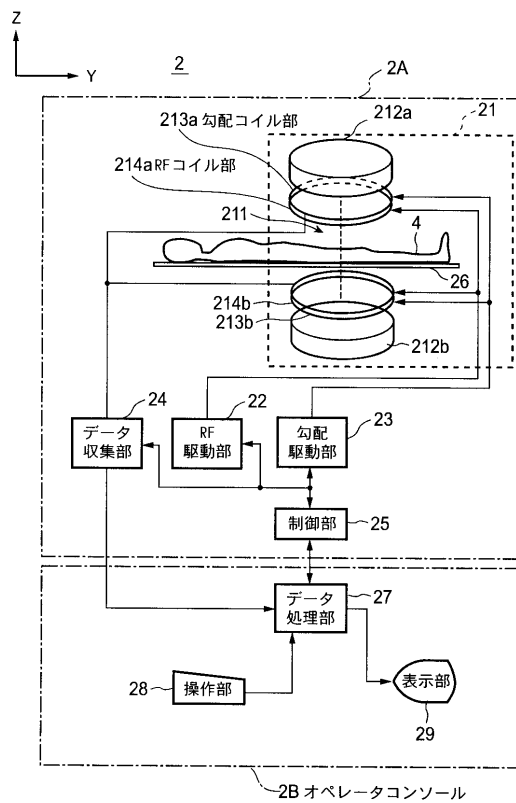
50

5 3 ... デジタル・スキャンコンバータ、3 5 4 ... 画像メモリ、3 5 5 ... 画像プロセッサ、3 6 ... 表示部、3 7 ... 制御部、3 8 ... 操作部、4 ... 画像合成装置、4 1 ... 記憶装置、4 2 ... 特徴抽出部、4 3 ... M R 画像補正部、5 ... 表示装置、6 ... 被検体。

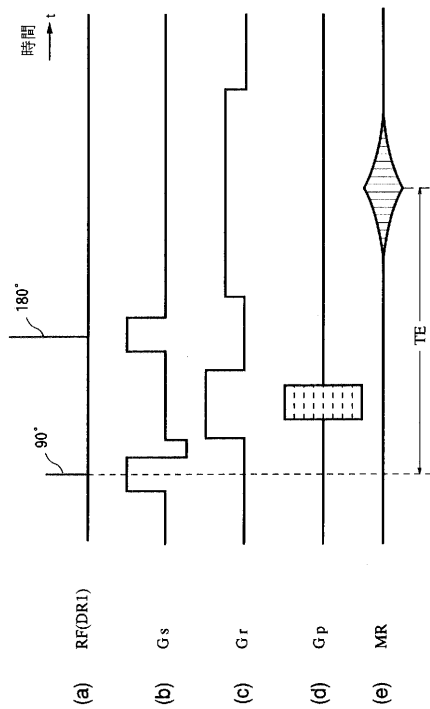
【図 1】



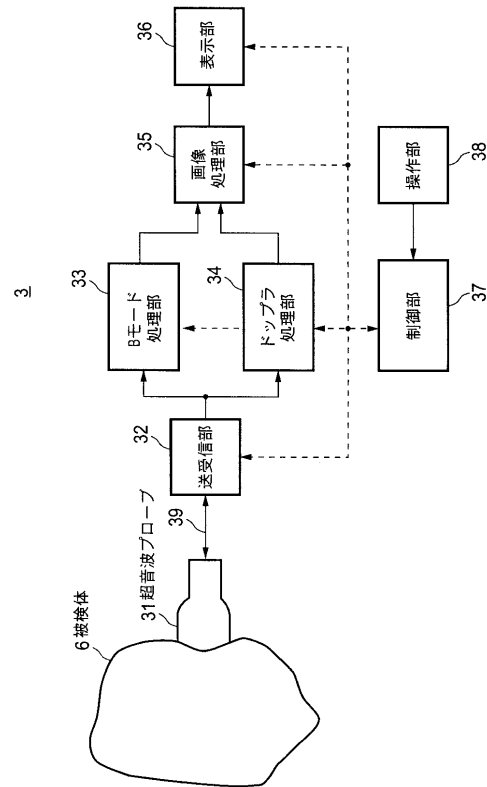
【図 2】



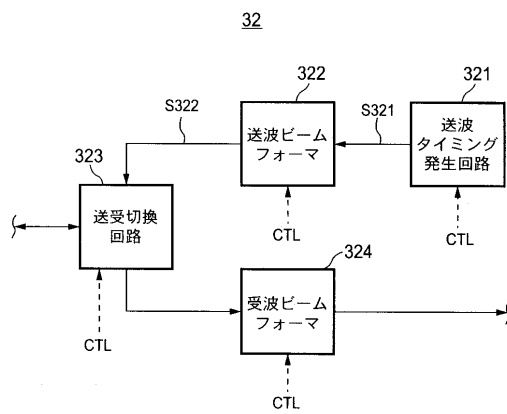
【図 3】



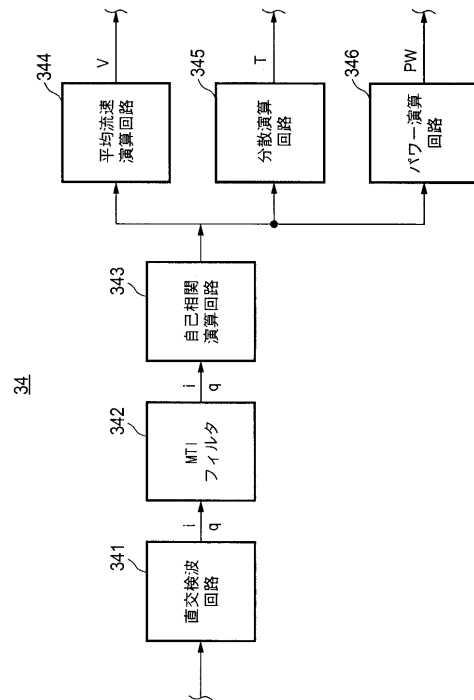
【図 4】



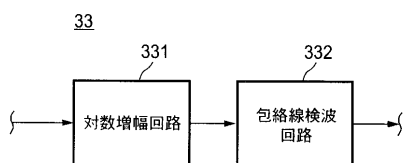
【図 5】



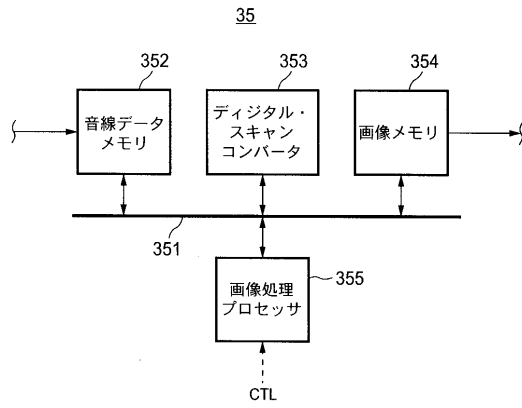
【図 7】



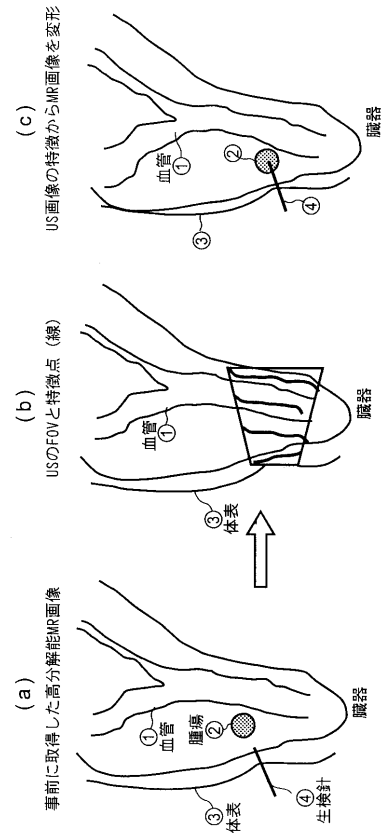
【図 6】



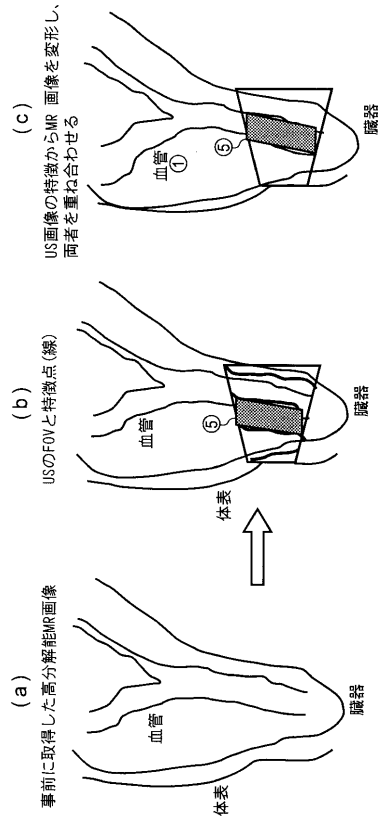
【図 8】



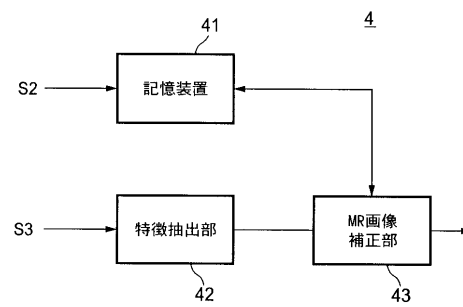
【図 9】



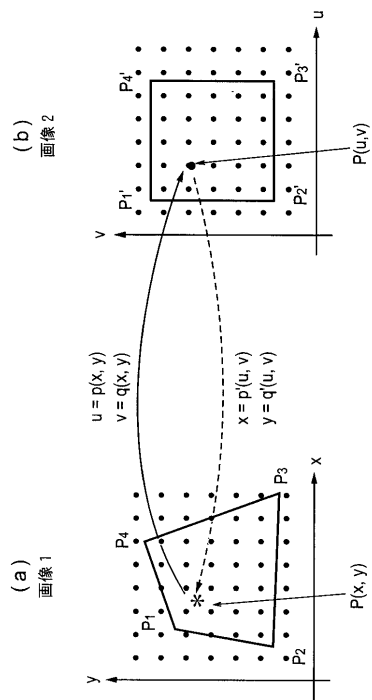
【図 10】



【図 11】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開平09-024034(JP,A)
特開平09-084746(JP,A)
国際公開第01/043640(WO,A1)
特開平10-151131(JP,A)
特表2003-516797(JP,A)
特開2003-144412(JP,A)
特開平10-137231(JP,A)
特開昭60-163641(JP,A)
特開平08-131403(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 8/00 - 8/14

专利名称(译)	图像诊断支持系统		
公开(公告)号	JP3878462B2	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	JP2001358114	申请日	2001-11-22
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	塚元鉄二 橋本浩		
发明人	塚元 鉄二 橋本 浩		
IPC分类号	A61B5/055 G01R33/54 A61B8/06 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/40		
FI分类号	A61B5/05.390 G01N24/02.530.Y A61B8/06 A61B5/05.382 A61B5/055.382 A61B5/055.390 A61B8/14 G01N24/00.530.Y G06T1/00.290.C G06T3/00.300 G06T5/50 G06T7/00.612 G06T7/40.B G06T7/41 G06T7/42		
F-TERM分类号	4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AB50 4C096/AD03 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/AD25 4C096/DA03 4C096/DA04 4C096/DA30 4C096/DB02 4C096/DB03 4C096/DB09 4C096/DC02 4C096/DC11 4C096/DC14 4C096/DC18 4C096/DC33 4C096/DC35 4C096/DC40 4C096/DD02 4C096/DE02 4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/EE11 4C301/JC14 4C301/JC20 4C301/KK07 4C301/KK08 4C301/KK12 4C301/KK21 4C301/KK30 4C301/LL02 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL33 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA07 5B057/BA19 5B057/CA08 5B057/CB08 5B057/CE08 5B057/CG09 5B057/CH01 5B057/DA07 5B057/DA16 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA14 5L096/FA23 5L096/FA67 5L096/MA03		
代理人(译)	佐藤隆久		
其他公开文献	JP2003153877A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像诊断支持系统，利用该系统，从MRI设备和超声成像单元的图像信息实时获得真正有用的合成图像，并且还提供图像处理方法。解决方案：该系统具有图像合成部分4，该图像合成部分4实时接收由超声成像单元3获得的US图像信号S3，至少提取US图像的指定特征部分，例如，美国图像。血管区域包括来自超声成像单元3的待检部位的超声图像数据（多普勒图像）的血流图像，读取先前获得并保持在存储装置41中的MR图像，定位相应的特征关于读取的MR图像的指定特征部分的US图像的一部分，在叠加指定特征部分的US图像之后校正MR图像，并在显示设备5中显示校正的MR图像。

