

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 291719

(P2002 - 291719A)

(43)公開日 平成14年10月8日(2002.10.8)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 5/055		A 6 1 B 8/06	4 C 0 9 6
	8/06	5/05 380	4 C 3 0 1
G 0 1 R 33/32		G 0 1 N 24/02 520 Y	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2001 - 105723(P2001 - 105723)

(22)出願日 平成13年4月4日(2001.4.4)

(71)出願人 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(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

(74)代理人 100085187
 弁理士 井島 藤治 (外 1 名)

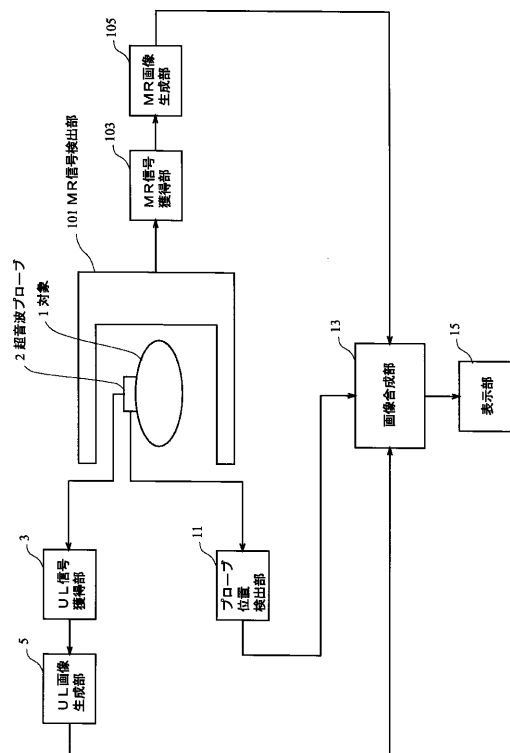
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像撮影装置

(57)【要約】

【課題】 対象の内部の広い範囲についての3次元画像およびその範囲の一部についてのリアルタイム画像ないし高時間分解能画像を一緒に撮影する。

【解決手段】 磁気共鳴撮影および超音波撮影により対象の内部についての3次元画像をそれぞれ撮影し、両画像を対象の内部における3次元的位置を一致させて合成(13)して表示(15)する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 磁気共鳴を利用して撮影の対象の内部についての3次元画像を撮影する第1の撮影手段と、超音波を利用して前記対象の内部のついで画像を撮影する第2の撮影手段と、

前記第1の撮影手段で撮影した3次元画像および前記第2の撮影手段で撮影した画像を前記対象の内部における3次元的位置を一致させて合成する画像合成手段と、前記合成した画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする医用画像撮影装置。

【請求項2】 磁気共鳴を利用して撮影の対象の内部についての3次元画像を撮影する第1の撮影手段と、前記対象の周期的な体動を表す周期的信号を獲得する周期的信号獲得手段と、超音波を利用して前記周期的信号の予め定められた位相における前記対象の内部のついで画像を撮影する第2の撮影手段と、

前記第1の撮影手段で撮影した3次元画像および前記第2の撮影手段で撮影した画像を前記対象の内部における3次元的位置を一致させて合成する画像合成手段と、前記合成した画像を表示する表示手段と、を具備するこ

とを特徴とする医用画像撮影装置。

【請求項3】 前記位相が可変である、ことを特徴とする請求項2に記載の医用画像撮影装置。

【請求項4】 前記周期的信号は心拍信号である、ことを特徴とする請求項2または請求項3に記載の医用画像撮影装置。

【請求項5】 前記第2の撮影手段で撮影した画像は内部組織の像である、ことを特徴とする請求項1ないし請求項4のうちのいずれか1つに記載の医用画像撮影装置。

【請求項6】 前記内部組織の像は3次元像である、ことを特徴とする請求項5に記載の医用画像撮影装置。

【請求項7】 前記内部組織の像は断層像である、ことを特徴とする請求項5に記載の医用画像撮影装置。

【請求項8】 前記第2の撮影手段で撮影した画像は動態画像である、ことを特徴とする請求項1ないし請求項4のうちのいずれか1つに記載の医用画像撮影装置。

【請求項9】 前記動態画像はカラードップラ画像である、ことを特徴とする請求項8に記載の医用画像撮影装置。

【請求項10】 前記カラードップラ画像はカラーフローマッピング画像である、ことを特徴とする請求項9に記載の医用画像撮影装置。

【請求項11】 前記カラードップラ画像はパワードップラ画像である、ことを特徴とする請求項9に記載の医用画像撮影装置。

【請求項12】 前記動態画像は3次元像である、ことを特徴とする請求項8ないし請求項11のうちのいずれか1つに記載の医用画像撮影装置。

【請求項13】 前記動態画像は断層像である、ことを

特徴とする請求項8ないし請求項11のうちのいずれか1つに記載の医用画像撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医用画像撮影装置に関し、とくに、磁気共鳴撮影および超音波撮影を組み合わせる医用画像撮影装置に関する。

【0002】

【従来の技術】磁気共鳴撮影(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置では、マグネットシステム(magnet system)の内部空間、すなわち、静磁場を形成した空間に撮影の対象を搬入し、勾配磁場および高周波磁場を印加して対象内のスピン(spin)から磁気共鳴信号を発生させ、その受信信号に基づいて画像を再構成する。

【0003】超音波撮影装置では、撮影対象の内部を超音波ビーム(beam)で走査してエコー(echo)を受信し、エコーの強度に対応した画像データ(data)を求め、それによっていわゆるBモード(mode)画像を生成する。また、エコーのドップラシフト(Doppler shift)を求め、それに基づいて血流等の動態を表すカラー(color)画像すなわちいわゆるカラードップラ(color Doppler)画像を生成する。Bモード画像もカラードップラ画像もリアルタイム画像であり時間分解能が高い。

【0004】カラードップラ画像の代表的な形態としてカラーフローマッピング(CFM: Color Flow Mapping)画像とパワードップラ(PDI: Power Doppler Intensity)画像がある。CFM画像は、超音波ビーム方向における速度成分の空間的な分布を表す。超音波ビーム方向は視線方向ともいう。PDI画像はドップラ信号強度の空間的な分布を表す。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】磁気共鳴撮影装置は3次元の広い範囲についての画像を撮影する用途に適するが、撮影の時間分解能が低いので、例えば心臓等の動きのある組織が存在する領域を撮影する用途には適さない。これに対して、超音波撮影装置は撮影可能な範囲は磁気共鳴撮影装置より狭いものの、動きのある対象を時間分解能良く撮影する用途に好適である。

【0006】そこで、本発明の課題は、対象の内部の広い範囲についての3次元画像およびその範囲の一部についてのリアルタイム画像ないし高時間分解能画像を一緒に撮影する医用画像撮影装置を実現することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】(1)上記の課題を解決するためのひとつの観点での発明は、磁気共鳴を利用して撮影の対象の内部についての3次元画像を撮影する第1の撮影手段と、超音波を利用して前記対象の内部のつ

10

20

30

40

50

いての画像を撮影する第2の撮影手段と、前記第1の撮影手段で撮影した3次元画像および前記第2の撮影手段で撮影した画像を前記対象の内部における3次元的位置を一致させて合成する画像合成手段と、前記合成した画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする医用画像撮影装置である。

【0008】この観点での発明では、磁気共鳴撮影した3次元画像と超音波撮影した画像とを3次元的位置を合わせて合成して表示するので、対象の内部の広い範囲についての3次元画像およびその一部についてのリアルタイム画像を同時に観察することができる。

【0009】(2)上記の課題を解決するための他の観点での発明は、磁気共鳴を利用して撮影の対象の内部についての3次元画像を撮影する第1の撮影手段と、前記対象の周期的な体動を表す周期的信号を獲得する周期的信号獲得手段と、超音波を利用して前記周期的信号の予め定められた位相における前記対象の内部についての画像を撮影する第2の撮影手段と、前記第1の撮影手段で撮影した3次元画像および前記第2の撮影手段で撮影した画像を前記対象の内部における3次元的位置を一致させて合成する画像合成手段と、前記合成した画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする医用画像撮影装置である。

【0010】この観点での発明では、磁気共鳴撮影した3次元画像と、対象の周期的な体動を表す周期的信号に同期して超音波撮影した画像とを3次元的位置を合わせて合成して表示するので、対象の内部を広い範囲についての3次元画像およびその一部についての高時間分解能画像を同時に観察することができる。

【0011】(2)に記載の発明において、前記位相が可変であることが、任意の位相の画像を撮影する点で好ましい。(2)に記載の発明において、前記周期的信号は心拍信号であることが、心拍同期撮影を行う点で好ましい。

【0012】(1)および(2)に記載の各観点での発明において、前記第2の撮影手段で撮影した画像は内部組織の像であることが、内部組織の像を高時間分解能で得る点で好ましい。

【0013】前記内部組織の像は3次元像であることが、内部組織の3次元画像を高時間分解能で得る点で好ましい。前記内部組織の像は断層像であることが、内部組織の断層像を高時間分解能で得る点で好ましい。

【0014】(1)および(2)に記載の各観点での発明において、前記第2の撮影手段で撮影した画像は動態画像であることが、動態画像を高時間分解能で得る点で好ましい。

【0015】前記動態画像はカラードップラ画像であることが、カラードップラ画像動態画像を高時間分解能で得る点で好ましい。前記カラードップラ画像はカラーフローマッピング画像であることが、速度分布像を得る点

で好ましい。

【0016】前記カラードップラ画像はパワードップラ画像であることが、ドップラ信号の強度分布画像を得る点で好ましい。前記動態画像は3次元像であることが、3次元空間の動態を観察する点で好ましい。

【0017】前記動態画像は断層像であることが、断層面内の動態を観察する点で好ましい。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。図1に医用画像撮影装置のブロック(block)図を示す。本装置は本発明の実施の形態の一例である。本装置の構成によって、本発明の装置に関する実施の形態の一例が示される。

【0019】同図に示すように、本装置はMR(Magnetic Resonance)信号検出部101、MR信号獲得部103およびMR画像生成部105を有する。MR信号検出部101、MR信号獲得部103およびMR画像生成部105は磁気共鳴撮影装置を構成する。

【0020】MR画像生成部105は、MR信号獲得部103がMR信号検出部101を通じて獲得した磁気共鳴信号に基づいてMR画像を生成する。MR画像は3次元画像である。磁気共鳴撮影装置は、本発明における第1の撮影手段の実施の形態の一例である。磁気共鳴撮影装置については後にあらためて説明する。

【0021】本装置は、また、超音波プローブ(probe)2、UL(Ultrasound)信号獲得部3およびUL画像生成部5を有する。超音波プローブ2、UL信号獲得部3およびUL画像生成部5は超音波撮影装置を構成する。

【0022】UL画像生成部5は、UL信号獲得部3が超音波プローブ2を通じて獲得した超音波エコー信号に基づいて超音波画像を生成する。超音波撮影装置は、本発明における第2の撮影手段の実施の形態の一例である。超音波撮影装置については後にあらためて説明する。

【0023】本装置は、さらに、プローブ位置検出部11、画像合成部13および表示部15を有する。プローブ位置検出部11は超音波プローブ2の3次元的位置および傾きを検出して画像合成部13に入力する。プローブ位置検出部11としては、例えばロータリエンコーダ(rotary encoder)等のような距離や角度等の幾何学的量を電気信号に変換する装置が用いられる。

【0024】画像合成部13は、MR画像生成部105から入力されたMR画像とUL画像生成部5から入力された超音波画像を、プローブ位置検出部11が検出した超音波プローブ2の3次元的位置情報に基づいて3次元的位置を合わせて合成する。画像合成部13としては例

えばコンピュータ (computer) 等が用いられる。画像合成部13、本発明における画像合成手段の実施の形態の一例である。合成された画像は表示部15で表示される。表示部15は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。

【0025】超音波撮影は、図2に示すように、周期的信号検出部9がセンサ (sensor) 7を通じて対象1から検出した例えば心拍信号等の周期的信号に同期して、例えば心臓の収縮期や拡張期等、周期的信号の所定の位相における超音波画像を撮影するようにしてもよい。

【0026】周期的信号検出部9としては例えば心電計等が用いられる。周期的信号は心拍信号に限らず呼吸信号等であってよい。その場合は周期的信号検出部9として呼吸検出器が用いられる。センサ7および周期的信号検出部9からなる部分は、本発明における周期信号獲得手段の実施の形態の一例である。

【0027】図3に磁気共鳴撮影装置のブロック図を示す。同図に示すように、磁気共鳴撮影装置はマグネットシステム (magnet system) 100を有する。マグネットシステム100は図1におけるMR信号検出部101に相当する。マグネットシステム100は主磁場コイル (coil) 部102、勾配コイル部106およびRF (radio frequency) コイル部108を有する。これら各コイル部は概ね円筒状の形状を有し、互いに同軸的に配置されている。マグネットシステム100の概ね円柱状の内部空間 (ボア: bore) に、撮影の対象1がクレードル (cradle) 500に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【0028】主磁場コイル部102はマグネットシステム100の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象1の体軸の方向に平行である。すなわちいわゆる水平磁場を形成する。主磁場コイル部102は例えば超伝導コイルを用いて構成される。なお、超伝導コイルに限らず常伝導コイル等を用いて構成してもよいのはもちろんである。

【0029】勾配コイル部106は、互いに垂直な3軸すなわちスライス (slice) 軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を生じる。

【0030】静磁場空間における互いに垂直な座標軸を x, y, z としたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り2軸のうち一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったまま x, y, z 軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。

【0031】スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード

(phase encode) 勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト (read out) 勾配磁場ともいう。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部106は図示しない3系統の勾配コイルを有する。以下、勾配磁場を単に勾配ともいう。

【0032】RFコイル部108は静磁場空間に対象1の体内のスピン (spin) を励起するための高周波磁場を形成する。以下、高周波磁場を形成することをRF励起信号の送信ともいう。RFコイル部108は、また、励起されたスピが生じる電磁波すなわち磁気共鳴信号を受信する。

【0033】RFコイル部108は図示しない送信用のコイルおよび受信用のコイルを有する。送信用のコイルおよび受信用のコイルは、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。

【0034】勾配コイル部106には勾配駆動部130が接続されている。勾配駆動部130は勾配コイル部106に駆動信号を与えて勾配磁場を発生させる。勾配駆動部130は、勾配コイル部106における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。

【0035】RFコイル部108にはRF駆動部140が接続されている。RF駆動部140はRFコイル部108に駆動信号を与えてRF励起信号を送信し、対象1の体内のスピンを励起する。

【0036】RFコイル部108にはデータ収集部150が接続されている。データ収集部150は、RFコイル部108が受信した受信信号をサンプリング (sampling) によって取り込み、それをデジタルデータ (digital data) として収集する。

【0037】勾配駆動部130、RF駆動部140およびデータ収集部150には制御部160が接続されている。制御部160は、勾配駆動部130ないしデータ収集部150をそれぞれ制御して撮影を遂行する。勾配駆動部130、RF駆動部140およびデータ収集部150からなる部分は、図1におけるMR信号獲得部103に相当する。

【0038】制御部160は、例えばコンピュータ等を用いて構成される。制御部160は図示しないメモリ (memory) を有する。メモリは制御部160用のプログラムおよび各種のデータを記憶している。制御部160の機能は、コンピュータがメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【0039】データ収集部150の出力側はデータ処理部170に接続されている。データ収集部150が収集したデータがデータ処理部170に入力される。データ処理部170は、例えばコンピュータ等を用いて構成される。データ処理部170は図示しないメモリを有する。メモリはデータ処理部170用のプログラムおよび

各種のデータを記憶している。

【0040】データ処理部170には制御部160が接続されている。データ処理部170は制御部160の上位にあってそれを統括する。磁気共鳴撮影装置の機能は、データ処理部170がメモリに記憶されたプログラムを実行することにより実現される。

【0041】データ処理部170は、データ収集部150が収集した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。このデータ空間は3次元フーリエ(Fourier)空間を構成する。以下、フーリエ空間をkスペース(k-space)ともいう。データ処理部170は、kスペースのデータを3次元逆フーリエ変換することにより対象1の画像を再構成する。データ処理部170は図1におけるMR画像生成部105に相当する。

【0042】データ処理部170には表示部180および操作部190が接続されている。表示部180は、グラフィックディスプレイ(graphic display)等で構成される。操作部190はポインティングデバイス(pointing device)を備えたキーボード(keyboard)等で構成される。

【0043】表示部180は、データ処理部170から出力される再構成画像および各種の情報を表示する。操作部190は、使用者によって操作され、各種の指令や情報等をデータ処理部170に入力する。使用者は表示部180および操作部190を通じてインタラクティブ(interactive)に磁気共鳴撮影装置を操作する。

【0044】図4に、他の方式の磁気共鳴撮影装置のブロック図を示す。同図に示す装置は、図3に示した装置とは方式を異にするマグネットシステム100'を有する。マグネットシステム100'以外は図1に示した装置と同様な構成になっており、同様な部分に同一の符号を付して説明を省略する。マグネットシステム100'は図1におけるMR信号検出部101に相当する。

【0045】マグネットシステム100'は主磁場マグネット部102'、勾配コイル部106'およびRFコイル部108'を有する。これら主磁場マグネット部102'および各コイル部は、いずれも空間を挟んで互いに対向する1対のものからなる。また、いずれも概ね円盤状の形状を有し中心軸を共有して配置されている。マグネットシステム100'の内部空間(ポア)に、対象1がクレードル500に搭載されて図示しない搬送手段により搬入および搬出される。

【0046】主磁場マグネット部102'はマグネットシステム100'の内部空間に静磁場を形成する。静磁場の方向は概ね対象1の体軸方向と直交する。すなわちいわゆる垂直磁場を形成する。主磁場マグネット部102'は例えば永久磁石等を用いて構成される。なお、永久磁石に限らず超伝導電磁石あるいは常伝導電磁石等を

用いて構成してもよいのはもちろんである。

【0047】勾配コイル部106'は、互いに垂直な3軸すなわちスライス軸、位相軸および周波数軸の方向において、それぞれ静磁場強度に勾配を持たせるための3つの勾配磁場を生じる。

【0048】静磁場空間における互いに垂直な座標軸をx, y, zとしたとき、いずれの軸もスライス軸とすることができる。その場合、残り2軸のうち的一方を位相軸とし、他方を周波数軸とする。また、スライス軸、位相軸および周波数軸は、相互間の垂直性を保ったままx, y, z軸に関して任意の傾きを持たせることも可能である。

【0049】スライス軸方向の勾配磁場をスライス勾配磁場ともいう。位相軸方向の勾配磁場を位相エンコード勾配磁場ともいう。周波数軸方向の勾配磁場をリードアウト勾配磁場ともいう。このような勾配磁場の発生を可能にするために、勾配コイル部106'は図示しない3系統の勾配コイルを有する。

【0050】RFコイル部108'は静磁場空間に対象1の体内のスピンを励起するためのRF励起信号を送信する。RFコイル部108'は、また、励起されたスピが生じる磁気共鳴信号を受信する。

【0051】RFコイル部108'は図示しない送信用のコイルおよび受信用のコイルを有する。送信用のコイルおよび受信用のコイルは、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。

【0052】磁気共鳴撮影装置の撮影動作を説明する。図5に、図3または図4に示した装置が実行する磁気共鳴信号獲得用のパルスシーケンス(pulse sequence)の一例を示す。このパルスシーケンスは、3Dスキャン(3-dimensional scan)によりスピンエコー(spin echo)を獲得するためのパルスシーケンスである。

【0053】すなわち、(1)は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、(2)、(3)、(4)および(5)は、それぞれ、スライス勾配Gs、位相エンコード勾配Gp、リードアウト勾配GrおよびスピンエコーMRのシーケンスである。なお、90°パルスおよび180°パルスは中心値で代表する。パルスシーケンスは時間軸tに沿って左から右に進行する。

【0054】同図に示すように、90°パルスおよび180°パルスにより、それぞれスピンの90°励起および180°励起が行われる。90°励起および180°励起のとき、それぞれスライス勾配Gs1およびGs3が印加され、所定のスラブ(slab)についての選択励起が行われる。

【0055】90°励起と180°励起の間で、スライス勾配Gs2によってスライス軸方向の位相エンコードが行われる。同じ期間に、位相エンコード勾配Gpによ

る位相軸方向の位相エンコードがおよびリードアウト勾配Gr1による周波数軸方向のデフェーズ(de phase)がそれぞれ行われる。

【0056】180°励起後、リードアウト勾配Gr2によるリフェーズ(rephase)によってスピネコーMRが発生する。スピネコーMRは、エコー中心に関して対称的な波形を持つRF信号となる。エコー中心は90°励起からTE(echo time)後に生じる。スピネコーMRは、データ収集部150によりビューデータ(view data)として収集される。

【0057】このようなパルスシーケンスが、スライス勾配Gs2を逐次変更しながら、周期TR(repetition time)で例えば64~256回繰り返される。破線はスライス勾配Gs2の逐次変化を概念的に表す。このような繰り返しの間、位相軸方向の位相エンコード勾配Gpは毎回同じ勾配が与えられる。これによって、kスペースには、位相軸方向の位相エンコードが同一でスライス軸方向の位相エンコードを異にする64~256ビューのビューデータが得られる。

【0058】以上の動作が例えば64~256回繰り返される。繰り返しのたびに位相軸方向の位相エンコード勾配Gpを変更する。破線はスライス勾配Gpの逐次変化を概念的に表す。これによって、位相軸方向の位相エンコードが異なる64~256セット(set)のビューデータが得られる。各データセットはスライス軸方向の位相エンコードを異にする64~256ビューのデータからなる。このようにして得られたビューデータが、データ処理部170のメモリに収集される。

【0059】図6に、メモリ内に構成されるkスペース30の概念図を示す。同図に示すように、kスペースは、互いに垂直な3つの座標軸kx, ky, kzを有する3次元のフーリエ空間である。

【0060】kxは周波数軸に相当する。kyは位相軸に相当する。kzはスライス軸に相当する。位相軸方向の位相エンコードが異なるビューデータは、ky軸上の位置が異なる。スライス軸方向の位相エンコードが異なるビューデータは、kz軸上の位置が異なる。

【0061】このようなkスペースのデータを3次元逆フーリエ変換することにより、図7に示すような実空間40における3次元画像データすなわち3次元の再構成画像が得られる。この画像が表示部180で表示され、また、画像合成部13に入力される。

【0062】図8に超音波撮影装置のブロック図を示す。同図に示すように、超音波撮影装置は、超音波プローブ2を有する。超音波プローブ2は、図示しない複数の超音波トランスデューサ(transducer)のアレイ(array)を有する。個々の超音波トランスデューサは例えばPZT(チタン(Ti) 酸ジルコン(Zr) 酸鉛)セラミックス(ceramics)等の

圧電材料によって構成される。超音波プローブ2は、使用者により対象1に当接して使用される。

【0063】超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。

【0064】超音波プローブ2は、例えば、図9に示すような超音波トランスデューサアレイ(transducer array)300を有する。超音波トランスデューサアレイ300は2次元アレイであり、例えば、32x32の正方マトリクスをなす1024個の超音波振動子302からなる。なお、2次元アレイは正方マトリクスに限るものではなく、例えば32x16等の異方マトリクスであってよい。超音波振動子302は例えばPZT(チタン(Ti) 酸ジルコン(Zr) 酸鉛)セラミックス(ceramics)等の圧電材料によって構成される。

【0065】超音波プローブ2は送受信部6に接続されている。送受信部6は、超音波プローブ2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。送受信部6は、また、超音波プローブ2が受波したエコー信号を受信する。送受信部6は、図1におけるUL信号獲得部3に相当する。

【0066】送受信部6は、例えば図10に示すような走査を行う。すなわち、超音波トランスデューサアレイ300の中央を頂点とするコーン(cone)状の撮影範囲を超音波ビーム303により角度 方向および角度 方向に走査して3次元走査を行う。なお、超音波ビーム303の長さ方向をz方向とする。 方向および 方向は互いに垂直な2方向である。このような3次元走査はピラミッドスキャン(Pyramidal scan)とも呼ばれる。

【0067】超音波プローブ2における超音波トランスデューサアレイが1次元アレイであるときは、送受信部6は、例えば図11に示すような走査を行う。すなわち、放射点200からz方向に延びる音線202で扇状の2次元領域206を 方向に走査し、いわゆるセクタスキャン(sector scan)を行う。

【0068】送波および受波のアーチャ(aperture)を超音波トランスデューサアレイの一部を用いて形成するとき、このアーチャをアレイに沿って順次移動させることにより、例えば図12に示すような走査を行うことができる。すなわち、放射点200からz方向に発する音線202を直線状の軌跡204に沿って平行移動させることにより、矩形の2次元領域206をx方向に走査し、いわゆるリニアスキャン(linear scan)を行う。

【0069】なお、超音波トランスデューサアレイが、超音波送波方向に張り出した円弧に沿って形成されたいわゆるコンベックスアレイ(convex array)である場合は、リニアスキャンと同様な音線走査に

より、例えば図13に示すように、音線202の放射点200を円弧状の軌跡204に沿って移動させ、扇面状の2次元領域206を方向に走査して、いわゆるコンベックスキャンが行えるのはいうまでもない。

【0070】このような2次元領域206のスクランを、超音波プローブ2の位置または傾きを操作者が手動で連続的に変化させながら行うことにより、3次元領域をスクランすることができる。以下、手動による超音波プローブ2の位置や傾きの変更を副走査ともいう。

【0071】送受信部6はBモード処理部10およびドップラ処理部12に接続されている。送受信部6から出力される音線ごとのエコー受信信号は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12に入力される。

【0072】Bモード処理部10はBモード画像データを形成するものである。Bモード処理部10は、エコー受信信号を対数増幅した後に包絡線検波し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(scope)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形成する。

【0073】ドップラ処理部12はドップラ画像データを形成するものである。ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波した後にMTI(Moving Target Indication)処理してエコー信号のドップラシフトを求め、ドップラシフトについての自己相関演算により平均流速、流速の分散およびドップラ信号のパワー等を求める。以下、平均流速を単に流速ともいう。また、流速の分散を単に分散ともいい、ドップラ信号のパワーを単にパワーともいう。

【0074】ドップラ処理部12によって、対象1内で移動するエコー源の流速、分散およびパワーを表すそれぞれのデータが音線ごとに得られる。これらデータは、音線上の各点(ピクセル:pixel)の流速、分散およびパワーを示す。なお、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2に近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。

【0075】Bモード処理部10およびドップラ処理部12は画像処理部14に接続されている。画像処理部14は、Bモード処理部10およびドップラ処理部12からそれぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれBモード画像およびカラードップラ画像を生成する。Bモード処理部10、ドップラ処理部12および画像処理部14からなる部分は、図1におけるUL画像生成部5に相当する。

【0076】画像処理部14には表示部16が接続され、画像処理部14が生成したBモード画像およびカラードップラ画像を表示するようになっている。以上の送受信部6、Bモード処理部10、ドップラ処理部12、画像処理部14および表示部16には制御部18が接続されている。制御部18は、それら各部に制御信号を与

えてその動作を制御する。制御部18には、被制御の各部から各種の報知信号が入力される。周期的信号検出部9を用いる場合は、周期的信号検出部9から心拍信号等の周期的信号が制御部18に入力される。制御部18の制御の下で、Bモード動作およびドップラモード動作が実行される。

【0077】制御部18には操作部20が接続されている。操作部20は使用者によって操作され、制御部18に適宜の指令や情報を入力するようになっている。操作部20は、例えばキーボード(keyboard)やポインティングデバイス(pointing device)およびその他の操作具を備えている。

【0078】超音波撮影装置の撮影動作を説明する。使用者は超音波プローブ2を対象1の所望の箇所に当接し、操作部20を操作して、Bモードまたはドップラモード、あるいは、Bモードとドップラモードを併用した撮影を遂行する。撮影は制御部18による制御の下で行われる。

【0079】送受信部6は、超音波プローブ2を通じて音線順次で対象1の内部を図10に示したように3次元スキャンして逐一そのエコーを受信する。あるいは、図11ないし図13に示すようなスクランを手動の副走査と組み合わせて行う。その場合は、送受信部6は、制御部18による制御の下で、周期的信号に同期して例えば心臓の収縮期や拡張期等所定の位相においてスキャンを行う。位相は調節可能になっており、使用者は所望の位相を指定してスキャンを行わせることができる。

【0080】Bモードにおいては、Bモード処理部10が送受信部6から入力されるエコー受信信号に基づいてBモード画像データを形成する。ドップラモードにおいては、1音線あた複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。ドップラ処理部12は、エコー受信信号に基づいて流速、分散およびパワーを求める。これらの算出値は、それぞれ、エコー源の速度、分散およびパワーを、音線ごとかつピクセルごとに表すデータとなる。

【0081】画像処理部14は、Bモード処理部10から入力される音線ごとのBモード画像データに基づいてBモード画像を生成する。Bモード画像は、音線走査領域における体内組織の3次元画像を示すものとなる。

【0082】画像処理部14は、また、ドップラ処理部12から入力される音線ごとかつピクセルごとの各ドップラ画像データに基づいてカラードップラ画像を生成する。カラードップラ画像は、流速と分散を組み合わせた流速分布画像、または、パワーを用いたパワードップラ画像等として生成される。

【0083】流速分布画像は音線走査領域におけるエコー源の流速分布を示す画像となる。この画像では流れの方向に応じて表示色を異ならせ、流速に応じて表示色の輝度を異ならせ、分散に応じて所定の色の混色量を高めて表示色の純度を変える。この画像はカラーフローマップ

ピング(CFM)画像とも呼ばれる。

【0084】パワードップラ(PDI)画像は音線走査領域におけるドップラ信号のパワー分布を示す画像となる。この画像によって運動するエコー源の所在が示される。画像の表示色の輝度がパワーに対応する。

【0085】画像処理部14は、Bモード画像またはカラードップラ画像、あるいは、両画像の組み合わせ画像を画像合成部13に入力し、また、表示部16に表示する。超音波画像は、例えば図14に示すように、血流像402を含む3次元のBモード画像またはカラードップラ画像、あるいは両者の組み合わせ画像となる。3次元スキャンを手動の副走査によって行う場合でも、周期的信号に同期してスキャンが行われるので3次元画像に矛盾は生じない。

【0086】上記のようにして撮影される磁気共鳴画像と超音波画像が画像合成部13によって合成される。図15に画像合成部13の動作のフロー図を示す。同図に示すように、ステップ(step)902で、磁気共鳴撮影の座標系と超音波撮影の座標系を整合させる。座標系の整合はプローブ位置検出部11から入力される超音波プローブ2の位置情報に基づいて行われる。これによって、磁気共鳴撮影の3次元のFOV(Field of View)における音線走査領域の3次元的位置が明確化される。

【0087】次に、ステップ904で、磁気共鳴画像データの取り込みを行う。次に、ステップ906で、超音波画像データの取り込みを行う。次に、ステップ908で、画像の合成を行う。

【0088】次に、ステップ910で、画像の表示を行う。これによって、例えば図16に示すように、磁気共鳴画像と超音波画像がいずれも3次元画像として表示される。超音波画像は対象1の内部の3次元領域の状態をリアルタイムないし高分解能で示す画像となる。ドップラモードで撮影した場合は血流像402は3次元のカラードップラ画像となる。カラードップラ画像はカラーフローマッピング画像あるいはパワードップラ画像である。

【0089】超音波撮影を手動の副走査で行った場合は、超音波画像を3次元画像に代えて断層像として表示することもできる。断層像はBモード画像またはカラードップラ画像、あるいは両者の組み合わせのいずれでも表示することができる。

【0090】このようにして、磁気共鳴画像が示す対象の内部構造の所望の部分についての超音波画像を得るこ

とができる。超音波画像は例えばカラードップラ画像によって示される血流動態等、磁気共鳴撮影では得られない独特の情報を有するので、磁気共鳴画像と合わせて利用することによりよりの確な診断等を行うことが可能となる。

【0091】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、対象の内部の広い範囲についての3次元画像およびその範囲の一部についてのリアルタイム画像ないし高時間分解能画像を一緒に撮影する医用画像撮影装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態の一例の装置のブロック図である。

【図3】磁気共鳴撮影装置のブロック図である。

【図4】磁気共鳴撮影装置のブロック図である。

【図5】磁気共鳴撮影のパルスシーケンスの一例を示す図である。

【図6】3次元フリー空間の概念図である。

【図7】3次元実空間の概念図である。

【図8】超音波撮影装置のブロック図である。

【図9】超音波トランスデューサアレイの模式図である。

【図10】音線走査の概念図である。

【図11】音線走査の概念図である。

【図12】音線走査の概念図である。

【図13】音線走査の概念図である。

【図14】3次元画像の概念図である。

【図15】画像合成部の動作のフロー図である。

【図16】3次元画像の概念図である。

【符号の説明】

101 MR信号検出部

103 MR信号獲得部

105 MR画像生成部

2 超音波プローブ

3 UL信号検出部

5 UL画像生成部

7 センサ

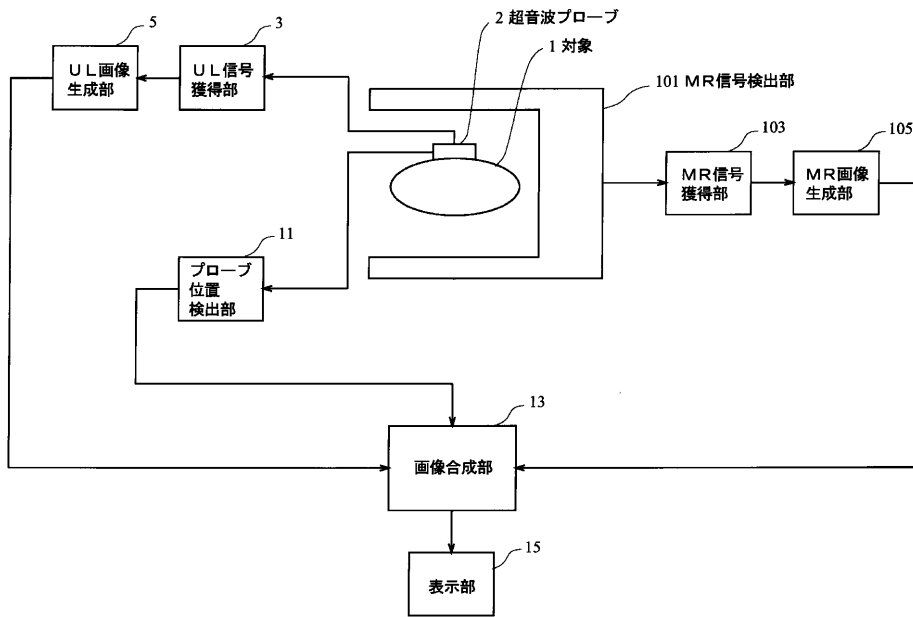
9 周期的信号検出部

11 プローブ位置検出部

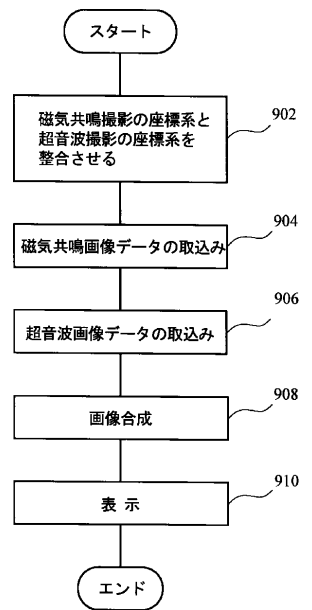
13 画像合成部

15 表示部

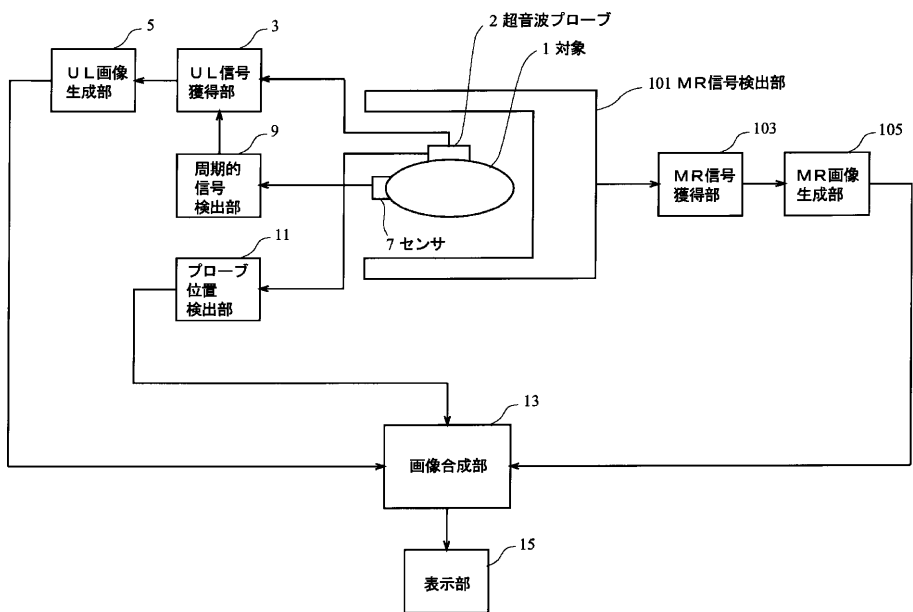
【図1】



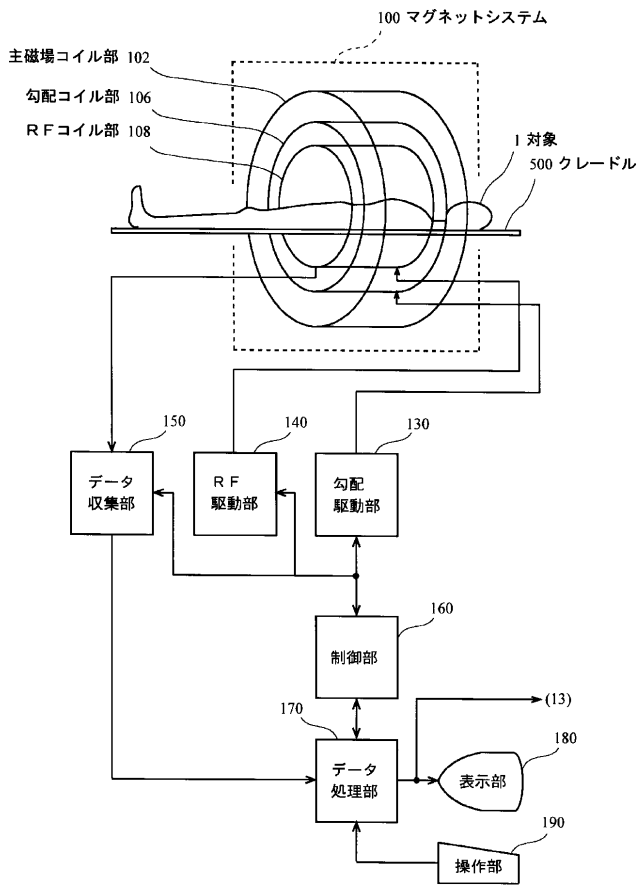
【図15】



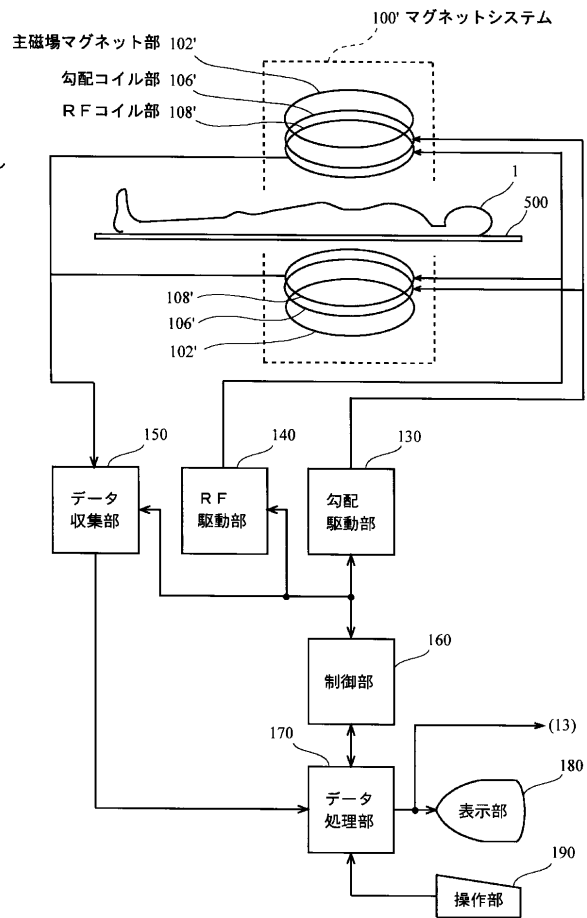
【図2】



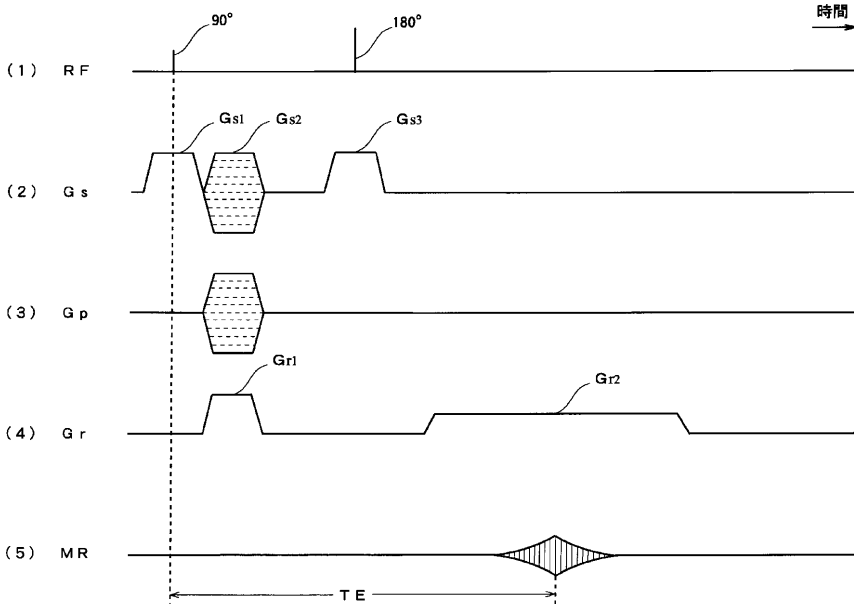
【図3】



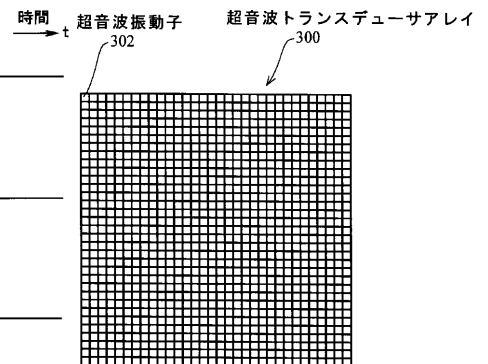
【図4】



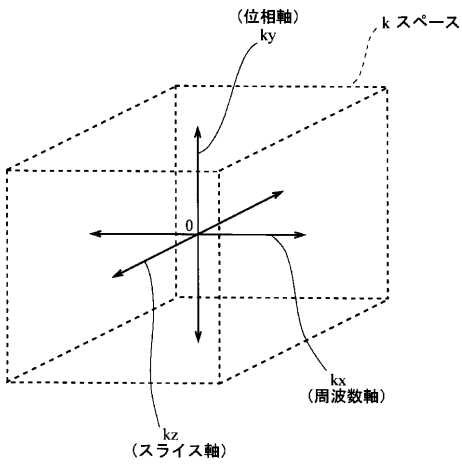
【図5】



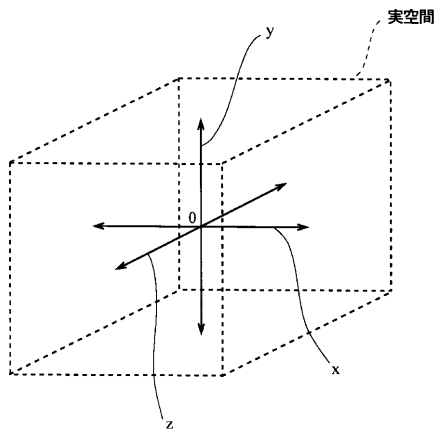
【図9】



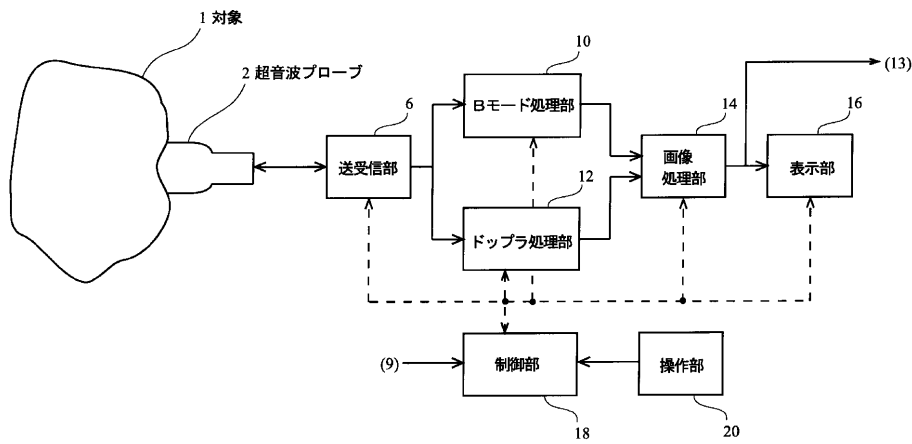
【図6】



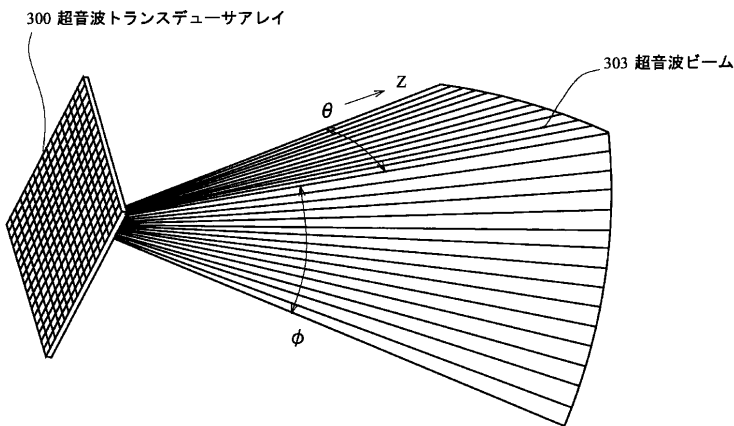
【図7】



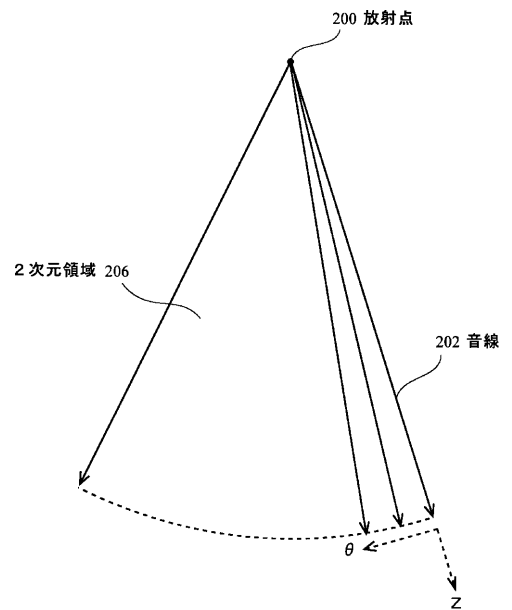
【図8】



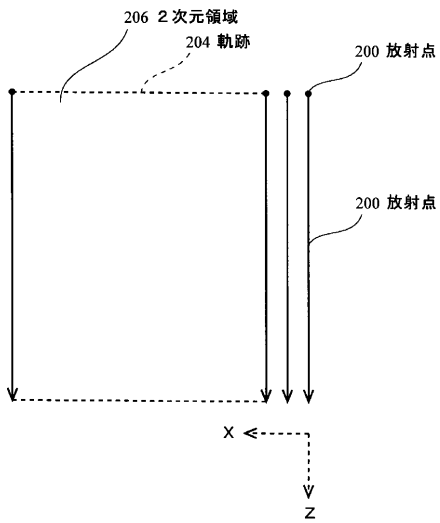
【図10】



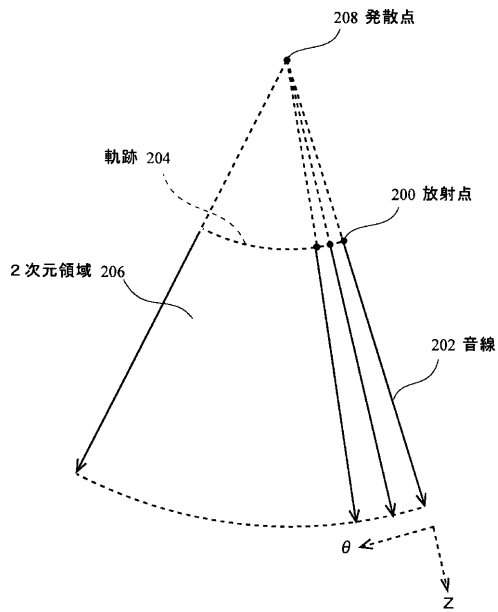
【図11】



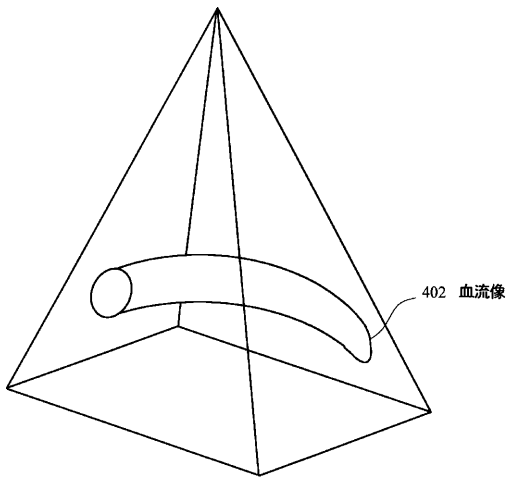
【図12】



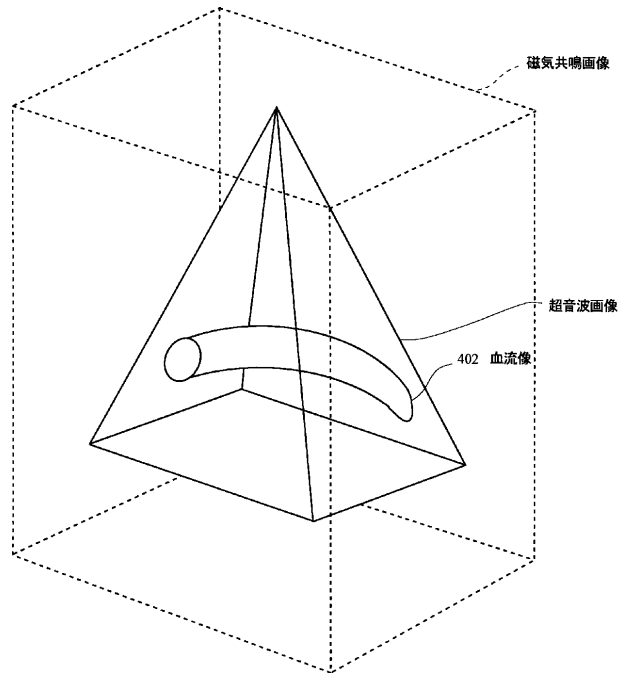
【図13】



【図14】



【図16】



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

(72)発明者 塚元 鉄二
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

Fターム(参考) 4C096 AA18 AB03 AC04 AD14 AD15
AD26 DC31 DC36
4C301 AA01 BB13 BB22 DD02 EE11
FF28 GB10 JC13 KK16 LL03

