

(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 - 330964

(P2002 - 330964A)

(43)公開日 平成14年11月19日(2002.11.19)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-ド* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 127331(P2001 - 127331)

(22)出願日 平成13年4月25日(2001.4.25)

(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・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(72)発明者 季 太宝

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)

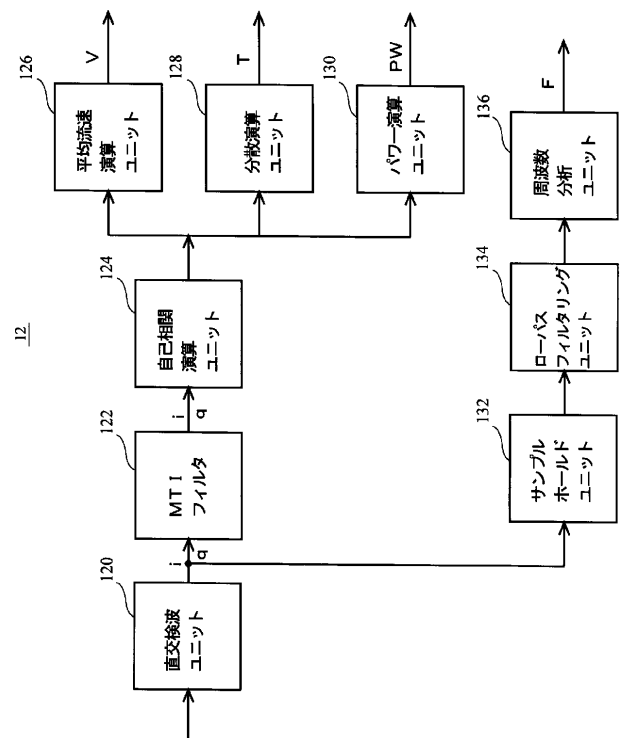
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 空間分解能を犠牲にすることなく適応速度範囲を拡大する。

【解決手段】 超音波エコーのサブハーモニックスのドップラシフトを検出し(120, 122, 132)、それに基づいて動態画像を生成する(124~130)。また、ドップラスペクトル像を生成する(136)。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波を送波してエコーを受信する送受信手段と、

前記受信したエコーのサブハーモニックスのドップラシフトを検出する検出手段と、

前記検出したドップラシフトに基づいて動態画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記動態画像を表示する表示手段、を具備することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。 10

【請求項3】 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1または請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】 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3に記載の超音波診断装置。

【請求項5】 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3に記載の超音波診断装置。

【請求項6】 前記サブハーモニックスは第2サブハーモニックスである、ことを特徴とする請求項1ないし請求項5のうちのいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項7】 超音波を送波してエコーを受信する送受信手段と、

前記受信したエコーのサブハーモニックスのドップラシフトを検出する検出手段と、

前記検出したドップラシフトを周波数分析する周波数分析手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 前記周波数分析の結果を表示する表示手段、を具備することを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】 前記サブハーモニックスは第2サブハーモニックスである、ことを特徴とする請求項7または請求項8に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波エコー(echo)のドップラシフト(Doppler shift)を利用する超音波診断装置に関する。 40

【0002】

【従来の技術】超音波診断装置は、対象の内部を超音波ビームで走査してエコーを受信し、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。これはBモード撮影とも呼ばれる。

【0003】また、エコーのドップラシフトを求め、それに基づいて血流等の動態を表すカラー(color) 50

画像すなわちいわゆるカラードップラ画像を生成する。カラードップラ画像としては、血流等の速度の2次元分布を表すカラーフローマッピング画像およびドップラ信号のパワー(power)の2次元分布を表すパワードップラ画像の2種類が生成される。これはカラードップラ撮影とも呼ばれる。

【0004】また、対象の内部に設定したサンプルボリューム(sample volume)からのエコーのドップラシフトの周波数スペクトル(spectra)を求めることも行われる。これはポイントドップラ(point Doppler)計測とも呼ばれる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ドップラシフト周波数が超音波送波の繰り返し周波数(PRF:pulserepetition frequency)の1/2を超えると、エイリアシング(aliasing)すなわちいわゆる周波数の折り返し現象が生じ、カラードップラ撮影およびポイントドップラ計測を行う正しくことができなくなる。

20 【0006】エイリアシングは、超音波の周波数が高くなるほど血流等の流速の低いところで発生するので、撮影ないし計測可能な速度範囲は超音波の周波数を高くするほど狭くなる。これを回避しようとして超音波の周波数を低くすると、超音波ビームの鮮鋭さが損なわれて空間分解能が低下する。

【0007】そこで、本発明の課題は、空間分解能を犠牲にすることなく適応速度範囲を拡大した超音波診断装置を実現することである。

【0008】

30 【課題を解決するための手段】(1)上記の課題を解決するひとつの観点での発明は、超音波を送波してエコーを受信する送受信手段と、前記受信したエコーのサブハーモニックスのドップラシフトを検出する検出手段と、前記検出したドップラシフトに基づいて動態画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0009】この観点での発明では、エコーのサブハーモニックスのドップラシフトに基づいて動態画像を生成するので、空間分解能を犠牲にすることなく適応速度範囲を拡大した動態画像を得ることができる。

【0010】前記動態画像を表示する表示手段を具備することが、動態画像を可視化する点で好ましい。前記動態画像はカラードップラ画像であることが動態画像をカラー画像として得る点で好ましい。

【0011】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、速度の2次元分布像を得る点で好ましい。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、ドップラ信号のパワーの2次元分布像を得る点で好ましい。

【0012】前記サブハーモニックスは第2サブハーモ

ニックスであることが、信号のSNRを良くする点で好ましい。

(2) 上記の課題を解決する他の観点での発明は、超音波を送波してエコーを受信する送受信手段と、前記受信したエコーのサブハーモニックスのドップラシフトを検出する検出手段と、前記検出したドップラシフトを周波数分析する周波数分析手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】この観点での発明では、エコーのサブハーモニックスのドップラシフトを周波数分析するので、空間分解能を犠牲にすることなく適応速度範囲を拡大した周波数スペクトルを得ることができる。

【0014】前記周波数分析の結果を表示する表示手段を具備することが、周波数スペクトルを可視化する点で好ましい。前記サブハーモニックスは第2サブハーモニックスであることが、信号のSNRを良くする点で好ましい。

【0015】

【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に超音波診断装置のブロック(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。

【0016】図1に示すように、本装置は、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4に当接して使用される。

【0017】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。超音波プローブ2および送受信部6からなる部分は、本発明における送受信手段の実施の形態の一例である。

【0018】送受信部6のブロック図を図2に示す。同図に示すように、送受信部6は送波タイミング(timing)発生ユニット(unit)602を有する。送波タイミング発生ユニット602は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ(beamformer)604に入力する。

【0019】送波ビームフォーマ604は、送波のビームフォーミング(beamforming)を行うもので、送波タイミング信号に基づき、所定の方位の超音波ビームを形成するためのビームフォーミング信号を生じる。ビームフォーミング信号は、方位に対応した時間差が付与された複数の駆動信号からなる。ビームフォーミ

ングは後述の制御部18によって制御される。送波ビームフォーマ604は、送波ビームフォーミング信号を送受切換ユニット606に入力する。

【0020】送受切換ユニット606は、ビームフォーミング信号を超音波トランスデューサアレイに入力する。超音波トランスデューサアレイにおいて、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は、駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ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、所定方位の音線に沿った超音波ビームが形成される。

【0021】音線に沿って進行する超音波は、対象4の内部における超音波伝搬の非直線性により波形が歪む。この波形歪みによってハーモニックス(harmonics)が発生する。ハーモニックスは第2高調波や第3高調波等のように基本周波数の2倍や3倍の周波数を持つものに加えて、基本周波数の1/2や1/3の周波数を持つサブハーモニックス(sub-harmonics)も発生する。

【0022】本書では、基本周波数の1/2の周波数を持つサブハーモニックスを第2サブハーモニックスともいい、基本周波数の1/3の周波数を持つサブハーモニックスを第3サブハーモニックスともいう。

【0023】送受切換ユニット606には受波ビームフォーマ610が接続されている。送受切換ユニット606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610に入力する。

【0024】受波ビームフォーマ610は、送波の音線に対応した受波のビームフォーミングを行うもので、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所定方位の音線に沿ったエコー受信信号を形成する。受波のビームフォーミングは後述の制御部18により制御される。

【0025】エコー受信信号は、送波超音波に含まれるハーモニックスに対応したハーモニックスを含む。したがって、エコー受信信号にはサブハーモニックスが含まれる。

【0026】超音波ビームの送波は、送波タイミング発生ユニット602が発生する送波タイミング信号により、所定の時間間隔で繰り返し行われる。それに合わせて、送波ビームフォーマ604および受波ビームフォーマ610により、音線の方位が所定量ずつ変更される。それによって、対象4の内部が、音線によって順次に走査される。

【0027】このような構成の送受信部6は、例えば図3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(sectorscan)を行う。

【0028】送波および受波のアパーチャ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は、このアパ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4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。

【0029】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5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x方向に走査して、いわゆるコンベックススキャンが行えるのはいうまでもない。

【0030】送受信部6はBモード(mode)処理部10およびドップラ(Doppler)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。

【0031】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、図6に示すように、対数増幅ユニット102と包絡線検波ユニット104を備えている。

【0032】Bモード処理部10は、対数増幅ユニット102でエコー受信信号を対数増幅し、包絡線検波ユニット104で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。

【0033】ドップラ処理部12はドップラ画像データおよびドップラ周波数データを形成するものである。ドップラ画像データには、後述する流速データ、分散データおよびパワーデータが含まれる。

【0034】ドップラ処理部12は、図7に示すように、直交検波ユニット120、MTIフィルタ(moving target indication filter)122、自己相関演算ユニット124、平均流速演算ユニット126、分散演算ユニット128およびパワー(power)演算ユニット130を備えている。また、サンプルホールドユニット(sample hold unit)132、ローパスフィルタリングユニット(low-pass filtering unit)134および周波数分析ユニット136を備えている。

【0035】ドップラ処理部12は、直交検波ユニット120でエコー受信信号を直交検波する。直交検波のキ

*キャリア(carrier)信号としては、送波超音波の基本周波数の1/nの周波数の信号が用いられる。

【0036】これによって、エコー受信信号から基本周波数の1/nの周波数のサブハーモニクスが抽出される。nを2とすると第2サブハーモニクスが抽出される。nを3とすると第3サブハーモニクスが抽出される。以下、エコー受信信号のサブハーモニクスをサブハーモニクスエコーともいう。

【0037】通常、第2サブハーモニクスエコーのほうが第3サブハーモニクスエコーよりも信号レベルが高いので、nを2とするのがSNRを良くする点で好ましい。そこで、例えば送波超音波の基本周波数が3MHzであるとすると、1.5MHzの信号をキャリアとして用いる。

【0038】サブハーモニクスエコーをMTIフィルタ122でMTI処理してドップラシフトを求める。MTI処理は1音線当たり複数回の超音波送受信によって得た複数のサブハーモニクスエコーを用いて行われる。1音線当たりの送受信回数は例えば8回である。直交検波ユニット120およびMTIフィルタ122からなる部分は、本発明における検出手段の実施の形態の一例である。

【0039】サブハーモニクスエコーのドップラシフトの特徴について説明する。周知のように、エコーのドップラシフトは次式で与えられる。

【0040】

$$\text{【数1】} \quad \Delta f = \frac{2v}{c} \cdot f \quad (1)$$

【0041】ここで、
v：エコー源の速度の音線方向成分(+：近づく、-：遠ざかる)

c：媒体中の音速

f：エコー周波数

エイリアシングを生じさせないためには、この値がパルス繰り返し周波数(PRF)の1/2を超えてはならないので、

【0042】

$$\text{【数2】} \quad \frac{2v}{c} \cdot f < \frac{\text{PRF}}{2} \quad (2)$$

【0043】でなければならない。したがって、速度vは、

【0044】

$$\text{【数3】} \quad v < \frac{c}{2f} \cdot \frac{\text{PRF}}{2} \quad (3)$$

【0045】となる。(3)式の右辺はエイリアシングなしに計測可能な速度vの上限を表す。

(3)式に示すように、速度vの上限はエコー周波数f

に反比例する。

【0046】サブハーモニックエコーの周波数は基本波エコーの $1/n$ となるから、速度の上限は基本波エコーを利用した場合の n 倍に拡大する。 $n=2$ の場合は2倍に拡大し、 $n=3$ の場合は3倍に拡大する。

【0047】したがって、例えば送波超音波の周波数を空間分可能の良い3MHzとした場合、3MHzのエコーのドップラシフトによって計測可能な速度の2倍または3倍の速度まで計測可能となる。すなわち、空間分解能を犠牲にすることなく適応可能な速度範囲を拡大する10ことができる。

【0048】あるいは、逆に適応速度範囲が3MHzのエコーと同程度でよい場合は、送波周波数を2倍または3倍に上げることができ、空間分解能をさらに良くすることができる。

【0049】自己相関演算ユニット124でMTIフィルタ122の出力信号について自己相関演算を行い、平均流速演算ユニット126で自己相関演算結果から平均流速 V を求め、分散演算ユニット128で自己相関演算結果から流速の分散 T を求め、パワー演算ユニット130で自己相関演算結果からドップラ信号のパワー PW 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。20

【0050】このような信号処理によって、対象4内で移動するエコー源の流速 V 、分散 T およびパワー PW 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30方向と遠ざかる方向とが区別される。

【0051】自己相関演算ユニット124、平均流速演算ユニット126、分散演算ユニット128、パワー演算ユニット130および後述の画像処理部14からなる部分は、本発明における画像生成手段の実施の形態の一例である。

【0052】サンプルホールドユニット132は、サブハーモニックエコーについて、対象4内の予め定められたサンプルボリュームからのエコーに相当する部分をサンプルホールドする。このようなサンプルホールドは40レンジゲートサンプリング(range gate sampling)とも呼ばれる。

【0053】サンプルホールドは、同一音線上の複数回の超音波送受信によって得られた複数のサブハーモニックエコーについて逐一行われる。送受信回数は例えば128回である。これによって例えば128個のサンプリングデータが得られる。これらのデータ列はドップラ信号を表す。このドップラ信号も上記と同じ特徴を有する。直交検波ユニット120およびサンプルホールドユニット132からなる部分は、本発明における検出手段50

の実施の形態の一例である。

【0054】ドップラ信号はローパスフィルタリングユニット134でローパスフィルタリングされた後に周波数分析ユニット136で周波数分析され、周波数スペクトル F が求められる。周波数分析ユニット136は、本発明における周波数分析手段の実施の形態の一例である。

【0055】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、ドップラ画像および周波数スペクトル画像を生成する。

【0056】画像処理部14は、図8に示すように、セントラル・プロセッシング・ユニット(CPU: Central Processing Unit)140を有する。CPU140には、バス(bus)142によって、メインメモリ(main memory)144、外部メモリ146、制御部インターフェース(interface)148、入力データメモリ(data memory)152、デジタル・スキャンコンバータ(DSC: Digital Scan Converter)154、画像メモリ156、および、ディスプレイメモリ(display memory)158が接続されている。

【0057】外部メモリ146には、CPU140が実行するプログラムが記憶されている。外部メモリ146には、また、CPU140がプログラムを実行するにあたって使用する種々のデータも記憶されている。

【0058】CPU140は、外部メモリ146からプログラムをメインメモリ144にロード(load)して実行することにより、所定の画像処理を遂行する。CPU140は、プログラム実行の過程で、制御部インターフェース148を通じて後述の制御部18と制御信号の授受を行う。

【0059】Bモード処理部10およびドップラ処理部12から音線ごとに入力されたBモード画像データおよびドップラ画像データ並びに周波数スペクトルデータは、入力データメモリ152にそれぞれ記憶される。入力データメモリ152のデータは、DSC154で走査変換されて画像メモリ156に記憶される。画像メモリ156のデータはディスプレイメモリ158を通じて表示部16に出力される。

【0060】画像処理部14には表示部16が接続されている。表示部16は、本発明における表示手段の実施の形態の一例である。表示部16は、画像処理部14から画像データが与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。なお、表示部16は、カラー(color)画像が表示可能なCRTを用いたグラフィックディスプレイ(graphic display)等

で構成される。

【0061】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。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。

【0062】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。

【0063】本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4の所望の箇所に当接し、操作部20を操作して、例えばBモードとドップラモードを併用した撮影動作を行う。これによって、制御部18による制御の下で、Bモード撮影とドップラモード撮影が時分割で行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキュンを所定回数行うたびにBモードのスキュンを1回行う割合で、Bモードとドップラモードの混合スキュンが行われる。

【0064】Bモードにおいては、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4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。Bモード処理部10は、送受信部6から入力されるエコー受信信号を対数増幅ユニット102で対数増幅し包絡線検波ユニット104で包絡線検波してAスコープ信号を求め、それに基づいて音線ごとのBモード画像データを形成する。

【0065】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モード画像データを入力データメモリ152に記憶する。これによって、入力データメモリ152内に、Bモード画像データについての音線データ空間が形成される。

【0066】ドップラモードにおいては、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4の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。また、予め設定したサンプルボリュームを通る音線に所定回数の超音波送受信を行う。

【0067】ドップラ処理部12は、エコー受信信号を直交検波ユニット120で直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関演算ユニット124で自己相関を求め、自己相関結果から、流速演算ユニット126で流速Vを求め、分散演算ユニット128で分散Tを求め、パワー演算ユニット130でパワーPW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。

【0068】ドップラ処理部12は、また、直交検波ユニット120を出力信号をサンプルホールドユニット132でサンプルホールドし、ローパスフィルタリングユニット134でローパスフィルタリングし、周波数分析ユニット136で周波数分析する。

【0069】画像処理部14は、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を入力データメモリ152に記憶する。また、ドップラ処理部12から入力される周波数スペクトルデータを入力データメモリ152に記憶する。これによって、入力データメモリ152内に、各ドップラ画像データについての音線データ空間および周波数スペクトルデータ空間がそれぞれ形成される。

【0070】CPU140は、入力データメモリ152のBモード画像データ、各ドップラ画像データおよび周波数スペクトルデータをDSC154でそれぞれ走査変換して画像メモリ156に書き込む。

【0071】その際、ドップラ画像データは、流速Vと分散Tを組み合わせた流速分布画像データ、パワーPWを用いたパワードップラ画像データまたはパワーPWと分散Tを組み合わせた分散付パワードップラ画像データ、および、分散Tを用いた分散画像データとしてそれぞれ書き込まれる。

【0072】CPU140は、Bモード画像データ、各ドップラ画像データおよび周波数スペクトルデータを様々な領域に書き込む。これらBモード画像データ、各ドップラ画像データおよび周波数スペクトルデータに基づく画像がディスプレイメモリ158を通じて表示部16に表示される。

【0073】Bモード画像は、音線走査面における体内組織の断層像を示すものとなる。カラードップラ画像のうち、流速分布画像はエコー源の流速の2次元分布を示す画像となる。この画像はカラーフローマッピング画像とも呼ばれる。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。

【0074】パワードップラ画像はドップラ信号のパワーの2次元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。それに分散を組み合わせた場合は、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。分散画像は分散値の2次元分布を示す画像となる。この画像も運動するエコー源の所在を示す。表示色の輝度が分散の大小に対応する。

【0075】これらの画像を表示部16に表示させる場合には、ディスプレイメモリ158においてBモード画像と合成し、この合成画像を表示部16で表示することにより、体内組織との位置関係が明確なカラードップラ画像を観察することができる。

【0076】サブハーモニックエコーの前述のような特徴により、カラードプラー画像は従来よりも広い速度範囲にわたって流速分布等を正しく表示する。あるいは、逆に速度範囲を従来と同程度にした場合は空間分解能の良いカラードプラー画像が表示される。

【0077】周波数スペクトル画像は表示画面における所定の区画に表示される。周波数スペクトル画像は、ドプラー信号の周波数スペクトルを示す画像となる。サンプルボリュームにおける血流等が脈動しているときは、脈動に伴って変化する周波数スペクトルがリアルタイム (real time) に表示される。サブハーモニックエコーの前述のような特徴により、周波数スペクトルは従来よりも広い速度範囲にわたってエイリアシングを生じることなく正しく表示される。

【0078】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、空間分解能を犠牲にすることなく適応速度範囲を拡大した超音波診断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】図1に示した装置の送受信部のブロック図である。

【図3】図2に示した送受信部による走査の概念図である。

【図4】図2に示した送受信部による走査の概念図である。

*【図5】図2に示した送受信部による走査の概念図である。

【図6】図1に示した装置のBモード処理部のブロック図である。

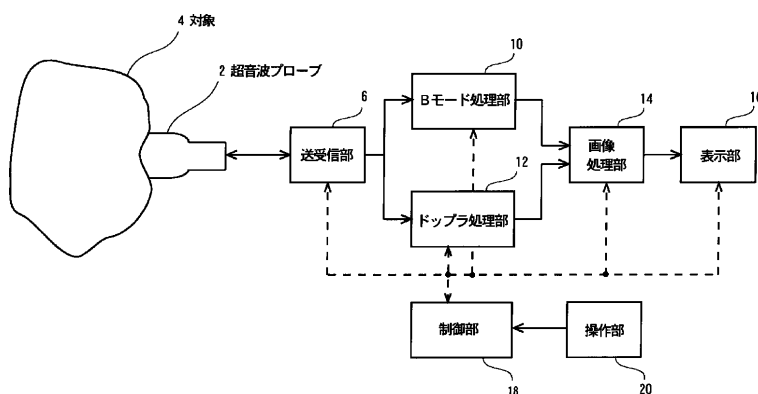
【図7】図1に示した装置のドプラー処理部のブロック図である。

【図8】図1に示した装置の画像処理部のブロック図である。

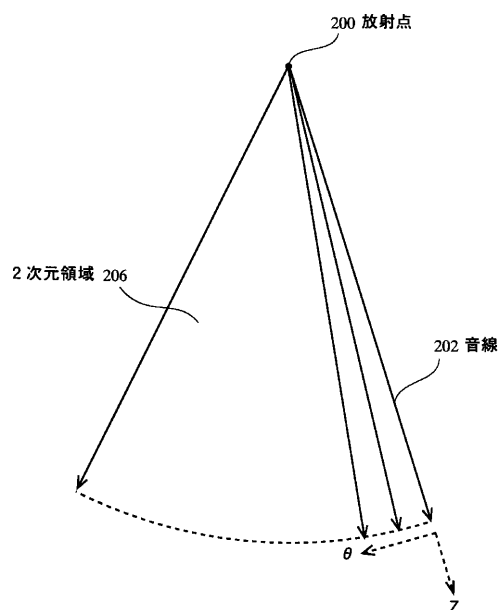
【符号の説明】

- 2 超音波プローブ
- 4 対象
- 6 送受信部
- 10 Bモード処理部
- 12 ドプラー処理部
- 14 画像処理部
- 16 表示部
- 18 制御部
- 20 操作部
- 200 直交検波ユニット
- 202 M T Iフィルタ
- 204 自己相関演算ユニット
- 206 平均流速演算ユニット
- 208 分散演算ユニット
- 210 パワー演算ユニット
- 212 サンプルホールドユニット
- 214 ローパスフィルタリングユニット
- 216 周波数分析ユニット

【図1】

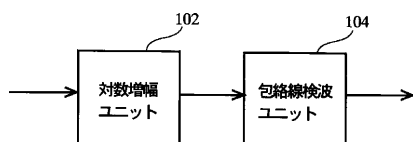


【図3】

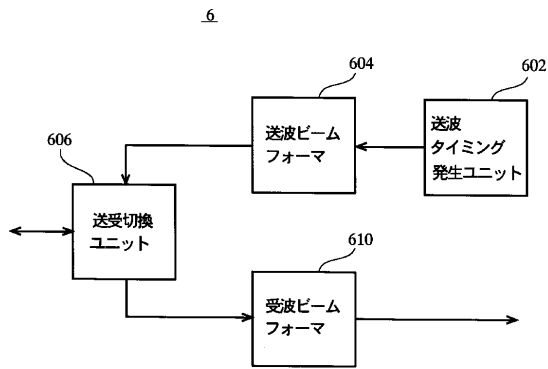


【図6】

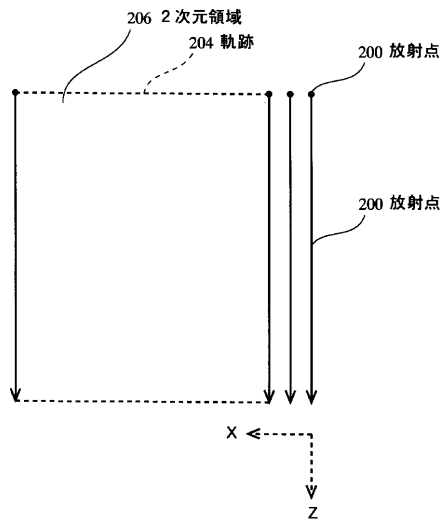
10



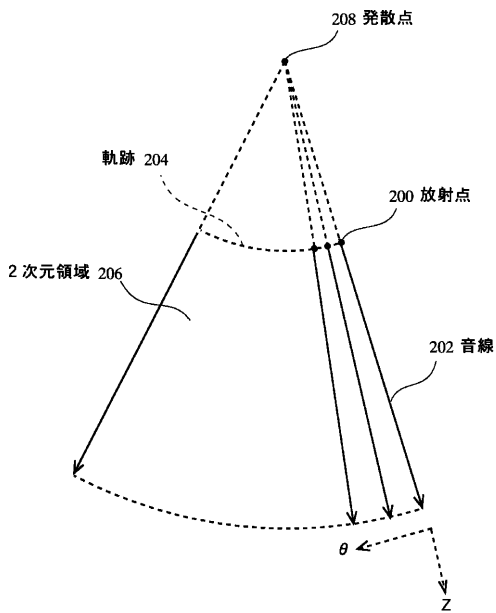
【図2】



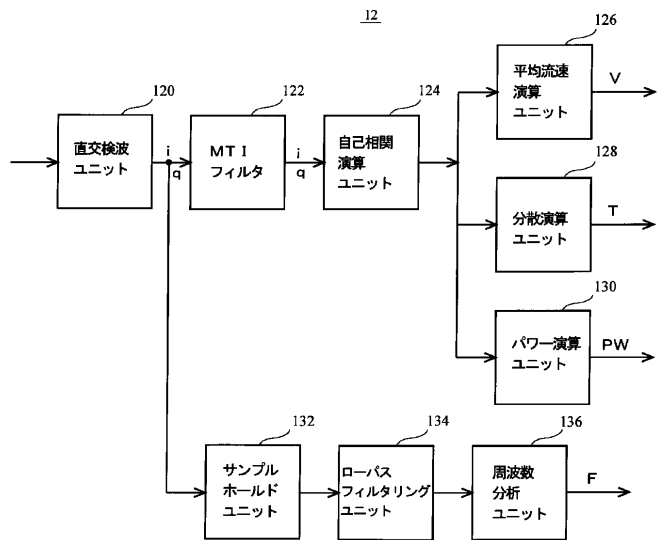
【図4】



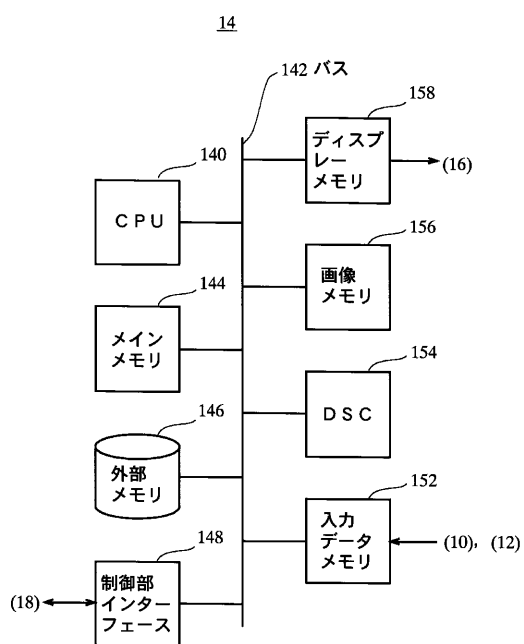
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 季 太宝
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) 4C301 DD04 EE01 EE09 JB28 JB34
KK21

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002330964A	公开(公告)日	2002-11-19
申请号	JP2001127331	申请日	2001-04-25
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	季太宝		
发明人	季太宝		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/EE01 4C301/EE09 4C301/JB28 4C301/JB34 4C301/KK21 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE08 4C601/DE12 4C601/DE13 4C601/EE01 4C601/EE06 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB49 4C601/KK18 4C601/LL27		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在不牺牲空间分辨率的情况下扩展了自适应速度范围。 解决方案：检测超声回波的次谐波的多普勒频移 (120、122、132)，并基于此产生动态图像 (124-130)。 而且，产生多普勒频谱图像 (136)。

