

(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 - 143158

(P2002 - 143158A)

(43)公開日 平成14年5月21日(2002.5.21)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
8/00		8/00	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16数)

(21)出願番号 特願2000 - 329967(P2000 - 329967)
 (22)出願日 平成12年10月30日(2000.10.30)

(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・5318
 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・
 ブールバード・ダブリュー・710・3000
 (72)発明者 鈴木 陽一
 東京都日野市旭ヶ丘4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 100095511
 弁理士 有近 紳志郎

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波画像表示方法および超音波診断装置

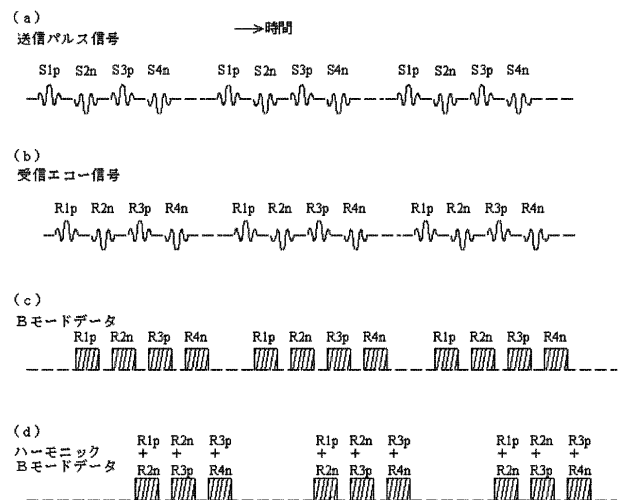
(57)【要約】

【課題】 ハーモニック Bモード画像を高フレームレートの表示すると同時に C F M画像を表示し、その低速描出特性を向上する。

【解決手段】 極性が交互に反転した4発の超音波パルス S 1 p ~ S 4 nを組として被検体内へ送信し、対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号 R 1 p ~ R 4 nを生成し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニック Bモードデータを生成する。一方、各受信エコー信号からドプラ成分を抽出し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドプラ成分を加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドプラ成分を加算した和とに基づいて C F Mデータを生成する。

【効果】 リアルタイム性に優れたハーモニック Bモード画像と低速描出特性に優れた C F M画像とを同時に表示できる。

(図2)



【特許請求の範囲】

【請求項1】 極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項2】 極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記CFMデータを平均したCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項3】 極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方

法。

【請求項4】 極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記CFMデータを平均したCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法。

【請求項5】 極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段

と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算して和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算して和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】 極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項8】 極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算して和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算して和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診

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、超音波画像表示方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、ハーモニックBモード画像を高フレームレートで表示できると共にCFM(Color Flow Mapping)画像の低速描出特性を向上させる超音波画像表示方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】造影剤として気泡を被検体内に注入し、超音波エコーの信号成分のうち送信周波数の2倍の周波数の信号成分を得て、その信号強度画像すなわちハーモニックBモード画像を生成する技術が知られている。また、超音波ドブラ効果を利用して、血流情報を反映したCFM画像を生成する技術が知られている。なお、血流の代わりに心筋の動きを対象とするTDI(Tissue Doppler Imaging)画像は、本発明に関してはCFM画像と全く差異はないため、本発明でいう“CFM”は“TDI”も含むものとする。

【0003】図5は、前記ハーモニックBモード画像と前記CFM画像を同時に表示する機能を有する従来の超音波診断装置500は、超音波探触子1と、送信部2と、受信部3と、制御部54と、メモリ5と、加算器6と、Bモード処理部8と、直交検波部10と、メモリ11i, 11qと、減算器52i, 52qと、自己相関器15と、演算部16と、DSC17(Digital Scan Converter)と、CRT(Cathode RayTube)18とを具備して構成されている。

【0004】前記超音波探触子1および前記送信部2は、図6の(a)に示すように、ハーモニックBモード画像を構成するための第1音線方向に極性が正負の超音波パルスの対S1pとS2nを送信し、次にCFM画像を構成するための第1音線方向に極性が正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pを送信し、次にハーモニックBモード画像を構成するための第2音線方向に極性が正負の超音波パルスの対S1pとS2nを送信し、次にCFM画像を構成するための第2音線方向に極性が正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pを送信し、というように、極性が反転する超音波パルスの対S1p, S2nと極性が同じ超音波パルスの組S3p, S4p, S5pを交互に送信する。

【0005】上記の例では、ハーモニックBモード画像を構成するための正負の超音波パルスの対とCFM画像を構成するための正正正の超音波パルスの組が1:1になり、ハーモニックBモード画像が128音線で形成されるなら、CFM画像も128音線で形成されることになる。しかし、実際には、ハーモニックBモード画像の音線数よりもCFM画像の音線数を下げるのが一般的で

ある。例えば、ハーモニックBモード画像を構成するための第1～第4音線方向に正負の超音波パルスの対S1p, S2nを送信し、次にCFM画像を構成するための第1音線方向(ハーモニックBモード画像を構成するための第1音線方向と必ずしも一致するものではない)に正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pを送信し、次にハーモニックBモード画像を構成するための第5～第8音線方向に正負の超音波パルスの対S1p, S2nを送信し、次にCFM画像を構成するための第2音線方向(ハーモニックBモード画像を構成するための第2音線方向と必ずしも一致するものではない)に正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pを送信する、というように、正負の超音波パルスの対S1p, S2nと正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pが4:1で送信される。この場合、ハーモニックBモード画像が128音線で形成されるなら、CFM画像は32音線で形成されることになる。

【0006】また、正負の超音波パルスの対S1p, S2nをハーモニックBモード画像を構成するための第1～第128音線方向に送信し、次に正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pをCFM画像を構成するための第1～第32音線方向(ハーモニックBモード画像を構成するための第1～第32音線方向と必ずしも一致するものではない)に送信し、次に正負の超音波パルスの対S1p, S2nをハーモニックBモード画像を構成するための第1～第128音線方向に送信し、次に正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pをCFM画像を構成するための第1～第32音線方向に送信する、というように、正負の超音波パルスの対S1p, S2nと正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pを1画像単位で交互に送信する場合もある。

【0007】上記の場合、ハーモニックBモード画像とCFM画像のフレームレートは同じになるが、実際にはハーモニックBモード画像のフレームレートよりもCFM画像のフレームレートを下げるのが一般的である。つまり、ハーモニックBモード画像の複数枚の生成毎にCFM画像を1枚生成するのが一般的である。

【0008】前記超音波探触子1および前記受信部3は、前記被検体内から前記超音波パルスに対応する超音波エコーを受信する。そして、該超音波エコーに基づき、図6の(b)に示すように、正負の超音波パルスの対S1p, S2nに対応する受信エコー信号の対R1p, R2nおよび正正正の超音波パルスの組S3p, S4p, S5pに対応する受信エコー信号の組R3p, R4p, R5pを出力する。

【0009】前記メモリ5は、前記受信エコー信号R1pを格納する。前記メモリ5の読み書きは、前記制御部54により制御される。前記加算器6は、前記メモリ5に格納された受信エコー信号R1pと、その直後の受信エコー信号R2nとを加算し、前記Bモード処理部8へ

渡す。この加算器6での加算において、対応する超音波パルスS1p, S2nの極性は互いに反転しているので、対となる受信エコー信号R1p, R2nの基本波成分には180°の位相差が生じる。ただし、2次高調波成分に関しては、原理上、位相差が生じない。したがって、加算により基本波成分が除去され、2次高調波成分のみが抽出されることになる。

【0010】前記Bモード処理部8は、図6の(c)に示すように、前記加算器6の出力信号R1p+R2nに基づいてハーモニックBモードデータを生成する。

【0011】前記直交検波部10は、前記受信部3で得た受信エコー信号からドブラ信号のIデータ(同相成分)およびQデータ(直交成分)を抽出し、前記Iデータを前記メモリ11iおよび前記減算器52iへ渡し、前記Qデータを前記メモリ11qおよび前記減算器52qへ渡す。

【0012】前記メモリ11iは、前記受信エコー信号R3p, R4pのIデータを入れ替えながら順に格納する。前記メモリ11iの読み書きは、前記制御部54により制御される。前記減算器52iは、前記メモリ11iに受信エコー信号R3pのIデータが格納されている時は、その直後の受信エコー信号R4pのIデータから受信エコー信号R3pのIデータを減算し、その差を前記自己相関器15へ渡す。また、前記メモリ11iに受信エコー信号R4pのIデータが格納されている時は、その直後の受信エコー信号R5pのIデータから受信エコー信号R4pのIデータを減算し、その差を前記自己相関器15へ渡す。

【0013】前記メモリ11qは、前記受信エコー信号R3p, R4pのQデータを入れ替えながら順に格納する。前記メモリ11qの読み書きは、前記制御部54により制御される。前記減算器52qは、前記メモリ11qに受信エコー信号R3pのQデータが格納されている時は、その直後の受信エコー信号R4pのQデータから受信エコー信号R3pのQデータを減算し、その差を前記自己相関器15へ渡す。また、前記メモリ11qに受信エコー信号R4pのQデータが格納されている時は、その直後の受信エコー信号R5pのQデータから受信エコー信号R4pのQデータを減算し、その差を前記自己相関器15へ渡す。

【0014】なお、対応する超音波パルスS3p, S4p, S5pの極性は同じなので、組となる受信エコー信号R3p, R4p, R5pに位相差が生じない。したがって、前記減算の対となる超音波パルスS3p, S4pの送信間隔およびS4p, S5pの送信間隔の時間内に変化した成分が抽出される。つまり、MTI(Moving Target Indication)フィルタとして機能する。

【0015】前記自己相関器15は、前記受信エコー信号R3p, R4pの差と前記受信エコー信号R4p, R5pの差を用いた自己相関演算により平均周波数等を算

出する。前記演算部16は、CFMデータ(流れの速度 v 、パワーレベル p 、分散)を算出する。すなわち、図6の(d)に示すように、差($R4p - R3p$)および差($R5p - R4p$)に基づいてCFMデータが生成される。

【0016】前記DSC17は、前記ハーモニックBモードデータに基づいてハーモニックBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。また、前記CFMデータに基づいてCFM画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記ハーモニックBモード画像データに基づいてハーモニックBモード画像を画面上に表示し、前記CFM画像データに基づいてCFM画像を画面上に表示する。

【0017】

【発明が解決しようとする課題】上記従来の超音波診断装置500では、ハーモニックBモード画像に関しては、ハーモニックBモードデータを生成するための超音波パルス $S1p$ 、 $S2n$ とCFMデータを生成するための超音波パルス $S3p$ 、 $S4p$ 、 $S5p$ とを独立にしていたので、フレームレートが低くなってしまふ問題点があった。また、CFM画像に関しては、差($R4p - R3p$)および差($R5p - R4p$)からCFMデータを生成していたので、単純なMTIフィルタしか構成できず、低速描出特性に限界のある問題点があった。そこで、本発明の目的は、ハーモニックBモード画像を高フレームレートで表示できると共にCFM画像の低速描出特性を向上させる超音波画像表示方法および超音波診断装置を提供することにある。

【0018】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、本発明は、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第1の観点による超音波画像表示方法では、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として送信し、そのうちの極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、該受信エコー信号から抽出したドブラ成分の組を加重加算した和に基づいてCFMデータを生成する。したがって、ハーモニックB

モードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、4発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出特性を向上することが出来る。

【0019】第2の観点では、本発明は、極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記CFMデータを平均したCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第2の観点による超音波画像表示方法では、極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として送信し、そのうちの極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、該受信エコー信号から抽出したドブラ成分の組を加重加算した和に基づいてCFMデータを生成する。したがって、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、6発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、より高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出特性を向上することが出来る。

【0020】第3の観点では、本発明は、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波

パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第3の観点による超音波画像表示方法では、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として送信し、そのうちの極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号から抽出したドブラ成分の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、ドブラ成分の組を加重加算した和に基づいてCFMデータを生成する。したがって、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、4発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出特性を向上することが出来る。

【0021】第4の観点では、本発明は、極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信すると共に前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーを受信して受信エコー信号を生成し、各受信エコー信号からドブラ成分を抽出し、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とに基づいてCFMデータを生成し、前記CFMデータを平均したCFMデータを生成し、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示することを特徴とする超音波画像表示方法を提供する。上記第4の観点による超音波画像表示方法では、極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として送信し、そのうちの極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ信号の対を加算した和に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、ドブラ成分の組を加重加算した和に基づいてCFMデータを生成する。したがって、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、6発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、より高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出

特性を向上することが出来る。

【0022】第5の観点では、本発明は、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第5の観点による超音波診断装置では、前記第1の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0023】第6の観点では、本発明は、極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応する受信エコー信号の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算して和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算して和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第6の観点による超音波診断装置では、前記第2の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0024】第7の観点では、本発明は、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分

を抽出するドブラ成分抽出手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加加重加算した和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第7の観点による超音波診断装置では、前記第3の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0025】第8の観点では、本発明は、極性が交互に反転した6発の超音波パルスを組として被検体内へ送信する送信手段と、前記被検体内から各超音波パルスに対応する超音波エコーの組を受信して受信エコー信号を出力する受信手段と、前記受信エコー信号からドブラ成分を抽出するドブラ成分抽出手段と、極性が反転した2発の超音波パルスに対応するドブラ成分の対を加算する第1加算手段と、その第1加算手段の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータを生成するハーモニックBモードデータ生成手段と、1番目から3番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加加重加算して和と2番目から4番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加加重加算した和と3番目から5番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加加重加算して和と4番目から6番目までの超音波パルスに対応するドブラ成分を加加重加算した和とを求める第2加算手段と、その第2加算手段の出力信号に基づいてCFMデータを生成するCFMデータ生成手段と、前記ハーモニックBモードデータに基づくハーモニックBモード画像および前記CFMデータに基づくCFM画像を表示する表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。上記第8の観点による超音波診断装置では、前記第4の観点による超音波画像表示方法を好適に実施できる。

【0026】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0027】-第1の実施形態-

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。この超音波診断装置100は、超音波探触子1と、送信部2と、受信部3と、制御部4と、メモリ5と、加算器6と、切換スイッチ7と、Bモード処理部8と、直交検波部10と、メモリ11i, 11qと、係数乗算加算器12i, 12qと、自己相関器15と、演算部16と、DSC17と、CRT18とを

具備して構成されている。

【0028】前記超音波探触子1および前記送信部2は、図2の(a)に示すように、ハーモニックBモード画像およびCFM画像を構成するための第1音線方向に交互に極性が反転する4発の超音波パルスの組S1p, S2n, S3p, S4nを送信し、次にハーモニックBモード画像およびCFM画像を構成するための第2音線方向に交互に極性が反転する4発の超音波パルスの組S1p, S2n, S3p, S4nを送信する、というように、正負正負の超音波パルスの組を被検体内へ送信する。

【0029】前記超音波探触子1および前記受信部3は、前記超音波パルスの組に対応する超音波エコーを被検体内から受信する。そして、図2の(b)に示すように、該超音波エコーに基づく受信エコー信号の組R1p, R2n, R3p, R4nを順に出力する。

【0030】前記切換スイッチ7が図1で破線の位置にある時、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nが次々に前記Bモード処理部8に入力される。ここで、前記Bモード処理部8は、図2の(c)に示すように、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nのそれぞれに基づく通常のBモードデータを出力する。

【0031】前記DSC17は、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nのそれぞれに基づく通常のBモードデータのうちの一つまたは全体を平均したデータに基づいてBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記Bモード画像データに基づいてBモード画像を画面上に表示する。

【0032】一方、前記メモリ5は、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nを入れ替えながら順に格納する。前記メモリ5の読み書きは、前記制御部4により制御される。前記加算器6は、前記メモリ5に格納された受信エコー信号とその直後の受信エコー信号とを加算し、その和すなわちR1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nを出力する。この加算器6での加算において、加算する受信エコー信号に対応する超音波パルスの極性は互いに反転しているため、加算する受信エコー信号の基本波成分には180°の位相差が生じている。ただし、2次高調波成分に関しては、原理上、位相差が生じない。したがって、加算により基本波成分が除去され、2次高調波成分のみが抽出されることになる。前記切換スイッチ7が図1で実線の位置にある時、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nが次々に前記Bモード処理部8に入力される。そこで、前記Bモード処理部8は、図2の(d)に示すように、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nのそれぞれに基づくハーモニックBモードデータを出力する。

【0033】前記DSC17は、前記和R1p+R2

n , $R2n+R3p$, $R3p+R4n$ のそれぞれに基づくハーモニックBモードデータのうちの一つまたは全体を平均したデータに基づいてハーモニックBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記ハーモニックBモード画像データに基づいてハーモニックBモード画像を画面上に表示する。

【0034】他方、前記直交検波部10は、前記受信部3で得た受信エコー信号からドプラ信号のIデータ(同相成分)およびQデータ(直交成分)を抽出し、前記Iデータを前記メモリ11iおよび前記係数乗算加算器12iへ渡し、前記Qデータを前記メモリ11qおよび前記係数乗算加算器12qへ渡す。

【0035】前記メモリ11iは、前記受信エコー信号 $R1p$, $R2n$, $R3p$, $R4n$ に対応するIデータ $R1pi$, $R2ni$, $R3pi$, $R4ni$ のうちの $R1pi$, $R2ni$ の対または $R2ni$, $R3pi$ の対を入れ替えながら順に格納する。前記メモリ11iの読み書きは、前記制御部4により制御される。

【0036】前記係数乗算加算器12iは、前記メモリ11iに格納されたIデータと、その直後の受信エコー信号に対応するIデータとを次式により加重加算し、和 $W1i$, $W2i$ を出力する。

(1)メモリ11iに $R1pi$, $R2ni$ の対が格納されている時

$$W1i = (-0.5)R1pi + (-1)R2ni + (-0.5)R3pi$$

(2)メモリ11iに $R2ni$, $R3pi$ の対が格納されている時

$$W2i = (+0.5)R2ni + (+1)R3pi + (+0.5)R4ni$$

上式の係数(-0.5)、(-1)、(-0.5)、(+0.5)、(+1)、(+0.5)の選択や加重加算のタイミングは、前記制御部4により制御される。上記加重加算により、3次のFIR型MTIフィルタと等価なフィルタリングが実現される。

【0037】前記メモリ11qは、前記受信エコー信号 $R1p$, $R2n$, $R3p$, $R4n$ に対応するQデータ $R1pq$, $R2nq$, $R3pq$, $R4nq$ のうちの $R1pq$, $R2nq$ の対または $R2nq$, $R3pq$ の対を入れ替えながら順に格納する。前記メモリ11qの読み書きは、前記制御部4により制御される。

【0038】前記係数乗算加算器12qは、前記メモリ11qに格納されたQデータと、その直後の受信エコー信号に対応するQデータとを次式により加重加算し、和 $W1q$, $W2q$ を出力する。

(1)メモリ11qに $R1pq$, $R2nq$ の対が格納されている時

$$W1q = (-0.5)R1pq + (-1)R2nq + (-0.5)R3pq$$

(2)メモリ11qに $R2nq$, $R3pq$ の対が格納されている時

$$W2q = (+0.5)R2nq + (+1)R3pq + (+0.5)R4nq$$

上式の係数(-0.5)、(-1)、(-0.5)、(+0.5)、(+1)、(+0.5)の選択や加重加算のタイミングは、前記制御部4によ

り制御される。上記加重加算により、3次のFIR型MTIフィルタと等価なフィルタリングが実現される。

【0039】前記自己相関器15は、和 $W1i$, $W2i$, $W1q$, $W2q$ を用いた自己相関演算により平均周波数等を算出する。前記演算部16は、流れの速度 v , パワーレベル p , 分散を算出する。すなわち、図2の(e)に示すように、前記加重加算器12i, 12qの出力信号 $(-0.5)R1p + (-1)R2n + (-0.5)R3p$, $(+0.5)R2n + (+1)R3p + (+0.5)R4n$ に基づいてCFMデータが生成される。

【0040】前記DSC17は、前記CFMデータに基づいてCFM画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記CFM画像データに基づいてCFM画像を画面上に表示する。

【0041】上記第1の実施形態に係る超音波診断装置100によれば、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、4発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出特性を向上することが出来る。

【0042】上記の例では、ハーモニックBモード画像が128音線で形成されるなら、CFM画像も128音線で形成されることになる。しかし、必ずしも同じ音線数にする必要はない。例えば、第1~第128音線のうちの第4, 第8, 第12, ..., 第124, 第128音線のみで上記のように極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信し、ハーモニックBモードデータおよびCFMデータを生成し、その他の音線では正負の2発の超音波パルスの対のみを被検体内へ送信してハーモニックBモードデータのみを生成するようにしてもよい。この場合、ハーモニックBモード画像が128音線で形成され、CFM画像が32音線で形成されることになる。同様に、第1~第128音線でハーモニックBモード画像を生成し、関心領域を含む比較的少数の音線群でCFM画像を生成するようにしてもよい。

【0043】上記の例では、ハーモニックBモード画像とCFM画像のフレームレートは同じになるが、必ずしも同じフレームレートにする必要はない。例えば、正負の2発の超音波パルスの対のみを被検体内へ送信してハーモニックBモードデータのみを生成することによりハーモニックBモード画像のみを生成することを3枚繰り返す毎に、極性が交互に反転した4発の超音波パルスを組として被検体内へ送信してハーモニックBモードデータおよびCFMデータを生成しハーモニックBモード画像およびCFM画像を1枚生成するようにしてもよい。この場合、ハーモニックBモード画像とCFM画像のフレームレートは4:1になる。

【0044】-第2の実施形態-

第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第1の実施形態に係る超音波診断装置100と基本的に同じであるが、動作が異なる。

【0045】前記超音波探触子1および前記送信部2は、図3の(a)に示すように、ハーモニックBモード画像およびCFM画像を構成するための第1音線方向に交互に極性が反転する6発の超音波パルスの組S1p, S2n, S3p, S4n, S5p, S6nを送信し、次にハーモニックBモード画像およびCFM画像を構成するための第2音線方向に交互に極性が反転する6発の超音波パルスの組S1p, S2n, S3p, S4n, S5p, S6nを送信する、というように、正負正負正負の超音波パルスの組を被検体内へ送信する。

【0046】前記超音波探触子1および前記受信部3は、前記超音波パルスの組に対応する超音波エコーを被検体内から受信する。そして、図3の(b)に示すように、該超音波エコーに基づく受信エコー信号の組R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nを順に出力する。

【0047】前記切換スイッチ7が図1で破線の位置にある時、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nが次々に前記Bモード処理部8に入力される。そこで、前記Bモード処理部8は、図3の(c)に示すように、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nのそれぞれに基づく通常のBモードデータを出力する。

【0048】前記DSC17は、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nのそれぞれに基づく通常のBモードデータのうちの一つまたは全体を平均したデータに基づいてBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記Bモード画像データに基づいてBモード画像を画面上に表示する。

【0049】一方、前記メモリ5は、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nを入れ替えながら順に格納する。前記メモリ5の読み書きは、前記制御部4により制御される。前記加算器6は、前記メモリ5に格納された受信エコー信号とその直後の受信エコー信号とを加算し、その和すなわちR1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4n, R4n+R5p, R5p+R6nを出力する。この加算器6での加算において、加算する受信エコー信号に対応する超音波パルスの極性は互いに反転しているため、加算する受信エコー信号の基本波成分には180°の位相差が生じている。ただし、2次高調波成分に関しては、原理上、位相差が生じない。したがって、加算により基本波成分が除去され、2次高調波成分のみが抽出されることになる。前記切換スイッチ7が図1で実線の位置にある時、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4n, R4n+R5p, R5p+R6nが次々に前記Bモード

処理部8に入力される。そこで、前記Bモード処理部8は、図3の(d)に示すように、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4n, R4n+R5p, R5p+R6nのそれぞれに基づくハーモニックBモードデータを出力する。

【0050】前記DSC17は、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4n, R4n+R5p, R5p+R6nのそれぞれに基づくハーモニックBモードデータのうちの一つまたは全体を平均したデータに基づいてハーモニックBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記ハーモニックBモード画像データに基づいてハーモニックBモード画像を画面上に表示する。

【0051】他方、前記直交検波部10は、前記受信部3で得た受信エコー信号からドブラ信号のIデータ(同相成分)およびQデータ(直交成分)を抽出し、前記Iデータを前記メモリ11iおよび前記係数乗算加算器12iへ渡し、前記Qデータを前記メモリ11qおよび前記係数乗算加算器12qへ渡す。

【0052】前記メモリ11iは、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nに対応するIデータR1pi, R2ni, R3pi, R4ni, R5pi, R6niのうちのR1pi, R2niの対、R2ni, R3piの対、R3pi, R4niまたはR4ni, R5piの対を入れ替えながら順に格納する。前記メモリ11iの読み書きは、前記制御部4により制御される。

【0053】前記係数乗算加算器12iは、前記メモリ11iに格納されたIデータと、その直後の受信エコー信号に対応するIデータとを次式により加重加算し、和W1i, W2i, W3i, W4iを出力する。

(1)メモリ11iにR1pi, R2niの対が格納されている時

$$W1i = (-0.5)R1pi + (-1)R2ni + (-0.5)R3pi$$

(2)メモリ11iにR2ni, R3piの対が格納されている時

$$W2i = (+0.5)R2ni + (+1)R3pi + (+0.5)R4ni$$

(3)メモリ11iにR3pi, R4niの対が格納されている時

$$W3i = (-0.5)R3pi + (-1)R4ni + (-0.5)R5pi$$

(4)メモリ11iにR4ni, R5piの対が格納されている時

$$W4i = (+0.5)R4ni + (+1)R5pi + (+0.5)R6ni$$

上式の係数(-0.5)、(-1)、(-0.5)、(+0.5)、(+1)、(+0.5)の選択や加重加算のタイミングは、前記制御部4により制御される。上記加重加算により、3次のFIR型MTIフィルタと等価なフィルタリングが実現される。

【0054】前記メモリ11qは、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4n, R5p, R6nに対応するQデータR1pq, R2nq, R3pq, R4n

q, R5pq, R6nqのうちのR1pq, R2nqの対、R2nq, R3pqの対、R3pq, R4nqまたはR4nq, R5pqの対を入れ替えながら順に格納する。前記メモリ11qの読み書きは、前記制御部4により制御される。

【0055】前記係数乗算加算器12qは、前記メモリ11qに格納されたQデータと、その直後の受信エコー信号に対応するQデータとを次式により加重加算し、和W1q, W2q, W3q, W4qを出力する。

(1)メモリ11qにR1pq, R2nqの対が格納されている時

$$W1q = (-0.5)R1pq + (-1)R2nq + (-0.5)R3pq$$

(2)メモリ11qにR2nq, R3pqの対が格納されている時

$$W2q = (+0.5)R2nq + (+1)R3pq + (+0.5)R4nq$$

(3)メモリ11iにR3pi, R4niの対が格納されている時

$$W3q = (-0.5)R3pq + (-1)R4nq + (-0.5)R5pq$$

(4)メモリ11iにR4ni, R5piの対が格納されている時

$$W4q = (+0.5)R4nq + (+1)R5pq + (+0.5)R6nq$$

上式の係数(-0.5)、(-1)、(-0.5)、(+0.5)、(+1)、(+0.5)の選択や加重加算のタイミングは、前記制御部4により制御される。上記加重加算により、3次のFIR型MTIフィルタと等価なフィルタリングが実現される。

【0056】前記自己相関器15は、和W1i, W2i, W1q, W2qを用いた自己相関演算、和W2i, W3i, W2q, W3qを用いた自己相関演算および和W3i, W4i, W3q, W4qを用いた自己相関演算により3個の自己相関演算結果を得ると、それらを平均し、その平均から平均周波数等を算出する。前記演算部16は、流れの速度v, パワーレベルp, 分散を算出する。すなわち、図3の(e)に示すように、前記加重加算器12i, 12qの出力信号(-0.5)R1p+(-1)R2n+(-0.5)R3p, (+0.5)R2n+(+1)R3p+(+0.5)R4n, (-0.5)R3p+(-1)R4n+(-0.5)R5pおよび(+0.5)R4n+(+1)R5p+(+0.5)R6nに基づいてCFMデータが生成される。

【0057】前記DSC17は、前記CFMデータに基づいてCFM画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記CFM画像データに基づいてCFM画像を画面上に表示する。

【0058】上記第2の実施形態に係る超音波診断装置によれば、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、4発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出特性を向上することが出来る。

【0059】- 第3の実施形態 -

図4は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断装

置を示す構成図である。この超音波診断装置300は、超音波探触子1と、送信部2と、受信部3と、制御部34と、直交検波部10と、メモリ11i, 11qと、加算器6i, 6qと、切換スイッチ7i, 7qと、Bモード処理部38と、係数乗算加算器12i, 12qと、自己相関器15と、演算部16と、DSC17と、CRT18とを具備して構成されている。

【0060】この超音波診断装置300において、超音波探触子1と、送信部2と、受信部3と、直交検波部10と、メモリ11i, 11qと、係数乗算加算器12i, 12qと、自己相関器15と、演算部16の動作は、上記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100の各構成要素の動作と同じである。

【0061】一方、前記切換スイッチ7i, 7qが図4で破線の位置にある時、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nのIデータおよびQデータが次々に前記Bモード処理部38に入力される。そこで、前記Bモード処理部38は、図2の(c)に示すように、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nのそれぞれに基づく通常のBモードデータを出力する。

【0062】前記DSC17は、前記受信エコー信号R1p, R2n, R3p, R4nのそれぞれに基づく通常のBモードデータのうちの一つまたは全体を平均したデータに基づいてBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記Bモード画像データに基づいてBモード画像を画面上に表示する。

【0063】前記加算器6i, 6qは、前記メモリ11i, 11qに格納された最新の受信エコー信号とその直後の受信エコー信号とを加算し、その和すなわちR1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nを出力する。この加算器6i, 6qでの加算において、加算する受信エコー信号に対応する超音波パルスの極性は互いに反転しているので、加算する受信エコー信号の基本波成分には180°の位相差が生じている。ただし、2次高調波成分に関しては、原理上、位相差が生じない。したがって、加算により基本波成分が除去され、2次高調波成分のみが抽出されることになる。前記切換スイッチ7i, 7qが図4で実線の位置にある時、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nが次々に前記Bモード処理部38に入力される。そこで、前記Bモード処理部38は、図2の(d)に示すように、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nのそれぞれに基づくハーモニックBモードデータを出力する。

【0064】前記DSC17は、前記和R1p+R2n, R2n+R3p, R3p+R4nのそれぞれに基づくハーモニックBモードデータのうちの一つまたは全体を平均したデータに基づいてハーモニックBモード画像データを生成し、前記CRT18へ渡す。前記CRT18は、前記ハーモニックBモード画像データに基づいてハーモニックBモード画像を画面上に表示する。

【0065】上記第3の実施形態に係る超音波診断装置300によっても、上記第1の実施形態に係る超音波診断装置100と同じ効果が得られる。

【0066】なお、上記第3の実施形態に係る超音波診断装置300においても、上記第2の実施形態に係る超音波診断装置と等価な動作が可能であり、同じ効果が得られる。

【0067】- 他の実施形態 -

パワーレベルに対して閾値処理を施すことで、反射が強く且つ比較的動きの遅い部位（例えば心筋組織）の速度をカラーに反映したTDI画像を生成し、CFM画像に代えて又は加えて、表示してもよい。また、係数乗算加算器12i、12qの出力は、3次のFIR型MTIフィルタと等価なフィルタリングを経たものなので、これからパワーを求めてPDI画像を生成してもよい。

【0068】

【発明の効果】本発明の超音波画像表示方法および超音波診断装置によれば、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方で同一の受信エコー信号を共用することが可能となり、Bモード画像を高フレームレートで表示することが出来る。また、4発または6発の超音波パルスからCFMデータを生成するので、高度なMTIフィルタを構成でき、CFM画像の低速描出特性を向上することが出来る。すなわち、リアルタイム性に優れたハーモニックBモード画像と低速描出特性に優れたCFM画像とを同時に表示することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置を示す構成図である。

【図2】第1の実施形態に係る超音波パルス信号、受信エコー信号、Bモードデータ、ハーモニックBモードデータ、CFMデータを示すタイミング図である。

【図3】第2の実施形態に係る超音波パルス信号、受信エコー信号、Bモードデータ、ハーモニックBモードデータ、CFMデータを示すタイミング図である。

【図4】第3の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図5】従来の超音波診断装置の一例を示す構成図である。

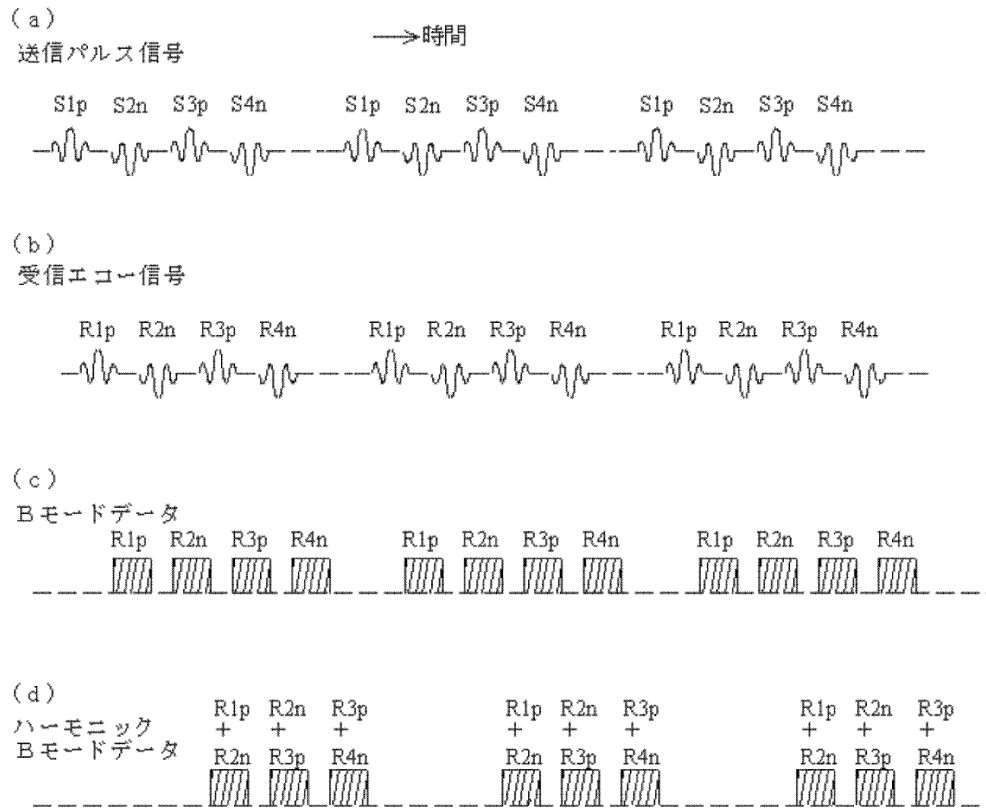
【図6】従来の超音波診断装置における超音波パルス、受信エコー信号、ハーモニックBモードデータ、CFMデータを示すタイミング図である。

【符号の説明】

100, 300	超音波診断装置
1	超音波探触子
2	送信部
3	受信部
4, 34	制御部
5, 11i, 11q	メモリ
6, 6i, 6q	加算器
7, 7i, 7q	切換スイッチ
8, 38	Bモード処理部
10	直交検波部
12i, 12q	係数乗算加算器
15	自己相関器
16	演算部
17	DSC
18	CRT

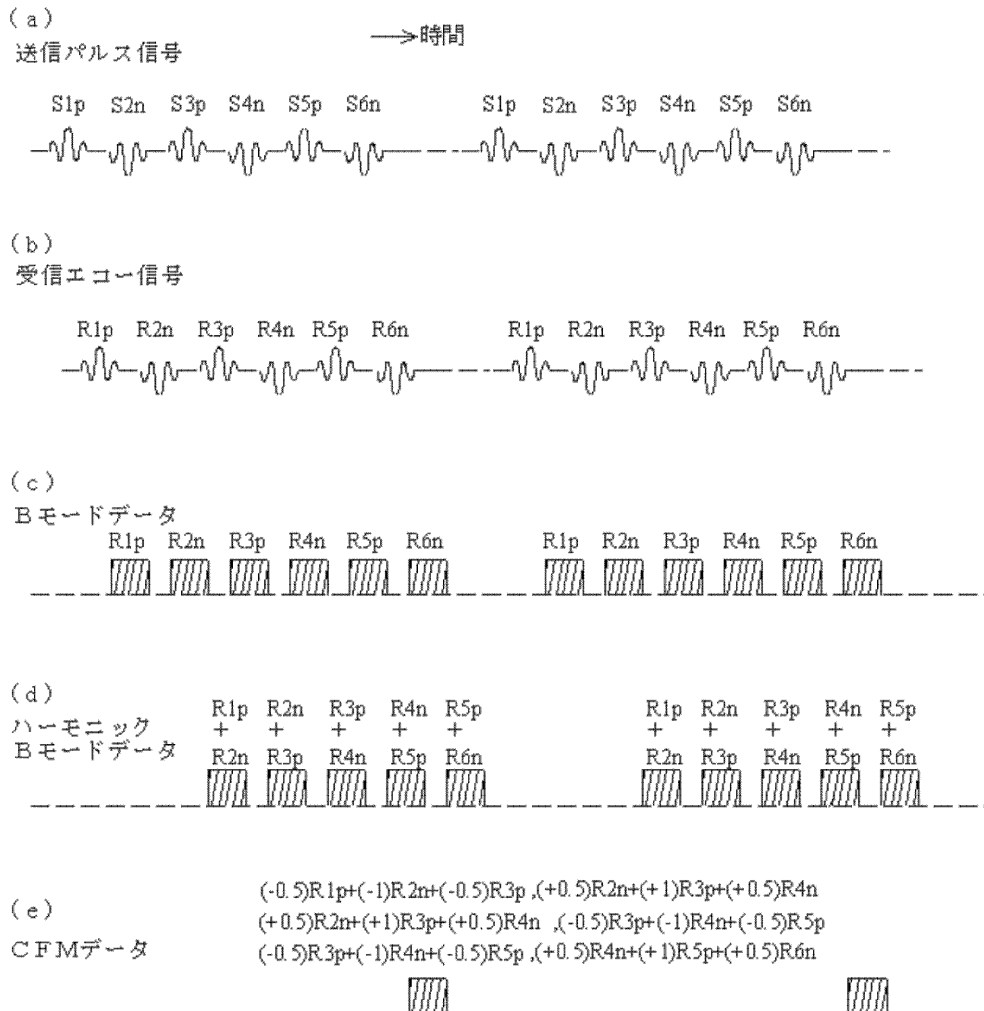
【図2】

(図2)



【図3】

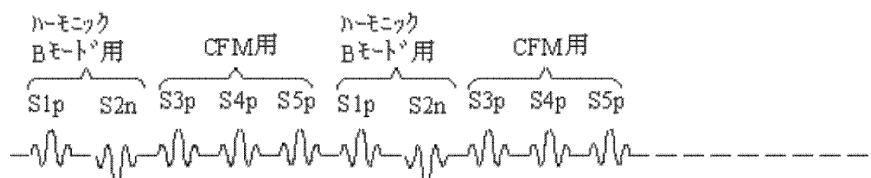
(図3)



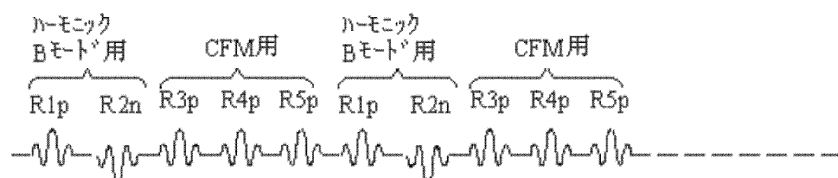
【図6】

(図6)

(a)
超音波パルス信号



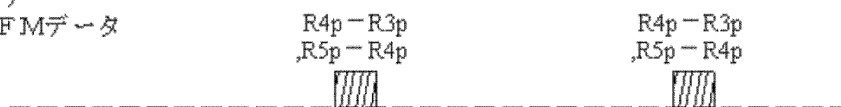
(b)
受信エコー信号



(c)
ハーモニク
Bモードデータ



(d)
CFMデータ



フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 陽一
東京都日野市旭ヶ丘4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 CC02 DD04 EE07 HH01 HH02
JB29 JB36 KK22

专利名称(译)	超声波图像显示方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2002143158A	公开(公告)日	2002-05-21
申请号	JP2000329967	申请日	2000-10-30
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	鈴木陽一		
发明人	鈴木 陽一		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52038 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD04 4C301/EE07 4C301/HH01 4C301/HH02 4C301/JB29 4C301/JB36 4C301/KK22 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：要以高帧频显示谐波B模式图像，并同时显示CFM图像以改善其低速渲染特性。 解决方案：将极性交替反转的四个超声脉冲S1p至S4n作为一组发送到对象，接收相应的超声回波以生成接收回波信号R1p至R4n，并改变极性。基于对应于两个反相超声脉冲的一对接收回波信号之和，生成谐波B模式数据。另一方面，从每个接收到的回波信号中提取多普勒分量，并且对与第一至第三超声脉冲相对应的多普勒分量之和进行加权，并且计算与第二至第四超声脉冲相对应的总和多普勒分量。基于加权和生成CFM数据。[效果]可以同时显示具有出色实时特性的谐波B模式图像和具有出色低速渲染特性的CFM图像。

