

(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2001 - 299765

(P2001 - 299765A)

(43)公開日 平成13年10月30日(2001.10.30)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	ターコード (参考)
A 6 1 B 8/14		A 6 1 B 8/14	4 C 3 0 1
	8/06	8/06	
	8/08	8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11数)

(21)出願番号 特願2000 - 385243(P2000 - 385243)

(22)出願日 平成12年12月19日(2000.12.19)

(31)優先権主張番号 特願2000 - 39867(P2000 - 39867)

(32)優先日 平成12年2月17日(2000.2.17)

(33)優先権主張国 日本(JP)

(71)出願人 000121936
 ジーイー横河メディカルシステム株式会社
 東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 鈴木 陽一
 東京都日野市旭が丘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

F ターム (参考) 4C301 CC02 DD02 EE10 EE20 HH01
 HH17 HH54 JB28 JB29 JB38
 KK02 KK11 KK22 LL04

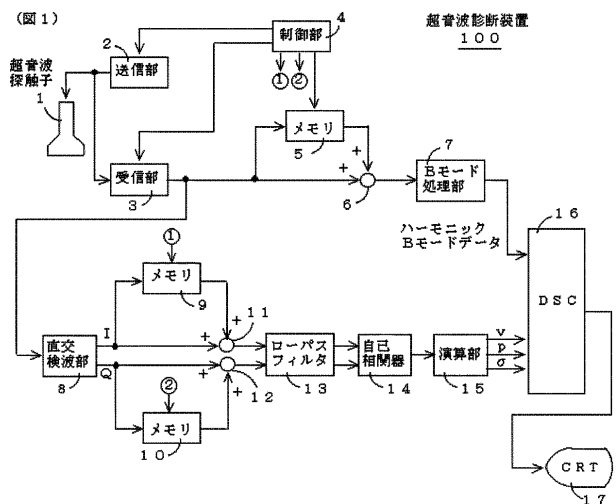
(54)【発明の名称】 超音波画像表示方法および超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 ハーモニックBモード画像とCFM画像 / TDI画像を高フレームレートで同時に表示する。

【解決手段】 超音波探触子1および送信部2で正負正の超音波パルスの組を被検体内へ送信し、超音波探触子1および受信部3で超音波エコーを受信して受信エコー信号の組を出力し、加算器6で正負の受信エコー信号の対を加算し、Bモード処理部7でハーモニックBモードデータを生成する。直交検波部8でドプラ信号のIデータおよびQデータを抽出し、加算器11で正負のIデータの対を加算し、加算器12で正負のQデータの対を加算し、ローパスフィルタ13と自己相関器14と演算部15とDSC16でCFMデータを生成する。

【効果】 リアルタイム性に優れたBモード画像とCFM画像 / TDI画像を同時に表示できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 極性が交互に反転した3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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3】 極性が交互に反転した3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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4】 極性が交互に反転した3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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モード画像とCFM(Color Flow Mapping)画像を高フレームレートで同時に表示でき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4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の一例を示す構成図である。この超音波診断装置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7と、直交検波部8と、メモリ9,10と、減算器52,52と、自己相関器14と、演算部15と、DSC(Digital Scan Converter)16と、CRT(Cathode Ray Tube)17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5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S1₊とS2₋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S3₊,S4₊,S5₊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S6₊とS7₋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S8₊,S9₊,S10₊を送信し、というように、正負の超音波パルスの対と

正正正の超音波パルスの組を交互に送信する。

【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を送信する、というように、正負の超音波パルスの対と正正正の超音波パルスの組が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と正正正の超音波パルスの組を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。例えば、ハーモニックBモード画像の複数枚の生成毎に、CFM画像が1枚生成される。

【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、図5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対 R_{1+} , R_{2-} および受信エコー信号の組 R_{3+} , R_{4-} , R_{5+} を順に出力する。

【0009】前記メモリ5は、 $\{5n+1\}$ ($n=0, 1, \dots$)番目の前記受信エコー信号すなわち R_{1+} , R_{6+} , ...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と、その直後に送られた $\{5n+2\}$ 番目の前記受信エコー信号すなわち R_{2-} , R_{7-} , ...とを加算し、前記Bモード処理部7へ渡す。なお、対となる超音波パルスの極性は互いに反転しているため、対となる受信エコー信号においても基本波成分に 170° 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、前記加算により、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。前記Bモード処理部7は、図5の(c)に示すように、前記加算器6の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータすなわち $B(R_{1+}+R_{2-})$, $B(R_{6+}+R_{7-})$, ...を生成する。

【0010】前記直交検波部8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9および前記減算器51へ渡し、前記Qデータを前記メモリ10および前記減算器52へ渡す。前記メモリ9は、 $\{5n+3\}$ 番目と $\{5n+4\}$ 番目の前記受信エコー信号すなわち R_{3+} と R_{4-} , R_{8+} と R_{9-} , ...のIデータを順に格納する。前記メモリ9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51は、前記メモリ9に格納された受信エコー信号のIデータをその直後に送られた受信エコー信号のIデータから減算し、前記自己相関器14へ渡す。前記メモリ10は、 $\{5n+3\}$ 番目と $\{5n+4\}$ 番目の前記受信エコー信号すなわち R_{3+} と R_{4-} , R_{8+} と R_{9-} , ...のQデータを順に格納する。前記メモリ10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52は、前記メモリ10に格納された受信エコー信号のQデータをその直後に送られた受信エコー信号のQデータから減算し、前記自己相関器14へ渡す。なお、減算する時に対となる超音波パルスの極性は同じなので、対となる受信エコー信号に位相差が生じない。したがって、前記減算により、対となる超音波パルスの送信間隔の時間内に移動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。

【0011】前記自己相関器14は、前記受信エコー信号 R_{3+} , R_{4-} の差と前記受信エコー信号 R_{4-} , R_{5-} 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15は、CFMデータ（流れの速度 v , パワーレベル p , 分散 σ)を算出する。すなわち、図5の(d)に示すように、差 $(R_{4-}-R_{3+})$ および差 $(R_{5-}-R_{4-})$ に基づいてCFMデータが生成される。前記DSC16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CRT17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CRT17へ渡す。前記CRT17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。

【0012】

【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、先に図5を参照して説明したように、正負の超音波パルスの対でハーモニックBモードデータを生成し、正正正の超音波パルスの組でCFMデータを生成するので、ハーモニックBモード画像とCFM画像を表示する際のフレームレートがいずれも低くなってしま10う問題点がある。そこで、本発明の目的は、ハーモニックBモード画像とCFM画像をいずれも高フレームレートで表示でき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。

【0013】

【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3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20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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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330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に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、3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組に基づいて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。

【0014】第2の観点では、本発明は、極性が交互に40反転した3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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50

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3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に基づいてハーモニックBモードデータを生成し、3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組に基づいて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。

【0015】第3の観点では、本発明は、極性が交互に反転した3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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3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。

【0016】第4の観点では、本発明は、極性が交互に反転した3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番目と2番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を加算した和と2番目と3番目の超音波パルスに対応するドブラ成分を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4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。

【0017】

【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。

【0018】実施形態について詳細に説明する前に、本発明の基本原理解について概説する。正の超音波パルス $S_+(t)$ を送信し、送信間隔 T だけ経過してから負の超音波パルス $S_-(t - T)$ を送信する（これら2発の超音波パルスが対をなす）。そして、正の受信エコー信号 $R_+(t)$ と、負の受信エコー信号 $R_-(t - T)$ を取得する。前記正の受信エコー信号 $R_+(t)$ を一時的に格納しておき、

$$Out = R_+(t) + R_-(t - T) \dots (1)$$

を算出し、その算出結果に基づいてハーモニックBモードデータを生成する。ところで、前記負の受信エコー信号 $R_-(t - T)$ に関しては、1発目と2発目の超音波パルスの極性が反転している関係から、基本波成分につ

$$R_-(t - T) = -R_+(t - T)$$

が等価的に成り立つ。したがって、上記(1)式は、次式と等価である。

$$Out = R_+(t) - R_+(t - T) \dots (2)$$

上記(2)式は、MTIフィルタの基本演算である(図4の超音波診断装置500にかかるメモリ9、10および減算器51、52による演算と同じである)。すなわち、ハーモニックBモードデータを生成するための上記(1)式の演算により、MTIフィルタの機能をも実現でき、CFMデータを生成することが可能となる。なお、受信エコー信号から抽出されたドプラ信号成分を処理して、ハーモニックBモードデータやCFMデータを生成する場合にも、上記原理を適用し得る。

【0019】 - 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、Bモード処理部7と、直交検波部8と、メモリ9、10と、加算器11、12と、ローパスフィルタ13と、自己相関器14と、演算部15と、DSC16と、CRT17とを具備して構成されている。

【0020】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音線方向に正負正の超音波パルスの組 S_1, S_2, S_3 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音線方向に正負正の超音波パルスの組 S_4, S_5, S_6 を送信する、というよう

に、正負正の超音波パルスの組を被検体内へ送信する。

【0021】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の対に対応する超音波エコーを受信する。そして、図2の(b)に示すように、受信エコー信号の組 R_1, R_2, R_3 を出力し、次に受信エコー信号の組 R_4, R_5, R_6 の組を出力し、というように、正負正の受信エコー信号の組を順に出力する。

【0022】前記メモリ5は、 $\{3n + 1\}$ ($n = 0, 1, \dots$) 番目の前記受信エコー信号すなわち R_1, R_4, R_7, \dots を格納する。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、その直後に送られた受信エコー信号すなわち R_2, R_5, R_8, \dots とを加算し、前記Bモード処理部7へ渡す。前記Bモード処理部7は、図2の(c)に示すように、前記加算器6の出力信号に基づいてハーモニックBモードデータすなわち $B(R_1 + R_2), B(R_4 + R_5), B(R_7 + R_8), \dots$ を生成する。

【0023】前記直交検波部8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9および前記加算器11へ渡し、前記Qデータを前記メモリ10および前記加算器12へ渡す。前記メモリ9は、 $\{3n + 1\}$ 番目と $\{3n + 2\}$ 番目の前記受信エコー信号すなわち $R_1, R_2, R_4, R_5, R_7, R_8, \dots$ に対応するIデータを格納する。前記メモリ9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11は、前記メモリ9に格納されたIデータと、その直後に送られたIデータとを加算し、前記ローパスフィルタ13へ送る。

【0024】前記メモリ10は、 $\{3n + 1\}$ 番目と $\{3n + 2\}$ 番目の前記受信エコー信号すなわち $R_1, R_2, R_4, R_5, R_7, R_8, \dots$ に対応するQデータを格納する。前記メモリ10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12は、前記メモリ10に格納されたQデータと、その直後に送られたQデータとを加算し、前記ローパスフィルタ13へ送る。

【0025】前記ローパスフィルタ13は、前記IデータおよびQデータから高調波成分を除去し、基本波成分のみを通過させる。前記自己相関器14は、前記受信エコー信号 R_1, R_2 の和と前記受信エコー信号 R_2, R_3 の和を用いた自己相関演算、受信エコー信号 R_4, R_5 の和と前記受信エコー信号 R_5, R_6 の和を用いた自己相関演算、...により次々に平均周波数等を算出する。前記演算部15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2の(d)に示すように、和 $(R_1 + R_2)$ および和 $(R_2 + R_3)$ に基づいてCFMデー

10

20

30

40

50

タが生成され、和 $(R4_{\downarrow} + R5_{\downarrow})$ および和 $(R5_{\downarrow} + R6_{\downarrow})$ に基づいて次のCFMデータが生成され、というようにCFMデータが繰り返し生成される。前記DSC16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CRT17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CRT17へ渡す。前記CRT17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。

【0026】以上の超音波診断装置100によれば、正負の超音波パルスの対 $S1_{\downarrow}$ 、 $S2_{\downarrow}$ 、 $S3_{\downarrow}$ 、...に基づく受信エコー信号の組 $R1_{\downarrow}$ 、 $R2_{\downarrow}$ 、 $R3_{\downarrow}$ 、...から、ハーモニックBモードデータとCFMデータの両方を生成することが可能となり、ハーモニックBモード画像とCFM画像とをいずれも高フレームレートで同時に表示することが出来る。

【0027】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音線でハーモニックBモード画像を生成し、第4、第8、第12、...、第124、第128音線でCFM画像を生成するようにしてもよい。また、第1～第128音線でハーモニックBモード画像を生成し、関心領域を含む複数の音線群でCFM画像を生成するようにしてもよい。

【0028】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、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枚生成するようにしてもよい。

【0029】- 第2の実施形態 -

図3は、本発明の第2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200は、超音波探触子1と、送信部2と、受信部3と、制御部24と、直交検波部8と、メモリ9、10と、加算器11、12と、Bモード処理部27と、ローパスフィルタ13と、自己相関器14と、演算部15と、DSC16と、CRT17とを具備して構成されている。

【0030】この超音波診断装置200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8と、メモリ9、10と、加算器11、12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。したがって、前記加算器11は、前記メモリ9に格納された $\{3n+1\}$ 番目の受信エコー信号に対応するIデータと、その直後に送られた $\{3n+2\}$ 番目の受信エコー信号に対応するIデータとを加算し、出力する。また、前記メモリ9に格納された $\{3n+2\}$ 番目の受信エコー信号に対応するIデータと、その直後に送られた $\{3n+3\}$ 番目の受信エコー信号に対応するIデータとを加算し、出力する。また、前記メモリ10に格納された $\{3n+1\}$ 番目の受信エコー信号に対応するQデータと、その直後に送られた $\{3n+2\}$ 番目の受信エコー信号に対応するQデータとを加算し、出力する。また、前記メモリ10に格納された $\{3n+2\}$ 番目の受信エコー信号に対応するQデータと、その直後に送られた $\{3n+3\}$ 番目の受信エコー信号に対応するQデータとを加算し、出力する。前記Bモード処理部27は、前記加算器11、12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。前記ローパスフィルタ13と、前記自己相関器14と、前記演算部15と、前記DSC16と、前記CRT17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。

【0031】以上の超音波診断装置200によれば、Iデータの対を加算器11で加算した信号と、Qデータの対を加算器12で加算した信号を、Bモード処理部27で処理してハーモニックBモードデータを生成するので、上記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100のメモリ5および加算器6(図1参照)を省略することが可能となり、構成を簡単にする事が出来る。

【0032】- 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(例えば筋肉組織)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。

【0033】

【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、極性が交互に反転する3発の超音波パルスの組を送信して得た受信エコー信号の組を用いてハーモニックBモードデータとCFMデータの両方を生成するので、リアルタイム性に優れたBモード画像とCFM画像を同時に表示することが可能となり、血流の状態や心筋組織の動きをいっそう正確に把握できるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図1】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。

【図2】図1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。

【図3】本発明の第2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4】従来の超音波診断装置の一例を示す構成図である。

【図5】図4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。

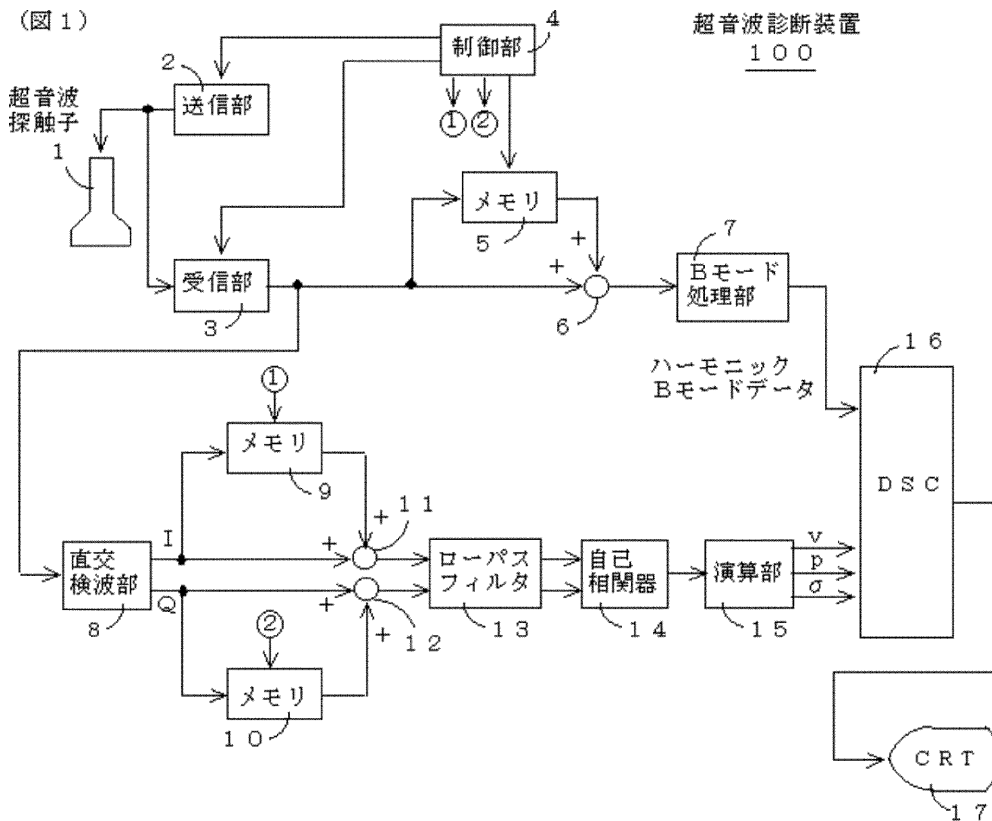
【符号の説明】

- 100, 200 超音波診断装置
- 1 超音波探触子
- 2 送信部
- 3 受信部
- 4, 24 制御部
- 5, 9, 10 メモリ
- 6, 11, 12 加算器

- 7, 27 Bモード処理部
- 8 直交検波部
- 13 ローパスフィルタ
- 14 自己相関器
- 15 演算部
- 16 DSC
- 17 CRT

- Bモード処理部
- 直交検波部
- ローパスフィルタ
- 自己相関器
- 演算部
- DSC
- CRT

【図1】

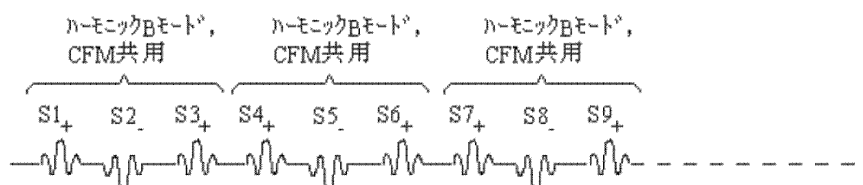


【図2】

(図2)

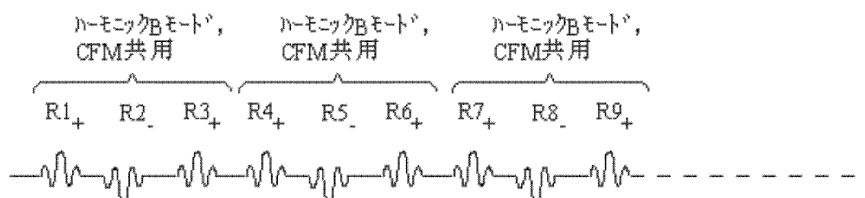
(a)

超音波パルス



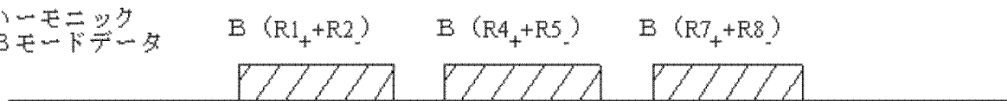
(b)

受信エコー信号



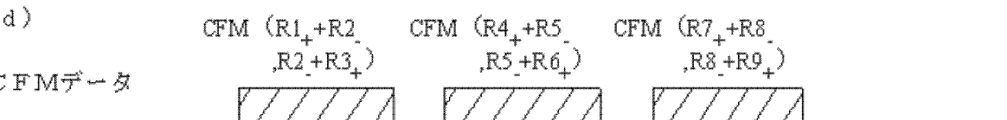
(c)

ハーモニク
Bモードデータ



(d)

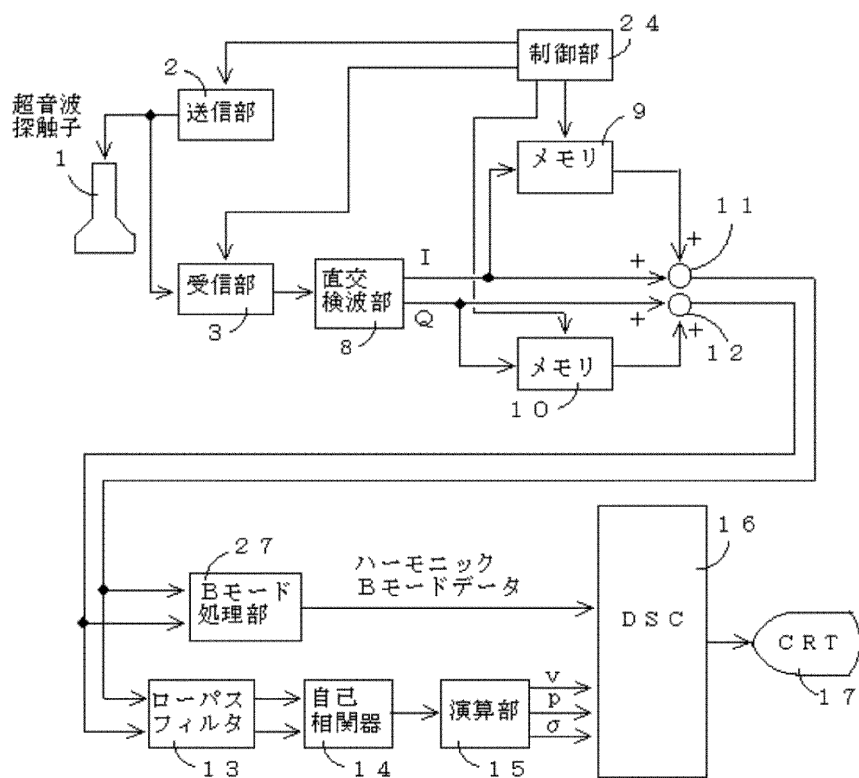
CFMデータ



【図3】

(図3)

超音波診断装置
200



【図5】

(図5)

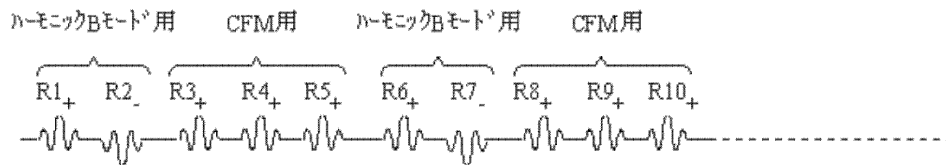
(a)

超音波パルス



(b)

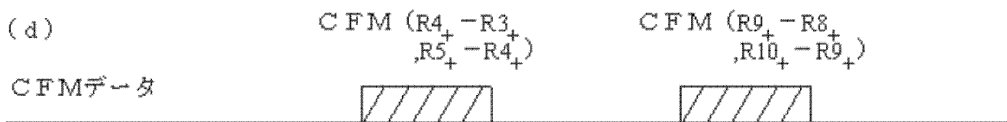
受信エコー信号



(c)



(d)



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	JP2001299765A	公开(公告)日	2001-10-30
申请号	JP2000385243	申请日	2000-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	鈴木陽一		
发明人	鈴木 陽一		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/EE10 4C301/EE20 4C301/HH01 4C301/HH17 4C301/HH54 4C301/ JB28 4C301/ JB29 4C301/ JB38 4C301/ KK02 4C301/ KK11 4C301/ KK22 4C301/ LL04 4C601/ DE01 4C601/ DE04 4C601/ DE08 4C601/ DE09 4C601/ EE07 4C601/ EE08 4C601/ EE30 4C601/ HH04 4C601/ HH14 4C601/ JB21 4C601/ JB23 4C601/ JB24 4C601/ JB28 4C601/ JB31 4C601/ JB34 4C601/ JB41 4C601/ JB43 4C601/ JB45 4C601/ JB55 4C601/ KK02 4C601/ KK12 4C601/ KK18 4C601/ KK19 4C601/ KK23 4C601/ LL01 4C601/ LL02		
优先权	2000039867 2000-02-17 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：以高帧频同时显示谐波B模式图像和CFM图像/ TDI图像。
 解决方案：超声探头1和发射单元2将一组正和负的正超声脉冲发射到对象中，超声探头1和接收单元3接收和接收超声回波。输出一对回波信号，通过加法器6将一对正接收负波回波信号相加，并且B模式处理单元7生成谐波B模式数据。正交检测单元8提取多普勒信号的I数据和Q数据，加法器11将正和负I数据对相加，加法器12将正和负Q数据对相加，低通滤波器13和自身 CFM数据由相关器14，计算单元15和DSC 16生成。
 [效果]可以同时显示具有出色实时特性的B模式图像和CFM图像/ TDI图像。

