

(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2003 - 180689

(P2003 - 180689A)

(43)公開日 平成15年7月2日(2003.7.2)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

ターム(参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2001 - 383420(P2001 - 383420)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(22)出願日 平成13年12月17日(2001.12.17)

(72)発明者 岩澤 宏

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

Fターム(参考) 4C301 BB03 BB30 DD01 EE20 JB29

JB38

4C601 BB05 BB09 BB12 BB14 BB24

DD03 EE30 JB28 JB31 JB34

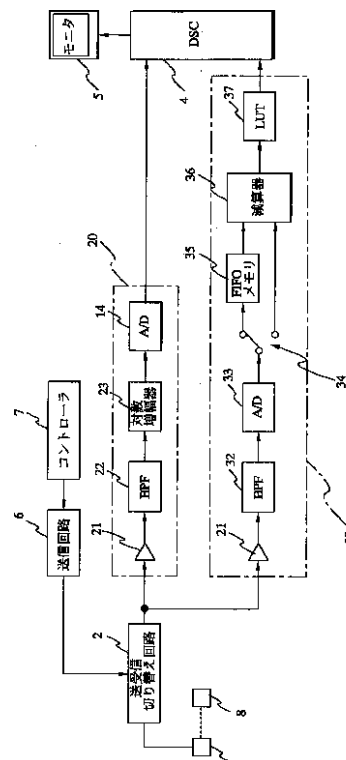
JB45

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 メカニカルスキャン方式において、簡単な構成で血流等の動きを表示する。

【解決手段】 コントローラ7から制御されて送信回路6にて出力される送信信号が、送受信切替え回路2を介して超音波振動子1に印加されて生体内部へ放射する。生体内部から反射してきたエコーは再び超音波振動子1で受信され、受信信号として送受信切替え回路2を介してBモード画像用受信信号処理回路20と動き検知用受信信号処理回路30それぞれで信号処理される。Bモード画像用受信信号処理回路20と動き検知用受信信号処理回路30それぞれの出力データはDSC4にて座標変換されると同時に重ねてたイメージとして表示装置5にて表示される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 メカニカルスキャン方式の超音波診断装置において、

対象部位からの受信信号を基にBモード画像を構築するBモード画像構築手段と、

前記Bモード画像構築手段に比べて通過帯域特性が狭帯域であり、同一方向へ2回送受信して得られる受信信号同士の差を算出すると共に、出力データを前記Bモード画像に重ねた画像を生成する算出手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 前記Bモード画像構築手段は、同一方向へ2回送受信して得られる受波信号の加算平均値を用いることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】 前記差を算出する前記算出手段の出力結果を、前記加算平均を算出する前記Bモード画像構築手段の出力結果に対して異なる色で重ねて画像化する画像化手段を備えたことを特徴とする請求項1に超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は医療診断に用いる超音波断層像を得るための超音波診断装置、特にメカニカルスキャン方式の超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】以下、図6及び図7に基づいて従来例を説明する。図6において超音波振動子101は送信回路106により励振され、生体内へ超音波パルスを放射後、反射されて戻ってきた超音波エコー信号を受けて電気信号に変換するためのものである。超音波振動子101はエンコーダからの情報をもとに制御回路107によりコントロールされるモータ108により機械的に回転する。

【0003】図7は超音波振動子101とその具体的な回転機構の説明図である。超音波振動子101は、モータ108の回転がシャフト109を介して機械的に伝達されてメカニカルに回転し、超音波ビーム111を360°方向に送受波することで、ラジアル画像を構築するための受信信号を得る。こうして得られた受信エコー信号は受信回路103で対数増幅等の処理を経て、DSC(デジタルスキャンコンバータ)104で座標変換され、表示装置105にて表示可能な二次元画像信号として読み出される。ここで符号102は送受信切替回路である。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】電子スキャン方式では血流からの反射エコーのドップラ効果による周波数シフトを、自己相関法によって検出することが一般的に行われているが、振動子の向きを機械的に動かしながらスキャンするメカニカルスキャン方式においては、フレームレート低下が避けられないため、同様の方法をとること

ができなかった。

【0005】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、メカニカルスキャン方式において、簡単な構成で血流等の動きを表示することのできる超音波診断装置を提供することを目的としている。

【0006】また、本発明の他の目的は、上記血流等の動きと重ねて表示するBモード画像のノイズを低減することのできる超音波診断装置を提供することである。

【0007】また、本発明のさらなる他の目的は、Bモード画像と重ねて表示する動物物の認識を容易にすることのできる超音波診断装置を提供することである。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波診断装置は、メカニカルスキャン方式の超音波診断装置において、対象部位からの受信信号を基にBモード画像を構築するBモード画像構築手段と、前記Bモード画像構築手段に比べて通過帯域特性が狭帯域であり同一方向へ2回送受信して得られる受信信号同士の差を算出すると共に出力データを前記Bモード画像に重ねた画像を生成する算出手段とを備えて構成される。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0010】図1ないし図3は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は超音波診断装置の構成を示す構成図、図2は図1の超音波診断装置の作用を説明するタイミングチャート、図3は図1の超音波診断装置による表示画像例を示す図である。

【0011】図1において、符号1は超音波振動子であり、モータ8と機械的に連結されている。コントローラ7から制御されて送信回路6にて出力される送信信号が、送受信切替回路2を介して超音波振動子1に印加されて生体内部へ放射する。生体内部から反射してきたエコーは再び超音波振動子1で受信され、受信信号として送受信切替回路2を介してBモード画像用受信信号処理回路20と動き検知用受信信号処理回路30それぞれで信号処理される。Bモード画像用受信信号処理回路20と動き検知用受信信号処理回路30それぞれの出力データはDSC(デジタルスキャンコンバータ)4にて座標変換されると同時に重ねたイメージとして表示装置5にて表示される。

【0012】Bモード画像用受信信号処理回路20は増幅器21、BPF22、対数増幅器23、A/Dコンバータ24で構成される。BPF22は最終的に良好な分解能を得るために、超音波振動子1の帯域に合せて通過帯域を設定してあり、また、対数増幅器23の出力信号は既にエンベロープ検波された状態となっている。本構成により、通常のBモード画像を得るための受信信号がDSC4へ入力される。

【0013】一方、動き検知用受信信号処理回路30は

増幅器 3 1、B P F 3 2、A / D コンバータ 3 3、信号切替え回路 3 4、F I F O (ファースト・イン・ファースト・アウト) メモリ 3 5、減算器 3 6、L U T (ルック・アップ・テーブル) 3 7 で構成される。

【0014】ここで B P F 3 2 は、分解能を犠牲にしてノイズを低減するために、B P F 2 2 に比べて通過帯域を狭く設定している。これによって、微弱な血流からのエコー信号を視覚化するのに有利になるが、周波数成分を強制的に捨てることになるので、当然時間軸上の波形エンベロープは間延びして歪む。しかし、生体構造に 10 関する詳細表示は前記 B モード画像用受信信号処理回路 2 0 側が受け持つため、最終的な画像表示上、B P F 3 2 での波形エンベロープの多少の間延びは問題にはならない。

【0015】受信信号は A / D コンバータ 3 3 にてデジタル信号に変換され、信号切替え回路 3 4 を介して F I F O メモリ 3 5 にていったん保持される。これは、同一方向に 2 回送受信を行い、その受信信号同士の差分を得るためであり、次の受信期間に得られる受信信号とタイミングを合わせて減算器 3 6 に入力され、その差分信号 20 が L U T 3 7 に入力される。L U T 3 7 には対数変換するためのテーブルが格納されており、最終的に十分な階調を持って表示できるようにするためのものである。

【0016】以上の構成により、生体組織等のように瞬間的にほとんど止まっているとみなせるものに関しては、そのエコー信号がキャンセルされ、最終的に血流等の動いているものからのエコー成分のみが十分に増幅された信号として D S C 4 に入力される。

【0017】図 2 は上記の動作を便宜的にあらわしたタイミングチャートである。図 2 (a) は送信タイミング 30 であり、図 2 (b) はモータの制御タイミングである。ここでは、図 2 (b) はモータ 8 がステップ駆動されていることを意味する。即ち、モータ 8 は図 2 (b) が H i g h のときに所定の角度だけ回転されるように制御され、L o w の期間では停止している。

【0018】従って、受信期間 (1) と (1) '、(2) と (2) '、(3) と (3) ' ... で得られる受信信号は、それぞれ同一方向からのものであり、動き検知用受信信号処理回路 3 0 の出力信号が純粹に血流等の動きに起因するものになることを助けている。 40

【0019】また、上記モータ 8 はステップ駆動としたが、送信間隔の差を無視できる程度の回転速度であれば一定速度回転でもよい。

【0020】図 3 に示すラジアル画像 4 0 は最終的に得られる画像表示例である。符号 4 2 は超音波振動子 1 の回転中心、符号 4 3 は体腔内の臓器表面構造を表わすエコー表示であり、構造物として血管 4 1、4 4 が見えている。ここでは血管 4 1、4 4 内を流れる血球の動きに起因するエコーが (斜線で示す部分に) 表示され、膿胞 4 5 と視覚的に区別できる。

【0021】図 4 及び図 5 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 4 は超音波診断装置の構成を示す構成図、図 5 は図 4 の超音波診断装置による表示画像例を示す図である。

【0022】第 2 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0023】第 2 の実施の形態の特徴的な部分は、図 4 に示すように、増幅器 5 0、L P F 5 1、A / D コンバータ 5 2、デジタルフィルタ 5 3、5 4、信号切替え回路 5 5、5 6、F I F O 5 7、5 8、加算器 5 9、減算器 6 0 で構成されている。

【0024】増幅器 5 0 は遠方からのエコーも最適に増幅できるように、エコーの反射距離に合せてダイナミックに増幅度を変化させられる線形増幅器であり、ここで増幅された受信信号は L P F 5 1 で次段の A / D コンバータ 5 2 でエイリアシングが発生しない程度に高周波成分を低減される。A / D コンバータ 5 2 でデジタル信号に変換されたあと、B P F 特性をもつデジタルフィルタ 5 3 および 5 4 を通過するが、デジタルフィルタ 5 3 は受信期間中に高域成分が減衰する受信信号に合せてダイナミックに通過帯域を変化させることで、S / N の良好な B モード画像を構築するものである。また、デジタルフィルタ 5 4 は図 4 の F I F O 5 8 と同様に狭帯域な B P F 特性に設定される。

【0025】本実施の形態では第 1 の実施の形態と同様に F I F O 5 8 を用いて、同一方向へ 2 回受信した受信信号同士の差分を減算器 6 0 にて出力する。また同時に加算平均を得るために F I F O 5 7 を用いて同一方向へ 2 回受信した受信信号を加算器 5 9 にて加算している。上記加算結果と減算結果は最終的に十分な階調性をもって表示するために D S C 4 内で対数変換されたのち、座標変換されて重ねたイメージで表示装置 5 に表示される。

【0026】こうして B モード画像は加算平均効果によりノイズの低減された画像が得られ、これと重ねたイメージで出力される血球等の動くものからのエコーの認識性を高めている。更に認識性を上げるためには、減算器出力結果を加算器出力結果とは別の色で表示することも有効である。

【0027】図 5 に示すラジアル画像 7 0 は本実施形態における画像表示例である。符号 7 1 は超音波振動子 1 の回転中心、符号 7 3 は体腔内の臓器表面構造を表わすエコー表示であり、構造物として血管 7 4 が見えている。ここでは R O I (関心領域) 7 2 を設定し、この範囲に関してのみ同一方向に対する 2 回送受信を行うことにしている。R O I 7 2 以外の部分に関しては通常どおりに 1 回ごとに送受信方向を更新していくことで、フレームレートの低下を最小限に抑えている。

50 【0028】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、メカニカルスキャン方式において、簡単な構成で血流等の動きを表示することができるという効果がある。

【0029】また、血流等の動きと重ねて表示するBモード画像のノイズを低減することができるという効果がある。

【0030】さらに、Bモード画像と重ねて表示する動体物の認識を容易にするができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図

【図2】図1の超音波診断装置の作用を説明するタイミングチャート

【図3】図1の超音波診断装置による表示画像例を示す図

【図4】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図

【図5】図4の超音波診断装置による表示画像例を示す図

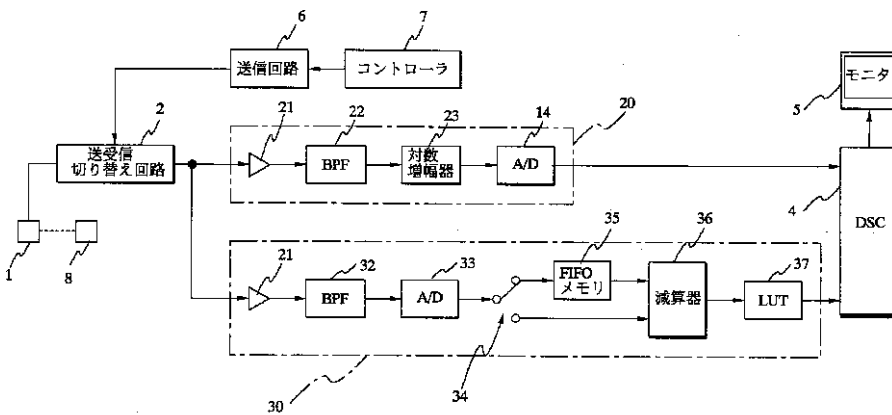
【図6】従来の超音波診断装置の構成を示す構成図 *20

*【図7】図6の超音波振動子とその具体的な回転機構の説明図

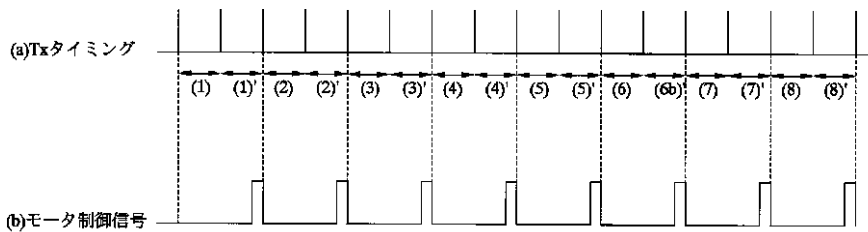
【符号の説明】

- 1...超音波振動子
- 2...送受信切替え回路
- 4...DSC
- 5...表示装置
- 6...送信回路
- 7...コントローラ
- 8...モータ
- 20...Bモード画像用受信信号処理回路
- 21, 31...増幅器
- 22, 32...BPF
- 23...対数増幅器
- 24, 33...A/Dコンバータ
- 30...動き検知用受信信号処理回路
- 35...FIFOメモリ
- 36...減算器
- 37...LUT

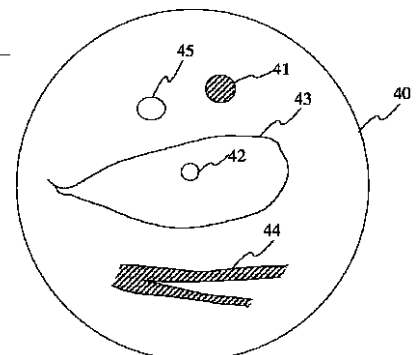
【図1】



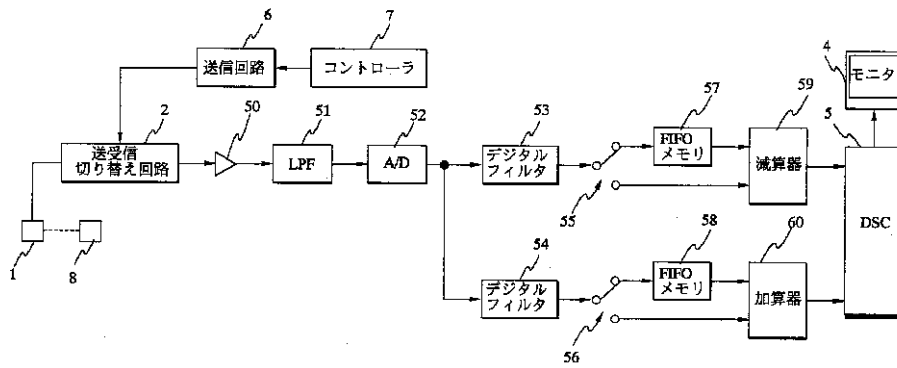
【図2】



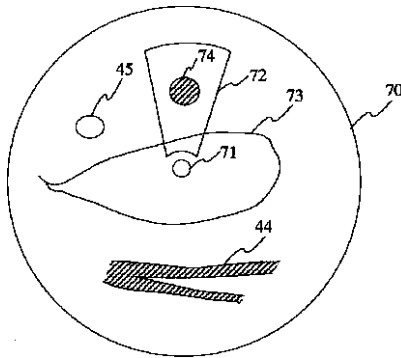
【図3】



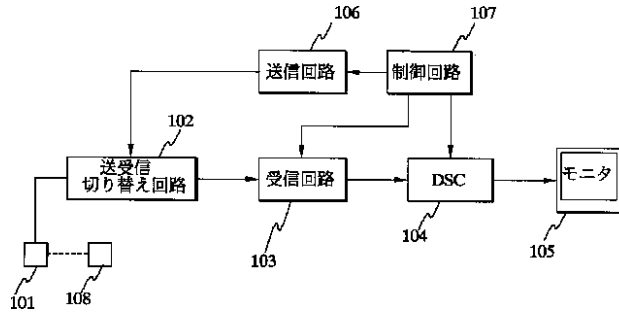
【図4】



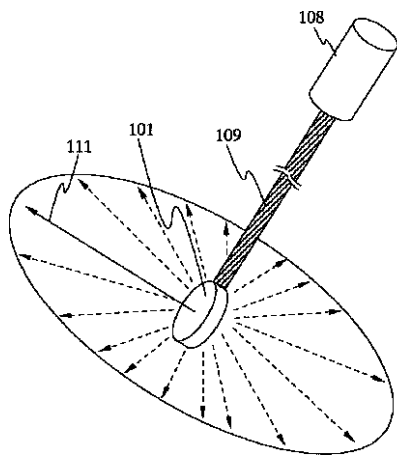
【図5】



【図6】



【図7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003180689A	公开(公告)日	2003-07-02
申请号	JP2001383420	申请日	2001-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
[标]发明人	岩澤宏		
发明人	岩澤 宏		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/BB03 4C301/BB30 4C301/DD01 4C301/EE20 4C301/JB29 4C301/JB38 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD03 4C601/EE30 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB45		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在机械扫描方法中以简单的配置显示血流等的运动。由控制器7控制并由发送电路6输出的发送信号经由发送/接收切换电路2被施加到超声换能器1，并被辐射到生物体内。从生物体内反射的回波再次由超声换能器1接收，并分别由B模式图像接收信号处理电路20和运动检测接收信号处理电路30通过发送/接收切换电路2作为接收信号进行处理。有待完成。B模式图像接收信号处理电路20和运动检测接收信号处理电路30的输出数据由DSC 4进行坐标转换，并且同时作为叠加图像显示在显示装置5上。

