

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4757093号
(P4757093)

(45) 発行日 平成23年8月24日(2011.8.24)

(24) 登録日 平成23年6月10日(2011.6.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 2 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2006-142868 (P2006-142868)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成18年5月23日(2006.5.23)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2007-312839 (P2007-312839A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成19年12月6日(2007.12.6)	(74) 代理人	100096091
審査請求日	平成21年3月6日(2009.3.6)		弁理士 井上 誠一
		(72) 発明者	七尾 洋章
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	麻殖生 健二
			東京都杉並区宮前2-17-18
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内に超音波を送受信する超音波振動子を備える超音波探触子と、前記超音波振動子からの受信信号の振幅を補正する振幅補正回路と、前記振幅が補正された受信信号に基づいて超音波像を構成する画像処理部と、前記超音波像を表示する画像表示部と、を備える超音波診断装置であって、

前記振幅補正回路は、前記超音波振動子毎に設けられ入力側及び出力側を結ぶ信号線と、正電位制御電圧を印加する正電位制御電源と、負電位制御電圧を印加する負電位制御電源と、前記信号線と前記正電位制御電源との間に接続される第1のダイオードと、前記信号線と前記負電位制御電源との間に接続される第2のダイオードと、を具備し、

前記第1のダイオードと前記第2のダイオードとの接続点は前記正電位制御電圧と前記負電位制御電圧との中間電位に保持されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記正電位制御電圧を正負反転処理することにより前記負電位制御電圧を生成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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関する。詳細には、受信信号の振幅補正を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子が有する複数の超音波振動子から被検体の内部に超音波を送信して反射エコーを受信信号として受信する。超音波診断装置は、超音波の送信及び受信を交互に行う。超音波診断装置は、各受信期間において順次、浅い組織からの受信信号～深い組織からの受信信号を受信する。従って、受信信号は、時間的に順次大きな信号から小さな信号へと変化する。

【0003】

受信開始から一定時間の受信信号は、浅い組織からの受信信号であり振幅が大きい。この受信信号が増幅器に入力すると、増幅器が飽和状態となり当該増幅器からの出力波形は変形され位相が変更されたものとなる。この出力波形がA/D変換器に入力すると、デジタルビームフォーマ部での正確な整相加算処理を行うことができず、正確な画像情報が得られない。

10

【0004】

そこで、PIN(p-intrinsic-n Diode)ダイオードを用いた振幅補正回路を備える超音波診断装置が提案されている(例えば、[特許文献1]参照。)

【0005】

【特許文献1】特開平5-15528号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0006】

しかしながら、従来のPINダイオードを用いた振幅補正回路では、大振幅信号入力時において振幅の正負対称性が失われ、振幅補正回路を通過した受信信号の2次高調波歪特性が悪化するという問題点がある。

さらに、受信開始から一定時間の受信信号は、振幅が大きいのでPINダイオードを用いた振幅補正回路を通過すると、2次高調波が増大し受信信号が歪んでしまうという問題点がある。

【0007】

また、超音波診断装置において超音波探触子から送信された基本波を受信処理することにより画像情報を形成する方式に加え、被検体から反射される2次高調波エコーを受信処理することにより画像情報を形成する方式において、2次高調波歪特性の悪化が超音波画質劣化を引き起こすという問題点がある。

30

【0008】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、大振幅信号入力時においても2次高調波歪特性を向上させて正確な画像情報を形成することを可能とする超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前述した目的を達成するために本発明は、被検体内に超音波を送受信する超音波振動子を備える超音波探触子と、前記超音波振動子からの受信信号の振幅を補正する振幅補正回路と、前記振幅が補正された受信信号に基づいて超音波像を構成する画像処理部と、前記超音波像を表示する画像表示部と、を備える超音波診断装置であって、前記振幅補正回路は、前記超音波振動子毎に設けられ入力側及び出力側を結ぶ信号線と、正電位制御電圧を印加する正電位制御電源との間に接続される第1のダイオードと、前記信号線と前記負電位制御電源との間に接続される第2のダイオードと、を具備し、前記第1のダイオードと前記第2のダイオードとの接続点は前記正電位制御電圧と前記負電位制御電圧との中点電位に保持されることを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0010】

本発明の超音波診断装置が備える振幅補正回路は、入力側の送受分離回路と出力側の増

50

幅器群のプリアンプとを結ぶ信号線と、正負電位制御電源との間に抵抗を介して2つのダイオードが接続されて構成される。一方のダイオードは、カソード側が信号線に接続されアノード側が正電位制御電源に接続される。他方のダイオードは、アノード側が信号線に接続されカソード側が負電位制御電源に接続される。

【0011】

正電位制御電圧と正負反転処理を施した負電位制御電圧を印加することにより、2つのダイオードの接続点は常に正電位制御電圧と負電位制御電圧の中間電位（直流0V電位）に保持される。

【0012】

これにより、大振幅受信信号入力時においても常に受信信号振幅の対称性が維持され、良好な2次高調波歪特性を実現することができる。波形変形がなく2次高調波歪特性が良好な受信信号を画像処理することにより、超音波画像の画質を向上させることができる。

10

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、大振幅信号入力時においても2次高調波歪特性を向上させて正確な画像情報を形成することを可能とする超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、以下の説明及び添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

20

【0015】

(1. 第1の実施の形態)

最初に、図1を参照しながら、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置100について説明する。

【0016】

(1-1. 超音波診断装置100の構成)

図1は、超音波診断装置100の構成図である。

超音波診断装置100は、超音波探触子1、高圧スイッチ群2、送受分離回路3、送信回路4、振幅補正回路5、増幅器群6、A/D変換器7、デジタルビームフォーマ8、ラインメモリ9、フレームメモリ10、D/A変換器11、表示装置12、制御回路13から構成される。超音波探触子1は、複数の超音波振動子1A～超音波振動子1Nを有する。

30

【0017】

超音波診断装置100は、制御回路13から制御信号を送り、送信回路4から送受分離回路3及び高圧スイッチ群2を介して超音波探触子1の超音波振動子1A～超音波振動子1Nに高電圧交流信号を印加し、被検体内に超音波信号を照射する。超音波診断装置100は、超音波探触子1の超音波振動子1A～超音波振動子1Nにより被検体内で反射された超音波信号を受信し、送受分離回路3を介して振幅補正回路5に入力する。

【0018】

超音波診断装置100は、振幅補正回路5により受信信号の振幅補正を行い、増幅器群6により増幅し、A/D変換器7によりデジタル化してデジタルビームフォーマ8に入力する。超音波診断装置100は、デジタルビームフォーマ8によりデジタル信号処理を行う。超音波診断装置100は、制御回路13から制御信号を送り、デジタル信号を一旦ラインメモリ9に格納し、順次フレームメモリ10に送る。超音波診断装置100は、D/A変換器11によりフレームメモリ10のデジタル信号をアナログ化し、CRT(Cathode Ray Tube)等の表示装置12に超音波画像を表示する。

40

【0019】

(1-2. 振幅補正回路5の構成)

図2は、振幅補正回路5の回路構成図である。図2の振幅補正回路5は、超音波振動子

50

1 A ~ 超音波振動子 1 N 毎に設けられる。

【 0 0 2 0 】

送受分離回路 4 とプリアンプ 6 1 の入力端子との間には、コンデンサ 5 0 及びコンデンサ 5 8 が直列に接続される。プリアンプ 6 1 は、増幅器群 6 を構成する 1 つの増幅器であり、超音波振動子 1 A ~ 超音波振動子 1 N 毎に設けられる。コンデンサ 5 0 及びコンデンサ 5 8 は、送受分離回路 4 から入力される受信信号の直流成分を遮断するコンデンサである。

【 0 0 2 1 】

コンデンサ 5 0 とコンデンサ 5 8 との接続点には、ダイオード 5 3 のカソード及びダイオード 5 4 のアノードが接続される。

ダイオード 5 3 のアノードには、抵抗 5 1 とコンデンサ 5 2 とが接続される。抵抗 5 1 は、制御回路 1 3 に接続される。抵抗 5 1 は、正電位制御電圧印加用の抵抗である。制御回路 1 3 からの正電位制御電圧は、抵抗 5 1 を介してダイオード 5 3 に印加される。

ダイオード 5 4 のカソードには、抵抗 5 6 とコンデンサ 5 7 とが接続される。抵抗 5 6 は、信号反転回路 5 9 を介して制御回路 1 3 に接続される。抵抗 5 6 は、負電位制御電圧印加用の抵抗である。制御回路 1 3 からの正電位制御電圧は、信号反転回路 5 9 により正負反転されて負電位制御電圧となる。この負電位制御電圧は、抵抗 5 6 を介してダイオード 5 4 に印加される。

【 0 0 2 2 】

ダイオード 5 3 及びダイオード 5 4 は、流れる電流によって抵抗が変化する特性を有する。正負電位制御電圧が平衡していれば、コンデンサ 5 0 及びコンデンサ 5 8 との接続点の電位は、制御電圧の影響を全く受けず常にほぼ中点電位（直流 0 V 電位）に保たれる。

【 0 0 2 3 】

（ 1 - 3 . 制御回路 1 3 の制御電圧 ）

次に、図 3 を参照しながら制御回路 1 3 から送出される制御信号及び制御電圧について説明する。

図 3 は、制御回路 1 3 から送出される制御信号及び制御電圧のタイミングチャートを示す。

図 3 (a) は、制御回路 1 3 から送信回路 4 へ出力される制御信号波形 3 0 1 を示す。図 3 (b) は、制御回路 1 3 から振幅補正回路 5 へ出力される制御電圧波形 3 0 2 [V c o n t] を示す。図 3 (c) は、信号反転回路 5 9 から出力される制御電圧波形 3 0 3 [- V c o n t] を示す。

【 0 0 2 4 】

制御電圧波形 3 0 3 は、制御電圧波形 3 0 2 が信号反転回路 5 9 により正負反転された信号波形となる。制御電圧波形 3 0 2 及び制御電圧波形 3 0 3 は、制御信号波形 3 0 1 に同期して出力される。

【 0 0 2 5 】

周期 3 0 4 [T] は、超音波送信の繰り返し周期を示す。送信期間 3 0 5 は、制御信号波形 3 0 1 がハイレベルである期間である。送信期間 3 0 5 では超音波振動子 1 A ~ 超音波振動子 1 N が駆動されて超音波が送出される。受信期間 3 0 6 は、超音波振動子 1 A ~ 超音波振動子 1 N が反射エコーを受信可能な期間である。

尚、図 3 に示す制御電圧波形 3 0 2 は、受信期間 3 0 6 において、所定電圧から徐々に低電圧となる信号波形である。

【 0 0 2 6 】

（ 1 - 4 . 振幅補正回路 5 の動作 ）

次に、振幅補正回路 5 の動作について説明する。以下、図 3 に示す制御信号及び制御電圧を制御回路 1 3 が出力する場合について説明する。

【 0 0 2 7 】

受信期間 3 0 6 の間、図 3 (b) の制御電圧波形 3 0 2 が示すように、制御回路 1 3 からの正電位制御電圧は、絶対値が徐々に小さくなり、抵抗 5 1 を介してダイオード 5 3 に

10

20

30

40

50

印加される。そして、ダイオード53の抵抗値は小さい値から高い値に徐々に変化する。

受信期間306の間、図3(c)の制御電圧波形303が示すように、制御回路13からの正電位制御電圧が信号反転回路59によって正負反転されて負電位制御電圧となる。この負電位制御電圧は、絶対値が徐々に小さくなり、抵抗56を介してダイオード54に印加される。そして、ダイオード54の抵抗値は小さい値から高い値に徐々に変化する。

【0028】

受信期間306の初期付近における受信信号は、超音波探触子1に近接する浅い組織から信号であり振幅が大きい信号である。しかしながら、超音波探触子1の信号源抵抗と、抵抗値が小さい状態のダイオード53あるいはダイオード54とによって分圧され、受信信号の振幅が小さくなってプリアンプ61に入力される。

10

【0029】

受信期間306の終期付近における受信信号は、超音波探触子1から遠ざかる深い組織からの信号であり振幅が小さい信号である。そして、ダイオード53及び54は、抵抗値が大きい状態であるので、受信信号は、信号値がほぼ変化することなくプリアンプ61に入力される。

【0030】

また、ダイオード53に印加される制御電圧とダイオード54に印加される制御電圧は、信号反転回路59により正負平衡している。従って、ダイオード53及びダイオード54の接続点の電位は、ほぼ直流0V電位に保たれ、受信信号の対称性が維持される。

【0031】

以上の過程を経て、超音波診断装置100は、少なくとも受信開始から一定期間受信信号を小さくして信号値を一定値とし、受信信号の対称性を維持する。

20

【0032】

(1-5.効果)

このように、第1の実施の形態では、超音波診断装置100は、超音波探触子の信号源抵抗と受信信号の振幅に応じて抵抗値が変化するダイオードとにより分圧することにより、受信信号の振幅を組織の深さに関係なく常時ほぼ一定値としてプリアンプに入力することができる。

また、超音波診断装置100は、ダイオードに印加する制御電圧を信号反転回路を用いて正負平衡させることにより、受信信号の振幅の対称性を維持することができる。

30

すなわち、超音波診断装置100は、いかなる制御電圧下においても、上記受信信号の振幅の一定値についてプリアンプを飽和させない値に設定することにより、受信信号の波形変形を防止すると共に、2次高調波歪特性を向上させることができる。

【0033】

また、超音波診断装置100は、波形変形がなく2次高調波歪特性が良好な受信信号をA/D変換器7に入力しデジタルビームフォーマ8を経て画像処理を行うことができるので、超音波画像の画質を向上させることができる。

すなわち、超音波探触子から送信される基本波を受信処理することにより画像情報を形成する方式に加え、被検体から反射される2次高調波エコーを受信処理することにより、画像情報を形成する方式において正確な画像情報を形成することができる。

40

【0034】

(2.第2の実施の形態)

次に、図4を参照しながら、第2の実施の形態について説明する。

上述の第1の実施の形態は、受信期間において振幅補正回路に送る制御電圧を徐々に小さくすることにより、振幅補正回路からの受信信号出力を順次小さくするように構成したものである。しかしながら、このような構成に限定されない。例えば、受信開始から一定時間のみにおいて受信信号出力を小さくするようにしても、第1の実施の形態と同様の効果を奏する。

【0035】

図4は、制御回路13から送出される制御電圧のタイミングチャートを示す。

50

図4(a)は、図3(a)と同様のものである。図4(b)は、制御回路13から振幅補正回路5へ出力される制御電圧波形311[Vcont]を示す。図4(c)は、信号反転回路59から出力される制御電圧波形312[-Vcont]を示す。

【0036】

制御電圧波形312は、制御電圧波形311が信号反転回路59により正負反転された信号波形となる。制御電圧波形311及び制御電圧波形312は、制御信号波形301に同期して出力される。

尚、図3の制御電圧波形302と異なり、図4に示す制御電圧波形312は、受信初期期間313[t]のみ、他の期間より大きい所定の電圧とする信号波形である。

【0037】

このように、第2の実施の形態では、第1の実施の形態と同様に、少なくとも受信開始から一定期間受信信号の信号値を小さくし、正負制御電圧を平衡させることにより信号波形の対称性を維持し、2次高調波歪特性の悪化を防止することができる。

また、第2の実施の形態では、制御電圧を受信開始から一定期間のみ他の期間より大きい所定の電圧とするので、第1の実施の形態の場合と比較して電圧制御が容易である。

【0038】

(3. 正負電位制御電源)

正負電位制御電源については、信号反転回路を用いて実現するものとして説明したがこれに限られない。制御電圧値の正負が反対で大きさが同一の2つの制御電源を別個に設けるようにしてもよい。

【0039】

(4. その他)

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】超音波診断装置100の構成図

【図2】振幅補正回路5の回路構成図

【図3】制御回路13から送出される制御信号及び制御電圧のタイミングチャート(第1の実施の形態)

【図4】制御回路13から送出される制御信号及び制御電圧のタイミングチャート(第2の実施の形態)

【符号の説明】

【0041】

- 100 超音波診断装置
- 1 超音波探触子
- 2 高圧スイッチ群
- 3 送受分離回路
- 4 送信回路
- 5 振幅補正回路
- 6 増幅器群
- 7 A/D変換器
- 8 デジタルビームフォーマ
- 9 ラインメモリ
- 10 フレームメモリ
- 11 D/A変換器
- 12 表示装置
- 13 制御回路

10

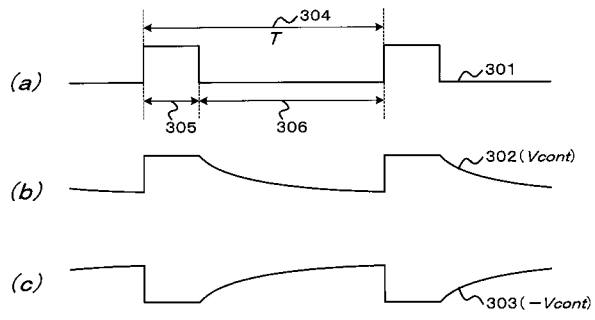
20

30

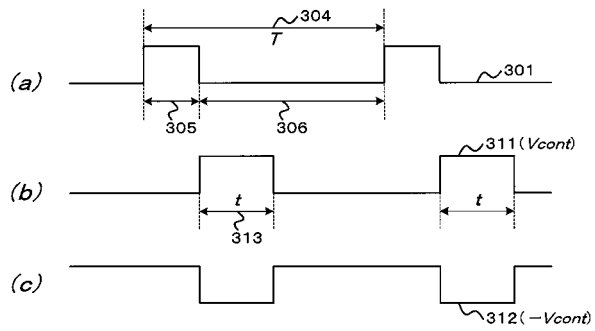
40

50

【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭57 - 170235 (J P , A)
特開平5 - 15528 (J P , A)
特開平6 - 154210 (J P , A)
特開2004 - 208918 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4757093B2	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	JP2006142868	申请日	2006-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	七尾洋章 麻殖生健二		
发明人	七尾 洋章 麻殖生 健二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB11 4C601/JB51		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP2007312839A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波检查仪，即使在输入大幅度信号时，也可以通过改善二次谐波失真特性来生成准确的图像信息。解决方案：幅度校正电路5具有二极管53，二极管54以及正和负电位控制电源。二极管53和二极管54连接在连接发送和接收分离电路4的信号线和放大器6的前置放大器61，以及正和负电位控制电源之间。二极管53的阴极侧连接到信号线，阳极侧连接到正电位控制电源。二极管54的阳极侧连接到信号线，阴极侧连接到负电位控制电源。由信号反转电路59正反正电位控制电压和负电位控制电压的施加总是有助于在两个二极管53和54之间保持中点电位（直流电压0V）之间的接触。正电位电压和负电位控制电压。

