

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6226726号
(P6226726)

(45) 発行日 平成29年11月8日(2017.11.8)

(24) 登録日 平成29年10月20日(2017.10.20)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-253498 (P2013-253498)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年12月6日 (2013.12.6)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-109924 (P2015-109924A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成27年6月18日 (2015.6.18)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年10月7日 (2016.10.7)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	望月 史生
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	小笠原 達雄
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	中田 一人
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波送受信を行う複数個の振動素子を有した超音波プローブと、
前記振動素子に対してPW撮影モード及びCW撮影モードの駆動信号を供給する送信手段と、

前記振動素子から得られたPW撮影モードの受信信号を整相加算するPW受信手段及びCW撮影モードの受信信号を整相加算するCW受信手段を有する受信手段と、
整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データを表示する表示手段と、

前記撮影モードあるいはこれらの撮影モードに対応した各種検査モードの少なくとも何れかの更新に伴い、前記整相加算のために前記PW受信手段に設けられた複数チャンネルのA/D変換器に対する動作/非動作の切り替え制御を異なるタイミングで順次行なう動作切り替え制御手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記動作切り替え制御手段は、前記複数チャンネルのA/D変換器に対する動作/非動作の切り替え制御を、チャンネル単位で順次行なうことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記動作切り替え制御手段は、前記複数チャンネルのA/D変換器を複数のグループに

10

20

分割し、前記 A / D 変換器に対する動作 / 非動作の切り替え制御をグループ単位で順次行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記動作切り替え制御手段は、動作状態にある前記 A / D 変換器を非動作状態へ切り替える際にその電源部において発生するオーバーシュート電圧が所定の最大定格値より小さくなるように前記複数チャンネルの A / D 変換器を複数のグループに分割することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記動作切り替え制御手段は、非動作状態にある前記 A / D 変換器を動作状態へ切り替える際にその電源部において発生するアンダーシュート電圧が所定の最小定格値より大きくなるように前記複数チャンネルの A / D 変換器を複数のグループに分割することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記撮影モードあるいはこの撮影モードに対応した検査モードを更新するモード更新手段を備え、このモード更新手段によって撮影モードが P W 撮影モードから C W 撮影モードへ更新された場合、前記動作切り替え制御手段は、前記 P W 受信手段に設けられた複数チャンネルの A / D 変換器を動作状態から非動作状態へ順次切り替え、C W 撮影モードから P W 撮影モードへ更新された場合、前記複数チャンネルの A / D 変換器を非動作状態から動作状態へ順次切り替えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

20

前記 P W 受信手段は、前記 P W 撮影モードの B モード検査、M モード検査、カラードブラモード検査あるいは P W ドブラモード検査の少なくとも何れかにおいて得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算し、前記 C W 受信手段は、前記 C W 撮影モードの C W ドブラモード検査において得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体に対して超音波送受信を行う複数個の振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子に対して駆動信号を供給する送信手段と、前記振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する受信手段と、整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを表示する表示手段と、超音波送受信条件の変更を行なう送受信条件更新手段と、前記超音波送受信条件の更新に伴い、前記整相加算のために前記受信手段に設けられた複数チャンネルの A / D 変換器に対する動作 / 非動作の切り替え制御を異なるタイミングで順次行なう動作切り替え制御手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 9】

前記動作切り替え制御手段は、前記送受信条件更新手段によって更新された前記超音波送受信条件において不要となった複数チャンネルの A / D 変換器を非動作状態へ順次切り替え、新たに必要となった複数チャンネルの A / D 変換器を動作状態へ順次切り替えることを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

被検体に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置に対し、超音波プローブに設けられた複数個の振動素子に対して P W 撮影モード及び C W 撮影モードの駆動信号を供給する送信機能と、前記振動素子から得られた P W 撮影モードの受信信号を整相加算する P W 受信機能と、前記振動素子から得られた C W 撮影モードの受信信号を整相加算する C W 受信機能と、整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成機能と、前記画像データを表示する表示機能と、

50

前記撮影モードあるいはこれらの撮影モードに対応した各種検査モードの少なくとも何れかの更新に伴い、前記整相加算のために設けられた複数チャンネルのA/D変換器に対する動作/非動作の切り替え制御を異なるタイミングで順次行なう動作切り替え制御機能を実行させることを特徴とする制御プログラム。

【請求項11】

被検体に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて画像データを生成する超音波診断装置に対し、

超音波プローブに設けられた複数個の振動素子に対して駆動信号を供給する送信機能と、

前記振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する受信機能と、

整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成機能と、

前記画像データを表示する表示機能と、

超音波送受信条件の変更を行なう送受信条件更新機能と、

前記超音波送受信条件の更新に伴い、前記整相加算のために設けられた複数チャンネルのA/D変換器に対する動作/非動作の切り替え制御を異なるタイミングで順次行なう動作切り替え制御機能を実行させることを特徴とする制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、受信用振動素子から得られる複数チャンネルの受信信号をA/D変換する複数のA/D変換器を有した超音波診断装置及びこのA/D変換器における動作状態/非動作状態の切り替えを制御する制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルスや超音波連続波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により電気信号へ変換して被検体内の情報を非侵襲的に収集するものである。この超音波診断装置を用いた医療検査は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で各種の動画データやリアルタイム画像データを容易に収集

【0003】

生体内の組織あるいは血球からの反射波に基づいて被検体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法及び超音波ドプラ法の技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像データやカラードプラ画像データは、今日の医療診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

このような画像データの生成や表示を可能とする超音波診断装置は、通常、被検体に対して超音波送受信を行う複数個の振動素子を有した超音波プローブと、上述の振動素子に対して駆動信号を供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算（位相を合わせて加算合成）する送受信部と、整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成部と、得られた画像データを表示する表示部と、各種検査モードの選択や各種指示信号の入力を行う入力部等によって構成されている。

【0005】

一方、上述の検査モードとして、超音波パルスを用いたPW（Pulse Wave）撮影モードのBモード検査、Mモード検査、カラードプラモード検査、PWドプラモード検査や、超音波連続波を用いたCW（Continuous Wave）撮影モードのCWドプラモード検査等がある。

【0006】

そして、高性能化や小型化を目的としてデジタル化が進められている近年の超音波装置

10

20

30

40

50

では、超音波プローブに内蔵されている極めて多くの振動素子に対応した多くのチャンネル数を有する整相加算部をデジタル化する際、PW撮影モードの各検査に対応する整相加算部に比較的小さなビット数（例えば、数ビット～十数ビット）のデバイスを用いても目標性能を得ることが可能であるが、CW撮影モードのCWドプラモード検査に対応する整相加算部には、大振幅の送信用超音波連続波に混在した微小振幅の受信用超音波連続波を精度よく検出するために大きなビット数（即ち、広いダイナミックレンジ）を有したデバイスを用いる必要がある。このため、A/D変換器等によってデジタル化されたPW撮影モード専用の整相加算部とLC遅延線等のアナログデバイスを用いることにより広いダイナミックレンジを有したCW撮影モード専用の整相加算部を切り替えて用いる方法が提案されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平7-124161号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述のようにデジタル化されたPW撮影モード専用の整相加算部とアナログデバイスによって構成されるCW撮影モード専用の整相加算部を切り替えて用いることにより、整相加算部の多チャンネル化を低コストで実現することが可能となる。

20

【0009】

しかしながら、検査モードをPW撮影モードの検査からCW撮影モードの検査へ更新させる際に動作状態にあったPW撮影モード専用の整相加算部が備える複数チャンネルのA/D変換器を同時に非動作状態へ切り替えた場合、A/D変換器の電源部にオーバーシュート電圧が発生し、このオーバーシュート電圧が電源電圧の最大定格値を上回った場合A/D変換器は破壊される危険性を有していた。

【0010】

又、検査モードをCW撮影モードの検査からPW撮影モードの検査へ更新させる際に非動作状態にあった上述のA/D変換器を同時に動作状態へ切り替えた場合、A/D変換器の電源部にアンダーシュート電圧が発生し、このアンダーシュート電圧が電源電圧の最小定格値を下回った場合A/D変換器に誤動作が発生するという問題点を有していた。

30

【0011】

本開示は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波プローブに設けられた複数の受信用振動素子から得られる複数チャンネルの受信信号をA/D変換して所望の画像データを生成する際、撮影モードや検査モード等の更新に伴って不要となったA/D変換器あるいは新たに必要となったA/D変換器の動作/非動作切り替えタイミングを互い異なるように設定することにより、動作/非動作切り替え時にA/D変換器の電源電圧において発生するオーバーシュート電圧やアンダーシュート電圧を許容範囲内に抑えることが可能な超音波診断装置及び制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

40

【0012】

上記課題を解決するために、本開示の超音波診断装置は、被検体に対して超音波送受信を行う複数個の振動素子を有した超音波プローブと、前記振動素子に対してPW撮影モード及びCW撮影モードの駆動信号を供給する送信手段と、前記振動素子から得られたPW撮影モードの受信信号を整相加算するPW受信手段及びCW撮影モードの受信信号を整相加算するCW受信手段を有する受信手段と、整相加算後の受信信号に基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを表示する表示手段と、前記撮影モードあるいはこれらの撮影モードに対応した各種検査モードの少なくとも何れかの更新に伴い、前記整相加算のために前記PW受信手段に設けられた複数チャンネルのA/D変換器に対する動作/非動作の切り替え制御を異なるタイミングで順次行なう動作切り替え制御

50

手段とを備えたことを特徴としている。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本開示の実施形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本実施形態の超音波診断装置が備える送受信部の具体的な構成を示すブロック図

。

【図3】本実施形態の超音波診断装置が備える受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図4】複数チャンネルのA/D変換器を動作状態から非動作状態へ同時に切り替える従来の動作/非動作切り替え方法におけるA/D変換器の電源電圧波形を示す図。

10

【図5】複数チャンネルのA/D変換器を非動作状態から動作状態へ同時に切り替える従来の動作/非動作切り替え方法におけるA/D変換器の電源電圧波形を示す図。

【図6】本実施形態において動作状態にあった複数チャンネルのA/D変換器を所定の時間間隔で非動作状態へ順次切り替えた場合のA/D変換器の電源電圧波形を示す図。

【図7】本実施形態において非動作状態にあった複数チャンネルのA/D変換器を所定の時間間隔で動作状態へ順次切り替えた場合のA/D変換器の電源電圧波形を示す図。

【図8】本実施形態の第1の変形例において動作状態にあった複数チャンネルのA/D変換器をグループ単位で非動作状態へ順次切り替えた場合のA/D変換器の電源電圧波形を示す図。

【図9】本実施形態の第2の変形例において動作状態にあった複数チャンネルのA/D変換器をグループ単位で非動作状態へ順次切り替えた場合のA/D変換器の電源電圧波形を示す図。

20

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して本開示の実施形態を説明する。

【0015】

(実施形態)

本実施形態では、PW撮影モードの超音波検査からCW撮影モードの超音波検査への変更に伴って、PW撮影モード用の受信部に設けられた複数チャンネルのA/D変換器を動作状態から非動作状態へ切り替え、又、CW撮影モードの超音波検査からPW撮影モードの超音波検査への変更に伴って、上述のA/D変換器を非動作状態から動作状態へ切り替える際、A/D変換器の各々に対する動作/非動作の切り替えを所定の時間間隔で順次行うことにより、切り替え時に発生するオーバーシュート電圧やアンダーシュート電圧を許容範囲内に抑える。

30

【0016】

尚、以下の説明では、PW撮影モードのPWドプラモード検査からCW撮影モードのCWドプラモード検査への更新、あるいは、CW撮影モードのCWドプラモード検査からPW撮影モードのPWドプラモード検査への更新が行なわれる場合について述べるが、PW撮影モードの超音波検査はPWドプラモード検査に限定されるものではなく、例えば、Bモード検査、Mモード検査、カラードプラモード検査等であっても構わない。

40

【0017】

(装置の構成)

本開示の実施形態における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図7を用いて説明する。但し、図1は、当該超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2及び図3は、この超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。

【0018】

図1に示す本実施形態の超音波診断装置100は、被検体の診断対象部位を含む撮影領域に対し超音波パルスあるいは超音波連続波を送信超音波として放射し前記撮影領域から得られる超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)へ変換するN×個の振動素

50

子を有した超音波プローブ2と、前記撮影領域に対して送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ2が有する $N \times$ 個の振動素子の中から選択された N_t (N_{tc})個の送信用振動素子へ供給し、同様にして選択された N_r (N_{rc})個の受信用振動素子から得られる N_r (N_{rc})チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部3と、整相加算後の受信信号を処理して超音波データとしてのBモードデータ、Mモードデータ、カラードプラデータ、PWスペクトラムデータ及びCWスペクトラムデータを生成する受信信号処理部4と、超音波パルスあるいは超音波連続波を用いた撮影領域に対する超音波送受信(超音波走査)によって得られる上述の超音波データに基づいて各種の画像データを生成する画像データ生成部5と、得られた画像データを表示する表示部6を備えている。

【0019】

又、超音波診断装置100は、後述の受信部32に設けられた複数個からなるA/D変換器322の動作/非動作を切り替え制御する動作切り替え制御部7と、送受信部3に対する送信用振動素子及び受信用振動素子の選択制御や送信遅延時間及び受信遅延時間の制御を行う走査制御部8と、被検体情報の入力、撮影モード及び検査モードの選択及び更新、各種検査モードにおける超音波送受信条件の設定、各種コマンド信号の入力等を行う入力部9と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部10を備えている。

【0020】

尚、本実施形態における撮影モードとして超音波パルスを用いたPW撮影モードと超音波連続波を用いたCW撮影モードがあり、上述の N_t 及び N_r は、PW撮影モードにおいて使用される送信用振動素子数及び受信用振動素子数を示し、 N_{tc} 及び N_{rc} は、CW撮影モードにおいて使用される送信用振動素子数及び受信用振動素子数を示している。又、PW撮影モードの検査モードとして、例えば、Bモード検査、Mモード検査、カラードプラモード検査、PWドプラモード検査等があり、CW撮影モードの検査モードとして、CWドプラモード検査がある。

【0021】

以下では、本実施形態の超音波診断装置100が備えた上記ユニットの具体的な構成とその機能について更に詳しく説明する。

【0022】

図1の超音波プローブ2は、1次元あるいは2次元に配列された図示しない $N \times$ 個の振動素子をその先端部に有し、これら振動素子は、 $N \times$ チャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部3が備える後述の振動素子選択部33に接続されている。振動素子は電気音響変換素子であり、Bモード検査、Mモード検査、カラードプラモード検査及びPWドプラモード検査の送信時には電氣的な駆動信号を超音波パルスに変換し、CWドプラモード検査の送信時には電氣的な駆動信号を超音波連続波に変換する。一方、各々の検査モードにおける受信時には上述の送信超音波(超音波パルスあるいは超音波連続波)に基づいて被検体内から得られる受信超音波(超音波反射波)を電氣的な受信信号に変換する。

【0023】

尚、以下では、説明を簡単にするために、セクタ走査に対応した本実施形態の超音波プローブ2が有する $N \times$ 個の振動素子の中から選択された N_t 個の送信用振動素子及び N_r 個の受信用振動素子を用いて当該被検体に対するPW撮影モードの超音波走査を行い、 $N \times$ 個の振動素子の中から選択された N_{tc} 個の送信用振動素子及び N_{rc} 個の受信用振動素子を用いてCW撮影モードの超音波走査を行う場合について述べる。

【0024】

即ち、PW撮影モードでは、 $N \times$ 個の振動素子の中から送受信部3の振動素子選択部33によって選択された N_t 個の送信用振動素子が駆動されて送信超音波として超音波パルスが被検体内へ放射され、CW撮影モードでは、振動素子選択部33によって選択された N_{tc} 個の送信用振動素子が駆動されて送信超音波として超音波連続波が被検体内へ放射される。そして、超音波パルスの放射によって被検体内から得られる受信超音波は、同様にして選択された N_r 個の受信用振動素子によって受信され、超音波連続波の放射によって被検体内から得られる受信超音波は、 N_{rc} 個の受信用振動素子によって受信される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

次に、送受信部 3 は、図 2 に示すように超音波プローブ 2 に設けられた $N \times$ 個の振動素子の中から N_t (N_{tc}) 個の送信用振動素子と N_r (N_{rc}) 個の受信用振動素子を選択する振動素子選択部 3 3 と、当該被検体に対して送信超音波を放射するための駆動信号を上述の振動素子選択部 3 3 によって選択された N_t (N_{tc}) 個の送信用振動素子へ供給する送信部 3 1 と、同様にして選択された N_r (N_{rc}) の受信用振動素子から得られる N_r (N_{rc}) チャンネルの受信信号を整相加算（即ち、所定方向からの受信超音波に対応した受信信号を位相合わせして加算合成）する受信部 3 2 を備えている。

【 0 0 2 6 】

送信部 3 1 は、例えば、信号発生器 3 1 1、送信遅延回路 3 1 2 及び駆動回路 3 1 3 を備え、信号発生器 3 1 1 は、PW 撮影モードの送信超音波繰り返し周期を決定するレートパルス及び CW 撮影モードの連続波周波数を決定する CW 信号を出力する。

【 0 0 2 7 】

送信遅延回路 3 1 2 は、例えば、超音波プローブ 2 が内蔵する $N \times$ 個の振動素子の中から選択された N_t (N_{tc}) 個の送信用振動素子に対応する N_t (N_{tc}) チャンネルの独立な遅延回路を有し、走査制御部 8 の図示しない遅延時間制御部から供給される遅延時間制御信号に従って送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を集束するための集束用遅延時間と所定方向に対して前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間を信号発生器 3 1 1 から供給された上述のレートパルスや CW 信号に与える。

【 0 0 2 8 】

そして、駆動回路 3 1 3 は、PW 撮影モードにおいて振動素子選択部 3 3 が選択した N_t 個の送信用振動素子を駆動する N_t チャンネルの駆動用パルス（PW 撮影モードの駆動信号）を送信遅延回路 3 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて生成し、同様にして、CW 撮影モードにおいて振動素子選択部 3 3 が選択した N_{tc} 個の送信用振動素子を駆動する N_{tc} チャンネルの駆動用連続波（CW 撮影モードの駆動信号）を送信遅延回路 3 1 2 から供給された CW 信号に基づいて生成する。

【 0 0 2 9 】

次に、送受信部 3 の受信部 3 2 は、PW 撮影モードに対応した PW 受信部 3 2 p と CW 撮影モードに対応した CW 受信部 3 2 c を有し、PW 受信部 3 2 p は、振動素子選択部 3 3 により超音波プローブ 2 が内蔵する $N \times$ 個の振動素子の中から選択された N_r 個の受信用振動素子に対応する N_r チャンネルのプリアンプ 3 2 1、A/D 変換器 3 2 2 及び受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 を有している。

【 0 0 3 0 】

PW 受信部 3 2 p のプリアンプ 3 2 1 は、上述の受信用振動素子から供給された N_r チャンネルの受信信号を所定の増幅度で増幅し、A/D 変換器 3 2 2 は、プリアンプ 3 2 1 から出力された受信信号をアナログ/デジタル変換する。そして、受信遅延回路 3 2 3 は、走査制御部 8 の図示しない遅延時間制御部から供給される遅延時間制御信号に従って被検体内の所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と所定方向に対して強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 3 2 2 においてデジタル信号に変換された N_r チャンネルの受信信号に与え、加算器 3 2 4 は、受信遅延回路 3 2 3 において遅延時間設定された N_r チャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路 3 2 3 と加算器 3 2 4 により、PW 撮影モードの B モード、M モード、カラードブラモード及び PW ドブラモードの各検査モードにおいて所定方向から得られた受信超音波に対応する受信信号は整相加算（位相合わせして加算合成）される。

【 0 0 3 1 】

尚、上述の PW 受信部 3 2 p には、通常、受信用振動素子の素子数 N_r より大きなチャンネル数を有したプリアンプ、A/D 変換器及び受信遅延回路が予め備えられ、これらの中から振動素子選択部 3 3 によって選択された N_r 個の受信用振動素子に対応する N_r チャンネルのプリアンプ 3 2 1、A/D 変換器 3 2 2 及び受信遅延回路 3 2 3 が選択される。そして、選択された N_r チャンネルの A/D 変換器 3 2 2 に対する動作/非動作の切り

10

20

30

40

50

替えは動作切り替え制御部 7 から供給される切り替え制御信号に基づいて別途行なわれるが、その詳細な説明は後述する。

【 0 0 3 2 】

一方、受信部 3 2 の CW 受信部 3 2 c は、CW 撮影モードにおいて振動素子選択部 3 3 が選択した $N r c$ 個の受信用振動素子に対応する $N r c$ チャンネルのプリアンプ 3 2 5 及び受信遅延回路 3 2 6 と加算器 3 2 7 と A / D 変換器 3 2 8 を有している。

【 0 0 3 3 】

プリアンプ 3 2 5 は、上述の受信用振動素子から供給された $N r c$ チャンネルの受信信号を所定の増幅度で増幅し、アナログ遅延線等によって構成される受信遅延回路 3 2 6 は、走査制御部 8 の遅延時間制御部から供給される遅延時間制御信号に従って上述の集束用遅延時間及び偏向用遅延時間をプリアンプ 3 2 5 から出力された $N r c$ チャンネルの受信信号に与える。そして、加算器 3 2 7 は、受信遅延回路 3 2 6 において遅延時間設定された $N r c$ チャンネルの受信信号を整相加算し、A / D 変換器 3 2 8 は、整相加算された受信信号を A / D 変換する。

【 0 0 3 4 】

尚、上述の CW 受信部 3 2 c も PW 受信部 3 2 p と同様に、受信用振動素子の素子数 $N r c$ より大きなチャンネル数を有したプリアンプ及び受信遅延回路が予め備えられ、これらの中から振動素子選択部 3 3 によって選択された $N r c$ 個の受信用振動素子に対応する $N r c$ チャンネルのプリアンプ 3 2 5 及び受信遅延回路 3 2 6 が選択される。

【 0 0 3 5 】

次に、送受信部 3 の振動素子選択部 3 3 は、既に述べたように走査制御部 8 が備える図示しない素子選択制御部から供給される素子選択制御信号に基づき、PW 撮影モードの送信時には、超音波プローブ 2 に備えられた $N x$ 個の振動素子の中から $N t$ 個の送信用振動素子を選択し、CW 撮影モードの送信時には、 $N t c$ 個の送信用振動素子を選択する。又、PW 撮影モードの受信時には、上記 $N x$ 個の振動素子の中から $N r$ 個の受信用振動素子を選択し、CW 撮影モードの受信時には、 $N r c$ 個の受信用振動素子を選択する。

【 0 0 3 6 】

そして、PW 撮影モードにおいて送信部 3 1 の駆動回路 3 1 3 が出力する $N t$ チャンネルの駆動用パルスは、振動素子選択部 3 3 によって選択された $N t$ 個の送信用振動素子へ供給され、振動素子選択部 3 3 によって選択された $N r$ 個の受信用振動素子から得られる $N r$ チャンネルの受信信号は PW 受信部 3 2 p のプリアンプ 3 2 1 へ供給される。

【 0 0 3 7 】

又、CW 撮影モードにおいて上述の駆動回路 3 1 3 が出力する $N t c$ チャンネルの駆動用連続波は、振動素子選択部 3 3 によって選択された $N t c$ 個の送信用振動素子へ供給され、振動素子選択部 3 3 によって選択された $N r c$ 個の受信用振動素子から得られる $N r c$ チャンネルの受信信号は CW 受信部 3 2 c のプリアンプ 3 2 5 へ供給される。

【 0 0 3 8 】

次に、図 3 に示した受信信号処理部 4 は、PW 受信部 3 2 p の加算器 3 2 4 から出力された B モード検査時の受信信号を処理して B モードデータを生成する B モードデータ生成部 4 1 と、所望方向に対する超音波連続波の送信によって得られた M モード検査時の受信信号に基づいて M モードデータを生成する M モードデータ生成部 4 2 と、カラードブラモード検査時、PW ドブラモード検査時及び CW ドブラモード検査時の受信信号を直交位相検波することによりこれらの受信信号に混在しているドブラ信号を検出するドブラ信号検出部 4 3 と、検出されたカラードブラモード検査時のドブラ信号を処理してカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部 4 4 と、ドブラ信号検出部 4 3 において検出された PW ドブラモード検査時のドブラ信号に基づいて PW スペクトラムデータを生成する PW スペクトラムデータ生成部 4 5 と、ドブラ信号検出部 4 3 において検出された CW ドブラモード検査時のドブラ信号に基づいて CW スペクトラムデータを生成する CW スペクトラムデータ生成部 4 6 とを備えている。

【 0 0 3 9 】

10

20

30

40

50

Bモードデータ生成部41は、PW撮影モードのBモード検査時にPW受信部32pの加算器324から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器411と包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する対数変換器412を有し、更に、受信信号の増幅度を調整するゲイン調整部や輪郭強調を目的としたフィルタリング処理部（何れも図示せず）等を有している。一方、Mモードデータ生成部42は、フィルタ回路421等を有し、PW撮影モードのMモード検査時に被検体内の所望方向に対する連続した複数回の超音波送受信によって得られた受信信号に基づいてBモードデータ生成部41が生成した時系列的なBモードデータを受信する。そして、これらのBモードデータに対しノイズ低減や輪郭強調等を目的としたフィルタリング処理を行なってMモードデータを生成する。

10

【0040】

ドブラ信号検出部43は、 $\pi/2$ 移相器431、ミキサ432-1及び432-2、LPF（低域通過フィルタ）433-1及び433-2を有し、PW撮影モードのカラードブラモード検査及びPWドブラモード検査やCW撮影モードのCWドブラモード検査において上述の加算器324から供給された整相加算後の受信信号を直交位相検波して実成分（I成分）と虚成分（Q成分）とからなる複素型のドブラ信号を検出する。

【0041】

カラードブラデータ生成部44は、ドブラ信号記憶回路441、MTIフィルタ442及び自己相関演算器443を有し、PW撮影モードのカラードブラモード検査時にドブラ信号検出部43のLPF433-1及びLPF433-2から出力されたドブラ信号の実成分と虚成分はドブラ信号記憶部441に一旦保存される。

20

【0042】

低域成分除去用のデジタルフィルタであるMTIフィルタ442は、当該被検体の同一部位にて収集された時系列的なドブラ信号をドブラ信号記憶部441から順次読み出す。そして、これらのドブラ信号に含まれている血流に起因した成分（血流成分）を抽出し、臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因した成分（クラッタ成分）を除去する。具体的には、MTIフィルタ442のカットオフ周波数等を好適な値に設定することにより、血流成分とこの血流成分より低い周波数を有するクラッタ成分とを分離する。

【0043】

自己相関演算器443は、MTIフィルタ442によって抽出されたドブラ信号の血流成分に対して自己相関演算を行い、血流の平均流速値や血流の乱れを示す速度分散値、更には、血流成分の大きさ（血流量）を示すパワー値等をカラードブラデータとして算出する。

30

【0044】

一方、PWスペクトラムデータ生成部45は、SH（サンプルホールド回路）451、BPF（帯域通過フィルタ）452及びFFT（Fast-Fourier-Transform）分析器453を有し、PW撮影モードのPWドブラモード検査時にドブラ信号検出部43から供給されたドブラ信号を周波数分析してPWスペクトラムデータを生成する。

【0045】

即ち、SH451は、ドブラ信号検出部43のLPF433-1及び433-2から出力されたドブラ信号の実成分及び虚成分と、入力部9からシステム制御部10を介して供給された関心領域（レンジゲート）の位置情報を受信する。そして、所望方向に対する複数回の超音波送受信によって時系列的に収集されたドブラ信号の中から上述の関心領域におけるドブラ信号を抽出（サンプリング）する。

40

【0046】

BPF452は、SH451から出力された前記関心領域におけるドブラ信号をフィルタリング処理することにより、このドブラ信号に含まれている臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因した低周波のクラッタ成分や高周波のサンプリングノイズを除去する。

【0047】

FFT分析器453は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、BPF452から出力

50

された関心領域のドブラ信号は上述の記憶回路に一旦保存される。一方、演算回路は、この記憶回路に保存されたドブラ信号の移動期間内における成分を順次周波数分析して時系列的なPWスペクトラムデータを生成する。尚、スペクトラムデータの具体的な生成方法については、特開2005-81081号公報等に記載されているため詳細な説明は省略する。

【0048】

CWスペクトラムデータ生成部46は、上述のPWスペクトラムデータ生成部45が備えるBPF452及びFFT分析器453と同様の機能を有したBPF461及びFFT分析器462を有し、所定方向に対するCW撮影モードの超音波送受信によって得られたCWドブラモード検査時の受信信号に基づいてドブラ信号検出部43が検出したドブラ信号を周波数分析して時系列的なCWスペクトラムデータを生成する。

10

【0049】

図1へ戻って、画像データ生成部5は、受信信号処理部4において生成されたBモードデータ、Mモードデータ、カラードブラデータ、PWスペクトラムデータ、CWスペクトラムデータ等の超音波データに基づいて画像データを生成する図示しないBモード画像データ生成部、Mモード画像データ生成部、カラードブラ画像データ生成部、PWスペクトラム画像データ生成部及びCWスペクトラム画像データ生成部を有し、これら画像データ生成部の各々は、例えば、図示しない超音波データ記憶部と演算処理機能を有したDSC(digital Scan Converter)あるいはDSP(Digital Signal Processor)等によって構成される。

20

【0050】

Bモード画像データ生成部は、PW撮影モードのBモード検査時に受信信号処理部4のBモードデータ生成部41から送受信方向単位で時系列的に供給されるBモードデータを送受信方向に対応させて超音波データ記憶部に順次保存し、演算処理部は、超音波データ記憶部に保存された上述のBモードデータに対しフィルタリング処理等の演算処理を行うことによってBモード画像データを生成する。Mモード画像データ生成部は、PW撮影モードのMモード検査時に受信信号処理部4のMモード生成部42から時系列的に供給される所望方向のMモードデータを超音波データ記憶部の時間軸方向に配列することによりMモード画像データを生成する。

【0051】

一方、カラードブラ画像データ生成部は、PW撮影モードのカラードブラモード検査時に受信信号処理部4のカラードブラデータ生成部44から供給されたカラードブラデータに基づいてカラードブラ画像データを生成する。例えば、血流の平均流速値に対応した明度情報と速度分散値に対応した色相情報を各々の画素値として設定することにより平均流速値と速度分散値の同時観測が可能なカラードブラ画像データを生成する。

30

【0052】

PWスペクトラム画像データ生成部は、PW撮影モードのPWドブラモード検査時に受信信号処理部4のPWスペクトラムデータ生成部45が関心領域のドブラ信号に基づいて生成した時系列的なスペクトラムデータを超音波データ記憶部の時間軸方向に配列することによりPWスペクトラム画像データを生成し、CWスペクトラム画像データ生成部は、CW撮影モードのCWドブラモード検査時に受信信号処理部4のCWスペクトラムデータ生成部46が生成した時系列的なスペクトラムデータを超音波データ記憶部の時間軸方向に配列することによりCWスペクトラム画像データを生成する。

40

【0053】

次に、図1の表示部6は、図示しない表示データ生成部とモニタを備え、画像データ生成部5において生成されたBモード画像データ、Mモード画像データ、カラードブラ画像データ、PWスペクトラム画像データ及びCWスペクトラム画像データを用いて表示データの生成と表示を行う機能を有している。例えば、表示データ生成部は、Bモード/カラードブラモード検査時に画像データ生成部5のBモード画像データ生成部によるBモード画像データにカラードブラ画像データ生成部によるカラードブラ画像データが重畳された

50

表示データや、CWドブラモード検査時に画像データ生成部5のCWスペクトラム画像データ生成部によるCWスペクトラム画像データに最大ドブラ周波数等の計測結果が付加された表示データ等を生成する。そして、得られたこれらの表示データは所定の表示フォーマットに変換された後、被検体情報等の付帯情報が付加され前記モニタに表示される。

【0054】

一方、図1の動作切り替え制御部7は、システム制御部10から供給される検査モードの選択情報及び選択された検査モードにおける超音波データ収集条件の設定情報等に基づき、特に、送受信部3のPW受信部32pが備えるA/D変換器322の動作/非動作を切り替え制御する機能を有している。

【0055】

例えば、超音波診断装置100を操作する医療従事者(以下、操作者と呼ぶ。)によりPW撮影モードのPWドブラモード検査をCW撮影モードのCWドブラモード検査へ更新する旨の指示信号(以下、更新指示信号と呼ぶ。)が入力部9において入力されたならば、システム制御部10を介して上述の更新指示信号を受信した動作切り替え制御部7は、受信部32に対し切り替え制御信号を供給することによってCW受信部32cを非動作状態から動作状態へ切り替え、PW受信部32pが備えるNrチャンネルのA/D変換器322を動作状態から非動作状態へ切り替える。

【0056】

又、CW撮影モードのCWドブラモード検査からPW撮影モードのPWドブラモード検査への更新指示信号が入力されたならば、この更新指示信号を受信した動作切り替え制御部7は、CW受信部32cを動作状態から非動作状態へ切り替え、PW受信部32pのA/D変換器322を非動作状態から動作状態へ切り替える。

【0057】

但し、既に述べたように、検査モードをPW撮影モードのPWドブラモード検査からCW撮影モードのCWドブラモード検査へ更新させる際に動作状態にあったNrチャンネルのA/D変換器322を同時に非動作状態へ切り替えた場合、A/D変換器322の電源電圧にオーバーシュート電圧が新たに発生する。そして、このオーバーシュート電圧が電源電圧の最大定格値を上回った場合、A/D変換器322は破壊される危険性を有している。

【0058】

又、検査モードをCW撮影モードのCWドブラモード検査からPW撮影モードのPWドブラモード検査へ更新させる際に非動作状態にあったNrチャンネルのA/D変換器322を同時に動作状態へ切り替えた場合、A/D変換器322の電源電圧にアンダーシュート電圧が新たに発生し、このアンダーシュート電圧が電源電圧の最小定格値を下回った場合にはA/D変換器322に誤動作が発生するという問題点を有している。

【0059】

このような従来の問題点に対して本実施形態の動作切り替え制御部7は、Nr個の受信用振動素子に対応したNrチャンネルからなるA/D変換器322の動作/非動作を所定の時間間隔で順次切り替えることにより、上述のオーバーシュート電圧やアンダーシュート電圧を許容範囲内に抑えることが可能となる。

【0060】

従来の超音波診断装置におけるA/D変換器の動作/非動作切り替え方法と本実施形態におけるA/D変換器322の動作/非動作切り替え方法につき図4乃至図7を用いて説明する。

【0061】

但し、以下の説明では、説明を簡単にするために、 $Nr = 6$ 個の受信用振動素子に対応した $Nr = 6$ チャンネルのA/D変換器に対して動作/非動作の切り替えを行う場合について述べるが、受信用振動素子の素子数やA/D変換器のチャンネル数は上述に限定されない。

【0062】

10

20

30

40

50

又、図4乃至図7に示した V_1 は、動作状態にあるA/D変換器の電源電圧、 V_2 は、非動作状態にあるA/D変換器の電源電圧、 V_3 及び V_4 は、A/D変換器に対して予め設定された電源電圧の最大定格値及び最小定格値（即ち、A/D変換器に対して許容される最大印加電圧及び最小印加電圧）を夫々示しており、例えば、 $V_1 = 3.3\text{V}$ 、 $V_2 = 3.4\text{V}$ 、 $V_3 = 3.47\text{V}$ 、 $V_4 = 3.23\text{V}$ である。

【0063】

図4は、期間 $[t_0 - t_1]$ において動作状態にあった $N_r = 6$ チャンネルからなるA/D変換器の全てを切り替え期間 $[t_1 - t_2]$ において非動作状態へ略同時に切り替える従来の動作/非動作切り替え方法におけるA/D電源電圧の変化を示したものであり、この方法によれば、 N_r チャンネルのA/D変換器を流れる動作電流は期間 $[t_1 - t_2]$ の短い期間に集中するため、図4に示すようにその電源端子には電源電圧の最大定格値 V_3 を上回るオーバーシュート電圧 V_{x0} が発生する。

10

【0064】

又、図5は、期間 $[t_0 - t_3]$ において非動作状態にあった $N_r = 6$ チャンネルからなるA/D変換器の全てを切り替え期間 $[t_3 - t_4]$ において動作状態へ切り替える従来の動作/非動作切り替え方法におけるA/D電源電圧の変化を示したものであり、この場合も、切り替え時に N_r チャンネルのA/D変換器を流れる動作電流は期間 $[t_3 - t_4]$ の短い期間に集中するため、図5に示すようにその電源端子には電源電圧の最小定格値 V_4 を下回るアンダーシュート電圧 V_{y0} が発生する。

【0065】

20

一方、図6は、期間 $[t_0 - t_{11}]$ において動作状態にあった $N_r = 6$ チャンネルからなるA/D変換器322の各々を時間間隔 Δt で設定した切り替え期間 $[t_{11} - t_{21}]$ 、 $[t_{12} - t_{22}]$ 、 \dots 、 $[t_{16} - t_{26}]$ において順次非動作状態へ切り替える本実施形態の動作/非動作切り替え方法におけるA/D電源電圧の変化を示したものであり、図7は、期間 $[t_0 - t_{31}]$ において非動作状態にあった $N_r = 6$ チャンネルからなるA/D変換器322の各々を時間間隔 Δt で設定した切り替え期間 $[t_{31} - t_{41}]$ 、 $[t_{32} - t_{42}]$ 、 \dots 、 $[t_{36} - t_{46}]$ において順次動作状態へ切り替える本実施形態の動作/非動作切り替え方法におけるA/D電源電圧の変化を示したものである。

【0066】

30

そして、図6に示すように、例えば、PW撮影モードのPWドラモード検査からCW撮影モードのCWドラモード検査への更新を行う際、本実施形態の動作/非動作切り替え方法によれば、切り替え時に N_r チャンネルのA/D変換器322を流れる動作電流は、切り替え期間 $[t_{11} - t_{21}]$ 、 $[t_{12} - t_{22}]$ 、 \dots 、 $[t_{16} - t_{26}]$ に分散するため、最も大きな値を呈する期間 $[t_{16} - t_{26}]$ のオーバーシュート電圧 V_{x1} を最大定格値 V_3 より低く抑えることが可能となる。

【0067】

又、図7に示すように、例えば、CW撮影モードのCWドラモード検査からPW撮影モードのPWドラモード検査への更新を行う際、本実施形態の動作/非動作切り替え方法によれば、切り替え時に N_r チャンネルのA/D変換器322を流れる動作電流は、切り替え期間 $[t_{31} - t_{41}]$ 、 $[t_{32} - t_{42}]$ 、 \dots 、 $[t_{36} - t_{46}]$ に分散するため、最も小さな値を呈する期間 $[t_{36} - t_{46}]$ のアンダーシュート電圧 V_{y1} を電源電圧の最小定格値 V_4 より高く設定することが可能となる。

40

【0068】

尚、図4及び図6では、PW撮影モードのPWドラモード検査からCW撮影モードのCWドラモード検査への更新が行なわれる場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、PW撮影モードのBモード検査、Mモード検査、カラードブラモード検査の何れかからCW撮影モードのCWドラモード検査への更新であってもよい。又、図5及び図7では、CW撮影モードのCWドラモード検査からPW撮影モードのPWドラモード検査への更新が行なわれる場合について述べたが、CW撮影モードのCWド

50

プラモード検査からPW撮影モードのBモード検査、Mモード検査、カラードプラモード検査、PWドプラモード検査の何れかへの更新であっても構わない。

【0069】

次に、図1の走査制御部8は、図示しない遅延時間制御部と素子選択制御部を備え、遅延時間制御部は、システム制御部10から供給される走査指示信号に従って当該被検体の診断対象部位を含む撮影領域に対し超音波走査を行うための遅延時間制御信号を送信部31の送信遅延回路312、PW受信部32pの受信遅延回路323及びCW受信部32cの受信遅延回路326に対して供給する。

【0070】

一方、素子選択制御部は、システム制御部10から供給される走査指示信号に従って超音波プローブ2が備えるN×個の振動素子の中からPW撮影モードに対応したNt個の送信用振動素子及びNr個の受信用振動素子を選択するための素子選択制御信号あるいはCW撮影モードに対応したNtc個の送信用振動素子及びNrc個の受信用振動素子を選択するための素子選択制御信号を送受信部3の振動素子選択部33へ供給する。

10

【0071】

入力部9は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、撮影モードの選択及び更新、検査モードの選択及び更新、各種検査モードにおける超音波送受信条件の設定、超音波データ生成条件及び画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定、検査モードの更新指示信号をはじめとする各種指示信号の入力等を行う。

20

【0072】

システム制御部10は、図示しないCPUと入力/設定情報記憶部を備え、入力/設定情報記憶部には、入力部9において入力/選択/設定された各種の情報が保存される。そして、CPUは、上述の入力情報、選択情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御し、当該被検体の撮影領域に対する超音波送受信と、この超音波送受信によって得られた受信信号に基づく画像データの生成及び表示を実行させる。

【0073】

特に、入力部9においてPW撮影モードの検査からCW撮影モードの検査への更新指示信号が入力された場合、この指示信号を動作切り替え制御部7へ供給することにより、PW受信部32pが備えるNrチャンネルのA/D変換器322を非動作状態へ順次切り替えるための制御を実行させ、CW撮影モードの検査からPW撮影モードの検査への更新指示信号が入力された場合、上述のA/D変換器322を動作状態へ順次切り替えるための制御を実行させる。

30

【0074】

(変形例)

次に、図8及び図9を用いて本実施形態の変形例について説明する。尚、以下では、検査モードがPW撮影モードのPWドプラモード検査からCW撮影モードのCWドプラモード検査へ更新される場合について述べるが、CW撮影モードのCWドプラモード検査からPW撮影モードのPWドプラモード検査へ更新される場合においても同様にして適用することが可能である。

40

【0075】

即ち、上述の実施形態では、PWドプラモード検査からCWドプラモード検査への更新が行なわれる場合、NrチャンネルからなるA/D変換器322の動作/非動作を1チャンネル単位で順次切り替える場合について述べたが、本変形例では、NrチャンネルのA/D変換器322を過去の実験データやシミュレーションデータ等に基づいて好適な複数のグループに分割し、上述した動作/非動作の切り替えをグループ単位で順次行うことを特徴とする。このような方法を適用することにより検査モードがPWドプラモード検査からCWドプラモード検査へ変更された場合におけるA/D変換器322の動作/非動作切り替え時間は大幅に短縮され検査効率を向上させることができる。

50

【 0 0 7 6 】

尚、ここでも説明を簡単にするために、上述の実施形態と同様に、 $N_r = 6$ 個の受信用振動素子に対応した $N_r = 6$ チャンネルのA/D変換器322に対して動作/非動作の切り替えを行う場合について述べ、 V_1 は、動作状態にあるA/D変換器322の電源電圧、 V_2 は、非動作状態にあるA/D変換器322の電源電圧、 V_3 は、A/D変換器322に対して予め設定された電源電圧の最大定格値を夫々示している。

【 0 0 7 7 】

図8は、本実施形態の第1の変形例におけるA/D変換器322の動作/非動作切り替え方法を説明するための図であり、この変形例では、 $N_r = 6$ チャンネルのA/D変換器322を等分割することによって2チャンネルからなる3つのグループ $G_r - 1$ 乃至 $G_r - 3$ が形成される。そして、期間 $[t_0 - t_{11}]$ において動作状態にあったグループ $G_r - 1$ 乃至 $G_r - 3$ のA/D変換器322のうち $G_r - 1$ のA/D変換器322は切り替え期間 $[t_{11} - t_{21}]$ において、 $G_r - 2$ のA/D変換器322は切り替え期間 $[t_{12} - t_{22}]$ において、更に、 $G_r - 3$ のA/D変換器322は切り替え期間 $[t_{13} - t_{23}]$ において非動作状態へ切り替えられる。

【 0 0 7 8 】

このような第1の変形例の動作/非動作切り替え方法によれば、切り替え時に6チャンネルのA/D変換器322を流れる動作電流は切り替え期間 $[t_{11} - t_{21}]$ 、 $[t_{12} - t_{22}]$ 、 $[t_{13} - t_{23}]$ に分散するため、このとき発生するオーバーシュート電圧は、図4に示した従来の動作/非動作切り替え方法におけるオーバーシュート電圧 $V \times 0$ より低く抑えることができる。そして、最も大きな値を呈する期間 $[t_{13} - t_{23}]$ のオーバーシュート電圧 $V \times 2$ を電源電圧の最大定格値 V_3 より低く抑えることが可能であれば、A/D変換器322の動作/非動作切り替えに要する時間は上述した実施形態の場合と比較して約 $1/2$ に短縮することができる。

【 0 0 7 9 】

即ち、第1の変形例の動作/非動作切り替え方法によれば、オーバーシュート電圧 $V \times 2$ を電源電圧の最大定格値 V_3 より低くなるようにA/D変換器322の分割数を設定することにより、A/D変換器322のオーバーシュート電圧による破壊を防止することができるのみならず動作/非動作の切り替えに要する時間を大幅に短縮することが可能となる。

【 0 0 8 0 】

一方、図9は、本実施形態の第2の変形例におけるA/D変換器322の動作/非動作切り替え方法を説明するための図であり、この変形例では、 $N_r = 6$ チャンネルのA/D変換器322を3チャンネルのA/D変換器322からなる第1のグループ $G_r - 1$ 、2チャンネルのA/D変換器322からなる第2のグループ $G_r - 2$ 、1チャンネルのA/D変換器322からなる第3のグループ $G_r - 3$ に分割する。そして、期間 $[t_0 - t_{11}]$ において動作状態にあったグループ $G_r - 1$ 乃至 $G_r - 3$ のA/D変換器322のうち $G_r - 1$ のA/D変換器322を切り替え期間 $[t_{11} - t_{21}]$ において、 $G_r - 2$ のA/D変換器322を切り替え期間 $[t_{12} - t_{22}]$ において、 $G_r - 3$ のA/D変換器322を切り替え期間 $[t_{13} - t_{23}]$ において非動作状態へ切り替える。

【 0 0 8 1 】

このように、各々のグループを構成するA/D変換器322のチャンネル数を動作/非動作切り替え時間の経過と共に漸減させながら順次切り替える第2の変形例の動作/非動作切り替え方法によれば、6チャンネルのA/D変換器322を流れる動作電流は切り替え期間 $[t_{11} - t_{21}]$ 、 $[t_{12} - t_{22}]$ 、 $[t_{13} - t_{23}]$ において分散し、しかも、最も大きなオーバーシュート電圧 $V \times 3$ が発生する切り替え期間 $[t_{13} - t_{23}]$ では、非動作状態へ切り替えられるA/C変換器322は1チャンネルであるため上述のオーバーシュート電圧 $V \times 3$ を第1の変形例のオーバーシュート電圧 $V \times 2$ より低く抑えることができる。

【 0 0 8 2 】

10

20

30

40

50

即ち、第2の変形例の動作/非動作切り替え方法によれば、A/D変換器322の動作/非動作切り替え時間を第1の変形例と同様に大幅に短縮することができるのみならず、非動作状態への切り替え時に発生するオーバーシュート電圧 $V \times 3$ を第1の変形例より更に低く抑えることが可能となる。

【0083】

以上述べた実施形態及びその変形例によれば、複数の受信用振動素子から得られる受信信号をこれらの振動素子に対応した複数チャンネルのA/D変換器を用いてA/D変換し、A/D変換後の受信信号を処理して所望の画像データを生成する際、超音波検査の途中で撮影モードや検査モード等の更新によって不要となったA/D変換器あるいは新たに必要となったA/D変換器の動作/非動作切り替えタイミングを互い異なるように設定することにより、動作/非動作の切り替えに伴ってA/D変換器の電源電圧に発生するオーバーシュート電圧やアンダーシュート電圧を許容範囲内に抑えることが可能となる。このため、A/D変換器において発生するオーバーシュート電圧に起因した破壊やアンダーシュート電圧に起因した誤動作を防止することができる。

10

【0084】

又、上述した第1の変形例によれば、撮影モードや検査モード等の更新によって不要となったA/D変換器あるいは新たに必要となった複数チャンネルのA/D変換器を複数のグループに分割し、その動作/非動作切り替えをグループ単位で順次行うことにより、動作/非動作の切り替えに伴ってA/D変換器の電源電圧に発生するオーバーシュート電圧やアンダーシュート電圧を許容範囲内に抑えることが可能となる。このため、A/D変換器のオーバーシュート電圧に起因した破壊やアンダーシュート電圧に起因した誤動作を防止することができるのみならず、上述の動作/非動作切り替えに要する時間を大幅に短縮することができる。

20

【0085】

更に、上述した第2の変形例によれば、各々のグループを構成するA/D変換器のチャンネル数を動作/非動作切り替え時間の経過と共に漸減させて順次切り替えることによりA/D変換器の電源電圧に発生するオーバーシュート電圧やアンダーシュート電圧を更に抑えることが可能となる。

【0086】

以上、本開示の実施形態及びその変形例について述べてきたが、本開示は、上述の実施形態及びその変形例に限定されるものではなく、更に変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施形態及びその変形例では、PW撮影モードのPWドプラモード検査からCW撮影モードのCWドプラモード検査への更新、あるいは、CW撮影モードのCWドプラモード検査からPW撮影モードのPWドプラモード検査への更新が行なわれる場合について述べたが、PW撮影モードの超音波検査はPWドプラモード検査に限定されるものではなく、例えば、Bモード検査、Mモード検査、カラードプラモード検査等であっても構わない。

30

【0087】

又、PW受信部32pに設けられた複数チャンネルからなるA/D変換器322の動作/非動作を撮影モードの更新に伴って切り替える場合について述べたが、A/D変換器322の動作/非動作切り替えは、検査モードの更新や超音波送受信条件の更新等に行なってもよい。例えば、超音波送受信条件としての受信用振動素子数の減少に伴って新たに不要となったPW受信部32pのA/D変換器322は、上述の実施形態あるいはその変形例に記載された方法により動作状態から非動作状態へ切り替えられ、受信用振動素子数の増加に伴って新たに必要となったA/D変換器322は、非動作状態から動作状態へ切り替えられる。

40

【0088】

又、説明を簡単にするために、 N_t 個の送信用振動素子及び N_r 個の受信用振動素子を用いて各種検査モードの超音波検査を行う場合について述べたが、これらの超音波検査は、通常、異なる送信用振動素子数及び受信用振動素子数の振動素子を用いて行われる。

50

【 0 0 8 9 】

更に、予め生成した各種検査モードの画像データを静止画として表示部 6 のモニタに表示するフリーズモード等において P W 受信部 3 2 p による受信信号の処理が一時的に不要となった場合、不要となった P W 受信部 3 2 p の A / D 変換器 3 2 2 は、動作切り替え制御部 7 から供給される動作切り替え制御信号に従って動作状態から非動作状態へ切り替えられる。

【 0 0 9 0 】

又、撮影モードの更新、検査モードの更新、超音波送受信条件の更新によって不要となった受信チャンネルの A / D 変換器 3 2 2 を動作状態から非動作状態へ切り替え、新たに必要となった受信チャンネルの A / D 変換器 3 2 2 を非動作状態から動作状態へ切り替える場合について述べたが、A / D 変換器 3 2 2 と共に P W 受信部 3 2 p に設けられたプリアンプ 3 2 1 や受信遅延回路 3 2 3 についても同様の動作 / 非動作切り替えを行なってもよい。プリアンプ 3 2 1 及び受信遅延回路 3 2 3 に対する動作 / 非動作切り替えにより、不要な消費電力を低減することができる。

10

【 0 0 9 1 】

一方、上述の実施形態及びその変形例では、N r 個の受信用振動素子に対応した N r チャンネルからなる A / D 変換器 3 2 2 の動作 / 非動作を時間間隔 で順次切り替える場合について述べたが、これに限定されるものではなく、不等時間間隔で動作・非動作の切り替えを行なっても構わない。

20

【 0 0 9 2 】

又、システム制御部 1 0 と動作切り替え制御部 7 を独立したユニットとして備えた超音波診断装置 1 0 0 について述べたが、動作切り替え制御部 7 は、システム制御部 1 0 の一部であってもよい。

【 0 0 9 3 】

尚、本実施形態及びその変形例の超音波診断装置に含まれる各ユニットは、例えば、C P U、R A M、磁気記憶装置、入力装置、表示装置等で構成されるコンピュータをハードウェアとして用いることでも実現することができる。例えば、超音波診断装置 1 0 0 のシステム制御部 1 0 は、上記のコンピュータに搭載された C P U 等のプロセッサに所定の制御プログラムを実行させることにより各種機能を実現することができる。この場合、上述の制御プログラムをコンピュータに予めインストールしてもよく、又、コンピュータ読み取りが可能な記憶媒体への保存あるいはネットワークを介して配布された制御プログラムのコンピュータへのインストールであっても構わない。

30

【 0 0 9 4 】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これらの実施形態やその変形例は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

40

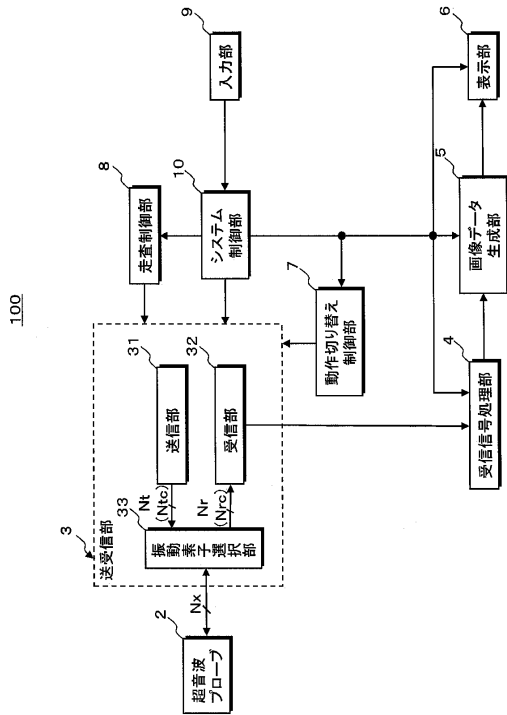
【 0 0 9 5 】

- 2 ... 超音波プローブ
- 3 ... 送受信部
- 3 1 ... 送信部
- 3 2 ... 受信部
- 3 3 ... 振動素子選択部
- 4 ... 受信信号処理部
- 5 ... 画像データ生成部
- 6 ... 表示部
- 7 ... 動作切り替え制御部

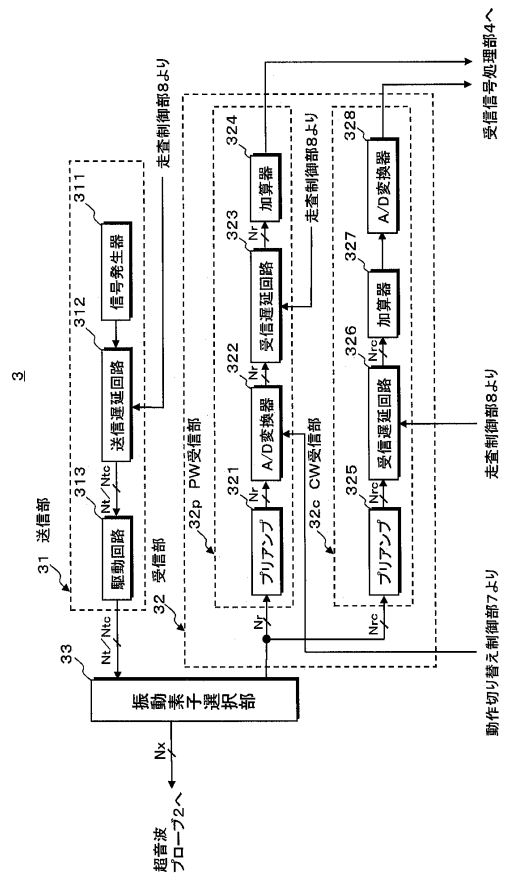
50

- 8 ... 走査制御部
- 9 ... 入力部
- 10 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

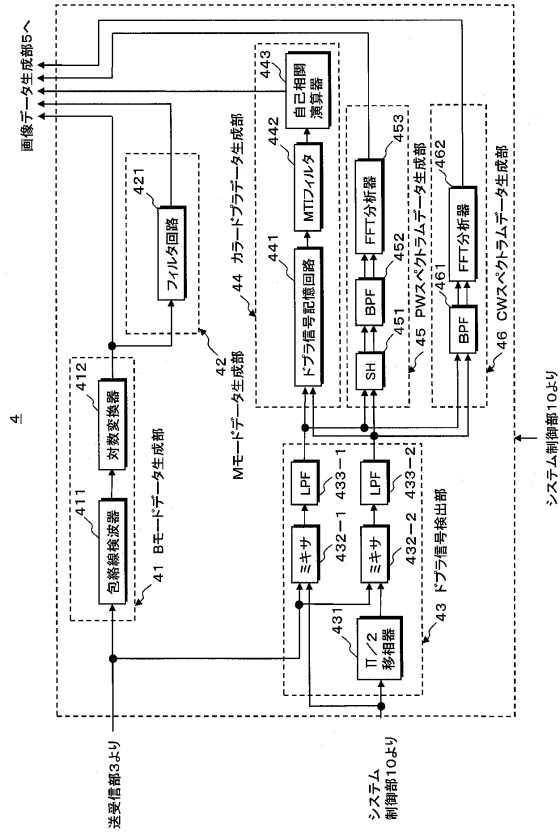
【 図 1 】



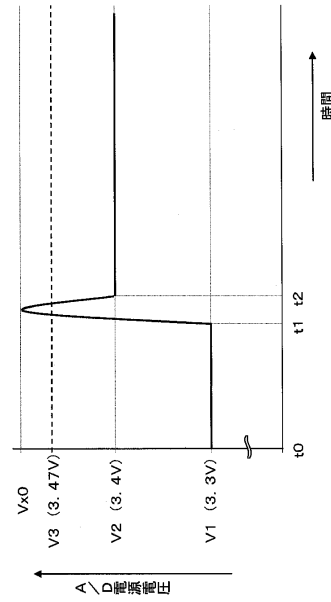
【 図 2 】



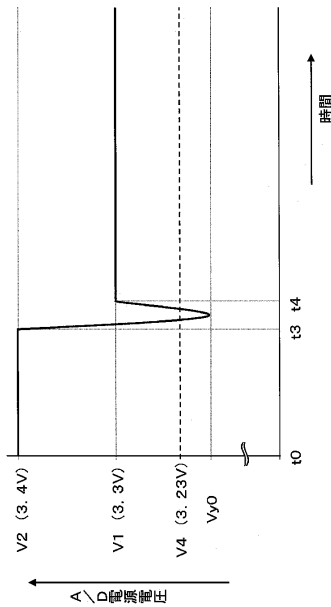
【図3】



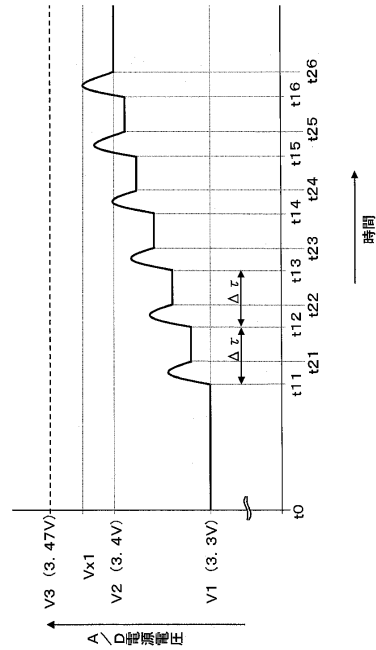
【図4】



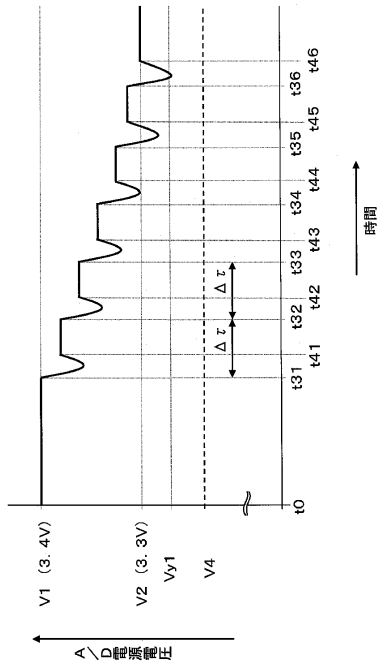
【図5】



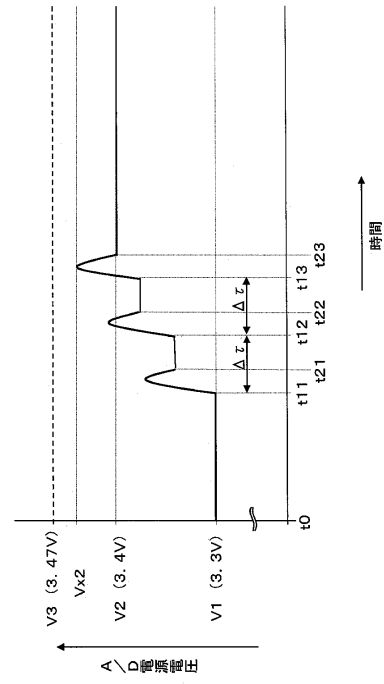
【図6】



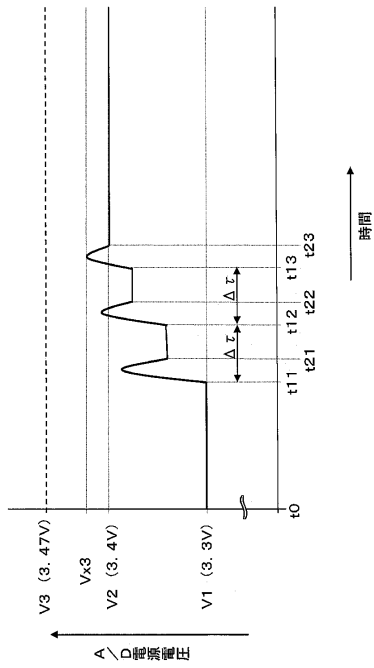
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (72)発明者 宇南山 憲一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 長野 玄
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 深澤 雄志
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 黒岩 幸治
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特表平10-506801(JP, A)
特開平07-124161(JP, A)
米国特許第0555534(US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP6226726B2	公开(公告)日	2017-11-08
申请号	JP2013253498	申请日	2013-12-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	望月史生 小笠原達雄 中田一人 宇南山憲一 長野玄 深澤雄志 黒岩幸治		
发明人	望月 史生 小笠原 達雄 中田 一人 宇南山 憲一 長野 玄 深澤 雄志 黒岩 幸治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE15 4C601/EE30 4C601/ JB02 4C601/ JB03 4C601/LL38 4C601/LL40		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2015109924A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 提供一种能够在更新拍摄模式时降低A / D电源中产生的过冲电压的超声波诊断装置。 解决方案: 超声诊断设备100包括超声探头2, 其具有多个用于向对象发送和从对象接收超声波的振动元件, PW成像模式和CW拍摄模式驱动产生发射机31用于供给的信号, 整相加法的接收信号PW拍摄模式和拍摄CW从振动元件获得模式接收单元32, 基于接收到的信号的图像数据整相加后图像数据生成部5, 其包括一显示单元6, 用于显示图像数据, 以更新对应于摄影模式的各种检查模式中的至少一种或这些拍摄模式, 在整相相加的PW拍摄模式的切换操作控制部分7在不同的定时顺序地控制用于A / D转换器的多个通道的切换操作/非操作。 点域1

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-253498 (P2013-253498)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(22) 出願日	平成25年12月6日 (2013.12.6)		栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2015-109924 (P2015-109924A)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(43) 公開日	平成27年6月18日 (2015.6.18)		
審査請求日	平成28年10月7日 (2016.10.7)	(72) 発明者	望月 史生 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	小笠原 達雄 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	中田 一人 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御プログラム