

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4068833号
(P4068833)

(45) 発行日 平成20年3月26日 (2008. 3. 26)

(24) 登録日 平成20年1月18日 (2008. 1. 18)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2001-339785 (P2001-339785)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年11月5日 (2001. 11. 5)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-135457 (P2003-135457A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年5月13日 (2003. 5. 13)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成16年11月4日 (2004. 11. 4)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	浦川 勉
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	宮木 浩伸
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	服部 浩
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内

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】

被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、

前記モニタ表示される表示画像に対して画質の変更を行う画質変更手段と、

前記画質変更手段で画質を変更された変更後の画像の平均明るさを変更前の平均明るさと略一致させる明るさ補正手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画質変更手段は、少なくともガンマカーブの調整を行うガンマ調整手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記明るさ補正手段は、入出力特性の中心点近傍を移動させること無く、ガンマカーブの調整を行うように前記ガンマ調整手段を制御することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、

前記モニタ表示される表示画像に対してゲイン調整を行うゲイン調整手段と、

前記ゲイン調整手段でゲイン調整された画像信号に対し、入出力特性の中心点近傍を移

20

動させること無く、ガンマカーブの調整を行うガンマ調整手段と、
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、被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで超音波診断画像を得る超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、超音波診断装置は、広く用いられている。超音波診断装置は、例えば、超音波プローブ又は超音波内視鏡と、超音波観測装置とで構成されている。超音波プローブ又は超音波内視鏡は、体腔内に挿入可能なプローブ又は挿入部の先端部に超音波振動子を有している。超音波観測装置は、超音波プローブ又は超音波内視鏡の超音波振動子を走査して得られた超音波エコー信号を信号処理して超音波診断画像を構築し、モニタ表示するようになっている。

【0003】

上記従来の超音波診断装置は、超音波エコー信号のエコー強度に対してモニタ表示画面の輝度が直線的（線形的）に変化するので、ガンマカーブの調整を行ない、画質を調整する必要がある。

【0004】

このような従来の超音波診断装置は、例えば特開平4-224739号公報や特開平3-85150号公報に記載されているようにガンマカーブ調整機能を有するものが提案されている。

【0005】

上記特開平4-224739号公報に記載の超音波診断装置は、ダイナミックレンジを切り替えることによりガンマカーブの調整を行ない、画質を調整している。また、特開平3-85150号公報に記載の超音波診断装置は、従来の対数圧縮回路、検波回路及びダイナミックレンジ設定回路をディジタル化することにより、容易に画質調整を行なっている。

【0006】

しかしながら、上記特開平4-224739号公報や特開平3-85150号公報に記載されている従来の超音波診断装置は、ガンマカーブの調整を行なった際に、超音波診断画像のモニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）が変化してしまうという問題が有った。

【0007】

このような従来の超音波診断装置に用いられる画質調整回路は、例えば図11に示すように構成されている。

図11は従来の超音波診断装置に用いられる画質調整回路の回路ブロック図であり、図12は図11のゲイン調整部の入出力特性を示したグラフ、図13は図11のコントラスト調整部の入出力特性を示したグラフ、図14は図11のガンマカーブ調整部の入出力特性を示したグラフである。

【0008】

図11に示すように従来の超音波診断装置に用いられる画質調整回路100は、デジタル化された超音波エコー信号に対してコントラストを調整するためのコントラスト調整部101、ゲインを調整するためのゲイン調整部102、ガンマカーブを調整するためのガンマカーブ調整部103とから構成されている。

一般に、コントラスト調整部101は、輝度信号とエコー強度信号との傾きを変化させて画質を変化させる機能を有する。ゲイン調整部102は、モニタ表示画面全体の輝度を変化させ画質を変化させる機能を有する。ガンマカーブ調整部103は、画像の硬さ（鮮鋭感）を変化させる機能を有する。尚、ガンマカーブの調整は、予め決められた形をした

10

20

30

40

50

数種類のガンマカーブの中からユーザが1つを指定するようになっている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置に用いられる画質調整回路100は、画質調整のためにガンマカーブの調整を行なうと図14に示すように入出力特性の中心点を通らない変化をしてしまい、モニタ表示画面全休の明るさ（平均明るさ）が変化してしまう。従って、上記従来の超音波診断装置は、図14に示すガンマカーブの調整に加えて、図12及び図13に示すようにゲイン調整やコントラスト調整をし直す必要があった。

【0010】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ガンマカーブの調整時にゲインやコントラストを調整し直す必要がない超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明の第1の超音波診断装置は、被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、前記モニタ表示される表示画像に対して画質の変更を行う画質変更手段と、前記画質変更手段で画質を変更された変更後の画像の平均明るさを変更前の平均明るさと略一致させる明るさ補正手段と、を具備したことを特徴としている。

【0012】

本発明の第2の超音波診断装置は、前記第1の超音波診断装置において、前記画質変更手段は、少なくともガンマカーブの調整を行うガンマ調整手段であることを特徴としている。

20

【0013】

本発明の第3の超音波診断装置は、前記第2の超音波診断装置において、前記明るさ補正手段は、入出力特性の中心点近傍を移動させること無く、ガンマカーブの調整を行うように前記ガンマ調整手段を制御することを特徴としている。

【0014】

本発明の第4の超音波診断装置は、被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、前記モニタ表示される表示画像に対してゲイン調整を行うゲイン調整手段と、前記ゲイン調整手段でゲイン調整された画像信号に対し、入出力特性の中心点近傍を移動させること無く、ガンマカーブの調整を行うガンマ調整手段と、を具備したことを特徴としている。

30

【0015】

この構成により、ガンマカーブの調整時にゲインやコントラストを調整し直す必要がない超音波診断装置を実現する。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0017】

まず、本発明の実施の形態の説明に先立って当該実施の形態の参考となる例について説明する。

40

（第1の参考例）

図1ないし図3は第1の参考例に係り、図1は本発明の第1の参考例の超音波診断装置の構成を説明する回路ブロック図、図2は図1の画質調整回路を説明する回路ブロック図、図3はガンマカーブの入出力特性を示すグラフである。

【0018】

図1に示すように第1の参考例の超音波診断装置1は、被写体に対して超音波を送受信する超音波振動子2Aを有する超音波プローブ2と、この超音波プローブ2が着脱自在に接続され、前記超音波振動子2Aを制御駆動すると共に、この超音波振動子2Aで受信した超音波エコー信号を信号処理して超音波診断画像を構築する超音波観測装置3とから構

50

成される。

【0019】

前記超音波観測装置3は、前記超音波振動子2Aを駆動すると共に、前記超音波振動子2Aを走査するための駆動回路11と、この駆動回路11により走査駆動されて得た超音波エコー信号を増幅等アナログ処理するアナログ信号処理回路12と、このアナログ信号処理回路12で処理されたアナログ信号をディジタル信号に変換するA/D変換器13と、このA/D変換器13で変換されたディジタル信号を格納するメモリ14と、このメモリ14に格納されたディジタル信号を読み出して画質を調整するための画質調整回路15と、この画質調整回路15で調整されたディジタル信号を座標に変換するための座標変換回路16と、キャラクタ表示などのグラフィック処理を行うグラフィック回路17と、外部からの制御信号を処理するための制御回路18と、この制御回路18の制御により、前記座標変換回路16で座標変換されたディジタル信号と前記グラフィック回路17により得られたキャラクタ表示のディジタル信号を画像上で重畳させる画像重畳回路19と、この画像重畳回路19からのディジタル信号をそれぞれR、G、B毎にアナログ信号に変換するD/A変換器20a～20cと、これらD/A変換器20a～20cで得られたアナログ信号を変調する変調回路21とを有して構成される。尚、前記制御回路18は、外部入力手段として手で操作可能な操作卓22及び足で操作可能なフットスイッチ23に接続され、これら操作卓22及びフットスイッチ23により制御信号を出力されるようになっている。

10

【0020】

そして、前記超音波診断装置1は、前記超音波観測装置3内の駆動回路11により前記超音波プローブ2内の超音波振動子2Aが駆動走査される。この超音波振動子2Aで超音波を送受信して得た超音波エコー信号は、前記超音波観測装置3のアナログ信号処理回路12へ出力される。

20

【0021】

超音波エコー信号は、アナログ信号処理回路12により信号処理され、A/D変換器13によりアナログ信号からディジタル信号に変換されてメモリ14に格納される。前記メモリ14に格納されたディジタル信号は、前記画質調整回路15により画質調整が行われ、前記座標変換回路16により座標変換される。座標変換されたディジタル信号は、前記制御回路18からの制御により、前記グラフィック回路17からの情報を前記画像重畳回路19で重畳され、前記D/A変換器20a～20cでそれぞれR、G、B毎にディジタル信号からアナログ信号に変換される。変換されたアナログ信号は、前記変調回路21で変調されてRGB信号、Y/C信号、複合映像信号として図示しないモニタに出力され、このモニタで超音波診断画像が表示されるようになっている。

30

【0022】

ここで、従来の画質調整回路は、画質調整のためにガンマカーブの調整を行なうと入力特性の中心点を通らない変化をしてしまい、モニタ表示画面全休の明るさ（平均明るさ）が変化してしまう。従って、従来の画質調整回路は、ガンマカーブの調整に加えて、ゲイン調整やコントラスト調整をし直す必要があった。

本参考例では、モニタ表示される表示画像に対して画質の変更を行う画質変更手段と、前記画質変更手段で画質を変更された変更後の画像の平均明るさを変更前の平均明るさと略一致させる明るさ補正手段とを設けるように構成する。

40

【0023】

即ち、図2に示すように前記画質調整回路15は、画質変更手段としてコントラストを調整するためのコントラスト調整部31と、ゲインを調整するためのゲイン調整部32と、ガンマカーブを調整するためのガンマカーブ調整部33とを有し、前記ゲイン調整部32でゲイン調整後の入出力特性中心部の輝度を検出するゲイン側輝度検出器34と、前記ガンマカーブ調整部33でガンマカーブ調整後の入出力特性中心部の輝度を検出するガンマ側輝度検出器35と、これらゲイン側輝度検出器34及びガンマ側輝度検出器35で検出した輝度を比較し、その輝度差分を検出する輝度差分検出器36と、この輝度差分検出

50

器 3 6 で検出した輝度差分だけゲイン又はコントラストを補正するゲイン／コントラスト調整部 3 7 とから構成される。

【 0 0 2 4 】

前記コントラスト調整部 3 1 は、輝度信号とエコー強度信号との傾きを変化させて画質を変化させる機能を有する。前記ゲイン調整部 3 2 は、モニタ表示画面全体の輝度を変化させ画質を変化させる機能を有する。前記ガンマカーブ調整部 3 3 は、画像の硬さ（鮮鋭感）を変化させる機能を有する。

前記ゲイン側輝度検出器 3 4 は、コントラスト、ゲインによる入出力特性の変化分を算出することで、ゲイン調整後の入出力特性中心部の輝度を検出している。

【 0 0 2 5 】

また、前記ガンマ側輝度検出器 3 5 も同様に、ガンマカーブによる入出力特性の変化分を算出することで、ガンマカーブ調整後の入出力特性中心部の輝度を検出している。

前記ゲイン／コントラスト調整部 3 7 は、明るさ補正手段として前記輝度差分検出器 3 6 で検出した輝度差分だけガンマカーブ調整後にコントラスト又はゲインを補正している。

【 0 0 2 6 】

次に、本参考例の作用について説明する。

本参考例の超音波診断装置 1 は、超音波プローブが体腔内に挿入されて用いられる。そして、図示しない電源スイッチがオンされ、超音波診断が行われる。

【 0 0 2 7 】

超音波診断装置 1 は、超音波観測装置 3 内の駆動回路 1 1 により超音波プローブ 2 内の超音波振動子 2 A が駆動走査される。この超音波振動子 2 A で超音波を送受信して得た超音波エコー信号は、上述したように超音波観測装置 3 のアナログ信号処理回路 1 2 で信号処理され、A/D 変換器 1 3 で A/D 変換されてメモリ 1 4 に格納される。

そして、画質調整回路 1 5 のコントラスト調整部 3 1 によりコントラスト調整が行われ、また、ゲイン調整部 3 2 によりゲイン調整が、そしてガンマカーブ調整部 3 3 によりガンマカーブの調整が行われる。

【 0 0 2 8 】

このガンマカーブ調整部 3 3 によるガンマカーブの調整前後において、ゲイン側輝度検出器 3 4 及びガンマ側輝度検出器 3 5 が、入出力特性中心部の輝度を検出する。更に、具体的には、ゲイン側輝度検出器 3 4 が、コントラスト、ゲインによる入出力特性の変化分を算出し、ゲイン調整後の入出力特性中心部の輝度を検出する。一方、ガンマ側輝度検出器 3 5 は、ガンマカーブによる入出力特性の変化分を算出することにより、ガンマカーブ調整後の入出力特性中心部の輝度を検出する。

【 0 0 2 9 】

そして、輝度差分検出器 3 6 は、ゲイン側輝度検出器 3 4 及びガンマ側輝度検出器 3 5 で検出した輝度を比較してその輝度差分を検出する。ゲイン／コントラスト調整部 3 7 は、ガンマカーブ調整後に輝度差分検出器 3 6 で検出した輝度差分だけゲイン又はコントラストを補正する。

【 0 0 3 0 】

このようにゲイン／コントラスト調整部 3 7 で調整されたガンマカーブは、図 3 に示すよう入出力特性の中心を通る。従って、モニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）は、ガンマカーブの調整前後で図 1 4 に示す従来例に比べて変化量は少ない。

その後、画質調整されたデジタル信号は、上述したように座標変換回路 1 6 で座標変換され、グラフィック回路 1 7 からの情報を画像重畳回路 1 9 で重畳されて、D/A 変換器 2 0 a ~ 2 0 c で R、G、B 毎に D/A 変換される。変換されたアナログ信号は、変調回路 2 1 で変調されて RGB 信号、Y/C 信号、複合映像信号としてモニタに出力され、このモニタで超音波診断画像が表示される。

【 0 0 3 1 】

この結果、本参考例の超音波診断装置 1 は、ガンマカーブの調整前後でモニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）が図 1 4に示す従来例に比べて変化量は少ない。

尚、本参考例の超音波診断装置 1 は、体腔内に挿入される超音波プローブ 2 を超音波観測装置 3 に着脱自在に接続して構成されるものに本発明を適用しているが、本発明はこれに限定されず、体腔内に挿入される超音波内視鏡を超音波観測装置 3 に着脱自在に接続して構成されるものに本発明を適用しても構わない。

【0032】

（第 2 の参考例）

図 4 は本発明の第 2 の参考例に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブロック図である。

10

上記第 1 の参考例は、ゲイン／コントラスト調整部 3 7 でゲイン又はコントラストの補正を行うように構成しているが、本第 2 の参考例はゲイン補正の有無を判断し、再度ゲイン調整部 3 2 でゲイン補正を行うように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の参考例と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0033】

即ち、図 4 に示すように本第 2 の参考例の超音波診断装置に用いられる画質調整回路 1 5 B は、上記第 1 の参考例で説明した画質調整回路 1 5 のゲイン／コントラスト調整部 3 7 の代わりに、ゲイン補正の有無を判断するゲイン補正確認部 4 1 と、ガンマカーブ調整部 3 3 にガンマカーブの形態を指示すると共に、ゲイン側輝度検出器 2 3 にガンマカーブの変化を出力するガンマカーブ制御部 4 2 とを設けて構成される。

20

【0034】

次に、本第 2 の参考例の作用について説明する。

本第 2 の参考例の超音波診断装置は、上記第 1 の参考例と同様に、超音波プローブが体腔内に挿入されて用いられる。そして、図示しない電源スイッチがオンされ、超音波診断が行われる。

【0035】

本第 2 の参考例は、超音波振動子 2 A が駆動走査され、この超音波振動子 2 A で超音波を送受信して得た超音波エコー信号がアナログ信号処理回路 1 2 で信号処理され、A/D 変換器 1 3 で A/D 変換されてメモリ 1 4 に格納される所までは、上記第 1 の参考例と同じである。

30

【0036】

そして、画質調整回路 1 5 B のコントラスト調整部 3 1 によりコントラスト調整が行われ、また、ゲイン調整部 3 2 によりゲイン調整が行われる。そして、ガンマカーブ制御部 4 2 は、ガンマカーブ調整部 3 3 にガンマカーブの形態を指示する制御を行う。

【0037】

このとき、モニタは、表示画面の一部にガンマカーブの入出力特性のグラフが表示されており、その形態をユーザが自由に変化させることが可能となっている。例えば、ユーザが操作卓 2 2 に接続された図示しないキーボード上の△▽キーを押下操作することで、ガンマカーブの入出力特性の形態を変化させることが可能である。そして、この情報は、制御回路 1 8 を介してガンマカーブ制御部 4 2 に入力されることで、ガンマカーブ制御部 4 2 がガンマカーブの形態をガンマカーブ調整部 3 3 に指示する。ガンマカーブの形態の指示を受けたガンマカーブ調整部 3 3 は、ガンマカーブの調整を行う。

40

【0038】

一方、ゲイン調整部 3 2 によるゲイン調整後、ゲイン側輝度検出器 3 4 は、入出力特性中心部の輝度を検出する。また、ガンマカーブ調整部 3 3 によるガンマカーブの調整後、ガンマ側輝度検出器 3 5 は、入出力特性中心部の輝度を検出する。

【0039】

そして、輝度差分検出器 3 6 は、ゲイン側輝度検出器 3 4 及びガンマ側輝度検出器 3 5 で検出した輝度を比較してその輝度差分を検出し、この輝度差分の情報をゲイン調整部 3 2 に出力する。ゲイン調整部 3 2 は、輝度差分検出器 3 6 で検出した輝度差分だけゲイン

50

を補正する。

【0040】

1度ゲイン調整部32でゲイン補正を行った後、再びガンマ側輝度検出器35は、入出力特性中心部の輝度を検出し、ゲイン側輝度検出器34で検出されている輝度との輝度差分が輝度差分検出器25で検出される。すると、この輝度差分は、0である。そして、この情報を輝度差分検出器25は、ゲイン補正確認部41に出力する。この情報を入力されたゲイン補正確認部41は、画質調整されたデジタル信号を出力する。

【0041】

このように調整されたガンマカーブは、上記第1の参考例で説明した図3と同様に入出力特性の中心を通る。従って、モニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）は、ガンマカーブの調整前後で図14に示す従来例に比べて変化量は少ない。尚、ゲイン側輝度検出器34は、ゲイン補正後の入出力特性中心部の輝度を検出しないものとする。また、ゲイン側輝度検出器34は、ガンマカーブ制御部42からガンマカーブ変更の信号を入力したときのみ入出力特性中心部の輝度を検出するものとする。

10

【0042】

以降、画質調整されたデジタル信号は、上記第1の参考例で説明したように各種処理され、モニタで超音波診断画像が表示される。

この結果、本第2の参考例の超音波診断装置は、上記第1の参考例と同様な効果を得ることに加え、より装置を小型化できる。

【0043】

20

（第3の参考例）

図5は本発明の第3の参考例に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブロック図である。

上記第1、第2の参考例は、ゲイン調整後及びガンマカーブ調整後の入出力特性中心部の輝度を検出することで、これらを比較しその輝度差分だけガンマカーブの調整を行うように構成しているが、本第3の参考例は、予め設定されたガンマカーブの入出力特性を選択することで、この選択されたガンマカーブの形態に基づきゲイン補正を行うように構成する。それ以外の構成は、上記第1の参考例と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0044】

30

即ち、図5に示すように本第3の参考例の超音波診断装置に用いられる画質調整回路15Cは、コントラスト調整部31と、ゲイン調整部32と、ガンマカーブ調整部33とを有し、更に、予め設定されたガンマカーブの入出力特性を選択することで、前記ガンマカーブ調整部33にガンマカーブの形態を指示すると共に、この選択されたガンマカーブの形態に基づき、ゲイン補正值を前記ゲイン調整部32に出力するガンマカーブ制御部42cを設けて構成される。

【0045】

次に、本第3の参考例の作用について説明する。

本第3の参考例の超音波診断装置は、上記第1の参考例と同様に、超音波プローブが体腔内に挿入されて用いられる。そして、図示しない電源スイッチがオンされ、超音波診断が行われる。

40

【0046】

本第3の参考例は、超音波振動子2Aが駆動走査され、この超音波振動子2Aで超音波を送受信して得た超音波エコー信号がアナログ信号処理回路12で信号処理され、A/D変換器13でA/D変換されてメモリ14に格納される所までは、上記第1の参考例と同じである。

【0047】

そして、画質調整回路15Cのコントラスト調整部31によりコントラスト調整が行われ、また、ゲイン調整部32によりゲイン調整が行われる。

そして、ガンマカーブ制御部42cは、ガンマカーブ調整部33にガンマカーブの形態

50

を指示する。尚、このガンマカーブの形態は、予め何種類か設定されており、モニタ表示画面の一部にガンマカーブの入出力特性のグラフが表示されるようになっている。そして、これら表示されたグラフの中からユーザが選択することで、ガンマカーブ制御部 42c が指示するガンマカーブの形態が決定されるようになっている。

【0048】

例えば、ユーザが操作卓 22 に接続された図示しないキーボード上の△▽キーを押下操作することで、ガンマカーブの入出力特性の形態を選択することが可能である。そして、この情報は、制御回路 18 を介してガンマカーブ制御部 42c に入力されることで、ガンマカーブ制御部 42c がガンマカーブの形態をガンマカーブ調整部 33 に指示する。ガンマカーブの形態の指示を受けたガンマカーブ調整部 33 は、ガンマカーブの調整を行う。

10

【0049】

また、ガンマカーブの形態が予め何種類か設定されているので、予めそれぞれのガンマカーブの形態において、入出力特性中心部の輝度の変化分（補正值）を演算により求めることができる。つまり、ガンマカーブ制御部 42c は、1つのガンマカーブの形態において、1つのゲイン補正值を有している。

【0050】

その補正值をガンマカーブ制御部 42c は、ゲイン調整部 32 に出力することで、上記第 1 の参考例で説明した図 3 と同様にガンマカーブが入出力特性の中心を通るように調整する。従って、モニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）は、ガンマカーブの調整前後で図 14 に示す従来例に比べて変化量は少ない。以降、画質調整されたデジタル信号は

20

この結果、本第 3 の参考例の超音波診断装置は、上記第 1 の参考例と同様な効果を得る。

【0051】

（第 4 の参考例）

図 6 は本発明の第 4 の参考例に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブロック図である。

上記第 1 ～第 3 の参考例は、ガンマカーブの調整前後でモニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）を調整するように構成しているが、本第 4 の参考例は任意に設定されたフォーカス位置において、ガンマカーブ調整前後での明るさを調整するように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の参考例と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

30

【0052】

即ち、図 6 に示すように本第 4 の参考例の超音波診断装置に用いられる画質調整回路 15D は、コントラスト調整部 31 と、ゲイン調整部 32 と、ガンマカーブ調整部 33 と、輝度差分検出器 36 と、ゲイン／コントラスト調整部 37 とを有し、更に、任意に設定されたフォーカス位置を検出するフォーカス位置検出器 43 と、このフォーカス位置検出器 43 からのフォーカス位置情報に基づき、フォーカス位置のエコー強度を検出し、その情報を出力する ROI 指定部 44 と、ゲイン調整後のフォーカス位置におけるエコー強度の輝度を検出するゲイン側フォーカス輝度検出器 45 と、ガンマカーブ調整後のフォーカス位置におけるエコー強度の輝度を検出するガンマ側フォーカス輝度検出器 46 とを設けて構成される。

40

【0053】

前記輝度差分検出器 36 は、前記ゲイン側フォーカス輝度検出器 45 及びガンマ側フォーカス輝度検出器 46 で検出した輝度を比較しその輝度差分を検出するようになっている。また、前記ゲイン／コントラスト調整部 37 は、前記輝度差分検出器 36 で検出した輝度差分だけゲイン又はコントラストを補正するようになっている。

【0054】

次に、本第 4 の参考例の作用について説明する。

50

本第４の参考例の超音波診断装置は、上記第１の参考例と同様に、超音波プローブが体腔内に挿入されて用いられる。そして、図示しない電源スイッチがオンされ、超音波診断が行われる。

【００５５】

本第４の参考例は、超音波振動子２Ａが駆動走査され、この超音波振動子２Ａで超音波を送受信して得た超音波エコー信号がアナログ信号処理回路１２で信号処理され、Ａ／Ｄ変換器１３でＡ／Ｄ変換されてメモリ１４に格納される所までは、上記第１の参考例と同じである。

そして、画質調整回路１５Ｄのコントラスト調整部３１によりコントラスト調整が行われ、また、ゲイン調整部３２によりゲイン調整が、そして、ガンマカーブ調整部３３によりガンマカーブの調整が行われる。

10

【００５６】

フォーカス位置検出器４３は、任意に設定されたフォーカス位置を検出し、その情報をＲＯＩ指定部４４に出力する。通常、ユーザは最も見たいところにフォーカスを合わせる。このフォーカス位置の設定は、例えば、ユーザが操作卓２２に接続された図示しないキーボード又はマウス等で所定範囲を設定することで、制御回路１８を介してフォーカス位置検出器４３に入力されるようになっている。

【００５７】

そして、フォーカス位置の情報を入力されたＲＯＩ指定部４４は、ゲイン側フォーカス輝度検出器４５、ガンマ側フォーカス輝度検出器４６に指示し、フォーカス位置のエコー強度を求める。そして、ゲイン側フォーカス輝度検出器４５、ガンマ側フォーカス輝度検出器４６は、ガンマカーブの調整前後における輝度を検出する。このとき、ゲイン側フォーカス輝度検出器４５、ガンマ側フォーカス輝度検出器４６が行う輝度検出は、ＲＯＩ指定部４４により指定されたフォーカス位置のエコー強度である。

20

【００５８】

そして、輝度差分検出器３６は、ゲイン側フォーカス輝度検出器４５、ガンマ側フォーカス輝度検出器４６で検出した輝度を比較してその輝度差分を検出し、この輝度差分の情報をゲイン／コントラスト調整部３７に出力する。

【００５９】

ゲイン／コントラスト調整部３７は、ガンマカーブの調整後に輝度差分検出器３６で検出した輝度差分だけゲイン又はコントラストを補正する。従って、モニタ表示画面のフォーカス位置での明るさは、ガンマカーブの調整前後で変化しない。以降、画質調整されたデジタル信号は、上記第１の参考例で説明したように各種処理され、モニタで超音波診断画像が表示される。

30

【００６０】

この結果、本第４の参考例は、ガンマカーブの調整前後でフォーカス位置での明るさを変化させることなく、ガンマカーブの調整を行うことができる。従って、本第４の参考例は、ユーザがモニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）を調整する必要がなくなるという効果を得る。

【００６１】

次に本発明の実施の形態について説明する。

40

【００６２】

（本発明の実施の形態）

図７及び図８は本発明の一実施の形態に係り、図７は本発明の一実施の形態の超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブロック図、図８はガンマカーブの入出力特性を示すグラフである。

本実施の形態は、ガンマカーブが常に入出力特性の中心点がその他の点より大きく移動しないようなＳ字形の変化をするようにガンマカーブの調整を行うように構成する。それ以外の構成は、上記第１の参考例と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

50

【0063】

即ち、図7に示すように本実施の形態の超音波診断装置に用いられる画質調整回路15Eは、ゲイン調整部32と、ガンマカーブが常に入出力特性の中心点その他の点より大きく移動しないようなS字形の変化をするようにガンマカーブの調整を行うガンマカーブ調整部33Eとから構成される。

【0064】

次に、本実施の形態の作用について説明する。

本実施の形態の超音波診断装置は、上記第1の参考例と同様に、超音波プローブが体腔内に挿入されて用いられる。そして、図示しない電源スイッチがオンされ、超音波診断が行われる。

10

【0065】

本実施の形態は、超音波振動子2Aが駆動走査され、この超音波振動子2Aで超音波を送受信して得た超音波エコー信号がアナログ信号処理回路12で信号処理され、A/D変換器13でA/D変換されてメモリ14に格納される所までは、上記第1の参考例と同じである。

【0066】

そして、画質調整回路15Eのゲイン調整部32によりゲイン調整が行われる。

ガンマカーブ調整部33Eは、図8に示すように常に入出力特性の中心点その他の点より大きく移動しないようなS字形の変化をするようにガンマカーブの調整を行うようになっている。尚、このガンマカーブの形態は、上記第3の参考例と同様に予め何種類か設定され、ユーザが選択するようになっている。

20

【0067】

図8は、第1、第2の調整されたガンマカーブが表されている。これら調整された第1、第2のガンマカーブは、常に入出力特性の中心点その他の点より大きく移動しないようなS字形で、入出力特性の中心を通るようになっている。従って、モニタ表示画面全体の明るさ（平均明るさ）は、ガンマカーブの調整前後でほとんど変化しない。以降、画質調整されたデジタル信号は、上記第1の参考例で説明したように各種処理され、モニタで超音波診断画像が表示される。

この結果、本実施の形態の超音波診断装置は、ガンマカーブの調整時にゲインやコントラストを調整し直す必要がないという効果を得る。

30

ところで、超音波診断装置は、図9に示すように超音波観測装置3に時間表示部を設けて構成しても良い。

図9は、時間表示部を設けた超音波観測装置を示す概略図、図10は図9の時間表示部の具体例を示す説明図であり、図10(a)は数字表示を行う時間表示部の説明図、図10(b)はカラーバー表示を行う時間表示部の説明図である。

【0068】

図9に示すように超音波観測装置3は、時間表示部61を設けて構成されている。この時間表示部61は、電源が投入されてから起動するまでの時間を表示するように構成している。この機能は、例えば図10に示すように構成されている。

図10(a)に示すように時間表示部61aは、電源が投入されてから起動するまでの時間を数値表示するように構成している。尚、この数値の単位は、秒(s)である。そして、超音波観測装置は、時間表示部61aの表示が0になったときに起動するようになっている。

40

【0069】

また、図10(b)に示すように時間表示部61bは、電源が投入されてから起動するまでの時間をLED等の複数の発光素子を設けてカラーバー表示を行うように構成している。これら複数の発光素子は、左から右へ大きさが変化するように配置され、例えば1秒毎に順次点灯するように構成されている。そして、超音波観測装置は、時間表示部61bの発光素子が全点灯したときに起動するようになっている。

【0070】

50

尚、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0071】

[付記]

(付記項1) 被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、

前記モニタ表示される表示画像に対して画質の変更を行う画質変更手段と、

前記画質変更手段で画質を変更された変更後の画像の平均明るさを変更前の平均明るさと略一致させる明るさ補正手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10

【0072】

(付記項2) 前記画質変更手段は、少なくともガンマカーブの調整を行うガンマ調整手段であることを特徴とする付記項1に記載の超音波診断装置。

【0073】

(付記項3) 前記明るさ補正手段は、前記ガンマ調整手段で調整されるガンマカーブの変化に応じて、ゲイン又はコントラストの自動調整を行うことを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0074】

(付記項4) 前記明るさ補正手段は、入出力特性の中心点近傍を移動させること無く、ガンマカーブの調整を行うように前記ガンマ調整手段を制御することを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

20

【0075】

(付記項5) 被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、

前記モニタ表示される表示画像に対してゲイン調整を行うゲイン調整手段と、

前記ゲイン調整手段でゲイン調整された画像信号に対し、入出力特性の中心点近傍を移動させること無く、ガンマカーブの調整を行うガンマ調整手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0076】

(付記項6) 被写体に対して超音波を送受信し、この超音波を走査することで得た超音波診断画像をモニタ表示する超音波診断装置において、

30

ガンマカーブの調整を行なった際に、モニタ表示画面全体の明るさが変化しない明るさ補正手段を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【0077】

(付記項7) 前記明るさ補正手段は、前記ガンマカーブの調整を行なった際に、それぞれのガンマカーブの変化に応じたゲイン又はコントラスト自動調整機能を有することを特徴とする付記項6に記載の超音波診断装置。

【0078】

(付記項8) 前記明るさ補正手段は、前記ガンマカーブの調整を行なった際に、ガンマカーブがこの入出力特性の中心点でほぼ固定されるガンマカーブ調整機能を有することを特徴とする付記項6に記載の超音波診断装置。

40

【0079】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、ガンマカーブの調整時にゲインやコントラストを調整し直す必要がない超音波診断装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の第1の参考例の超音波診断装置の構成を説明する回路ブロック図

【図2】 図1の画質調整回路を説明する回路ブロック図

【図3】 ガンマカーブの入出力特性を示すグラフ

【図4】 本発明の第2の参考例に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブ

50

ロック図

【図 5】 本発明の第 3 の参考例に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブ

ロック図

【図 6】 本発明の第 4 の参考例に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブ

ロック図

【図 7】 本発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の画質調整回路を説明する回路ブ

ロック図

【図 8】 ガンマカーブの入出力特性を示すグラフ

【図 9】 時間表示部を設けた超音波観測装置を示す概略図

【図 10】 図 9 の時間表示部の具体例を示す説明図

10

【図 11】 従来の超音波診断装置に用いられる画質調整回路の回路ブロック図

【図 12】 図 11 のゲイン調整部の入出力特性を示したグラフ

【図 13】 図 11 のコントラスト調整部の入出力特性を示したグラフ

【図 14】 図 11 のガンマカーブ調整部の入出力特性を示したグラフ

【符号の説明】

1 … 超音波診断装置

2 … 超音波プローブ

2 A … 超音波振動子

3 … 超音波観測装置

1 5 … 画質調整回路

20

3 1 … コントラスト調整部

3 2 … ゲイン調整部

3 3 … ガンマカーブ調整部

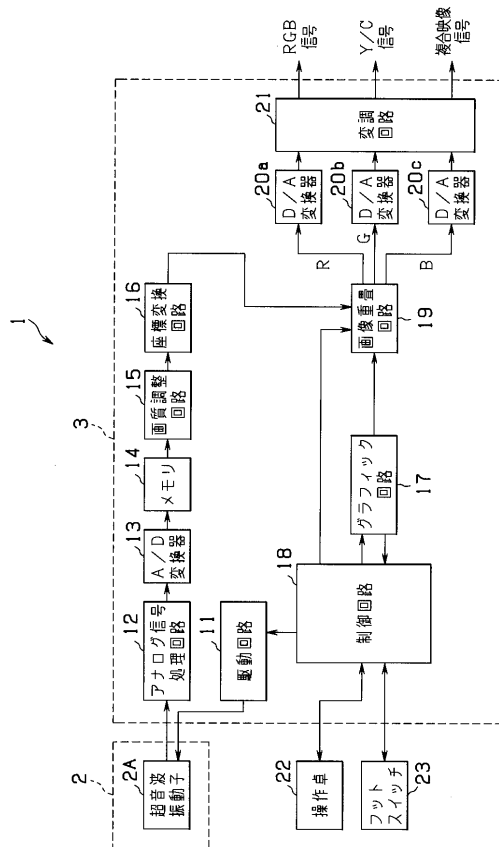
3 4 … ゲイン側輝度検出器

3 5 … ガンマ側輝度検出器

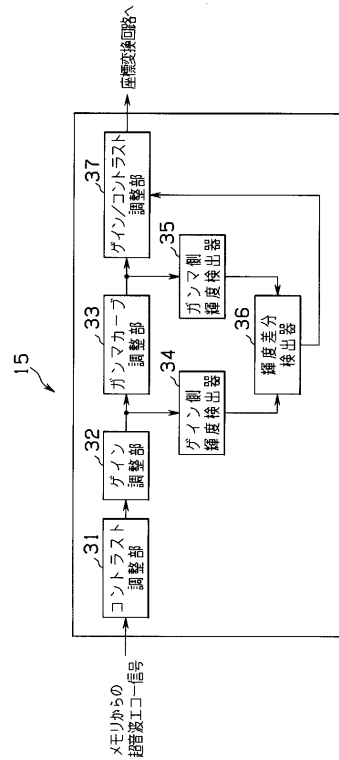
3 6 … 輝度差分検出器

3 7 … ゲイン／コントラスト調整部

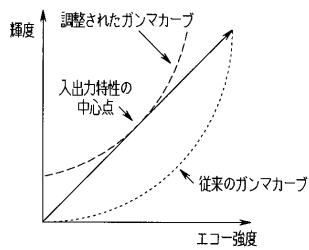
【図 1】



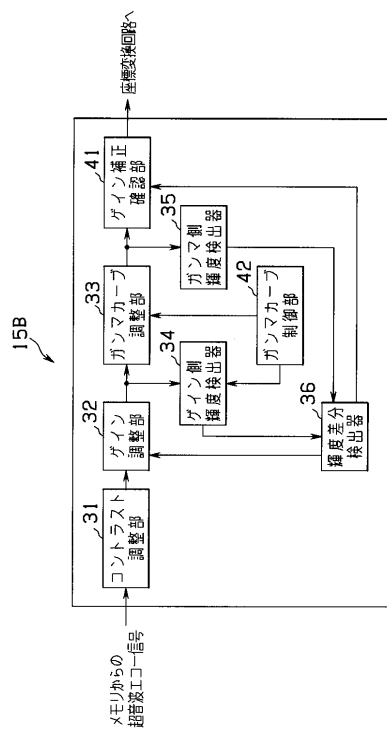
【図 2】



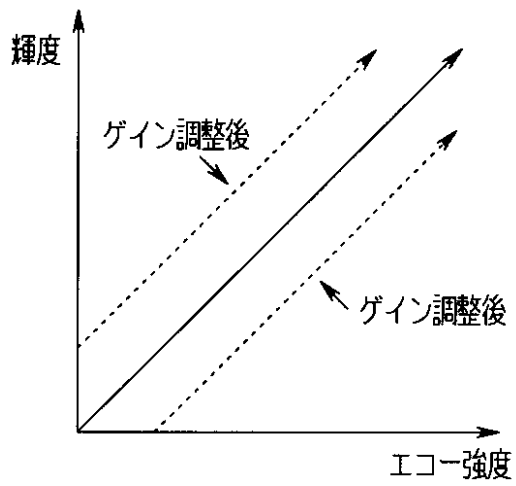
【図 3】



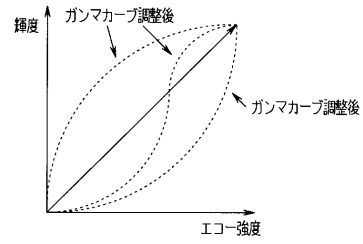
【図 4】



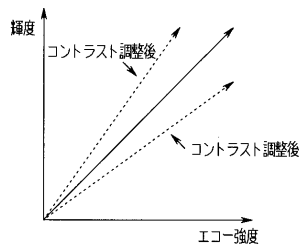
【図 1 2】



【図 1 4】



【図 1 3】



フロントページの続き

(72)発明者 開米 達夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナル光学工業株式会社内

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平05-253220 (JP, A)

特開平08-205139 (JP, A)

特開平04-259444 (JP, A)

特開平04-224739 (JP, A)

特開平03-085150 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4068833B2	公开(公告)日	2008-03-26
申请号	JP2001339785	申请日	2001-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	浦川勉 宮木浩仲 服部浩 關米達夫		
发明人	浦川 勉 宮木 浩仲 服部 浩 關米 達夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE13 4C301/JB11 4C301/JB17 4C301/JB23 4C301/JB29 4C301/KK03 4C601/EE11 4C601/JB11 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/KK03		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2003135457A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现超声波诊断仪器，在调整伽马曲线时不需要调整增益和对比度。解决方案：超声波诊断仪器具有图像质量调节电路15。图像质量调节电路15包括对比度调节部分31，增益调节部分32和作为图像质量改变装置的伽马曲线调节部分33。电路15还设置有增益侧亮度检测器34，用于在通过增益调节部分32调节增益之后检测输入/输出特性的中心部分中的亮度，伽马侧亮度检测器35用于检测中心部分的亮度。通过伽马曲线调整部分33调整伽马曲线之后的输入/输出特性，用于比较由检测器34和35检测的两种亮度并检测亮度差的亮度差检测器36和增益/对比度调整部分37（亮度）校正装置）用于校正由检测器36检测的亮度差的部分的增益或对比度。

【 図 1 】

