

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2004-173849
(P2004-173849A)

(43) 公開日 平成16年6月24日(2004.6.24)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12	A 6 1 B 8/12	4 C 3 0 1
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2002-342620 (P2002-342620)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成14年11月26日 (2002.11.26)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	秋野 隆哉
			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
		Fターム(参考)	4C301 EE07 FF09 JB29 JB32
			4C601 EE04 FE03 JB34 JB45 JB47

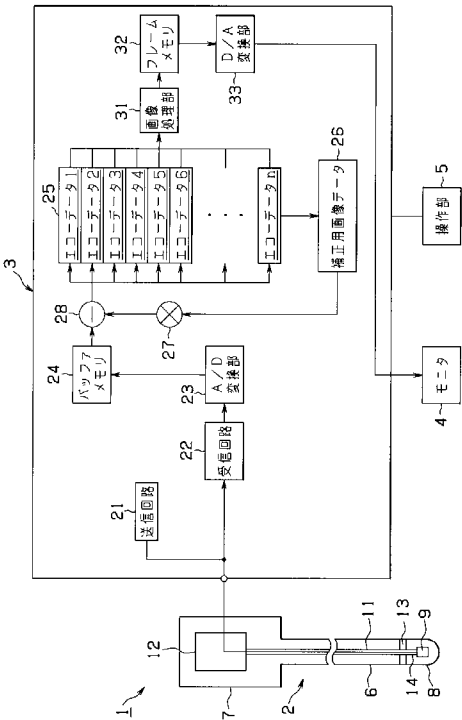
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

【課題】探触子近傍までの超音波断層画像を正確に得ることが可能な超音波診断装置及び超音波診断方法を実現する。

【解決手段】超音波診断装置1は、超音波探触子2と、装置本体3と、モニタ4と、操作部5とから構成される。装置本体3は、予め記録した補正用画像データを保持する補正用画像メモリ26と、この補正用画像メモリ26から出力される補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせる乗算器27と、被検体からの超音波エコー信号に対して、乗算器27からの出力を減算する減算器28とを設けている。装置本体3は、被検体からの超音波エコー信号を取り込む際に、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にバッファメモリ24、シネメモリ25、補正用画像メモリ26を設定し、補正用画像データよりも入力レンジを拡げるように構成している。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を信号処理して超音波断層画像を得る超音波診断装置において、
予め記録した補正用画像データに基づき、前記被検体からの超音波エコー信号から、多重エコー信号及び構造に起因する定常ノイズを除去する除去手段を有し、
前記被検体からの超音波エコー信号を取り込む際には、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、前記補正用画像データよりも入力レンジを拡げたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を信号処理して超音波断層画像を得る超音波診断方法において、
予め記録した補正用画像データに基づき、前記被検体からの超音波エコー信号から、多重エコー信号及び構造に起因する定常ノイズを除去する除去方法と、
エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、前記補正用画像データよりも入力レンジを拡げて前記被検体からの超音波エコー信号を取り込む取得方法と、
を有することを特徴とする超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、被検体に超音波を送受信して超音波断層画像を得る超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来より、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、患者（被検体）の超音波断層画像（超音波診断画像とも言う）を取得し病変の状態を診断するためのものである。

超音波診断装置は、超音波を患者（被検体）の診断対象部位に送信し、診断対象部位からの超音波エコー信号を受信する。そして、この超音波エコー信号を画像化することで、超音波診断装置は、超音波断層画像を取得する。

【0003】

このような従来の超音波診断装置は、例えば、図 18 に示すように構成される。図 18 は、従来の超音波診断装置を示す全体構成図である。

従来の超音波診断装置 100 は、超音波振動子 101 a が内蔵されている超音波探触子（超音波プローブとも言う）101 と、超音波断層画像を構築するための処理を行う装置本体（超音波観測装置）102 と、超音波断層画像を表示するモニタ 103 と、装置本体 102 に対する設定指示等を行う操作部 104 とから構成される。

【0004】

超音波探触子 101 は、挿入部 101 b 内を挿通されたフレキシブルシャフト 111 の先端側に超音波振動子 101 a が取り付けられている。フレキシブルシャフト 111 は、この後端が操作部 101 c に設けた回転駆動部 112 に接続されている。そして、超音波探触子 101 は、回転駆動部 112 内部の図示しないモータによりフレキシブルシャフト 111 と共に超音波振動子 101 a が回転駆動される。

【0005】

超音波振動子 101 a は、送信回路 121 からのパルス状の送信信号を印加されて発生する超音波を被検体側に送信し、被検体側で反射された反射超音波を受信して超音波エコー信号に変換して受信回路 122 に出力する。

超音波エコー信号は、受信回路 122 で受信された後、A/D変換部 123 に入力される。超音波エコー信号は、A/D変換部 123 によりアナログ信号からデジタル信号（デ

10

20

30

40

50

ィジタル信号データ)に変換された後、バッファメモリ124に入力され、ディジタル信号が一時格納される。このバッファメモリ124は、パルス状の超音波の送受信の度にデータが書き込まれ、書き込まれたデータをn段のシネメモリ125に1フレーム毎に順次出力する。

【0006】

シネメモリ125は、バッファメモリ124からのエコー信号を1フレーム毎に順次格納して複数フレーム分保持し、画像処理部126に1フレーム毎に順次出力する。画像処理部126は、シネメモリ125からの1フレーム毎のエコー信号を順次、画像処理してデジタル画像信号を生成し、このデジタル画像信号がフレームメモリ127に一時格納される。そして、フレームメモリ127に一時格納されたデジタル画像信号は、D/A変換部128でデジタル信号からアナログ信号(アナログ画像信号)に変換された後、モニタ103へ出力され、モニタ103の表示面に超音波断層画像が表示される。

10

【0007】

ここで、一般に、超音波診断装置は、通常、受信される超音波エコー信号が超音波探触子の構造や送信する超音波の特性、もしくは個体差や経年劣化などに起因する。

このため、従来の超音波診断装置は、得られる超音波断層画像に対して、時間的な変化や被検体の音響状態にほとんど起因しない多重エコー信号や超音波探触子の構造に起因する定常ノイズが発生してしまい、診断に用いることのできる範囲が狭められていた。

【0008】

これら多重エコー信号や定常ノイズは、超音波探触子の近傍で非常に強いエコーとなって現れるので、探触子に近い領域での超音波像を殆ど覆い隠してしまう。

20

従って、従来の超音波診断装置は、高周波の超音波を用いて焦点を近点に設定すれば最も高分解能が望めるはずの、近点の超音波像を診断に用いることができない状態にしてしまう。

【0009】

このため、超音波診断装置は、上記多重エコー信号や定常ノイズを取り除かなければ、正確な超音波断層画像を得ることが困難である。

一方、これに対して、従来の超音波診断装置は、例えば、特開平1-291845号公報に記載されているように多重エコー信号を記録して、この記録した多重エコー信号を超音波エコー信号から減算するものが提案されている。

30

【0010】

【特許文献1】

特開平1-291845号公報

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記特開平1-291845号公報に記載の超音波診断装置は、超音波探触子の構造に起因する定常ノイズの除去が考慮されていない。

定常ノイズは、大きな入力値を取ることが多い。このため、診断対象からの本来のエコー信号に多重エコー信号及び定常ノイズが合わさった被検体からの超音波エコー信号は、図19に示すように探触子近傍では入力信号として入力レンジの最大許容量(最大許容入力値)を超えてしまう(入力飽和する)こともある。

40

【0012】

尚、図19の実線は、A/D変換部123に入力される入力信号、破線はそのうちの多重エコー信号及び定常ノイズ成分、2点鎖線は診断対象からの本来のエコー信号をそれぞれ示している。通常、入力信号は、多重エコー信号及び定常ノイズ成分に診断対象からのエコー信号が合わさった信号である。

【0013】

この場合、図20に示すように超音波エコー信号は、探触子近傍において、定常ノイズを加算した信号が入力されるため、過大な入力により入力飽和を起こして最大許容量(最大許容入力値)を超えてしまい、クリッピングによりそれ以上カットされてしまう。

50

【 0 0 1 4 】

このため、従来の超音波診断装置は、この後、多重エコー信号等の除去処理を行ったとしても、探触子近傍において、入力飽和による波形の歪みのため、診断対象からの本来のエコー信号を抽出できず、正確な超音波断層画像を得ることが困難である。従って、従来の超音波診断装置は、得られる超音波断層画像のうち、診断に用いることのできる範囲が狭められていた。

【 0 0 1 5 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、探触子近傍までの超音波断層画像を正確に得ることが可能な超音波診断装置及び超音波診断方法を提供することを目的とする。

【 0 0 1 6 】

【課題を解決するための手段】

本発明の請求項 1 は、被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を信号処理して超音波断層画像を得る超音波診断装置において、予め記録した補正用画像データに基づき、前記被検体からの超音波エコー信号から、多重エコー信号及び構造に起因する定常ノイズを除去する除去手段を有し、前記被検体からの超音波エコー信号を取り込む際には、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、前記補正用画像データよりも入力レンジを上げたことを特徴としている。

また、本発明の請求項 2 は、被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を信号処理して超音波断層画像を得る超音波診断方法において、予め記録した補正用画像データに基づき、前記被検体からの超音波エコー信号から、多重エコー信号及び構造に起因する定常ノイズを除去する除去方法と、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、前記補正用画像データよりも入力レンジを上げて前記被検体からの超音波エコー信号を取り込む取得方法と、を有することを特徴としている。この構成により、探触子近傍までの超音波断層画像を正確に得ることが可能な超音波診断装置及び超音波診断方法を実現する。

【 0 0 1 7 】

【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。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 16 は本発明の第 1 の実施の形態に係わり、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を示す全体構成図、図 2 は図 1 の超音波探触子の挿入部先端部の概略図であり、図 2 (a) は超音波探触子の挿入部先端部の縦断面図、図 2 (b) は同図 (a) の側面断面図、図 3 は図 2 (a) の要部拡大図、図 4 は図 3 の超音波探触子で発生する多重エコー及び定常ノイズを示す画像例を示し、図 4 (a) は多重エコーを示す画像例、図 4 (b) は定常ノイズを示す画像例、図 5 は図 4 の多重エコーと定常ノイズとが合わさった画像例、図 6 は補正無しで得られる超音波診断画像の画像例、図 7 は本来の診断対象からのエコー信号画像の画像例、図 8 は診断対象からのエコー信号と、多重エコー信号及び定常ノイズの波形を示し、図 8 (a) は診断対象からの本来のエコー信号を示すグラフ、図 8 (b) は多重エコー信号及び定常ノイズによる信号を示すグラフ、図 9 は補正用画像データ取得時の要部動作を示す説明図、図 10 は補正用画像データ取得手順時に用いられる容器及びこの容器内での探触子の動かし方を示し、図 10 (a) は脱気水を入れた無響性の容器を示す説明図、図 10 (b) は同図 (a) の容器内での探触子の動かし方を示す概念図、図 11 は n フレームの補正用画像データを取得する際の概念図、図 12 はバッファメモリ、シネメモリ、補正用画像メモリにおいて、補正用画像データ取得時のデータ格納の概念図、図 13 はバッファメモリ、シネメモリ、補正用画像メモリにおいて、通常の超音波画像取得時のデータ格納の概念図、図 14 は本実施の形態での入力信号 (超音波エコー信号) を示すグラフ、図 15 は補正用画像信号を示すグラフ、図 16 は多重エコー信号及び定常ノイズ除去後の信号 (超音波エコー信号) を示すグラフである。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 は、被検体内に挿入され、超音波の送受を行う超音波探触子（超音波プローブとも言う）2 と、この超音波探触子 2 が着脱自在に接続され、超音波断層画像を構築する処理を行う装置本体（超音波観測装置）3 と、この装置本体 3 から出力される映像信号が入力されることにより超音波断層画像を表示するモニタ 4 と、装置本体 3 に対する設定指示等を行う操作部 5 とから構成される。

【0019】

超音波探触子 2 は、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部 6 と、この挿入部 6 の後端に設けた操作部（把持部）7 とを有し、挿入部 6 の先端部 8 には超音波振動子 9 が内蔵されている。

10

超音波探触子 2 は、挿入部 6 内を挿通されたフレキシブルシャフト 11 の先端側に超音波振動子 9 が取り付けられている。フレキシブルシャフト 11 は、この後端が操作部 7 に設けた回転駆動部 12 に接続されている。そして、超音波探触子 2 は、回転駆動部 12 内部の図示しないモータによりフレキシブルシャフト 11 と共に超音波振動子 9 が回転駆動されるようになっている。

【0020】

また、超音波探触子 2 は、挿入部先端部 8 付近において、フレキシブルシャフト 11 の軸受け 13 で回転自在に支持された硬質のシャフト 14 を介して超音波振動子 9 に接続されている。

尚、超音波探触子 2 は、挿入部先端部 8 が超音波を透過する音響キャップで覆われ、超音波振動子 9 の周囲は超音波を伝達（伝播）する図示しない超音波伝播媒体で満たされている（図 3 参照）。尚、軸受け 13 は、超音波伝播媒体を音響キャップから後方側に漏れるのを防止するシール機能も有する。

20

【0021】

超音波探触子 2 は、超音波振動子 9 がフレキシブルシャフト 11 内部を挿通された信号線を介して装置本体 3 に電氣的に接続されている。

超音波振動子 9 は、送信回路 21 からのパルス状の送信信号を印加されて発生する超音波を被検体側に送信し、被検体側で反射された反射超音波を受信して超音波エコー信号に変換して受信回路 22 に出力する。

【0022】

超音波エコー信号は、受信回路 22 で受信された後、A/D変換部 23 に入力される。超音波エコー信号は、A/D変換部 23 によりアナログ信号からデジタル信号（デジタル信号データ）に変換された後、バッファメモリ 24 に入力され、デジタル信号が一時格納される。このバッファメモリ 24 は、パルス状の超音波の送受信の度にデータが書き込まれ、書き込まれたデータを n 段のシネメモリ 25 に 1 フレーム毎に順次出力する。

30

【0023】

ここで、本実施の形態では、装置本体 3 は、予め記録した補正用画像データを保持する補正用画像メモリ 26 と、この補正用画像メモリ 26 から出力される補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせる乗算器 27 と、バッファメモリ 24 から順次出力される 1 フレーム毎の被検体からの超音波エコー信号に対して、乗算器 27 から

40

【0024】

このことにより、本実施の形態では、多重エコー信号及び超音波探触子 9 の構造に起因する定常ノイズ（以下、定常ノイズ）を除去するように構成している。更に、本実施の形態では、装置本体 3 は、被検体からの超音波エコー信号を取り込む際に、後述するようにエコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、補正用画像データよりも入力レンジを拡げるように構成している。

【0025】

そして、シネメモリ 25 は、バッファメモリ 24 からのエコー信号を 1 フレーム毎に順次格納して複数フレーム分保持し、画像処理部 31 に 1 フレーム毎に順次出力する。画像処

50

理部 31 は、シネメモリ 25 からの 1 フレーム毎のエコー信号を順次、画像処理してデジタル画像信号を生成し、このデジタル画像信号がフレームメモリ 32 に一時格納される。そして、フレームメモリ 32 に一時格納されたデジタル画像信号は、D/A 変換部 33 でデジタル信号からアナログ信号（アナログ画像信号）に変換された後、モニタ 4 へ出力され、モニタ 4 の表示面に超音波断層画像が表示される。

【0026】

ここで、一般に、超音波診断装置は、通常、受信される超音波エコー信号が探触子の構造や送信する超音波の特性、もしくは個体差や経年劣化などに起因し、得られる超音波断層画像に対して、時間的な変化や被検体の音響状態にほとんど起因しない多重エコー信号や定常ノイズが発生してしまう場合がある。

10

例えば、超音波探触子 2 は、図 3 (a)、(b) に示すように超音波振動子 9 に音響カップ 41 を被せて、その所定周囲を補強部材 42 で補強した構造である。

【0027】

そして、超音波探触子 2 は、上述のように回転駆動部 12 が回転することにより、シャフト 14 に取り付けられた超音波振動子 9 も矢印で示すように回転駆動され、超音波を放射状に送信し、ラジアル走査する。つまり、本実施の形態は、機械走査式の超音波探触子である。

【0028】

具体的には、超音波振動子 9 から放射状に送信される超音波は、その周囲の超音波伝播媒体及び円筒形状の音響カップ 41 を透過してその外側表面が当接される被検体側に送信される。

20

そして、超音波探触子 2 は、被検体側における音響インピーダンスの変化部分で反射された音線に沿った反射超音波を音響カップ 41 を透過させて超音波振動子 9 で受信し、超音波エコー信号に変換する。

【0029】

この場合、超音波探触子 2 は、図 3 に示すように超音波振動子 9 から送信される超音波の一部が音響カップ 41 で反射され、超音波振動子 9 で受信されると共に、更にその一部が超音波振動子 9 で反射されて音響カップ 41 側に進行するという具合となり、超音波振動子 9 と音響カップ 41 との間で多重反射が起こる。そして、超音波振動子 9 は、その多重反射の超音波も受信する。すると、超音波断層画像は、図 4 (a) に示すように多重エコーが現れる。

30

【0030】

また、超音波探触子 2 は、超音波振動子 9 から送信される超音波の一部が補強部材 42 等の構成部材で反射され、超音波振動子 9 で受信されて、定常ノイズが発生する。すると、超音波断層画像は、図 4 (b) に示すように定常ノイズが発生する。

そして、これら多重エコー信号と定常ノイズとは、図 5 に示すように合わさってしまう。そして、補正無しで得られる超音波断層画像は、図 6 に示すように多重エコー信号及び定常ノイズにより、図 7 に示す本来観察したい部位に対して探触子近傍で像がかき消されてしまう。

【0031】

また、定常ノイズは、大きな入力値を取ることが多い。このため、図 8 (a) に示す診断対象からの本来のエコー信号に図 8 (b) に示す多重エコー信号及び定常ノイズが合わさった被検体からの超音波エコー信号は、上述した図 19 に示すように探触子近傍では入力信号として入力レンジの最大許容量（最大許容入力値）を超えてしまう（入力飽和することもある）。

40

【0032】

尚、本実施の形態では、機械走査式の超音波探触子の場合において説明しているが、電子走査式の超音波探触子においても、その場合の超音波振動子と、その超音波振動子の前面に設けた音響整合層及び音響レンズとの間で超音波の反射が起こり（多重反射となり）、従って、被検体からのエコー信号にその多重反射による多重エコー信号が重畳する現象が

50

同様に起こる。更に、電子走査式の超音波探触子においても、定常ノイズが発生することは言うまでもない。

【0033】

そこで、本実施の形態では、上述したように予め記録した補正用画像データにおいて、位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせて、被検体からの超音波エコー信号に対して減算することで、多重エコー信号及び定常ノイズを除去すると共に、被検体からの超音波エコー信号を取り込む際に、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、補正用画像データよりも入力レンジを拡げるように構成する。

尚、以下に説明する多重エコー信号及び定常ノイズの除去は、機械走査式の超音波探触子の場合にも、電子走査式の超音波探触子においても同様に適用することができる。

10

【0034】

先ず、予め補正用画像データを記録し取得する補正用画像データ取得手順について説明する。尚、この補正用画像データ取得手順は、装置出荷時又はメンテナンス時にメーカー側で行うものであり、通常の使用時（超音波断層画像取得時）においてユーザが行う必要はない。

【0035】

補正用画像データ取得手順は、超音波診断装置1において、操作部5の操作によって図示しない動作モード切換手段で切り換えられ、装置本体3を補正用画像データ取得状態に設定する。

このことにより、超音波診断装置1は、装置本体3が図9に示すようにバッファメモリ24と同等のビット幅（ここでは16ビット/サンプル）でシネメモリ25にエコーデータを記憶可能となる。

20

【0036】

続いて、超音波診断装置1は、操作部5の操作により、装置本体3のフリーズを解除され、図10(a)、(b)に示すように十分に気泡を抜いた脱気水43を入れた無響性の容器44内で超音波探触子を動かしながらn回（数回ほど）超音波断層画像を取得する。

【0037】

ここで、図10(a)に示す容器44は、形状や材質などに特に規定が無い。しかしながら、容器44は、補正用画像データに求められる特性として、極力定常ノイズ以外の像が取得されないことが有効である。このため、容器44は、音響反射のほとんど無い無響性のものを使用し、容器自体の像が取り込まれないようにすることが有効である。

30

同様に、超音波探触子2は、動かす際も特に動かし方に規定が無い。これは、周囲環境と超音波探触子2との位置関係に起因する要素を排除する目的で行うため、同じ位置に静止することを避けた方が有効である。

【0038】

図11に示すように所定（nフレーム）の補正用画像データを取得したら、超音波診断装置1は、操作部5の操作により、再び、装置本体3のフリーズが行われる。

すると、超音波診断装置1は、装置本体3の補正用画像メモリ26に先ほどまでに得たシネメモリ25の各フレーム中の、位置的に対応するサンプルの値を平均した値（nフレーム分の平均値）が格納される。

40

【0039】

この手順により得られたシネメモリ25に格納される超音波断層画像には、多重エコー信号及び定常ノイズの他に容器44からのエコー信号、通常のノイズ、の3つの成分が含まれる。

このうち、通常のノイズは、時間的・位置的にランダムに発生するため、従来より用いられている公知のフレーム相関に着目し各フレームの平均値を取ることで相対的に低減され、超音波断層画像から実質的に取り除かれる。

【0040】

また、容器44からのエコー信号は、超音波探触子2と容器44との位置関係に依存している。このため、容器44からのエコー信号は、超音波探触子2を動かしながら超音波断

50

層画像を取得することにより、時間的・位置的に分散して取得される。従って、容器 4 4 からのエコー信号は、通常のノイズと同様に各フレームの平均値を取ることににより相対的に低減され、超音波断層画像から実質的に取り除かれる。

【0041】

このことにより、補正用画像メモリ 2 6 に格納される補正用画像信号は、補正用画像データ取得手順後に多重エコー信号及び定常ノイズとほぼ同じ波形のエコー信号となる（図 1 5 参照）。そして、超音波診断装置 1 は、操作部 5 の操作により、装置本体 3 の動作状態を再び通常状態に戻すことで、補正用画像データ取得手順が完了する。これにより、超音波診断装置 1 は、装置本体 3 に補正用画像データを予め記録できる。

【0042】

尚、本実施の形態では、補正用画像データ取得手順は、図 1 2 に示すようにバッファメモリ 2 4、シネメモリ 2 5、補正用画像メモリ 2 6 において、例えば、1 サンプル（1 画素）1 6 ビットで 1 ラインのデータを格納するようになっている。尚、ここで、超音波断層画像は、例えば、数百本の音線と呼ばれる線データで構成され、1 ラインのデータとは数百本（ここでは、5 1 1 本）のうちの 1 音線データを表している。

【0043】

また、本実施の形態では、ユーザが行う通常の超音波診断を行う場合、図 1 3 に示すようにバッファメモリ 2 4、シネメモリ 2 5 において、例えば、1 サンプル（1 画素）8 ビットで 1 ラインのデータを格納するようになっている。

【0044】

即ち、本実施の形態では、超音波診断装置 1 は、被検体からの超音波エコー信号を取り込む際、補正用画像データ取得時には、通常の診断時と比べ 2 5 6 倍程度に入力レンジを拡張、エコーデータが飽和することなく保持可能である。

【0045】

このように構成される超音波診断装置 1 は、超音波探触子を患者（被検体）の体腔内に挿入されて用いられる。そして、超音波診断装置 1 は、超音波を患者（被検体）の診断対象部位に送信し、診断対象部位からの超音波エコー信号を受信して超音波断層画像を得る。

【0046】

超音波診断装置 1 は、上述したように受信回路 2 2 で受信した被検体からの超音波エコー信号が A / D 変換部 2 3 によってアナログ信号からデジタル信号（デジタル信号データ）に変換された後、バッファメモリ 2 4 に入力される。

【0047】

このとき、超音波診断装置 1 は、上述したようにバッファメモリ 2 4、シネメモリ 2 5、補正用画像メモリ 2 6 において、エコーデータが飽和することなく保持可能であり、補正用画像データよりも入力レンジを拡げることができる。

このことにより、図 1 4 に示すように超音波エコー信号（デジタル信号データ）は、許容入力を十分大きく確保してあるため入力飽和することなく入力される。

【0048】

そして、補正用画像メモリ 2 6 は、予め記録した補正用画像データを乗算器 2 7 に出力する。乗算器 2 7 は、補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせて減算器 2 8 に出力する。

ここで、補正用画像信号は、図 1 5 に示すような波形である。上述したように補正用画像信号は、多重エコー信号及び定常ノイズの波形とほぼ同じ形状である。

【0049】

そして、減算器 2 8 は、バッファメモリ 2 4 から順次出力される 1 フレーム毎の被検体からの超音波エコー信号に対して、乗算器 2 7 からの出力を減算することで、多重エコー信号及び定常ノイズを除去する。

ここで、超音波エコー信号は、図 1 6 に示すように補正用画像信号の波形を減算した波形であり、探触子近傍においても診断対象からの本来の対象からのエコー信号が抽出できている。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 0 】

そして、この多重エコー信号及び定常ノイズが除去された超音波エコー信号は、1フレーム毎にシネメモリ25に順次出力され、このシネメモリ25に複数フレーム分保持されて、1フレーム毎に画像処理部31に順次出力される。

そして、画像処理部31は、シネメモリ25からの1フレーム毎のエコー信号を順次、画像処理してデジタル画像信号を生成する。このデジタル画像信号は、フレームメモリ32に一時格納された後、D/A変換部33でアナログ信号(アナログ画像信号)に変換され、モニタ4へ出力される。

【 0 0 5 1 】

そして、モニタ4は、多重エコー信号及び定常ノイズによりかき消されてしまうことなく、図7に示すように探触子近傍での観察したい部位が明瞭な超音波断層画像が表示面に表示される。 10

この結果、本第1の実施の形態の超音波診断装置1は、従来、多重エコー信号及び定常ノイズによって狭められていた超音波断層画像の範囲を拡げることができる。これにより、本第1の実施の形態の超音波診断装置1は、特に減衰の著しい高周波の探触子を用いて胃壁の層構造などを観察する際に有用である。

【 0 0 5 2 】

また、本第1の実施の形態の超音波診断装置1は、シネメモリ25に必要なメモリ容量の増大を迎えながら好適な超音波像を得ることが可能となる。

これにより、本第1の実施の形態の超音波診断装置1は、探触子近傍までの超音波断層画像を正確に得ることが可能となる。 20

【 0 0 5 3 】

(第2の実施の形態)

図17は本発明の第2の実施の形態に係わる超音波診断装置を示す全体構成図である。

上記第1の実施の形態は、被検体からの超音波エコー信号をA/D変換した後に多重エコー信号及び定常ノイズを減算するように構成しているが、本第2の実施の形態は、被検体からの超音波エコー信号をA/D変換する前に多重エコー信号及び定常ノイズを減算するように構成する。それ以外の構成は、上記第1の実施の形態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。

【 0 0 5 4 】

即ち、本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置1Bは、図17に示すように受信回路22の前段に減算器28bを設け、この減算器28bと乗算器27との間に、乗算器27からの出力をデジタル信号からアナログ信号に変換する補正用D/A変換部51を設けた装置本体3Bを有して構成される。 30

【 0 0 5 5 】

このように構成される超音波診断装置1Bは、上記第1の実施の形態で説明したのと同様に超音波探触子を患者(被検体)の体腔内に挿入されて用いられる。尚、超音波診断装置1Bは、上記第1の実施の形態で説明したのと同様に補正用画像データを予め取得して補正用画像メモリ26に記憶されている。

【 0 0 5 6 】

ここで、超音波診断装置1Bは、超音波を患者(被検体)の診断対象部位に送信し、診断対象部位からの超音波エコー信号を受信して超音波断層画像を得る。超音波診断装置1は、減算器28bを介して被検体からの超音波エコー信号を受信回路22で受信する。 40

【 0 0 5 7 】

そして、補正用画像メモリ26は、予め記録した補正用画像データを補正用D/A変換部51を介して乗算器27に出力する。このとき、補正用D/A変換部51は、補正用画像データをデジタル信号からアナログ信号(アナログ画像信号)に変換し、乗算器27に出力する。

【 0 0 5 8 】

そして、乗算器27は、補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合 50

わせて減算器 28b に出力する。そして、減算器 28b は、被検体からの超音波エコー信号に対して、乗算器 27 からの出力を減算することで、多重エコー信号及び定常ノイズを除去する。

【0059】

そして、この多重エコー信号及び定常ノイズが除去された超音波エコー信号は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に受信回路 22 で受信された後、A/D 変換部 23 でアナログ信号からデジタル信号（デジタル信号データ）に変換された後、バッファメモリ 24 に一時格納される。

【0060】

尚、超音波診断装置 1B は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様にバッファメモリ 24、シネメモリ 25、補正用画像メモリ 26 において、エコーデータが飽和することなく保持可能であり、補正用画像データよりも入力レンジを拡げることができる。

【0061】

そして、超音波エコー信号は、バッファメモリ 24 からシネメモリ 25 に 1 フレーム毎に順次出力されて複数フレーム分保持され、1 フレーム毎に画像処理部 31 に順次出力される。そして、画像処理部 31 は、シネメモリ 25 からの 1 フレーム毎のエコー信号を順次、画像処理してデジタル画像信号を生成する。このデジタル画像信号は、フレームメモリ 32 に一時格納された後、D/A 変換部 33 でアナログ信号（アナログ画像信号）に変換され、モニタ 4 へ出力される。

【0062】

そして、モニタ 4 は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に多重エコー信号及び定常ノイズによりかき消されてしまうことなく、探触子近傍での観察したい部位が明瞭な超音波断層画像が表示面に表示される。

この結果、本第 2 の実施の形態の超音波診断装置 1 は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得る。

【0063】

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。

【0064】

[付記]

（付記項 1） 被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を信号処理して超音波断層画像を得る超音波診断装置において、予め記録した補正用画像データに基づき、前記被検体からの超音波エコー信号から、多重エコー信号及び構造に起因する定常ノイズを除去する除去手段を有し、前記被検体からの超音波エコー信号を取り込む際には、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、前記補正用画像データよりも入力レンジを拡げたことを特徴とする超音波診断装置。

【0065】

（付記項 2） 被検体に対して超音波を送受信して超音波走査を行い、前記被検体からの超音波エコー信号を信号処理して超音波断層画像を得る超音波診断方法において、予め記録した補正用画像データに基づき、前記被検体からの超音波エコー信号から、多重エコー信号及び構造に起因する定常ノイズを除去する除去方法と、エコーデータを飽和することなく保持可能なビット幅にメモリを設定し、前記補正用画像データよりも入力レンジを拡げて前記被検体からの超音波エコー信号を取り込む取得方法と、を有することを特徴とする超音波診断方法。

【0066】

（付記項 3） 前記除去手段は、前記被検体からの超音波エコー信号に対して A/D 変換する前後で、前記多重エコー信号及び前記定常ノイズの除去を行うことを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 7 】

(付記項 4) 前記除去手段は、前記被検体からの超音波エコー信号に対して、前記補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせた値を減算することで、前記多重エコー信号及び前記定常ノイズの除去を行うことを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

【 0 0 6 8 】

(付記項 5) 前記除去手段は、予め補正用画像データを記録する補正用画像メモリと、この補正用画像メモリから出力される補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせる乗算器と、超音波エコー信号に対して、乗算器からの出力を減算する減算器と、を有することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【 0 0 6 9 】

(付記項 6) 前記除去手段は、取り込んだ複数フレーム分の画像データを平均化して前記補正用画像データを生成することを特徴とする付記項 1 に記載の超音波診断装置。

【 0 0 7 0 】

(付記項 7) 前記メモリは、前記被検体からの超音波エコー信号を A / D 変換後、一時格納するバッファメモリと、このバッファメモリからのエコー信号を 1 フレーム毎に順次格納して複数フレーム分保持するシネメモリと、予め補正用画像データを記録する補正用画像メモリと、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。

【 0 0 7 1 】

(付記項 8) 前記除去方法は、前記被検体からの超音波エコー信号に対して A / D 変換する前後で、前記多重エコー信号及び前記定常ノイズの除去を行うことを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断方法。

20

【 0 0 7 2 】

(付記項 9) 前記除去方法は、前記被検体からの超音波エコー信号に対して、前記補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせた値を減算することで、前記多重エコー信号及び前記定常ノイズの除去を行うことを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断方法。

【 0 0 7 3 】

(付記項 1 0) 前記除去方法は、予め記録した補正用画像データの位置的に対応するデータに所定係数を掛け合わせる乗算工程と、この乗算工程で乗算した出力を超音波エコー信号から減算する減算工程と、を有することを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断方法。

30

【 0 0 7 4 】

(付記項 1 1) 前記除去方法は、取り込んだ複数フレーム分の画像データを平均化して前記補正用画像データを生成する平均化工程を有することを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断方法。

【 0 0 7 5 】

(付記項 1 2) 前記メモリは、前記被検体からの超音波エコー信号を A / D 変換後、一時格納するバッファメモリと、このバッファメモリからのエコー信号を 1 フレーム毎に順次格納して複数フレーム分保持するシネメモリと、予め補正用画像データを記録する補正用画像メモリと、であることを特徴とする付記項 2 に記載の超音波診断方法。

40

【 0 0 7 6 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、探触子近傍までの超音波断層画像を正確に得ることが可能な超音波診断装置及び超音波診断方法を実現できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置を示す全体構成図

【 図 2 】 図 1 の超音波探触子の挿入部先端部を示す概略図

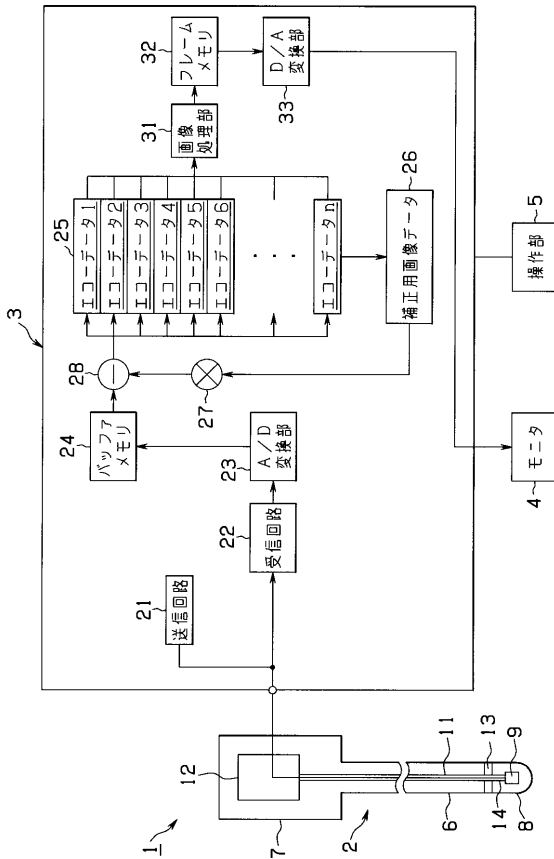
【 図 3 】 図 2 (a) の要部拡大図

【 図 4 】 図 3 の超音波探触子で発生する多重エコー及び定常ノイズを示す画像例

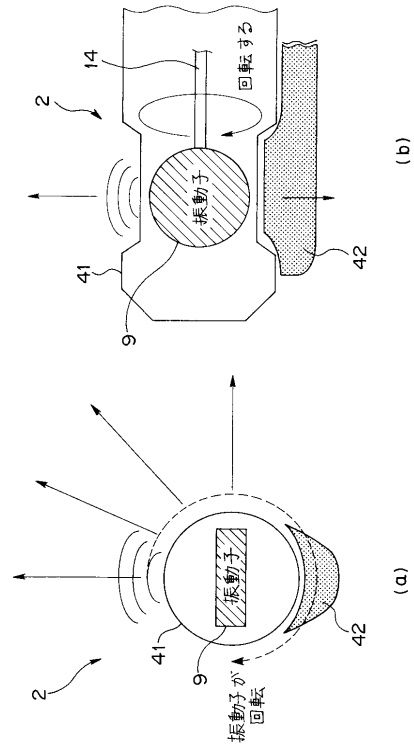
50

- 【図 5】図 4 の多重エコーと定常ノイズとが合わさった画像例
- 【図 6】補正無しで得られる超音波診断画像の画像例
- 【図 7】本来の診断対象からのエコー信号画像の画像例
- 【図 8】診断対象からのエコー信号と、多重エコー信号及び定常ノイズの波形を示すグラフ
- 【図 9】補正用画像データ取得時の要部動作を示す説明図
- 【図 10】補正用画像データ取得手順時に用いられる容器及びこの容器内での探触子の動かし方を示す説明図
- 【図 11】 n フレームの補正用画像データを取得する際の概念図
- 【図 12】バッファメモリ、シネメモリ、補正用画像メモリにおいて、補正用画像データ取得時のデータ格納の概念図 10
- 【図 13】バッファメモリ、シネメモリ、補正用画像メモリにおいて、通常の超音波画像取得時のデータ格納の概念図
- 【図 14】本実施の形態での入力信号（超音波エコー信号）を示すグラフ
- 【図 15】補正用画像信号を示すグラフ
- 【図 16】多重エコー信号及び定常ノイズ除去後の信号（超音波エコー信号）を示すグラフ
- 【図 17】本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置を示す全体構成図
- 【図 18】従来の超音波診断装置を示す全体構成図
- 【図 19】従来の入力信号（超音波エコー信号）を示すグラフ 20
- 【図 20】図 19 の入力信号（超音波エコー信号）に対して、クリッピングした入力信号（超音波エコー信号）を示すグラフ
- 【符号の説明】
- 1 ... 超音波診断装置
 - 2 ... 超音波探触子
 - 3 ... 装置本体
 - 4 ... モニタ
 - 5 ... 操作部
 - 9 ... 超音波振動子
 - 2 1 ... 送信回路 30
 - 2 2 ... 受信回路
 - 2 3 ... A / D 変換部
 - 2 4 ... バッファメモリ
 - 2 5 ... シネメモリ
 - 2 6 ... 補正用画像メモリ
 - 2 7 ... 乗算器
 - 2 8 ... 減算器
 - 3 1 ... 画像処理部
 - 3 2 ... フレームメモリ
 - 3 3 ... D / A 変換部 40

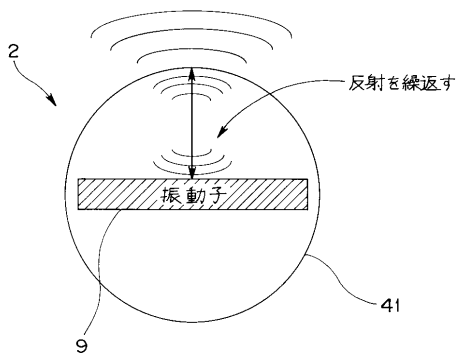
【図 1】



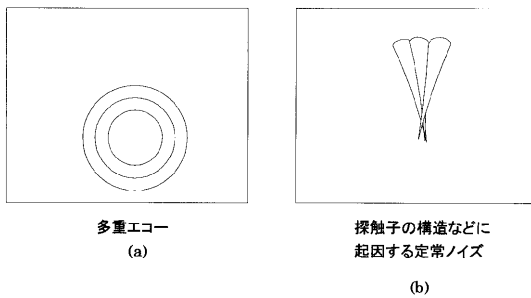
【図 2】



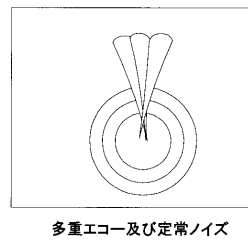
【図 3】



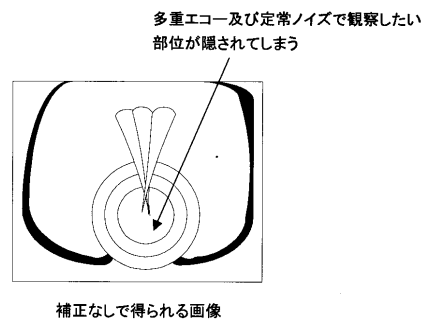
【図 4】



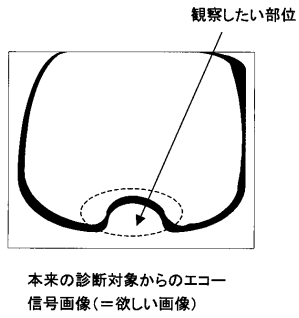
【図 5】



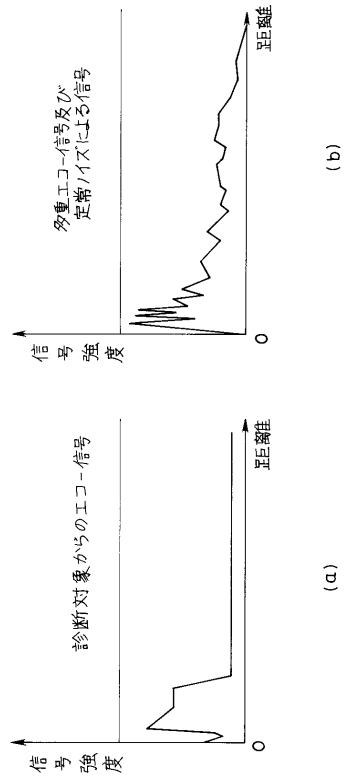
【図 6】



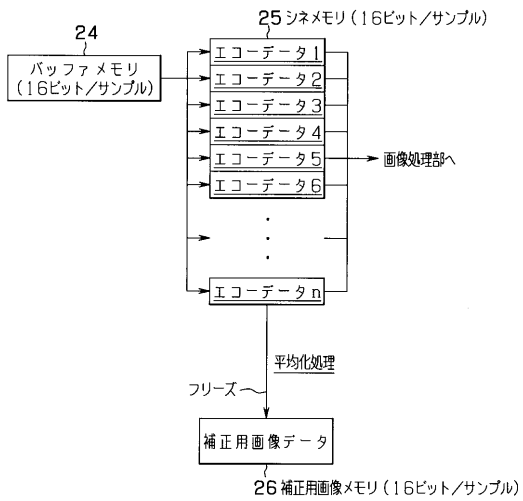
【図 7】



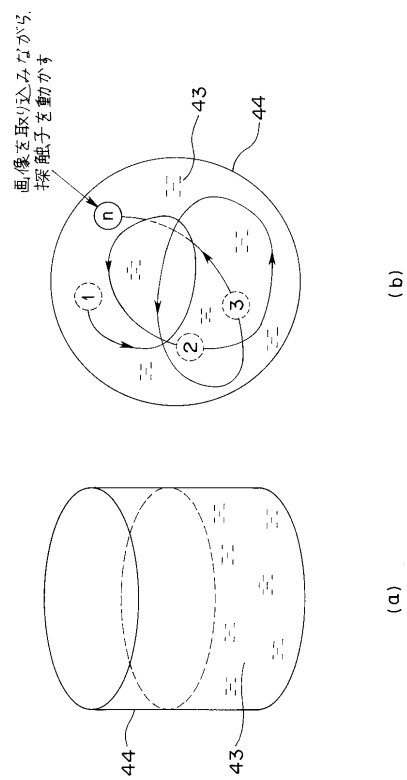
【図 8】



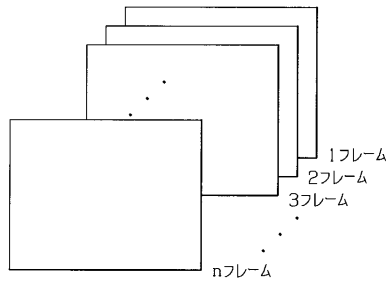
【図 9】



【図 10】

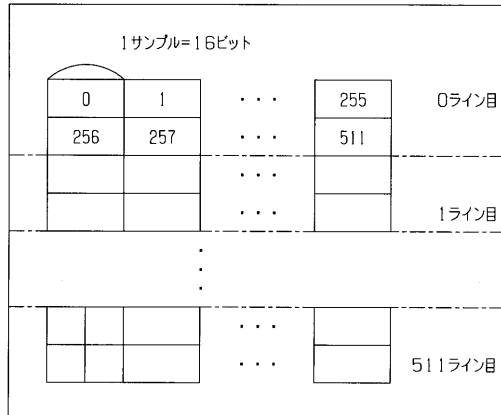


【図 1 1】



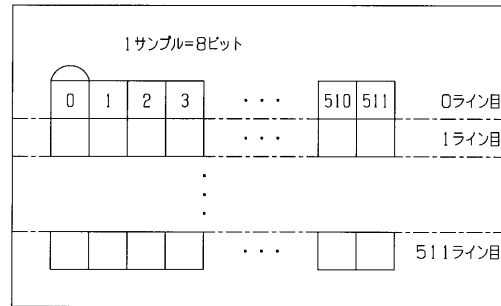
【図 1 2】

1 フレーム (補正用画像取得時)

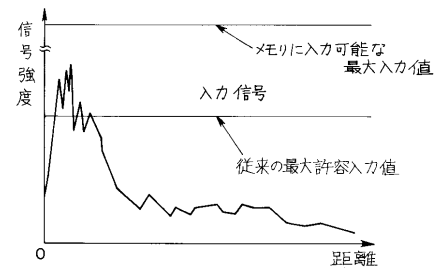


【図 1 3】

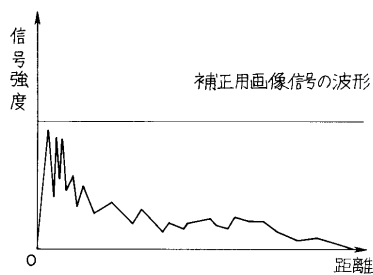
1 フレーム (超音波画像取得時)



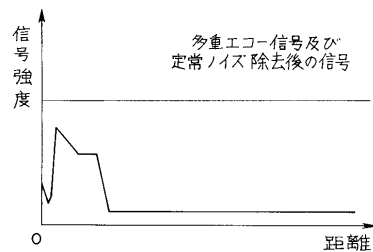
【図 1 4】



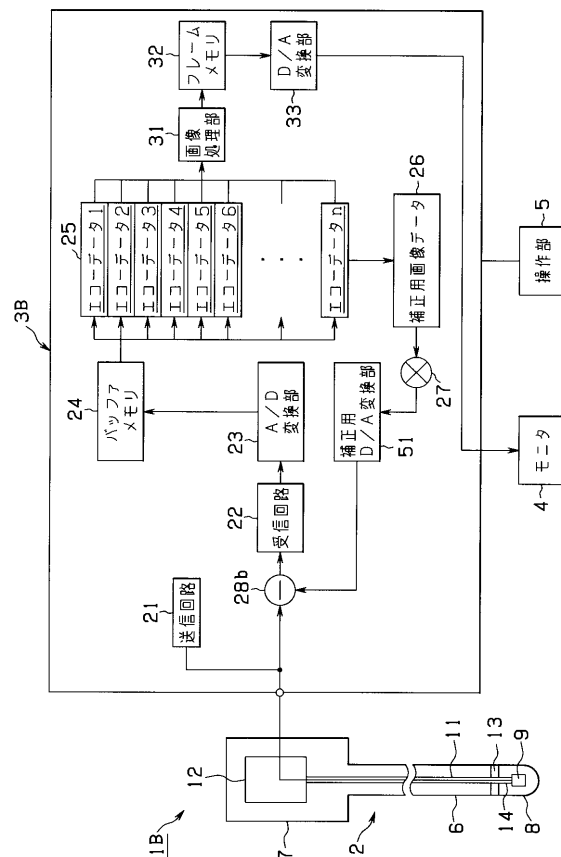
【図 1 5】



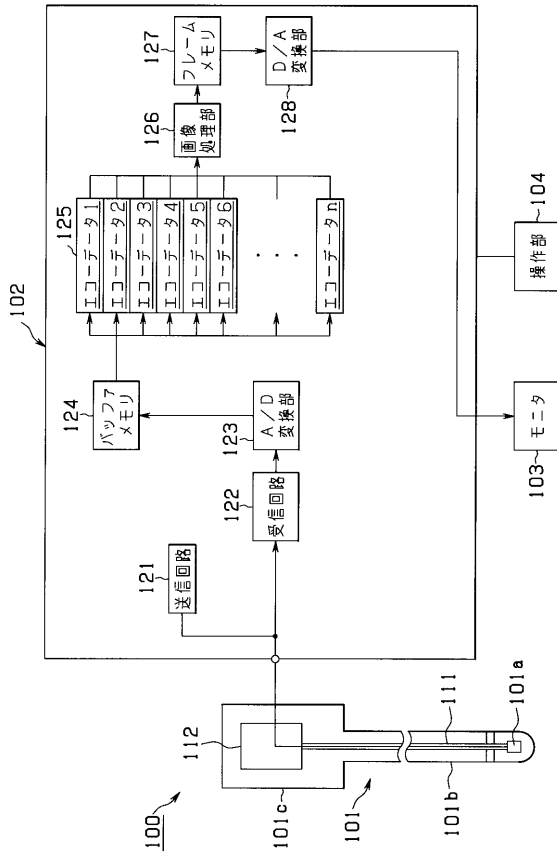
【図 1 6】



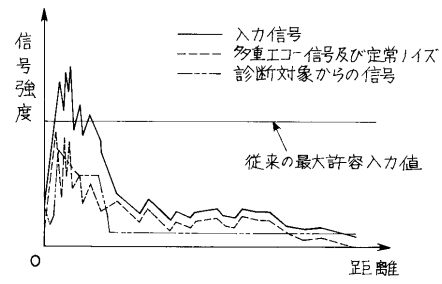
【図 1 7】



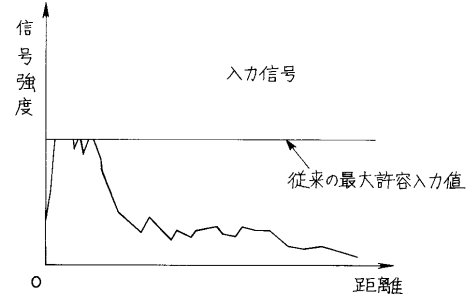
【図 18】



【図 19】



【図 20】



专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波診断方法		
公开(公告)号	JP2004173849A	公开(公告)日	2004-06-24
申请号	JP2002342620	申请日	2002-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋野隆哉		
发明人	秋野 隆哉		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE07 4C301/FF09 4C301/JB29 4C301/JB32 4C601/EE04 4C601/FE03 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB47		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现能够准确地获得直至探针附近的超声波断层图像的超声波诊断装置和超声波诊断方法。超声诊断设备1包括超声探头2，设备主体3，监视器4和操作单元5。装置主体3包括：保持有预先记录的校正图像数据的校正图像存储器26；以及将从校正图像存储器26输出的校正图像数据的位置对应数据乘以预定系数的乘法器。设置有装置27和减法器28，该减法器28相对于来自被检体的超声波回波信号减去来自乘法器27的输出。设备主体3将缓冲存储器24，电影存储器25和校正图像存储器26设定为在捕获来自被检体的超声波回波信号时不使回波数据饱和而能够保持的位宽，并设定校正图像。输入范围比数据宽。[选型图]图1

