

(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2012-249928

(P2012-249928A)

(43) 公開日 平成24年12月20日(2012.12.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-126190 (P2011-126190)
(22) 出願日 平成23年6月6日 (2011.6.6)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 佐藤 智夫
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE04 HH04 HH05 HH24 JB11
JB20

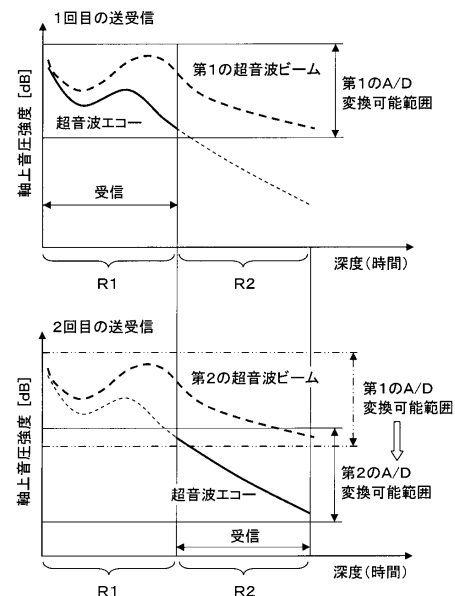
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 A / Dコンバータのダイナミックレンジの不足分を補いながらも高画質の超音波画像の生成と省電力化を図ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 測定領域が、第1の測定深度領域R1と第2の測定深度領域R2に分割され、第1の測定深度領域R1からの超音波エコーの強度範囲に対応する第1のA / D変換可能範囲と第2の測定深度領域R2からの超音波エコーの強度範囲に対応する第2のA / D変換可能範囲がそれぞれ設定され、第1の超音波ビームの送受信により、第1のA / D変換可能範囲で第1の測定深度領域R1に対応する受信信号のA / D変換が行われ、第2の超音波ビームの送受信により、第2のA / D変換可能範囲で第2の測定深度領域R2に対応する受信信号のA / D変換が行われる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記アレイトランスデューサから出力される受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記受信信号処理部は、測定領域内の深度方向の全域から得られる受信信号の振幅範囲より小さな A / D 変換可能範囲を有し、

前記測定領域をそれぞれ前記受信信号処理部の A / D 変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られる複数の測定深度領域に分割し且つこれら複数の測定深度領域にそれぞれ対応して前記アレイトランスデューサから超音波ビームの送信が複数回行われるように前記送信駆動部を制御すると共に各測定深度領域に対応して送信された超音波ビームにより各測定深度領域に対する受信データが得られるように前記受信信号処理部を制御する制御部を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記複数の測定深度領域に応じて受信信号に対する増幅の利得が変化するように前記受信信号処理部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、深度が大きい測定深度領域ほど受信信号に対する増幅の利得が増加するように前記受信信号処理部を制御する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記制御部は、前記複数の測定深度領域に対応して送信される超音波ビームの振幅が変化するように前記送信駆動部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、深度が小さい測定深度領域ほど送信される超音波ビームの振幅が小さくなるように前記送信駆動部を制御する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記複数の測定深度領域に対応して送信される超音波ビームの焦点位置が変化するように前記送信駆動部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

30

前記制御部は、前記複数の測定深度領域に対応して超音波ビームの送信に使用される前記アレイトランスデューサの素子数が変化するように前記送信駆動部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、深度が小さい測定深度領域ほど超音波ビームの送信に使用される前記アレイトランスデューサの素子数が少なくなるように前記送信駆動部を制御する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記アレイトランスデューサから出力される受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

40

前記受信信号処理部は、測定領域内の深度方向の全域から得られる受信信号の振幅範囲より小さな A / D 変換可能範囲を有し、

前記測定領域をそれぞれ前記受信信号処理部の A / D 変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られる複数の測定深度領域に分割し、

前記複数の測定深度領域にそれぞれ対応して前記アレイトランスデューサから超音波ビームの送信が複数回行われるように前記送信駆動部を制御し、

各測定深度領域に対応して送信された超音波ビームにより各測定深度領域に対する受信データが得られるように前記受信信号処理部を制御する

50

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、被検体による超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力される受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

例えば、特許文献1には、超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力された受信信号が、それぞれ、プリアンプで増幅され、A/DコンバータでA/D変換されてデジタルの受信データとされた後、適切な遅延を与えられることで互いに位相が合致した状態で加算され、これにより受信フォーカス処理を行う超音波診断装置が開示されている。

この受信フォーカス処理によって超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成され、このようにして生成された診断領域内の複数の音線信号に基づいて、被検体内の断層画像情報であるBモード画像信号が生成される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平4-232888号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

このような超音波診断においては、超音波ビームが被検体内を進行するに従って減衰するので、深度が深くなるほど到達する超音波ビームの強度は小さくなる。また、被検体内の各部で反射されて超音波プローブに戻ってくる超音波エコーも、同様に進行するに従って減衰する。その結果、アレイトランスデューサから出力される受信信号の振幅は、測定深度に応じて変化することとなる。

【0006】

そこで、測定領域内の深度の浅い領域に対応する比較的大きな振幅の受信信号から深度の深い領域に対応する比較的小さな振幅の受信信号まで全域にわたる受信信号を良好な分解能でA/D変換するために、A/Dコンバータは大きなダイナミックレンジを有することが望まれるが、現存の超音波診断装置用のA/Dコンバータのダイナミックレンジは十分なものではなく、通常、プリアンプに可変利得アンプを組み合わせ、静的なプリアンプの利得の変更と、可変利得アンプにおける動的な利得の変化によって、ダイナミックレンジの不足分を補っている。

【0007】

しかしながら、プリアンプの利得を大きくし過ぎると、深度の浅い領域では、過大の受信信号がA/Dコンバータに入力されたり、送信直後の飽和からのリカバリーが低下することがある。また、可変利得アンプは、アッテネータで受信信号の振幅を減衰させてA/Dコンバータのダイナミックレンジに適合させているだけであり、雑音指数(NF)は必ずしも良好ではない。このため、A/DコンバータでA/D変換されることにより得られ

10

20

30

40

50

る受信データの精度が低下し、超音波画像の画質が低下するおそれがある。

また、プリアンプの利得を大きくすると、線形性を保つためにA級増幅のバイアスを大きくしなければならず、消費電力が大きくなるという問題もある。

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、A/Dコンバータのダイナミックレンジの不足分を補いながらも高画質の超音波画像の生成と省電力化を図ることができる超音波診断装置および超音波画像生成方法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】

10

この発明に係る超音波診断装置は、送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力される受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、受信信号処理部は、測定領域内の深度方向の全域から得られる受信信号の振幅範囲より小さなA/D変換可能範囲を有し、測定領域をそれぞれ受信信号処理部のA/D変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られる複数の測定深度領域に分割し且つこれら複数の測定深度領域にそれぞれ対応してアレイトランスデューサから超音波ビームの送信が複数回行われるように送信駆動部を制御すると共に各測定深度領域に対応して送信された超音波ビームにより各測定深度領域に対する受信データが得られるように受信信号処理部を制御する制御部を備えたものである。

20

【0010】

制御部は、複数の測定深度領域に応じて受信信号に対する増幅の利得が変化するように受信信号処理部を制御することができる。この場合、制御部は、深度が大きい測定深度領域ほど受信信号に対する増幅の利得が増加するように受信信号処理部を制御することが好ましい。

また、制御部は、複数の測定深度領域に対応して送信される超音波ビームの振幅が変化するように送信駆動部を制御することもできる。この場合、制御部は、深度が小さい測定深度領域ほど送信される超音波ビームの振幅が小さくなるように送信駆動部を制御することが好ましい。

30

さらに、制御部は、複数の測定深度領域に対応して送信される超音波ビームの焦点位置が変化するように送信駆動部を制御することもできる。

また、制御部は、複数の測定深度領域に対応して超音波ビームの送信に使用されるアレイトランスデューサの素子数が変化するように送信駆動部を制御してもよい。この場合、制御部は、深度が小さい測定深度領域ほど超音波ビームの送信に使用されるアレイトランスデューサの素子数が少なくなるように送信駆動部を制御することが好ましい。

【0011】

この発明に係る超音波画像生成方法は、送信駆動部から供給された駆動信号に基づいて超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力される受信信号を受信信号処理部で処理することで得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、受信信号処理部は、測定領域内の深度方向の全域から得られる受信信号の振幅範囲より小さなA/D変換可能範囲を有し、測定領域をそれぞれ受信信号処理部のA/D変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られる複数の測定深度領域に分割し、複数の測定深度領域にそれぞれ対応してアレイトランスデューサから超音波ビームの送信が複数回行われるように送信駆動部を制御し、各測定深度領域に対応して送信された超音波ビームにより各測定深度領域に対する受信データが得られるように受信信号処理部を制御する方法である。

40

【発明の効果】

【0012】

50

この発明によれば、測定領域をそれぞれ受信信号処理部の A / D 変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られる複数の測定深度領域に分割し、複数の測定深度領域にそれぞれ対応して超音波ビームの送信を複数回行うと共に、各測定深度領域に対応して送信された超音波ビームにより各測定深度領域に対する受信データを得るので、A / D コンバータのダイナミックレンジの不足分を補いながらも高画質の超音波画像の生成と省電力化を図ることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1で用いられた受信信号処理部の内部構成を示すブロック図である。

10

【図3】受信信号処理部による A / D 変換可能範囲と超音波エコーとの関係を示す図である。

【図4】実施の形態1における1回目と2回目の超音波ビームの送受信に対する超音波エコーの受信の様子を示すグラフである。

【図5】実施の形態2における1回目と2回目の超音波ビームの送受信に対する超音波エコーの受信の様子を示すグラフである。

【図6】実施の形態3における1回目と2回目の超音波ビームの送受信に対する超音波エコーの受信の様子を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

20

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1に、実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ1と、この超音波プローブ1と無線通信により接続された診断装置本体2とを備えている。

【0015】

超音波プローブ1は、1次元又は2次元のアレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサ3を有し、これら超音波トランスデューサ3にそれぞれ対応して受信信号処理部4が接続され、さらに受信信号処理部4にパラレル/シリアル変換部5を介して無線通信部6が接続されている。また、複数の超音波トランスデューサ3に送信駆動部7を介して送信制御部8が接続され、複数の受信信号処理部4に受信制御部9が接続され、無線通信部6に通信制御部10が接続されている。そして、パラレル/シリアル変換部5、送信制御部8、受信制御部9および通信制御部10にプローブ制御部11が接続されている。

30

【0016】

複数の超音波トランスデューサ3は、それぞれ送信駆動部7から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各超音波トランスデューサ3は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子、PMN-PT（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

40

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0017】

送信駆動部7は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部8によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ3から送信される超音波が被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサ3に供給する。

50

各受信信号処理部 4 は、受信制御部 9 の制御の下で、対応する超音波トランスデューサ 3 から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含むサンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル/シリアル変換部 5 に供給する。受信信号処理部 4 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことによりサンプルデータを生成してもよい。

パラレル/シリアル変換部 5 は、複数の受信信号処理部 4 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。

【 0 0 1 8 】

10

無線通信部 6 は、シリアルのサンプルデータに基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、シリアルのサンプルデータを送信する。変調方式としては、例えば、A S K (Amplitude Shift Keying)、P S K (Phase Shift Keying)、Q P S K (Quadrature Phase Shift Keying)、1 6 Q A M (16 Quadrature Amplitude Modulation) 等が用いられる。

無線通信部 6 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 2 に送信すると共に、診断装置本体 2 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 1 0 に出力する。通信制御部 1 0 は、プローブ制御部 1 1 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 6 を制御すると共に、無線通信部 6 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 1 1 に出力する。

20

【 0 0 1 9 】

プローブ制御部 1 1 は、診断装置本体 2 から送信される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

超音波プローブ 1 には、図示しないバッテリーが内蔵され、このバッテリーから超音波プローブ 1 内の各回路に電源供給が行われる。

なお、超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでもよいし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでもよい。

【 0 0 2 0 】

30

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 2 1 を有し、この無線通信部 2 1 にシリアル/パラレル変換部 2 2 を介してデータ格納部 2 3 が接続され、データ格納部 2 3 に画像生成部 2 4 が接続されている。さらに、画像生成部 2 4 に表示制御部 2 5 を介して表示部 2 6 が接続されている。また、無線通信部 2 1 に通信制御部 2 7 が接続され、シリアル/パラレル変換部 2 2、画像生成部 2 4、表示制御部 2 5 および通信制御部 2 7 に本体制御部 2 8 が接続されている。さらに、本体制御部 2 8 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 2 9 と、動作プログラムを格納する格納部 3 0 がそれぞれ接続されている。

【 0 0 2 1 】

無線通信部 2 1 は、超音波プローブ 1 との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。また、無線通信部 2 1 は、アンテナによって受信される信号を復調することにより、シリアルのサンプルデータを出力する。

40

通信制御部 2 7 は、本体制御部 2 8 によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように無線通信部 2 1 を制御する。

シリアル/パラレル変換部 2 2 は、無線通信部 2 1 から出力されるシリアルのサンプルデータを、パラレルのサンプルデータに変換する。データ格納部 2 3 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル/パラレル変換部 2 2 によって変換された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

画像生成部 2 4 は、データ格納部 2 3 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理を施して、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。画像生成部 2 4 は、整相加算部 3 1 と画像処理部 3 2 とを含んでいる。

50

【 0 0 2 2 】

整相加算部 3 1 は、本体制御部 2 8 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、サンプルデータによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

【 0 0 2 3 】

画像処理部 3 2 は、整相加算部 3 1 によって生成される音線信号に基づいて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。画像処理部 3 2 は、S T C (sensitivity time control) 部と、D S C (digital scan converter : デジタル・スキャン・コンバータ) とを含んでいる。S T C 部は、音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。D S C は、S T C 部によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

表示制御部 2 5 は、画像生成部 2 4 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 2 6 に超音波診断画像を表示させる。表示部 2 6 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 2 5 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

本体制御部 2 8 は、操作者により操作部 2 9 から入力された各種の指令信号等に基づいて、診断装置本体 2 内の各部の制御を行うものである。

【 0 0 2 4 】

このような診断装置本体 2 において、シリアル / パラレル変換部 2 2 、画像生成部 2 4 、表示制御部 2 5 、通信制御部 2 7 および本体制御部 2 8 は、C P U と、C P U に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部 3 0 に格納される。格納部 3 0 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、M O 、M T 、R A M 、C D - R O M または D V D - R O M 等を用いることができる。

【 0 0 2 5 】

ここで、超音波プローブ 1 内における各受信信号処理部 4 の内部構成を図 2 に示す。受信信号処理部 4 は、対応する超音波トランスデューサ 3 に入力保護用のクリップ回路 4 1 を介して接続されたプリアンプ 4 2 と、このプリアンプ 4 2 の出力端にローパスフィルタ 4 3 を介して接続された A / D コンバータ 4 4 を有している。また、利得設定回路 4 5 と利得変更回路 4 6 がそれぞれプリアンプ 4 2 に並列に接続されている。

【 0 0 2 6 】

クリップ回路 4 1 は、超音波トランスデューサ 3 からプリアンプ 4 2 に設定値を超える電圧の信号が入力されることを防止する。プリアンプ 4 2 は、超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号を増幅する。利得設定回路 4 5 は、被検体およびその診断部位等に応じてプリアンプ 4 2 の利得を適宜設定するものである。

利得変更回路 4 6 は、受信制御部 9 から入力される利得変更信号に基づいて、利得設定回路 4 5 により設定されたプリアンプ 4 2 の利得の変更を行う。

ローパスフィルタ 4 3 は、プリアンプ 4 2 で増幅された受信信号から信号検出に用いられない高周波成分を除去する。A / D コンバータ 4 4 は、受信制御部 9 から入力される変換開始信号に基づき、ローパスフィルタ 4 3 で高周波成分が除去されたアナログの受信信号をデジタル信号に変換する。

【 0 0 2 7 】

このような構成により受信信号処理部 4 による受信信号の A / D 変換可能範囲が決定され、A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジに応じた分解能で受信信号の A / D 変換が行われる。

このとき、例えば図 3 に示されるように、深度 D 0 から D 2 にまで及ぶ測定領域に対し、超音波ビームの送受信を行う際に、この測定領域内の深度方向の全域から戻ってくる超

10

20

30

40

50

音波エコーの強度をすべてカバーするような広い強度範囲 S 1 に対応して受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲が設定されていれば、超音波エコーの受信に起因して超音波トランスデューサ 3 から出力される受信信号を受信信号処理部 4 の A / D コンバータ 4 4 で一度に A / D 変換することができる。ただし、受信信号処理部 4 の A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジを一定とした場合には、広い強度範囲に対応して A / D 変換可能範囲を設定するほど、A / D 変換の分解能は低くなってしまう。

【 0 0 2 8 】

これに対し、測定領域内の各部から戻ってくる超音波エコーの強度の一部のみの強度範囲 S 2 に対応して受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲が設定されると、A / D 変換可能範囲外の強度を有する、深度 D 1 から D 2 までの点線で描かれた部分の超音波エコーに対して受信信号の A / D 変換を行うことができなくなるが、深度 D 0 から D 1 までの実線で描かれた部分の超音波エコーに対しては、広い強度範囲 S 1 に対応して A / D 変換可能範囲が設定された場合に比べ、より高い分解能で受信信号の A / D 変換を行うことが可能となる。

10

【 0 0 2 9 】

そこで、この実施の形態 1 においては、図 4 に示されるように、受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲が、測定領域内の深度方向の全域から戻ってくる超音波エコーの強度をすべてカバーする強度範囲に対して 1 / 2 程度の強度範囲に対応するように設定されると共に、測定領域が、それぞれ受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られるような第 1 の測定深度領域 R 1 と第 2 の測定深度領域 R 2 に分割される。そして、1 回の超音波ビームの送受信では、超音波エコーに対して受信信号のすべてを A / D 変換することができないので、第 1 の測定深度領域 R 1 と第 2 の測定深度領域 R 2 に対して同一の超音波ビームを 2 回送信し、受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲をずらして、第 1 の測定深度領域 R 1 に対する超音波エコーの受信と第 2 の測定深度領域 R 2 に対する超音波エコーの受信を行うことで、超音波エコーに対する受信信号のすべての A / D 変換が行われる。

20

【 0 0 3 0 】

すなわち、1 回目の超音波ビームの送受信においては、測定領域内の深度方向の全域からの超音波エコーの強度をすべてカバーするような強度範囲に対して 1 / 2 程度の強度範囲で且つ第 1 の測定深度領域 R 1 からの超音波エコーの強度範囲に対応する第 1 の A / D 変換可能範囲が設定され、2 回目の超音波ビームの送受信においては、利得変更回路 4 6 でプリアンプ 4 2 の利得を変更することにより第 1 の A / D 変換可能範囲と同様のビット幅を有しながらも第 2 の測定深度領域 R 2 からの超音波エコーの強度範囲に対応する第 2 の A / D 変換可能範囲が設定される。

30

【 0 0 3 1 】

そして、1 回目の超音波ビームの送受信により、第 1 の A / D 変換可能範囲をもって第 1 の測定深度領域 R 1 に対応する受信信号の A / D 変換が行われ、2 回目の超音波ビームの送受信により、第 2 の A / D 変換可能範囲をもって第 2 の測定深度領域 R 2 に対応する受信信号の A / D 変換が行われる。

40

なお、第 1 の A / D 変換可能範囲と第 2 の A / D 変換可能範囲は、互いに一部が重複するように設定されている。

また、図 4 では、第 1 の A / D 変換可能範囲および第 2 の A / D 変換可能範囲がそれぞれ超音波エコーの強度レベルに換算されたものとして示されている。

【 0 0 3 2 】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

まず、操作者により診断装置本体 2 の操作部 2 9 から超音波診断に係る測定領域が入力されると、本体制御部 2 8 は、測定領域を深度の浅い第 1 の測定深度領域 R 1 と深度の深い第 2 の測定深度領域 R 2 に分割し、第 1 の測定深度領域 R 1 から戻ってくる超音波エコーの強度範囲に対応する第 1 の A / D 変換可能範囲が設定されるように、無線通信により超音波プローブ 1 の受信制御部 9 を介して各受信信号処理部 4 を制御する。第 1 の A / D

50

変換可能範囲は、各受信信号処理部 4 の利得変更回路 4 6 でプリアンプ 4 2 の利得を調整することにより設定することができる。

なお、第 1 の測定深度領域 R 1 からの超音波エコーの強度範囲および第 2 の測定深度領域 R 2 からの超音波エコーの強度範囲を認識するために、診断に先立って被検体に対し超音波ビームによるプレスキャンを行い、実際に超音波エコーを受信することもできる。

【 0 0 3 3 】

そして、超音波診断が開始されると、超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から第 1 の超音波ビームが送信され、被検体の第 1 の測定深度領域 R 1 からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給される。

10

受信信号は、受信信号処理部 4 内のプリアンプ 4 2 で増幅され、ローパスフィルタ 4 3 で高周波成分が除去された後に A / D コンバータ 4 4 に入力される。このとき、利得変更回路 4 6 によりプリアンプ 4 2 の利得が調整されることで第 1 の A / D 変換可能範囲が設定されているので、第 1 の測定深度領域 R 1 からの超音波エコーに対応する受信信号は A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジに応じた分解能で A / D 変換される。

【 0 0 3 4 】

このようにして A / D コンバータ 4 4 で受信信号に A / D 変換を施すことによりサンプルデータが生成され、このサンプルデータがパラレル / シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 2 1 で受信されたサンプルデータは、シリアル / パラレル変換部 2 2 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 2 3 に格納される。

20

【 0 0 3 5 】

次に、診断装置本体 2 の本体制御部 2 8 からの指令に基づき、超音波プローブ 1 の受信制御部 9 により各受信信号処理部 4 の利得変更回路 4 6 でプリアンプ 4 2 の利得が増加され、各受信信号処理部 4 に、深度の深い第 2 の測定深度領域 R 2 から戻ってくる超音波エコーの強度範囲に対応する第 2 の A / D 変換可能範囲が設定される。

【 0 0 3 6 】

そして、超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から第 1 の超音波ビームと同一の第 2 の超音波ビームが同一の音線上に送信され、今度は第 2 の測定深度領域 R 2 からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給される。

30

受信信号は、受信信号処理部 4 内のプリアンプ 4 2 で増幅され、ローパスフィルタ 4 3 で高周波成分が除去された後に A / D コンバータ 4 4 に入力される。このとき、利得変更回路 4 6 によりプリアンプ 4 2 の利得が変更されることで第 2 の A / D 変換可能範囲が設定されているので、第 2 の測定深度領域 R 2 からの超音波エコーに対応する受信信号は A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジに応じた分解能で A / D 変換される。

【 0 0 3 7 】

A / D コンバータ 4 4 で受信信号に A / D 変換を施すことにより生成されたサンプルデータがパラレル / シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 から診断装置本体 2 へ無線伝送され、診断装置本体 2 のシリアル / パラレル変換部 2 2 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 2 3 に格納される。

40

【 0 0 3 8 】

このようにして各音線上の第 1 の測定深度領域 R 1 に対応するサンプルデータおよび第 2 の測定深度領域 R 2 に対応するサンプルデータが順次データ格納部 2 3 に格納される。1 フレーム分のサンプルデータがデータ格納部 2 3 に格納されると、これら第 1 の測定深度領域 R 1 に対応するサンプルデータおよび第 2 の測定深度領域 R 2 に対応するサンプルデータを用いて画像生成部 2 4 で画像信号が生成され、この画像信号に基づき表示制御部 2 5 により超音波診断画像が表示部 2 6 に表示される。

【 0 0 3 9 】

50

以上のように、測定領域を第 1 の測定深度領域 R 1 と第 2 の測定深度領域 R 2 に分割し、1 回目の超音波ビームの送受信により、第 1 の A / D 変換可能範囲で第 1 の測定深度領域 R 1 に対応する受信信号の A / D 変換を行い、2 回目の超音波ビームの送受信により、第 2 の A / D 変換可能範囲で第 2 の測定深度領域 R 2 に対応する受信信号の A / D 変換を行うので、各受信信号処理部 4 内の A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジを有効に活用することができ、高画質の超音波画像の生成と省電力化を図ることが可能となる。

【 0 0 4 0 】

この実施の形態 1 においては、第 1 の測定深度領域 R 1 と第 2 の測定深度領域 R 2 に対応して同一の音線上に 2 回の超音波ビームの送信が行われるが、例えば第 1 の超音波ビームおよび第 2 の超音波ビームを、それぞれ 2 本の音線領域にまたがる幅狭部を有するよう

10

【 0 0 4 1 】

実施の形態 2

上記の実施の形態 1 では、1 回目の超音波ビームの送受信と 2 回目の超音波ビームの送受信において、同一の超音波ビームを送信し、第 1 の測定深度領域 R 1 に対する第 1 の A / D 変換可能範囲と第 2 の測定深度領域 R 2 に対する第 2 の A / D 変換可能範囲とを互いにずらすことで、測定領域内の深度方向の全域からの超音波エコーに対応する受信信号の A / D 変換を行った。これに対し、実施の形態 2 は、図 5 に示されるように、1 回目の超音波ビームの送受信と 2 回目の超音波ビームの送受信において、各受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲を同一とし、送信する超音波ビームの振幅を変化させることで、超音波ビームの強度を変化させ、測定領域内の深度方向の全域からの超音波エコーに対応する受信信号の A / D 変換を行うようにしたものである。

20

【 0 0 4 2 】

実施の形態 1 と同様に、本体制御部 2 8 により、測定領域が深度の小さい第 1 の測定深度領域 R 1 と深度の大きい第 2 の測定深度領域 R 2 に分割され、1 回目の第 1 の超音波ビームの送受信により、各受信信号処理部 4 に設定された A / D 変換可能範囲で深度の大きい第 2 の測定深度領域 R 2 に対応する受信信号の A / D 変換が行われ、第 2 の測定深度領域 R 2 に対応するサンプルデータが診断装置本体 2 のデータ格納部 2 3 に格納される。

30

【 0 0 4 3 】

次に、診断装置本体 2 の本体制御部 2 8 からの指令に基づき、超音波プローブ 1 の送信制御部 8 の制御の下で、送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から第 1 の超音波ビームより振幅の小さな第 2 の超音波ビームが送信される。これにより、1 回目の第 1 の超音波ビームの送受信のときよりも強度の小さな超音波エコーが得られ、深度の小さい第 1 の測定深度領域 R 1 からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給され、A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジに応じた分解能で A / D 変換されて、第 1 の測定深度領域 R 1 に対応するサンプルデータが診断装置本体 2 のデータ格納部 2 3 に格納される。

40

【 0 0 4 4 】

このようにしてデータ格納部 2 3 に格納された第 1 の測定深度領域 R 1 に対応するサンプルデータおよび第 2 の測定深度領域 R 2 に対応するサンプルデータを用いて画像生成部 2 4 で画像信号が生成され、この画像信号に基づき表示制御部 2 5 により超音波診断画像が表示部 2 6 に表示される。

【 0 0 4 5 】

この実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、各受信信号処理部 4 内の A / D コンバータ 4 4 のダイナミックレンジを有効に活用することができ、高画質の超音波画像の生成と省電力化を図ることが可能となる。

なお、送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から送信される超音波ビームの振幅の代わりに、あるいは、振幅と共に、超音波ビームの

50

波数および中心周波数の少なくとも一方を変化させても、送信する超音波ビームの強度を変化させることができる。

【0046】

実施の形態3

上記の実施の形態2では、1回目の超音波ビームの送受信と2回目の超音波ビームの送受信において、各受信信号処理部4によるA/D変換可能範囲を同一とし、送信する超音波ビームの振幅を変化させることで、測定領域内の深度方向の全域からの超音波エコーに対応する受信信号のA/D変換を行ったが、送信する超音波ビームの振幅を変化させる代わりに、図6に示されるように、送信する超音波ビームの焦点位置を変化させてもよい。

【0047】

実施の形態1および2と同様に、本体制御部28により、測定領域が第1の測定深度領域R1と第2の測定深度領域R2に分割され、1回目の第1の超音波ビームの送受信により、各受信信号処理部4に設定されたA/D変換可能範囲で第1の測定深度領域R1に対応する受信信号のA/D変換が行われ、第1の測定深度領域R1に対応するサンプルデータが診断装置本体2のデータ格納部23に格納される。

【0048】

次に、診断装置本体2の本体制御部28からの指令に基づき、超音波プローブ1の送信制御部8の制御の下で、第1の超音波ビームにおける焦点位置とは異なる焦点位置を有するように、送信駆動部7から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ3から第2の超音波ビームが送信される。これにより、第1の超音波ビームに対する超音波エコーとは異なる波形の超音波エコーが得られ、第2の測定深度領域R2からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ3から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部4に供給され、A/Dコンバータ44のダイナミックレンジに応じた分解能でA/D変換されて、第2の測定深度領域R2に対応するサンプルデータが診断装置本体2のデータ格納部23に格納される。

【0049】

このようにしてデータ格納部23に格納された第1の測定深度領域R1に対応するサンプルデータおよび第2の測定深度領域R2に対応するサンプルデータを用いて画像生成部24で画像信号が生成され、この画像信号に基づき表示制御部25により超音波診断画像が表示部26に表示される。

なお、第2の測定深度領域R2からの超音波エコーが受信信号処理部4によるA/D変換可能範囲に対応した強度を有するように第2の超音波ビームの焦点位置を形成する必要がある。

【0050】

この実施の形態3においても、実施の形態1および2と同様に、各受信信号処理部4内のA/Dコンバータ44のダイナミックレンジを有効に活用することができ、高画質の超音波画像の生成と省電力化を図ることが可能となる。

【0051】

上記の実施の形態2では、送信する超音波ビームの振幅を変化させることにより、また、実施の形態3では、送信する超音波ビームの焦点位置を変化させることにより、それぞれ1回目と2回目とで送信される超音波ビームの強度を制御したが、これに限るものではなく、超音波ビームの送信に使用されるアレイトランスデューサの素子数すなわち開口幅を変化させることによって、送信される超音波ビームの強度を制御することができる。このため、複数の測定深度領域に対応して超音波ビームの送信に使用される超音波トランスデューサ3の数が変化するように送信駆動部7を制御しても、同様の効果が得られる。具体的には、深度が小さい測定深度領域ほど超音波ビームの送信に使用される超音波トランスデューサ3の数が少なくなるように送信駆動部7が制御される。

さらに、1回目と2回目とで、送信する超音波ビームの振幅、焦点位置、および使用される超音波トランスデューサ3の数のうち2つ以上を同時に変化させることもできる。

【0052】

10

20

30

40

50

上記の実施の形態 1 ~ 3 では、測定領域を第 1 の測定深度領域 R 1 と第 2 の測定深度領域 R 2 に 2 分割したが、これに限るものではなく、それぞれ受信信号処理部 4 による受信信号の A / D 変換可能範囲より小さい振幅範囲の受信信号が得られる 3 つ以上の測定深度領域に分割し、分割された複数の測定深度領域にそれぞれ対応して超音波ビームの送信を複数回行うことで、測定領域内の深度方向の全域からの超音波エコーに対応する受信信号を A / D 変換することもできる。

この場合、複数の測定深度領域に対応して同一の音線上に順次送信される複数の超音波ビームを、それぞれ複数の音線領域にまたがる幅狭部を有するような幅広の超音波ビームとし、複数の音線毎に送受信を行うことにより、フレームレートの低下を抑制しつつ超音波画像を生成することができる。

10

【 0 0 5 3 】

上記の実施の形態 2 および 3 では、1 回目の超音波ビームの送受信と 2 回目の超音波ビームの送受信において、各受信信号処理部 4 による A / D 変換可能範囲を変化させることなく、同一の A / D 変換可能範囲を用いるので、図 2 に示した利得変更回路 4 6 は不要となる。

【 0 0 5 4 】

上記の実施の形態 1 ~ 3 では、超音波プローブ 1 と診断装置本体 2 とが互いに無線通信により接続されていたが、これに限るものではなく、接続ケーブルを介して超音波プローブ 1 が診断装置本体 2 に接続されていてもよい。この場合には、超音波プローブ 1 の無線通信部 6 および通信制御部 1 0、診断装置本体 2 の無線通信部 2 1 および通信制御部 2 7 等は不要となる。

20

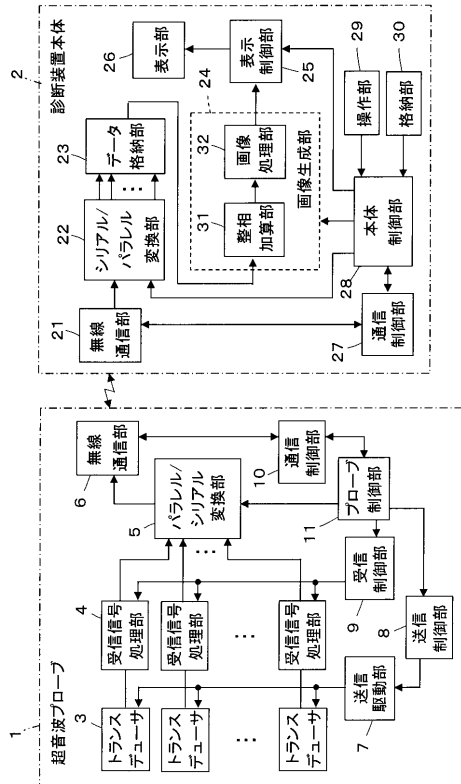
【 符号の説明 】

【 0 0 5 5 】

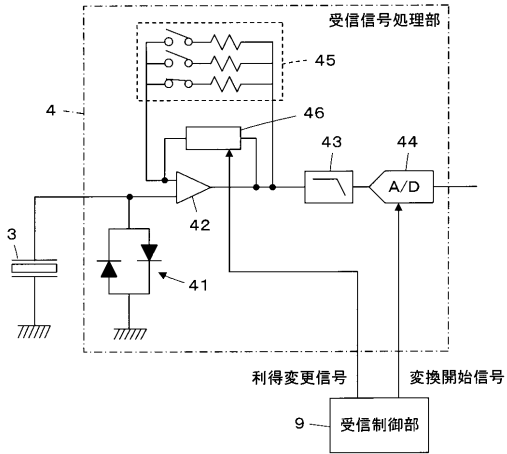
1 超音波プローブ、2 診断装置本体、3 超音波トランスデューサ、4 受信信号処理部、5 パラレル / シリアル変換部、6 無線通信部、7 送信駆動部、8 送信制御部、9 受信制御部、1 0 通信制御部、1 1 プローブ制御部、2 1 無線通信部、2 2 シリアル / パラレル変換部、2 3 データ格納部、2 4 画像生成部、2 5 表示制御部、2 6 表示部、2 7 通信制御部、2 8 本体制御部、2 9 操作部、3 0 格納部、3 1 整相加算部、3 2 画像処理部、4 1 クリップ回路、4 2 プリアンプ、4 3 ローパスフィルタ、4 4 A / D コンバータ、4 5 利得設定回路、4 6 利得変更回路、R 1 第 1 の測定深度領域、R 2 第 2 の測定深度領域。

30

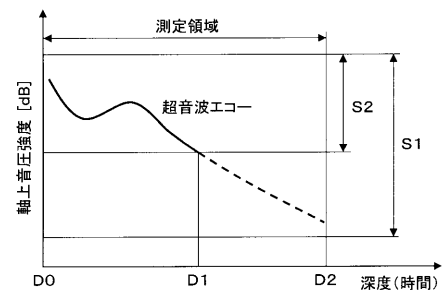
【図 1】



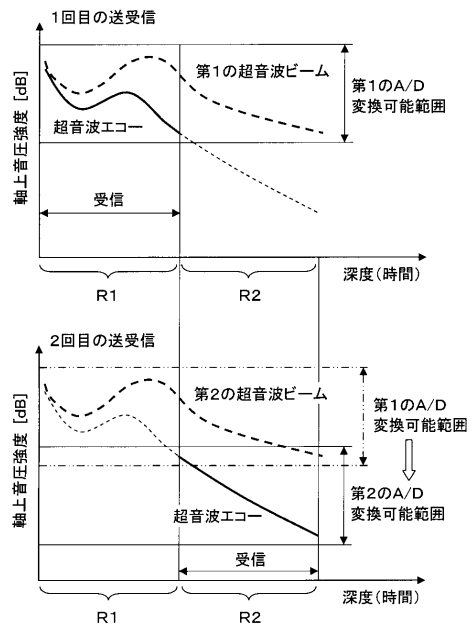
【図 2】



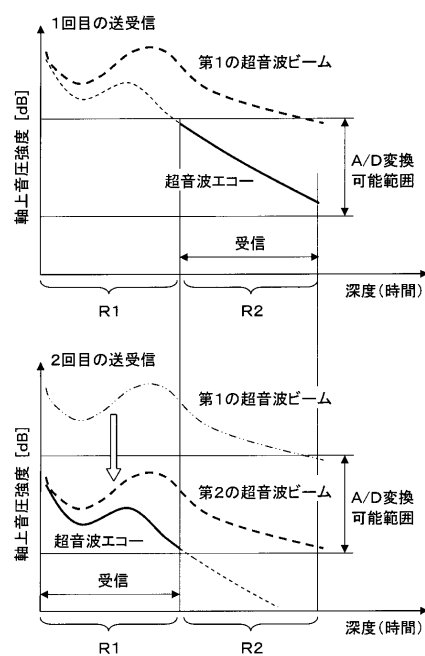
【図 3】



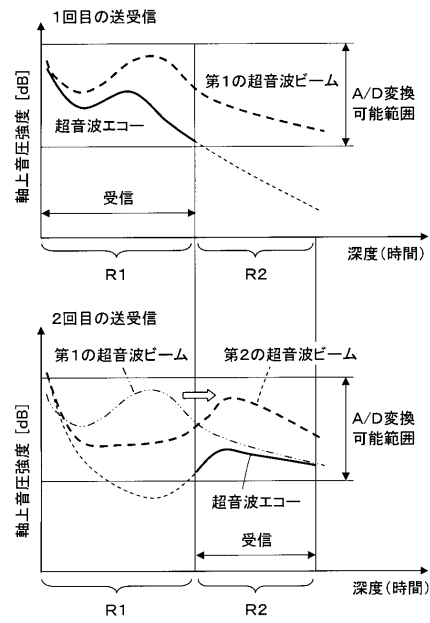
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP2012249928A	公开(公告)日	2012-12-20
申请号	JP2011126190	申请日	2011-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 G01S7/003 G01S7/52026 G01S7/52034		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/HH24 4C601/JB11 4C601/JB20		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP5518790B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，能够产生高质量的超声波图像并节省电力，同时弥补了A/D转换器动态范围的不足。测量区域被划分为第一测量深度区域R1和第二测量深度区域R2，以及与来自第一测量深度区域R1的超声回波的强度范围对应的第一A/D转换区域，对应于来自第二测量深度范围R2的超声回波的强度范围的D可转换范围分别被设置，并且通过第一超声波束的发送和接收，第一超声波束对应于第一测量深度区域R1的接收信号的A/D转换在A/D可转换范围内进行，并且通过第二超声波束的发送和接收，进行第二A/D转换。对应于图2的测量深度区域Rb的接收信号的A/D转换。点域4

