

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

探触子ケーブルを有する探触子と、
前記探触子から検査対象部位に送波された超音波によるエコーを前記探触子が受けて、
前記探触子が生成したエコー信号を処理する、受波整相部および信号処理部と、
前記エコー信号に基づく超音波画像を表示する表示部と、
前記検査対象部位に送波するための波形を生成する基準波形生成部と、
前記探触子ケーブルを有する前記探触子の減衰特性に従って前記基準波形生成部により
生成された波形を補正して補正した波形を生成する送波波形生成部と、を備え、
前記送波波形生成部により補正された前記波形が前記探触子の前記探触子ケーブルに送
られ、前記探触子が前記超音波を送信する、ことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、さらにデータベースを記憶しているメモリ
が設けられ、少なくとも検査対象部位を検索ワードとした検索結果から、前記基準波形生
成部は前記波形を生成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
送波波形生成部は入力された入力波形の周波数成分に対する振幅を変えて出力する複数
の特性回路を有し、さらに前記複数の特性回路はそれぞれ、前記入力波形の周波数成分に
対する出力波形の周波数成分の振幅の変化が異なる特性を備えており、 20
前記探触子ケーブルを有する前記探触子の減衰特性に従って前記特性回路が選択され、
選択された前記特性回路によって前記補正した波形が生成される、ことを特徴とする超音
波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、前記複数の特性回路はピーキング回路で構
成される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
波形比較演算部がさらに設けられ、
前記波形比較演算部は、前記探触子ケーブルを有する前記探触子の前記探触子ケーブル 30
に入力した入力波形と少なくとも前記探触子ケーブルを通った後の減衰波形とを比較し、
前記送波波形生成部は前記波形比較演算部の比較結果に基づいて、前記基準波形生成部
により生成された波形を補正する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
波形比較演算部がさらに設けられ、
前記波形比較演算部は、前記探触子ケーブルを有する前記探触子の前記探触子ケーブル
に入力した入力波形と少なくとも前記探触子ケーブルを通った後の減衰波形とを比較し、
前記送波波形生成部は前記波形比較演算部の比較結果に基づいて、前記複数の特性回路 40
から、好ましい特性回路を選択する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、前記波形比較演算部による前記探触子ケー
ブルに入力した入力波形と少なくとも前記探触子ケーブルを通った後の減衰波形との比較
動作は、キャリブレーションモードにおいて行われ、操作者の指示に従って前記キャリブ
レーションモードが開始される、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、
前記探触子の前記探触子ケーブルは、アナログ波形を探触子に送るための第 1 ケーブル
と、前記第 1 ケーブルにより減衰したアナログ波形を戻すための第 2 ケーブルとを備え、
前記第 2 ケーブルを介して戻された前記減衰したアナログ波形がデジタル変換されて前記 50

減衰波形として前記波形比較演算部に送られる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送波波形生成部による、前記基準波形生成部により生成された波形の補正は、検査対象部位が乳腺あるいは甲状腺である場合に行われる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

探触子ケーブルを有する探触子から超音波を検査対象部位に送波する、そのエコーを前記探触子が受信してエコー信号を生成する第 1 ステップと、

前記エコー信号に基づく超音波画像を表示部に表示する第 2 ステップと

検査対象部位に送波するための基準波形を生成する第 3 ステップと、

前記探触子ケーブルを有する前記探触子の減衰特性に従って前記基準波形を補正する第 4 ステップと、を備え、

前記第 4 ステップにおいて補正した前記基準波形を前記前記探触子の前記探触子ケーブルへ送ることにより、前記探触子が前記超音波を送波する、ことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は人体の色々な部位の検査に広く使用され、超音波診断装置により得られる部位の超音波画像は、病気の診断のためにたいへん重要な情報を提供する。病気の症状を早い時期に見つけ出すためには、超音波画像の画質の向上が欠かせない。超音波診断装置によって提供される超音波画像のさらなる高画質が望まれている。

【0003】

超音波画像の画質を向上させるためには、探触子から計測対象部位に対して送信する超音波送信信号の周波数をできるだけ高くし、波長の短い超音波を使用することが望ましい。一方周波数の高い超音波は伝搬途中における減衰率が高い。体内の深い位置にある部位の画像を得ようとする高い周波数の超音波送信信号を使用した場合には、計測対象部位に到達するまでに超音波送信信号が大きく減衰し、さらに計測対象部位からのエコーが探触子に到達するまでに大きく減衰してしまう。このため計測対象部位から得られるエコーすなわち反射波の信号が非常に小さくなってしまふ。超音波画像の画質を向上するために超音波送信信号の周波数を高くしたにも係らず、計測対象部位が深い場合には、得られる超音波画像の画質がかえって低下することになる。

【0004】

一方計測対象部位が、乳腺や甲状腺のように体表近傍にある場合、超音波送信信号を高い周波数とすることにより画質を向上することができる。このように超音波診断装置では、撮影対象の部位の位置が、体の深い位置か体表近傍かによって使用する超音波の送信信号の周波数を広範囲に変えることが望ましい。超音波診断装置は、超音波送信信号として送信したい超音波波形を発生するための電気信号を送信波形生成部で生成し、生成された上記電気信号を探触子へ送信し、探触子で上記電気信号に基づいた波形の超音波送信信号を計測対象部位へ送信する。

【0005】

上述したように計測対象に従って超音波送信信号の周波数を適切に選択することが望ましく、使用される超音波送信信号の周波数がより広範囲になる傾向にある。このため例えば特許文献 1 で、高い周波数で使用するための探触子が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 8 - 1 1 8 1 6 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

超音波送信信号の周波数を広範囲に変化させても十分な画質を得るとの観点ではまだまだ完全とは言えない。さらに超音波画像の質向上が望まれている。従来から探触子の性能の改善等が色々提案されている。しかし探触子だけでなく超音波診断装置の装置全体からの性能の改善の検討が望まれる。

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、超音波画像の画質がより向上する、超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の超音波診断装置は、探触子ケーブルを有する探触子と、前記探触子から検査対象部位に送波された超音波によるエコーを前記探触子が受けて、前記探触子が生成したエコー信号を処理する、受波整相部および信号処理部と、前記エコー信号に基づく超音波画像を表示する表示部と、前記検査対象部位に送波するための波形を生成する基準波形生成部と、前記探触子ケーブルを有する前記探触子の減衰特性に従って前記基準波形生成部により生成された波形を補正して補正した波形を生成する送波波形生成部と、を備え、前記送波波形生成部により補正された前記波形が前記探触子の前記探触子ケーブルに送られ、前記探触子が前記超音波を送信する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、超音波画像の画質がより向上した超音波診断装置を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】本発明の一実施例である超音波診断装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である。

【図 2】探触子の構造を説明する説明図である。

【図 3】探触子ケーブルを備えた探触子が有する、波形の周波数成分に対する減衰特性を示すグラフである。

【図 4】送波波形生成部の構成を示すブロック図である。

【図 5】特性回路の具体例であるピーキング回路を説明する説明図である。

【図 6】ピーキング回路の特性を説明する特性図である。

【図 7】基準波形を示すグラフである。

【図 8】探触子による波形の歪を説明するグラフである。

【図 9】特性回路による補正の結果を説明するグラフである。

【図 1 0】図 9 に示す補正された波形を探触子ケーブルに加えた場合の、探触子から出力される超音波の波形を説明するグラフである。

【図 1 1】送波波形生成部の一実施例を示す回路図である。

【図 1 2】送波回路の出力端の出力波形を説明する説明図である。

【図 1 3】波形比較演算部の動作を説明するブロック図である。

【図 1 4】図 1 3 に記載のブロック図の動作を説明するフローチャートである。

【図 1 5】メモリに記憶されているデータベースを説明する説明図である。

【図 1 6】基準波形の設定動作を説明するフローチャートである。

【図 1 7】選択回路の制御データを求めるフローチャートである。

【図 1 8】送波波形生成部が補正された基準波形を生成する代案を説明するフローチャートである。

【図 1 9】図 1 8 に記載の代案で使用するデータベースを説明する説明図である。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】**【0012】**

本発明の実施例を説明するための図面において、略同一の構成あるいは略同一の処理を行うステップに対して同一符号を付す。同一符号の構成やステップに関して繰り返し説明を省略する場合がある。

【0013】**〔1. 超音波診断装置100の全体構成〕**

図1は、本発明の一実施例である超音波診断装置100の構成を示すブロック図である。メモリ250には検査対象である部位や送信する超音波の周波数やサンプリング点数や遅延量等に応じた様々な波形データがデータベースとして格納されている。検査対象に向けて送信する超音波送波信号を生成するには、まず使用探触子、送信周波数等の送波条件に応じてデータベースを検索し、最適なビーム波形を決定する。メモリ250から検索された超音波波形のデータおよび遅延量が送波整相部144に送られる。

【0014】

送波整相部144では、メモリ250より読み出した波形データから超音波波形を表す基準波形のデジタル信号を生成し、D/Aコンバータ142によってデジタル信号からアナログ信号に変換する。D/Aコンバータ142によりアナログ信号に変換された信号が、送波波形生成部140に送られ、さらに超音波診断装置100の超音波診断装置本体102と探触子150とを繋ぐ探触子ケーブル110を通して探触子150に送られ、探触子150より超音波信号が検査対象部位に向けて送信される。送波整相部144は検査対象部位に応じて該検査対象部位に向けて送信される基準波形を生成する基準波形生成部として動作する。

【0015】

検査対象部位に向けて送信された超音波信号に基づくエコーを探触子150が受信し、超音波受信信号を発生する。超音波受信信号は探触子ケーブル110を介して送受分離回路116に送られ、送受分離回路116を通して送受分離回路116からA/Dコンバータ122に送られデジタル信号に変換される。前記デジタル信号は、受波整相部124で整相処理され、信号処理部126で信号処理され、信号処理された信号はDSC部128を経て、その後表示部130で超音波画像が表示される。

【0016】

なお、上記各部の制御は、操作者による操作に従って制御部300によって行われる。また以下で説明する各フローチャートの実行や、以下で説明するメモリ250に記憶されているデータベースの検索や、送波波形生成部140が行う色々な演算処理は、制御部300によって行われる。もちろんこれは一実施例であり、例えば送波整相部144や送波波形生成部140がメモリ250に記憶されているデータベースを検索する機能を備えていても良い。また送波波形生成部140が色々な演算処理を行う機能を備えていても良い。しかし、このような処理を制御部300において集中的に処理することにより、各アプリケーションプログラムの作成や管理が容易となり、超音波診断装置100の信頼性の向上につながる。

【0017】**〔2. 探触子150の構造〕**

図2は、探触子150の一例を示す概念図である。探触子ケーブル110から送られてきたアナログ電気信号を圧電材156が機械振動に変換し超音波が発生する。発生した超音波は、音響整合層154を介して音響レンズ152から送信される。音響レンズ152は、探触子150から出力される超音波が広がってしまうのを防止し、収束させる働きをする。これにより分解能が向上する。

【0018】

超音波のエコーは音響レンズ152や音響整合層154を介して圧電材156を振動させ、圧電材156は機械振動を電気信号である超音波受信信号を発生する。

【0019】

〔 3 . 探触子ケーブル 1 1 0 および探触子 1 5 0 の特性 〕

探触子 1 5 0 は検査部位等に対応して、検査精度が向上するように色々工夫された構造を備えている。しかし基本的な特性として送波波形生成部 1 4 0 から探触子 1 5 0 に送られてくるアナログ信号の周波数が高くなるにつれて、送波波形生成部 1 4 0 が発生するアナログ電気信号に対する探触子 1 5 0 から出力される超音波波形の歪が大きくなる。すなわちアナログ信号の周波数が高くなるにつれて減衰量が大きくなる傾向がある。

【 0 0 2 0 】

図 3 は、各周波数の信号における探触子レンズ、ケーブルを通す前後の減衰量の一例を示した図である。点線で示したグラフ A の周波数特性の信号を、探触子 1 5 0 の音響レンズ 1 5 2 や探触子ケーブル 1 1 0 を通した後の信号の周波数特性の一例を実線であるグラフ B で示す。送波波形生成部 1 4 0 が発生したアナログ電気信号は、例えばグラフ A に記載の如く、多くの周波数成分を有している。グラフ A の各周波数成分が一様に減衰するのではなく、周波数成分が高くなるにしたがって減衰量が増大する。減衰量は一般に次の数式（数 1）で表すことが出来る。

減衰量 [dB] = 減衰係数 [dB/cm・MHz] × 周波数 [MHz] × 通過距離 [cm] . . . (数 1)

【 0 0 2 1 】

（数 1）に示すように周波数が高くなるほど減衰量が大きくなる。例えばグラフ A で示す周波数成分の状態が、送波波形生成部 1 4 0 が生成したアナログ電気信号の周波数成分であると仮定し、グラフ B が、探触子 1 5 0 が出力する超音波信号の周波数成分であると仮定する。例えば周波数成分が 5 . 0 MHz 成分と、周波数成分が 6 . 5 MHz 成分とに着目して、グラフ A に対するグラフ B での減衰の状態を見る。6 . 5 MHz 成分の減衰量に対して 6 . 5 MHz 成分の減衰の方が非常に大きく、6 . 5 MHz の周波数成分では、約 2 0 dB 減衰していることが分かる。

【 0 0 2 2 】

このように探触子 1 5 0 出力される送信信号の周波数特性は所望の周波数特性と比較して高周波成分が少なくなることが分かる。検査対象部位にとって最適な周波数特性を持つ送信信号を送波波形生成部 1 4 0 から探触子ケーブル 1 1 0 を介して探触子 1 5 0 に送るとしても、探触子 1 5 0 が生成して検査対象部位に向けて送信する超音波波形の周波数成分は、最適な周波数特性から離れたものとなる。超音波診断装置 1 0 0 の超音波画像の画質を低下させる要因となっている。

【 0 0 2 3 】

〔 4 . 超音波診断装置 1 0 0 の周波数特性の改善 〕

探触子ケーブル 1 1 0 や探触子 1 5 0 の周波数特性を改善することにより、上述した課題に対応することが研究されていると思われるが、それだけでは、十分な成果が得られない。そこで本実施例では、探触子ケーブル 1 1 0 や探触子 1 5 0 の特性を考慮した送信信号を送波波形生成部 1 4 0 で生成する。この生成回路の一例を図 4 に示す。図 4 は、本発明の一実施例である送波波形生成部 1 4 0 の 1 チャンネルに対する構成を説明するブロック図である。送波波形生成部 1 4 0 は 1 チャンネルだけでなく複数チャンネル有していても良く、その場合には、図 4 に示す 1 チャンネルを並列に複数個設けることで対応することが可能となる。

【 0 0 2 4 】

DA コンバータ 1 4 2 によってアナログ変換された送信信号は選択回路 2 2 0 により制御部 3 0 0 によって選択された特性補正回路 2 0 0 を構成する特性回路に分岐する。1 つの特性回路だけでなく、場合によっては複数の特性回路に分岐し、合成回路 2 3 0 で合成されて増幅回路 2 4 0 に送るようにしても良い。特性補正回路 2 0 0 は、各々異なる周波数特性をもった複数の特性回路 2 0 2 や 2 0 4 や 2 0 6 を有している。送波波形生成部 1 4 0 から適切な特性の送信信号が出力されるように、制御部 3 0 0 は選択回路 2 2 0 を制御して、複数の特性回路 2 0 2 や 2 0 4 や 2 0 6 の内、1 つまたは複数個を選択し、選択された特性回路に送信信号を供給あるいは分岐して複数の特性回路に供給する。各特性回

10

20

30

40

50

路の出力は合成回路 230 で合成され、合成された信号が増幅回路 240 で増幅されて、探触子ケーブル 110 へ送出される。

【0025】

このようにして送波波形生成部 140 で送信信号が補正されることにより、最適状態に対して高周波成分の波高値が必要以上に大きく補正された送信信号を探触子ケーブル 110 に供給される。このように、高周波成分の波高値が必要以上に大きく補正された送信信号を探触子ケーブル 110 に供給することにより、探触子ケーブル 110 や探触子 150 で高周波成分が大きく減衰しても、探触子 150 から最適な特性の超音波信号が出力され、検査対象の部位に送信される。このようにすることにより、超音波診断装置 100 が生成する超音波画像の画質を向上することができる。

10

【0026】

探触子ケーブル 110 を備えた探触子 150 には、色々な種類があり、検査対象の部位に応じて選択される。探触子ケーブル 110 を備えた探触子 150 は、その種類に応じて、また製品に応じて色々特性が異なっている。また検査対象部位によって使用される超音波の周波数が異なる。乳腺や甲状腺のように体面に近い位置に存在する部位に対しては、高い周波数が使用される。仮に同じ探触子ケーブル 110 を備えた同じ探触子 150 であっても、使用する周波数が異なると、減衰量が異なる。従って制御部 300 は、検査対象部位や探触子ケーブル 110 を備えた同じ探触子 150 の種類等に応じて選択回路 220 を制御し、検査対象部位や探触子ケーブル 110 を備えた同じ探触子 150 の種類等に応じた補正を行う。

20

【0027】

〔4.1 特性補正回路 200 の説明〕

特性補正回路 200 が有する各特性回路 202 または 204 または 206 は、例えばそれぞれ異なる特性のピーキング回路で作られる。特性回路を代表して特性回路 202 を例としてピーキング回路を使用して特性回路 202 を構成した場合の一実施例を図 5 に記載する。入力端子 252 と出力端子 254 との間にコイル 256 とコンデンサ 258 を直列に接続し、更に抵抗 262 と抵抗 264 との分圧点を出力端子 254 と接続する。このピーキング回路で図 6 に示す特性を得るように図 5 に示す各回路素子の値が選ばれている。例えばコイル 256 とコンデンサ 258 との共振周波数が 6.5 MHz となるようにコイル 256 やコンデンサ 258 の値を選ぶことにより、6.5 MHz での減衰量をゼロとすることができる。すなわち 6.5 MHz では、コイル 256 とコンデンサ 258 との直列回路のインピーダンスが理論的にはゼロとなり、入力端子 252 と出力端子 254 とが短絡されたのと同様の状態となる。周波数が非常に低い状態や逆に非常に高い状態では、コイル 256 とコンデンサ 258 との直列回路のインピーダンスが無限大に近い状態となり、減衰量は抵抗 262 と抵抗 264 との分圧比で定まる。共振周波数より低い周波数の領域や高い周波数の領域はコイル 256 やコンデンサ 258 の関係で決まるが、特に共振周波数より低い周波数の領域ではコンデンサ 258 のインピーダンスが大きくなるので、コンデンサ 258 の容量に大きく依存する特性となる。一方共振周波数より高い周波数の領域では、コイル 256 のインピーダンスが大きくなるので、コイル 256 の値に大きく依存して特性が定まる。このようにして、コイル 256 やコンデンサ 258、さらに 262 や抵抗 264 の値を選択することにより、希望の特性を設定でき、図 6 に記載の特性を得ることができる。

30

40

【0028】

〔4.2 特性補正回路 200 の補正動作の説明〕

上述したように探触子 150 から被検体 10 の検査対象部位へ送信する超音波の好ましい波形は検査対象部位等に基づいて、メモリ 250 が有するデータベースから読み出され、好ましい波形のアナログ信号 170 が D/A コンバータ 142 から出力される。この好ましい波形のアナログ信号 170 の一例を図 7 に記載する。この例では、中心周波数 5.0 MHz で 6.5 MHz 付近までの周波数帯域幅を持つ波形を表していて、中心周波数 5.0 MHz に対して 6.5 MHz 付近では少し振幅が小さくなっている。この好ましい波形

50

のアナログ信号 170 を、特性補正回路 200 を介さないで直接増幅回路 240 から探触子ケーブル 110 に出力した場合に、探触子ケーブル 110 や探触子 150 は、図 3 で説明の特性を備えており、図 8 に記載のグラフ 162 で示す波形の超音波が探触子 150 から出力される。

【0029】

すなわち探触子ケーブル 110 や探触子 150 は、図 3 で説明の如く、探触子レンズやケーブルを通過することにより、6.5 MHz の帯域は 5.0 MHz に対して約 20 dB 減衰する。このため図 8 において、探触子ケーブル 110 に送られた好ましい波形のアナログ信号 170 はグラフ 162 で示す波形となる。この結果、好ましい波形のアナログ信号 170 に比べ 6.5 MHz 付近の高周波成分が減衰した特性になり、好ましい波形のアナログ信号 170 の周波数特性と大きく異なる特性になる。

10

【0030】

図 4 に記載の実施例では、好ましい波形のアナログ信号 170 を図 5 に記載の特性回路で修正することにより、探触子 150 から好ましい波形の超音波を出力することができる。図 4 に記載の回路において、図 6 に示す特性を持つ特性回路 202 に選択回路 220 を介して好ましい波形のアナログ信号 170 が入力されると、増幅回路 240 から図 9 に実線で記載のグラフで示す周波数成分からなる波形の信号 172 が出力される。実線で示すグラフ 172 は、5.0 MHz の振幅より 6.5 MHz の振幅が大きくなっている。

【0031】

図 5 に示す特性回路 202 が持つ図 6 に示す周波数特性は 6.5 MHz をピーク周波数として、5 MHz 付近が 10 dB 程度減衰させることを特徴とする。この特性は、図 3 で説明した如く、信号が探触子ケーブル 110 や音響レンズ 152 を通過することにより減衰する周波数特性と、対応するように設定されている。このため図 6 に示す周波数特性を持つ特性回路 202 の入力端子 252 に希望する周波数特性の信号を入力し、特性回路 202 により、探触子ケーブル 110 や音響レンズ 152 を通過することにより受ける各周波数成分の減衰を事前に補う修正を行う。この結果探触子 150 から出力される超音波信号の出力特性は、図 10 に記載の実線で示すグラフ 162 の特性となる。

20

【0032】

図 10 で実線のグラフ 162 により示される特性は、図 7 の好ましい波形のアナログ信号 170 で示す特性にたいへん近い特性であり、検査精度の向上につながる。このように検査精度の向上に大きく貢献する検査は、特に体面近傍の検査である。検査の部位としては甲状腺や乳腺である。なお、ここで 6.5 MHz 周波数が 20 dB 減衰するのに対して、図 6 に記載のように特性回路 202 による 6.5 MHz 周波数の修正量を 10 dB としたのは、5.0 MHz 周波数に対する 6.5 MHz 周波数の修正量が 20 dB 程度となるように回路素子の値を設定すると、ピーキング回路で構成する特性回路 202 が発振を起こす恐れがあるためである。

30

【0033】

実際には正極性から負極性まで振れる波形からなる信号が送波波形生成部 140 に入力されるので、図 4 の回路の入力側に送波回路 210 が設けられている。送波回路 210 が設けられた送波波形生成部 140 を図 11 に示す。送波回路 210 は、正極電源に接続された PMOS FET と負極電源に接続された NMOS FET からなり、DA コンバータ 142 から負極性の信号が入力されると、PMOS FET が導通状態となり、接続点 A は正極電源に接続される。一方 DA コンバータ 142 から正極性の信号が入力されると、NMOS FET が導通状態となり、接続点 A は負極電源に接続される。従って双極性を備える 1 パルスで送波回路 210 が駆動されたとすると、PMOS FET と NMOS FET との接続点 A には、理想的には、図 12 に記載の波形が発生する。

40

【0034】

しかし、実際には、接続点 A には負荷が接続されているため、波形が劣化する。なお、図 11 に記載したそれぞれの MOS FET のゲート・ソース間の回路は概念を説明するための説明図であり、具体的な回路は省略している。

50

【 0 0 3 5 】

〔 4 . 3 他の実施例の説明 〕

上述したように探触子ケーブル 1 1 0 や探触子 1 5 0 が有する特性を校正する他の実施例を図 1 3 に示す。本実施例は、探触子ケーブル 1 1 0 や探触子 1 5 0 が有する特性を超音波診断装置 1 0 0 の本体側で検知して校正する機能を有している。説明を簡単にするために本実施例では、送波波形生成部 1 4 0 の送波を 1 チャンネルとしている。1 チャンネルだけでなくさらにチャンネルを増やすことが必要な場合には、同様の回路を必要に応じで複数個設けることにより、複数チャンネルを増やすことができる。

【 0 0 3 6 】

本実施例では、実際の超音波を検査対象部位に向けて送信する前に、探触子ケーブル 1 1 0 や探触子 1 5 0 の特性をキャリブレーションするためのキャリブレーションモードを実行する。キャリブレーションモードでは、送波整相部 1 4 4 が基準波形を生成して、探触子ケーブル 1 1 0 の周波数特性や探触子 1 5 0 の周波数特性を検知するために、そのアナログ信号を探触子ケーブル 1 1 0 に送信する。この基準波形は、この後行う検査の対象部位あるいは検査に使用する探触子 1 5 0 に対応して定められる。例えば検査対象部位あるいは探触子 1 5 0 に基づいてメモリ 2 5 0 に設けられているデータベースを検索することにより求めることができる。この基準波形は、これから検査しようとする部位に対応しているあるいは検査に使用する探触子 1 5 0 に適合した超音波の送信波に対応した周波数特性を有している。

【 0 0 3 7 】

標準波形生成部として動作する送波整相部 1 4 4 が発生した基準波形が D A コンバータ 1 4 2 でアナログ信号に変換され、探触子ケーブル 1 1 0 へ送られる。キャリブレーションの処理を行うキャリブレーションモードでは、特性補正回路 2 0 0 は上記変換されたアナログ信号に対して補正を加えないでそのまま、あるいは単に増幅した状態で探触子ケーブル 1 1 0 に送信する。このために特性補正回路 2 0 0 は、無補正回路 2 0 8 を備えている。キャリブレーションモードでは、制御部 3 0 0 は、補正が加えられない無補正回路 2 0 8 を選択し、アナログ信号に変換された基準波形が、無補正回路 2 0 8 を経由して送信用の増幅回路 2 4 0 で増幅され、超音波診断装置 1 0 0 の本体から探触子ケーブル 1 1 0 へ出力される。

【 0 0 3 8 】

アナログ信号に変換された基準波形は、探触子ケーブル 1 1 0 が有する検査時に使用されるケーブル 1 1 2 を通って探触子 1 5 0 に送られる。探触子 1 5 0 の内部にはキャリブレーションモードでのみ導通するスイッチ 3 1 2 があり、超音波探触子の音響レンズ 1 5 2 で反射し、探触子ケーブル 1 1 0 のケーブル 1 1 4 を通過後の減衰した送波信号を超音波診断装置 1 0 0 の本体にフィードバックする。

【 0 0 3 9 】

スイッチ 3 1 2 を介してフィードバックされた信号は減衰器 3 2 4 を通り L N A 部 3 3 0 に入力される。キャリブレーションモードでは、スイッチ 3 3 2 は減衰器 3 2 4 側に接続されている。このため減衰器 3 2 4 の出力が L N A 部 3 3 0 を通り、D A コンバータ 3 3 6 に入力される。D A コンバータ 3 3 6 でデジタル信号に変換されて、内部に波形メモリ 3 5 2 を備える波形比較演算部 3 5 0 に格納される。

【 0 0 4 0 】

波形比較演算部 3 5 0 には、送波整相部 1 4 4 が発生したデジタル信号で表される基準波形が入力される。入力された基準波形と波形メモリ 3 5 2 に格納された波形とが比較される。この比較結果により、基準波形のアナログ信号が探触子ケーブル 1 1 0 のケーブル 1 1 2 を通ることにより、どの周波数成分が基準波形に対してどの程度減衰するかを、波形比較演算部 3 5 0 は演算して求めることができる。探触子 1 5 0 の出力の送信信号が所望の送信信号と近くなるようにするには、特性回路 2 0 2 から特性回路 2 0 6 の内のどの特性回路を選択したらよいかすなわち選択回路 2 2 0 の制御内容を、演算で求めることができる。演算により求められた選択回路 2 2 0 の制御内容が波形比較演算部 3 5 0 から制

10

20

30

40

50

御部 3 0 0 に送られ、検査時の制御に使用される。

【 0 0 4 1 】

先ず、使用する探触子ケーブル 1 1 0 を備えた探触子 1 5 0 の周波数特性を補正するための選択回路 2 2 0 の制御内容をキャリブレーションモードにおいて検知し、その後、実際の超音波の送波を開始し、検査対象部位の検査を行う。

【 0 0 4 2 】

なお波形比較演算部 3 5 0 による基準波形と探触子 1 5 0 から得られた信号との比較演算は、上述のように波形信号の状態で行ってもよいし、比較対象のそれぞれの波形を周波数分布に変換して互いに比較しても良い。

【 0 0 4 3 】

検査対象部位によって探触子は適した形状のものに切り替えられ、また使用される超音波の周波数も切り替えられる。このため探触子ケーブル 1 1 0 を備えた探触子 1 5 0 の減衰特性がその度が変わる。図 1 3 を使用して説明した実施例では、検査開始前に使用する探触子 1 5 0 の特性を検知することができ、キャリブレーションの方法を演算により求めることができる。従ってその効果は非常に大きい。キャリブレーションモードの開始は、例えば、超音波装置の操作部にキャリブレーション開始用の入力手段、例えば操作ボタン等を設け、操作者が操作ボタンを操作することにより、図 1 3 で説明した動作が開始されるようにしても良い。

【 0 0 4 4 】

キャリブレーションモードが終了し検査状態に移ると、スイッチ 3 1 2 が解放状態となり、またスイッチ 3 3 2 は送受分離回路 1 1 6 の方に接続される。メモリ 2 5 0 の検索結果に基づいて得られた波形データから送波整相部 1 4 4 は基準波形を生成し、生成された基準波形が、送波整相部 1 4 4 から D A コンバータ 1 4 2 に送られる。D A コンバータ 1 4 2 により基準波形はアナログ信号に変換される。先のキャリブレーションモードで検知された制御内容に基づいて、制御部 3 0 0 は選択回路 2 2 0 を制御し、アナログ信号に変換された基準波形の信号は、選択された特性回路で図 9 で説明したように補正されて、増幅回路 2 4 0 を介して探触子ケーブル 1 1 0 のケーブル 1 1 2 を通り、探触子 1 5 0 に導かれる。探触子ケーブル 1 1 0 のケーブル 1 1 2 で周波数成分に応じた減衰が生じるが、図 1 0 で説明したように減衰した結果の波形が望ましい状態の波形となるように特性補正回路 2 0 0 で補正されているので、望ましい波形の超音波が探触子 1 5 0 から出力される。

【 0 0 4 5 】

検査対象部位からのエコーが探触子 1 5 0 により受信されてエコー信号に変換され、エコー信号は、探触子ケーブル 1 1 0 から送受分離回路 1 1 6 に導かれる。図 1 で説明したようにエコー信号は送受分離回路 1 1 6 からスイッチ 3 3 2 を介して L N A 部 3 3 0 に導かれ、D A コンバータ 3 3 6 でデジタル信号に変換されて、受波整相部 1 2 4 に送られ、その後図 1 で説明した如く超音波画像が生成されて、表示部 1 3 0 により表示される。

【 0 0 4 6 】

〔 4 . 4 キャリブレーションモードの動作説明 〕

図 1 3 を用いてキャリブレーションモードにおける動作を説明したが、図 1 4 のフローチャートを用いて動作のシーケンスを説明する。検査のための部位の入力や使用する探触子 1 5 0 の入力、超音波の周波数の入力などが行われると、ステップ S 1 0 0 で始まるキャリブレーションモードの実行が開始される。ステップ S 1 0 1 で、操作者によるキャリブレーションの実施の指示の有無が判断される。キャリブレーションの実施の指示がない場合には、ステップ S 1 1 2 から実行がステップ S 2 0 0 に移り、検査が実行される検出モードとなる。

【 0 0 4 7 】

キャリブレーションの実施の指示がある場合に、ステップ S 1 1 2 の後ステップ S 1 1 4 を実行する。ステップ S 1 1 4 で操作者が指示を出すと、例えば操作者がキャリブレーションの指示を入力するボタンを押すと、この指示に基づいて、図 1 3 で説明したアナロ

10

20

30

40

50

グの標準波形が探触子ケーブル 1 1 0 に送られる。さらに探触子ケーブル 1 1 0 のケーブル 1 1 4 を介して超音波診断装置 1 0 0 の本体にフィードバックされ、波形比較演算部 3 5 0 の波形メモリ 3 5 2 に記憶される。ステップ S 1 1 6 で波形比較演算部 3 5 0 により探触子ケーブル 1 1 0 や探触子 1 5 0 の減衰量が演算され、ステップ S 1 1 8 で、特性補正回路 2 0 0 を操作するための制御内容が求められる。すなわちどの特性回路を選択するか、の制御データが、波形比較演算部 3 5 0 から制御部 3 0 0 に送られ、検査時の制御に利用される。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 2 0 でキャリブレーションの処理を終了し、ステップ S 2 0 0 に実行が移り、検査を開始できる検査モードとなる。検査中に操作者がキャリブレーションを行いたいと判断した場合には、キャリブレーションを指示する操作、例えば入力用のボタンを操作することにより、図 1 4 のキャリブレーションモードが実行される。

【 0 0 4 9 】

図 1 3 でステップ S 1 1 4 のステップがなくても良いが、操作者の行う準備の状態と、超音波診断装置 1 0 0 の処理とのタイミングを合わせる意味で、ステップ S 1 1 4 を設ける方が望ましい。例えば探触子 1 5 0 の取り付けに手間取っていたり、その他操作者がまだ準備中なのにステップ S 1 1 6 が実行されたりといった、不都合が生じる可能性があり、エラーが発生する恐れがある。また、ステップ S 1 1 4 では、操作者がキャリブレーションの指示ボタンを押す設定となっているが、探触子を選択した時点、探触子の周波数レンジを選択した時点など、送波の特性が変わることが生じる操作時に自動的にステップ S 1 1 4 が実行されたとして次のステップに進んでも良い。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 1 1 8 における、特性回路としてのピーキング回路を選択する処理では、探触子 1 5 0 が出力する超音波のパワーについて、安全なパワーを越えない制限値を加味して行われるものである。

【 0 0 5 1 】

〔 5 . メモリ 2 5 0 のデータベースの説明 〕

図 1 5 は、基準波形のデータが記憶されている、メモリ 2 5 0 に設けられたデータベース 4 0 2 を示す。検索ワードとして検査の対象部位を入力して検索すると、検査対象部位に関する最適な周波数や波形のデータが読み出される。また周波数を検索ワードとして検索すると、最適な波形のデータが読み出される。その他サンプリング数や遅延量を検索ワードとした場合にも、最適な波形のデータが読み出される。

【 0 0 5 2 】

このデータベース 4 0 2 を使用した標準波形の設定を図 1 6 に記載のフローチャートを用いて説明する。図 1 で送波整相部 1 4 4 における基準波形の生成や図 1 3 で送波整相部 1 4 4 における基準波形の生成動作が開始されると、図 1 6 のステップ S 1 4 0 で示すフローチャートが開始される。ステップ S 1 4 2 で検査対象の部位を入力するあるいは既に入力されている検査対象の部位のデータを読み出す。ステップ S 1 4 4 で検査対象の部位を検索ワードとして最適の周波数および基準波形を読み出して表示する。さらにサンプリング数や遅延量を表示しても良い。

【 0 0 5 3 】

操作者は表示された内容で検査を行う場合には、同意「 Y 」を意味する操作を行い、そうでない場合には、否「 N 」を表す操作を行う。もし否「 N 」を表す操作が行われ、ステップ S 1 4 8 で操作者が新たなデータを入力した場合には、ステップ S 1 4 8 で新たな入力データに基づく検索が、図 1 5 に示すデータベース 4 0 2 に対して行われ、新しい基準波形が読み出される。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 4 4 あるいはステップ S 1 4 8 でデータベース 4 0 2 の検索により読み出された波形データが送波整相部 1 4 4 に設定され、1 4 4 は設定されたデータに基づいて基準波形を D A コンバータ 1 4 2 を介して送波波形生成部 1 4 0 に送信する。なお、デー

10

20

30

40

50

データベース 402 の検索ワードによる検索は、送波整相部 144 が行っても良いが、送波整相部 144 の代わりに制御部 300 が行っても良い。

【0055】

図 14 に記載のキャリブレーションの処理や図 17 に記載のキャリブレーションの動作は、操作者の操作に基づいて行われる。例えば図 15 の破線で示す如く、操作者がキャリブレーションの処理が必要と判断すると、キャリブレーションの指示を超音波診断装置 100 の入力部に対して行う。キャリブレーションの指示が行われると直ちに図 14 のフローチャートがスタートする。

【0056】

また、図 4 における選択回路 220 の制御も同様である。操作者がキャリブレーション処理が必要と判断すると、ステップ S180 で示すフローチャートが動作して、ステップ S182 から実行がステップ S184 へ移る。ステップ S184 では、制御部 300 が既に設定されている検査に使用する周波数と検査に使用する探触子 150 の製品名あるいは型式などの探触子 150 を特定するワードに基づいてデータベースを読み出し、特性補正回路 200 が有する特性回路 202 や特性回路 204、特性回路 206 の内のどの特性回路を使用するかを決定する。図示しないが、予め検査に使用する周波数と検査に使用する探触子 150 の型式とを検索ワードとして、最適な補正を行うための特性回路の選択データが記憶されており、使用する周波数と検査に使用する探触子 150 の型式とを検索ワードとして最適な特性回路を選択することができる。本実施例では、説明を簡単にするために特性補正回路 200 は 3 個の特性回路しかもたないが、実際の製品では多くの特性回路を備えることが可能であり、最適な補正を行うことができる。

【0057】

ステップ S184 で最適な特性回路が検索され、その結果を制御部 300 に設定する。制御部 300 は、例えば図 4 に記載の選択回路 220 の制御において、設定された特性回路を、選択回路 220 を制御することにより、選択することができる。

【0058】

〔6．特性補正回路 200 を使用した補正に対する他の実施例の説明〕

図 4 や図 11、図 13 の実施例では、探触子ケーブル 110 を備えた探触子 150 の減衰特性の補正を行うために、一例として複数の特性回路を備える特性補正回路 200 を使用していた。図 18 と図 19 は、特性補正回路 200 の代わりにソフトウェアによる処理により、上記補正を行う。ステップ S250 が開始されると、例えば図 16 で説明した方法により、基準波形が決定される。また、検査に使用する探触子 150 の型式などは、探触子 150 を超音波診断装置 100 に接続したことにより、あるいは操作者の入力操作により、検知することができる。予め基準波形と探触子 150 の型式とを検索ワードとして図 9 で説明した補正された波形をデータベース 404 として記憶している。ステップ S256 において、データベース 404 を検索し、図 9 で説明した特性補正回路 200 において補正された特性を有する波形を、データベース 404 から検索する。このデータベース 404 に基づいて取得した波形データを送波整相部 144 に設定する。

【0059】

このようにすることにより、送波波形生成部 140 で生成していた探触子 150 の減衰をキャリブレーションするための補正された波形を送波整相部 144 で発生し、探触子ケーブル 110 に送信する。このようにすることにより、特性補正回路 200 を使用することなく、特性補正回路 200 と同様の出力を得ることができる。

【0060】

〔7．上述した実施例の効果〕

上述した実施例の効果について、既に記載したがさらに加えて次に説明する。

【0061】

任意周波数をピークとする特性回路としてのピーキング回路に送信信号を通して周波数特性を調整することで、超音波装置出力後の音響レンズ 152 あるいは探触子ケーブル 110 での減衰分を考慮した送波波形を生成できる。

【 0 0 6 2 】

上記実施例では、説明を簡単にするために選択回路 2 2 0 で 1 つの特性回路を選択したが、本実施例では、特性回路の複数の出力を合成することが可能な合成回路 2 3 0 を備えている。従って選択回路 2 2 0 で複数の特性回路を選択して、複数の特性回路に分岐して基準信号を印加することが可能となる。各々を異なる周波数特性を持った複数個の特性回路に基準信号を分岐することにより、その各出力信号を足し合わせることで様々な周波数特性を持つ送波波形を生成することができる。このため多様な補正が可能となり、探触子毎に最適な送波波形を出力することが可能となる。診断対象部位に最適な送波波形が生成可能となるので画質向上が可能となる。

【 0 0 6 3 】

超音波装置の接続探触子に対し、減衰量を補償して最適な送波波形生成を制御する送波波形キャリブレーション機能を有し、超音波装置の操作者が装置上のボタンを押す等の動作で指示することにより、自動的に送波波形キャリブレーションが開始できる機構であるため、接続探触子が変更となった場合でも簡便に最適な送信信号の較正が実現できる。

【 0 0 6 4 】

探触子から実際に出力される送波信号の周波数特性をフィードバックして較正を行なうことができるので、特性補正回路 2 0 0 および送波整相部 1 4 4 での送信波形生成の組合せで不要な高周波成分を低減することが可能となる。これにより探触子レンズでの熱損失を低減でき、探触子レンズの温度上昇を抑えることが可能となる。

【 符号の説明 】

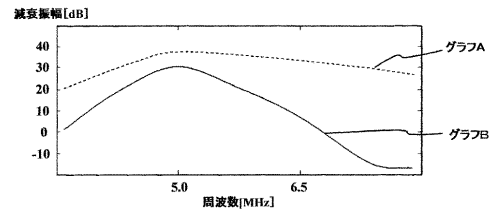
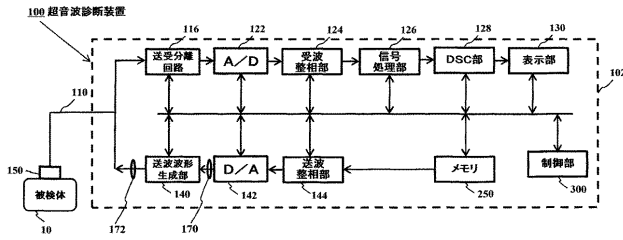
【 0 0 6 5 】

1 0 0 . . . 超音波診断装置、1 0 2 . . . 超音波診断装置本体、1 1 0 . . . 探触子ケーブル、1 1 2 . . . ケーブル、1 1 4 . . . ケーブル、1 1 6 . . . 送受分離回路、1 2 2 . . . A D コンバータ、1 2 4 . . . 受波整相部、1 2 6 . . . 信号処理部、1 3 0 . . . 表示部、1 4 0 . . . 送波波形生成部、1 5 0 . . . 探触子、2 0 0 . . . 特性補正回路、2 0 2 . . . 特性回路、2 0 4 . . . 特性回路、2 0 6 . . . 特性回路、2 0 8 . . . 無補正回路。

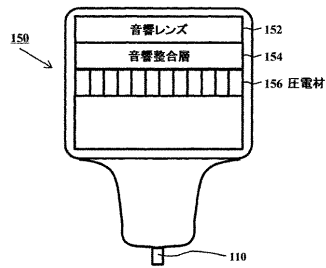
10

20

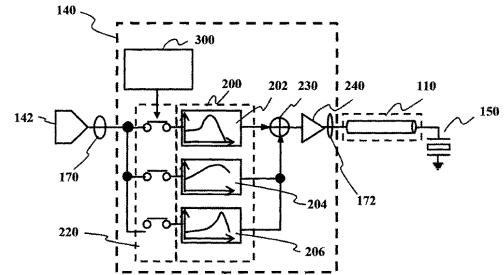
【 図 3 】



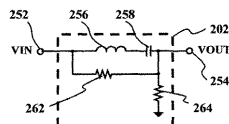
【圖 2】



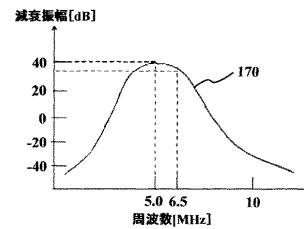
【 図 4 】



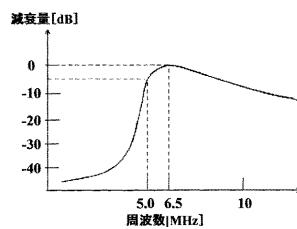
【 図 5 】



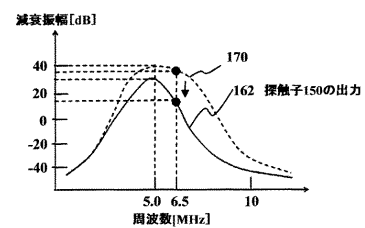
【圖 7】



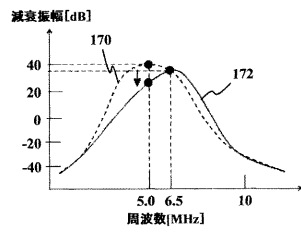
【 図 6 】



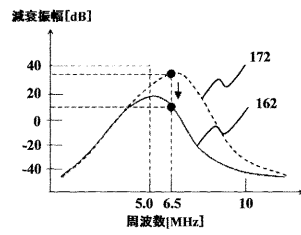
【 図 8 】



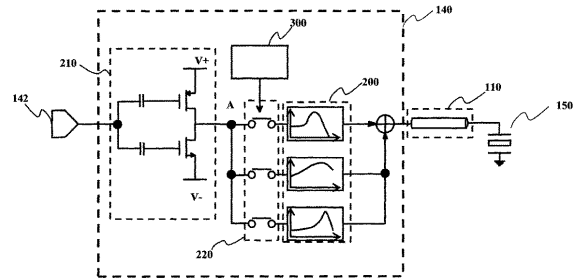
【図 9】



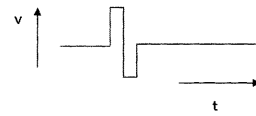
【図 10】



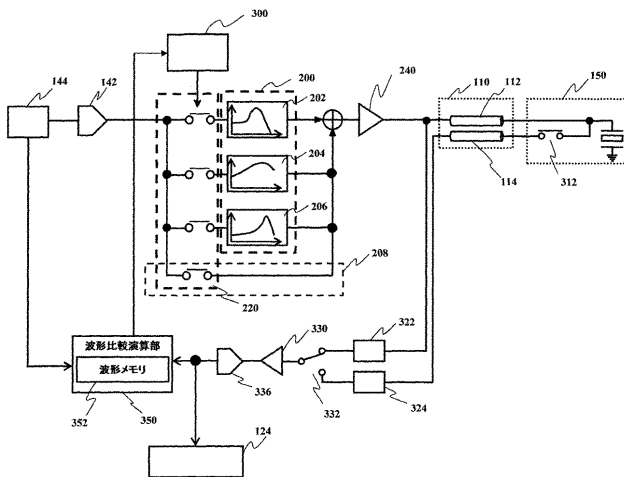
【図 11】



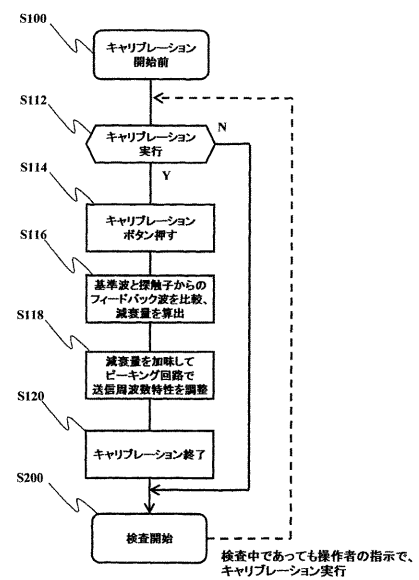
【図 12】



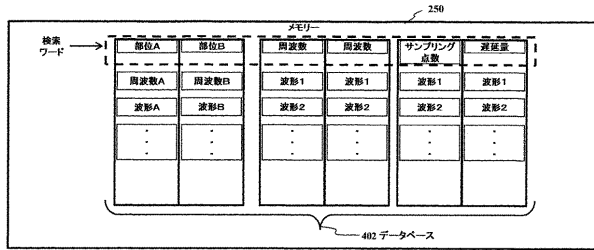
【図 13】



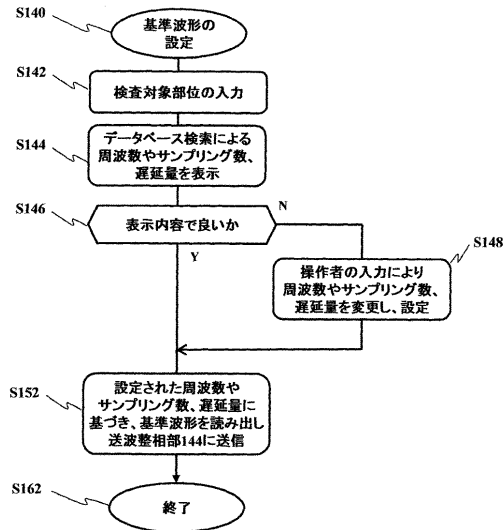
【図 14】



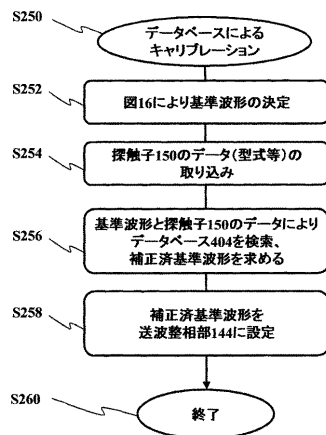
【図 15】



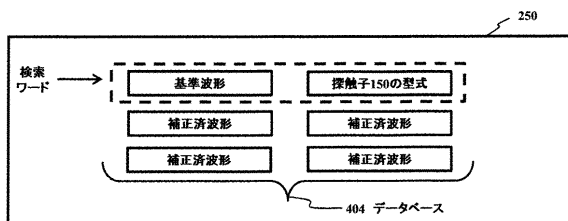
【図 16】



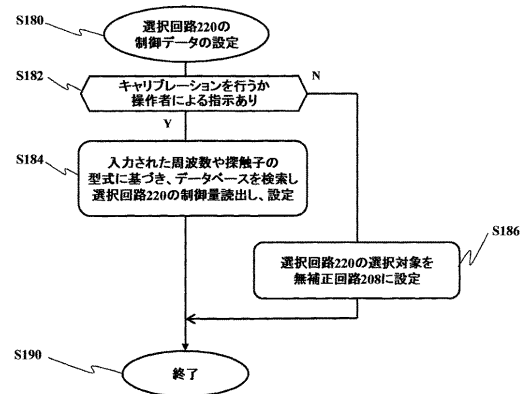
【図 18】



【図 19】



【図 17】



专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	JP2015039593A	公开(公告)日	2015-03-02
申请号	JP2013173373	申请日	2013-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	高向博幸 今川健吾		
发明人	▲高▼向 博幸 今川 健吾		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：补偿具有探头电缆的探头衰减的频率分量。 解决方案：具有探头电缆110的探头150和从探头150传输到要由探头150检查的区域的超声波所产生的回波被探头150接收并由探头150产生。 显示单元130基于回波信号显示超声图像；参考波形生成单元144，该参考波形生成单元144生成要发送到检查对象部分的波形；以及具有探头电缆110的探头150的阻尼特性。 根据以上内容，对由参考波形生成单元144生成的波形进行校正以生成校正后的波形的传输波形生成单元140以及由传输波形生成单元140校正后的波形是探头150。 超声波诊断装置（100），其特征在于，所述探头（150）将超声波发送到所述探头电缆（110）。 [选型图]图1

