

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子を備えたプローブと、
前記複数の振動素子からの複数の受信信号に対して、受信ダイナミックフォーカスのために複数の深さに複数の受信焦点を形成するための遅延処理を施す遅延処理手段と、
前記遅延処理のために、前記振動素子ごとに前記複数の受信焦点に対応する複数の遅延値を生成する生成手段と、

を含み、

前記生成手段は、

前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮しない条件の下で複数の基本遅延値を演算する基本遅延値演算手段と、

前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮するための補正值として、特定の深さに対応する補正值を生成する補正值生成手段と、

前記複数の基本遅延値に対して前記補正值を作用させ、これにより前記複数の遅延値として超音波伝搬過程での屈折が考慮された複数の補正済み遅延値を生成する補正手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記補正值は、前記超音波の屈折が考慮されていない基本計算式に基づいて演算され前記特定の深さに対応する基本遅延値と、前記超音波の屈折が考慮されている精細計算式に基づいて演算された前記特定の深さに対応する精細遅延値と、に基づいて特定される値である、

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記補正值は前記基本遅延値と前記精細遅延値との差分に相当する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 2 記載の装置において、

前記基本計算式は超音波伝搬経路上に第 1 音速を生じさせる第 1 媒質層が一様に存在していることを前提として遅延値を計算するものであり、

30

前記精細計算式は超音波伝搬経路上に前記第 1 媒質層の他に、前記第 1 音速とは異なる第 2 音速を生じさせる第 2 媒質層が存在していることを前提として遅延値を計算するものである、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

前記特定の深さは、事前に選択された深さ、送信焦点の深さ、又は、関心領域を代表する深さである、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 6】

超音波診断装置において、複数の振動素子に供給する複数の送信信号又は複数の振動素子から出力された複数の受信信号に対する遅延処理のために、前記振動素子ごとに遅延値を生成する方法であって、

前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮するための補正值として、特定の深さに対応する補正值を事前に計算しておく工程と、

前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮しない条件の下で基本遅延値を計算する工程と、

前記基本遅延値に前記補正值を加算し、これにより前記遅延値として超音波伝搬過程での屈折が考慮された補正済み遅延値を生成する工程と、

50

を含むことを特徴とする方法。

【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し、特に、ビーム形成用の遅延データを生成する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体に対する超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波を送受波するためにプローブ（超音波探触子）が使用される。プローブには、アレイ振動子、1又は複数の整合層、音響レンズ等が設けられる。そのようなプローブとして、リニアプローブ、セクタプローブ、コンベックスプローブ、等が知られている。

10

【0003】

プローブ内のアレイ振動子に供給される複数の送信信号に対して遅延処理を施すことにより送信ビームが形成される。そのために、超音波診断装置本体内に送信回路としての送信ビームフォーマーが設けられている。送信用の遅延処理では、送信焦点を形成するための送信用遅延データに従って、個々の送信信号に対して遅延時間が与えられる。送信用遅延データは、複数の振動素子つまり複数の送信信号に対応する複数の遅延値（遅延時間、遅延量）からなる。一方、アレイ振動子からの複数の受信信号を遅延処理した上で加算することにより、つまり整相加算処理することにより、受信ビームが形成される。そのために、超音波診断装置本体内に受信回路として受信ビームフォーマーが設けられている。受信時においては通常、深さ方向に受信焦点を動的に変化させる受信ダイナミックフォーカスが適用される。受信用の遅延処理では、個々の受信焦点ごとに、当該受信焦点を形成するための受信用遅延データに従って、個々の受信信号に対して遅延時間が与えられる。受信用遅延データは、複数の振動素子つまり複数の受信信号に対応する複数の遅延値（遅延時間、遅延量）からなる。受信ダイナミックフォーカスのための遅延処理では、適用する受信用遅延データを順次切り換えることによって、深さ方向に複数の受信焦点が順次形成される。

20

【0004】

送信用遅延データ及び受信用遅延データは、プローブタイプ（電子走査方式）、アレイ振動子の形状や素子配列等の物理的パラメータ、生体組織内の音速（例えば音速1530 m/s）、等に基づいて算出される。典型的には、個々の振動素子と焦点（送信焦点、受信焦点との間に均一な媒質が存在していることを前提として、つまり超音波伝搬経路上での音速が一定であることを前提として、遅延データが計算される。しかし、アレイ振動子の生体側には音響レンズ（例えば音速1000 m/s、厚み0.8 mm）が存在しており、特にその曲率が大きい場合やその厚みが厚い場合、その存在を無視できなくなる。また、生体内に皮下脂肪層（例えば音速1420 m/s、厚さ5~30 mm）、頭蓋骨層（例えば音速2900 m/s、厚さ6 mm）、等が存在し、それらを無視できない場合もある。超音波伝搬経路上に生体組織とは異なる音速を有する媒質層が存在していると、界面上で音速差が生じ、それに起因して超音波の屈折が生じる。これは位相収差をもたらし、デフォーカスの要因となる。それは超音波画像の画質低下を生じさせるものである。

30

40

【0005】

特許文献1においては音響レンズ表面で生じる超音波の屈折つまり位相収差を考慮して遅延データを計算する技術が開示されている。その技術によれば、個々の振動素子ごとに、超音波伝搬経路がフェルマーの原理に従って特定される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平11-299780号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、フェルマーの原理に従って、個々の振動素子ごとに実際の伝搬経路を推定することにより、遅延値を計算する手法では、どうしても演算時間が長くなる。受信ダイナミックフォーカスでは、個々の振動素子ごとに且つ個々の受信焦点（サンプル点）ごとに遅延値を求める必要があるからである。

【0008】

本発明の目的は、超音波画像の画質を改善することにある。あるいは、演算量の著しい増大を招くことなく、音速差に起因する位相収差を改善することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、超音波ビームを形成する複数の振動素子からなるアレイ振動子を備えたプローブと、前記複数の振動素子からの複数の受信信号に対して、受信ダイナミックフォーカスのために複数の深さに複数の受信焦点を形成するための遅延処理を施す遅延処理手段と、前記遅延処理のために、前記振動素子ごとに前記複数の受信焦点に対応する複数の遅延値を生成する生成手段と、を含み、前記生成手段は、前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮しない条件の下で複数の基本遅延値を演算する基本遅延値演算手段と、前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮するための補正值として、特定の深さに対応する補正值を生成する補正值生成手段と、前記複数の基本遅延値に対して前記補正值を作用させ、これにより前記複数の遅延値として超音波伝搬過程での屈折が考慮された複数の補正済み遅延値を生成する補正手段と、を含むことを特徴とする。

【0010】

超音波伝搬経路上の媒質が一樣ではなく超音波伝搬経路上に音速が異なる複数の媒質層が存在している場合（典型的には生体組織層中にそれとは異なる層が存在している場合）、音速差が生じる界面において超音波の屈折が生じる。そのような屈折までを考慮して、振動素子ごとに、深さ方向に並ぶ全受信焦点に対応する複数の遅延値を求めるのが理想的である。しかし、そのためにはかなり複雑な計算を多数回行わなければならない、非常に多くの演算時間がかかってしまう。それを事前に計算しておいて、計算結果を記憶部に格納しておくことも可能であるが、その場合には膨大な記憶容量を要する。非常に高速に演算を行える専用プロセッサを利用してリアルタイムで計算することも可能であるが、その場合には装置のコストアップという問題が生じる。

【0011】

これに対して、上記構成によれば、演算量の著しい増大を招くことなく、屈折までが考慮された複数の遅延値を求めることが可能である。複数の基本遅延値を求める演算では屈折が考慮されないため、その演算量は屈折を考慮する場合に比べて著しく少ない。補正值を求めるためにはいずれの手法を使うにしても相応の複雑な演算が必要となるが、振動素子ごとに1つの（又は少数の）受信焦点についてだけ補正值を求めるのであれば、全受信焦点について補正值（又は遅延値）を求める場合に比べて、その演算量は著しく少ない。複数の基本遅延値に対して補正值を作用させる場合、例えば加算、減算といったシンプルな演算を実行するだけでよいので、そこでの演算負担は格別問題とならならない。このように遅延データ演算全体として演算量を抑制しつつも屈折が考慮された遅延値列（補正済み遅延値列）を求めることが可能である。補正済み遅延値列は、理想的な遅延値列に比べて遅延精度において劣るものの、後述のように、特定の深さを適切に選択することによって、深さ方向の全体にわたって実用上十分な遅延精度を確保することが可能である。

【0012】

1つの振動素子あたり、全受信焦点つまり全深さに対して1つの補正值を利用するのが望ましいが、複数の深さに対応する複数の補正值を利用することも可能である。事前に計算された基本遅延値を記憶部に格納しておいて、記憶部からそれを読み出すようにしても

10

20

30

40

50

よいし、必要なタイミングで、計算により基本遅延値をその都度生成してもよい。同様に、事前に計算された補正値を記憶部に格納しておいて、記憶部からそれを読み出すようにしてもよいし、必要なタイミングで、計算により補正値をその都度生成してもよい。通常、補正値の演算にはある程度の時間を要するので、プローブタイプ等の諸条件の組み合わせごとに事前に補正値を計算し、それらを記憶部に格納しておくのが望ましい。

【0013】

望ましくは、前記補正値は、前記超音波の屈折が考慮されていない基本計算式に基づいて演算された前記特定の深さに対応する基本遅延値と、前記超音波の屈折が考慮されている精細計算式に基づいて演算された前記特定の深さに対応する精細遅延値と、に基づいて特定される値である。望ましくは、前記補正値は前記基本遅延値と前記精細遅延値との差分に相当する。計算上の便宜から1つの界面(2つの媒質層)を想定するのが望ましいが、2つ以上の界面(3つ以上の媒質層)を想定するようにしてもよい。

10

【0014】

望ましくは、前記基本計算式は超音波伝搬経路上に第1音速を生じさせる第1媒質層が一様に存在していることを前提として遅延値を計算するものであり、前記精細計算式は超音波伝搬経路上に前記第1媒質層の他に、前記第1音速とは異なる第2音速を生じさせる第2媒質層が存在していることを前提として遅延値を計算するものである。基本計算式としてはアレイ振動子を含む単純な幾何学的モデルに基づく計算式があげられ、詳細計算式としてはフェルマーの定理に従う計算式があげられる。

【0015】

望ましくは、前記特定の深さは、事前に選択された深さ、送信焦点の深さ、又は、関心領域を代表する深さである。例えば、深さ方向に並ぶ受信焦点全体として遅延誤差が少なくなるようにシミュレーションによって事前に特定の深さを求めてもよい。

20

【0016】

本発明に係る方法は、超音波診断装置において、複数の振動素子に供給する複数の送信信号又は複数の振動素子から出力された複数の受信信号に対する遅延処理のために、前記振動素子ごとに遅延値を生成する方法であって、前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮するための補正値として、特定の深さに対応する補正値を事前に計算しておく工程と、前記振動素子ごとに、超音波伝搬過程での屈折を考慮しない条件の下で基本遅延値を計算する工程と、前記基本遅延値に前記補正値を加算し、これにより前記遅延値として超音波伝搬過程での屈折が考慮された補正済み遅延値を生成する工程と、を含む。送信ビームフォーミング及び受信ビームフォーミングの内の両方又は一方に対して超音波の屈折を考慮に入れた補正値による補正を実行すれば、演算量の著しい増大を招くことなく超音波画像の画質を高められる。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、超音波画像の画質を改善できる。あるいは、演算量の著しい増大を招くことなく、位相収差による問題を改善できる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】遅延回路の構成例を示すブロック図である。

【図3】コンベックスプローブにおける超音波伝搬経路を示す図である。

【図4】リニアプローブにおける超音波伝搬経路を示す図である。

【図5】1番の振動素子及び10番の振動素子について補正前後の遅延誤差を示す図である。

【図6】20番の振動素子及び30番の振動素子について補正前後の遅延誤差を示す図である。

【図7】補正前後の遅延誤差についての深さ方向の変化を示す図である。

【発明を実施するための形態】

40

50

【 0 0 1 9 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 0 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、医療機関に設置され、生体の超音波診断のために用いられるものである。

【 0 0 2 1 】

図 1 において、図示されていないプローブ内にはアレイ振動子 1 0 が設けられている。アレイ振動子 1 0 は複数の振動素子 1 0 a により構成される。それらによって超音波ビームが形成される。超音波ビームは電子的に走査される。その方式として電子リニア走査方式、電子セクタ走査方式、等が知られている。コンベックス走査方式は円弧状のアレイ振動子に対して電子リニア走査方式を適用したものである。プローブは、アレイ振動子 1 0 の他、1 又は複数の整合層、音響レンズ、バッキング等を含む。特にマイクロコンベックスプローブにおいては音響レンズの曲率が大きく、位相収差の問題が無視できなくなる。そこで、後述する補正が適用される。

10

【 0 0 2 2 】

送信部 1 2 は、発生器列 1 6、送信遅延処理部 1 8、増幅器列 2 0 を有する。個々の発生器 2 2 において送信信号が生成される。送信遅延処理部 1 8 は、複数の遅延回路 2 4 を有する。個々の遅延回路 2 4 は送信信号に対して遅延処理を施すものである。送信遅延処理部 1 8 は、送信焦点を形成するための遅延データに従って遅延処理を実行する。遅延データは、複数の振動素子 1 0 a つまり複数の送信信号に与える複数の遅延値からなる。増幅器列 2 0 は、複数の増幅器 2 6 により構成されている。個々の増幅器 2 6 はパワーアンプである。送信遅延処理部 1 8 が有する演算回路によって、必要な都度、遅延データが計算される。なお、図 1 においては、送信部 1 2 が有する D / A 変換器列等が図示省略されている。

20

【 0 0 2 3 】

受信部 1 4 は、増幅器列 2 8、A / D 変換器列 3 0、受信遅延処理部 3 2、及び、加算器 3 4 を有する。増幅器列 2 8 は複数の増幅器 3 6 により構成され、A / D 変換器列 3 0 は複数の A / D 変換器 3 8 により構成される。受信遅延処理部 3 2 は、複数の遅延回路 4 0 を有している。受信遅延処理部 3 2 は、受信ダイナミックフォーカスのために、複数の振動素子 1 0 a から出力された複数の受信信号に対して、深さ方向に受信焦点を順次形成するための一連の遅延処理を実行する。受信焦点ごとに遅延データに従った遅延処理が行われる。遅延データは、素子配列方向に並んだ複数の遅延値からなるものである。別の見方をすると、受信ダイナミックフォーカスにおいては、振動素子ごとに、深さ方向に並ぶ複数の受信焦点に対応する複数の遅延値（遅延値列）が利用される。本実施形態では、その遅延値列として、音響レンズ等の層に起因して生じる超音波の屈折までが考慮された補正済み遅延値列を利用することが可能である。しかも、補正済み遅延値列を比較的少ない演算で求めることが可能である。これに関しては後に詳述する。

30

【 0 0 2 4 】

遅延処理後の複数の受信信号は、加算器 3 4 において加算される。深さ方向に並ぶ複数の受信焦点について加算が行われることになるので、その結果、受信ビームが電子的に形成される。加算器 3 4 からは受信ビームに対応するビームデータが出力される。超音波ビームの電子走査に伴って、走査面を構成する複数のビームデータが加算器 3 4 から順次出力される。

40

【 0 0 2 5 】

信号処理部 4 1 は、個々のビームデータに対して、検波処理、対数変換処理等の公知の信号処理を適用するものである。画像形成部 4 4 は、座標変換機能、画素補間機能等を備えるデジタルスキャンコンバータによって構成され、複数のビームデータに基づいて表示フレームを構成する。1 つの表示フレームが 1 つの B モード断層画像を構成する。それが表示器 4 6 に表示される。制御部 4 8 は超音波診断装置内の各構成の動作を制御するもの

50

である。それはCPU及び動作プログラムによって構成される。入力部49は操作パネルである。

【0026】

図2には受信遅延処理部32の構成例が示されている。図示の例では、複数の振動素子つまり複数の受信信号に対応して、複数のメモリ42、及び、複数のコントローラ46が設けられている。その構成は例示に過ぎないものである。各コントローラ46は、各メモリ42の読み出し及び書き込みを制御する。各メモリ42からの読み出しタイミングの制御によりそこに格納されたデータに対して遅延量が与えられる。読み出されたデータはいったんレジスタ44上に格納される。複数のレジスタから読み出された複数のデータが加算器へ送られる。

10

【0027】

上記のように、個々の受信チャンネルごとにメモリ42及びコントローラ46が設けられている。コントローラ46は、書き込み制御回路48、遅延値演算器50、補正值メモリ52、加算器54、読み出し制御回路56を有する。加算器54においては、遅延値演算器50において受信焦点ごとに演算された遅延値(基本遅延値)に対して、補正值メモリ52から出力された補正值が加算される。振動素子ごとに、深さ方向に並んだ複数の受信焦点に対して作用する共通の補正值が用意されている。加算器54では、複数の受信焦点に対応する複数の遅延値(基本遅延値)に対して同じ補正值を順次加算する。これにより、複数の受信焦点に対応する複数の補正済み遅延値が得られる。読み出し制御回路56は、受信焦点ごとに、補正済み遅延値に基づくタイミングでデータを読み出す。メモリ42は例えばFIFOで構成される。受信遅延処理部32全体として見て、受信焦点単位で、素子配列方向に並ぶ複数の遅延値が生成される。それらは遅延データ(遅延カーブ)を構成する。受信チャンネル単位で見た場合、振動素子単位で、深さ方向に並ぶ複数の遅延値が順次生成される。それらの遅延値をもって遅延値列(補正前の基本遅延値列)を観念し得る。

20

【0028】

遅延値演算器50は、超音波伝搬経路上における超音波の屈折を考慮しないモデルあるいは計算式に従って、深さ r ごとに基本遅延値 $t_0(r)$ を計算するものである。図2に示した構成では振動素子ごとにコントローラ46が設けられているが、複数のコントローラ46に相当する単一の遅延データ演算器を設けるようにしてもよい。補正值 t_h は、超音波伝搬経路上における超音波の屈折を考慮したモデルあるいは計算式に従って、特定の深さ h について演算される。特定の深さ h に対応する補正值が複数の深さについて共用される。本実施形態では、超音波伝搬経路上における超音波の屈折を考慮しない計算式に従って計算された特定深さに対応する遅延値と、超音波伝搬経路上における超音波の屈折を考慮した計算式に従って計算された特定深さに対応する遅延値と、の差分として、特定深さに対応する補正值が求められる。そのための計算式等については後に詳述する。そのような計算を行うのが補正值演算器58である。図示の例では、コントローラ46の外部に補正值演算器58が設けられている。補正值演算器58をコントローラ46内に設けてもよい。

30

【0029】

遅延値演算器50は、プローブタイプ(電子走査方式)、アレイ振動子の物理的形態や素子配列、生体組織中の音速、注目する層内での音速、等に基づいて個々の遅延値を演算する。本実施形態では後述する(1)式に従って個々の遅延値が計算される。その場合、(1)式の漸化式又はPWL(Piece-Wise Linear)方式による近似法を利用してよい。補正值演算器58も、上記の情報に基づいて、補正值を演算する。本実施形態では、後述する(9)式又は(10)式、並びに、(13)式等に従って補正值が演算される。遅延値演算器50は個々の受信焦点ごとに遅延値を演算するのに対して、補正值演算器58は代表深さについてだけ補正值を演算する。但し、複数の代表深さに対応する複数の補正值を演算し、それらを選択的に利用してもよい。

40

【0030】

50

アレイ振動子から見て単一の媒質とみなせる状況、あるいは、音響レンズ等の特別な層の曲率及び厚みが小さくそこでの屈折や音速を無視できるような状況においては、遅延値の補正を省略することも可能である。すなわち、遅延値の補正の有無を状況に応じて切り換えてもよい。複数のコントローラ 46 内に設けられた複数の補正值メモリ 52 内には通常互いに異なる補正值が格納される。但し例えば受信開口内の対称性を利用して同じ補正值を 2 つの補正值メモリに格納するようにしてもよい。書き込み制御回路 48 は、順次入力されてくるデータをメモリ 42 に順番に書き込む制御を実行する。読み出し制御回路 56 は上記のように補正済み遅延値に基づくタイミングでメモリ 42 からデータを読み出す制御を実行する。

【0031】

特定の深さ h は、例えば深さ方向全体として遅延誤差を少なくするように事前のシミュレーションで求めてもよい。複数の受信チャンネル間で共通の深さ h を設定してもよいし、個々の受信チャンネルごとに最適な深さ h を設定してもよい。

【0032】

上記構成によれば、基本遅延値の生成段階においては屈折を考慮しないので演算量を少なくできつまり演算時間を短縮化できる。補正值の計算に当たっては通常、屈折が考慮されるので、1 つの補正值を演算するために相応の演算時間を要するが、1 つの受信チャンネル当たり基本的に 1 つの補正值を演算するだけでよいので、深さ方向の全体に着目すると、補正值の演算量を少なくできる。しかも、補正值を事前に演算しておくことができ、その場合においてその記憶のための記憶容量は僅かであり、加算器 54 での遅延値及び補正值の加算に際しても複雑な処理はまったく不要である。よって、比較的短時間で屈折までを考慮した補正済み遅延値を求められるという利点を得られる。これにより位相収差を大幅に改善できるので、超音波画像の画質を高められる。

【0033】

なお、本実施形態では、受信遅延処理において屈折を考慮した補正済み遅延データが利用されており、送信遅延処理においては従来同様の屈折を考慮しない遅延データが利用されている。送信遅延処理においても上記同様に演算された補正済み遅延データを利用するようにしてもよい。なお、図 2 に示されるように、遅延値演算器 50 において事前に遅延値列を演算しておく場合、その演算結果の内特定の深さ h に対応する遅延値を補正值演算器 58 へ渡すようににしてもよい。

【0034】

次に図 3 及び図 4 に基づいて、基本遅延値、補正值、及び、補正済み遅延値の計算について説明する。

【0035】

図 3 にはコンベックスプローブが模式的に示されている。アレイ振動子は円弧状に配列された複数の振動素子からなる。その曲率半径が R である。アレイ振動子の生体側には一定の厚みをもった音響レンズが存在している。その生体側の表面の曲率半径が R_1 である。音響レンズの厚みは $(R_1 - R)$ である。アレイ振動子の内で注目素子が E で特定されている。注目素子 E と曲率中心 Q とを結ぶ方向と中心線（一点鎖線）とがなす角度が ψ である。原点 O から見た受信焦点 F の深さが r で示されている。 Φ は空間コンパウンドを行う場合におけるビーム偏向角度である。音響レンズ内の音速 c_1 と生体組織内の音速 c とが相違する場合、それらの間の界面（音響レンズ表面）において、超音波が屈折する。例えば、受信焦点 F から出た超音波が S 点で屈折して注目素子 E に達することになる。図 3 中の距離 b 及び距離 d は以下の (1) 式及び (2) 式で表される。

【数 1】

$$b = [R^2 + R_1^2 - 2RR_1 \cos(\psi - \phi)]^{1/2} \quad (1)$$

$$d = [r^2 + R^2 + R_1^2 - 2rR_1 \cos(\psi - \Phi) + 2R(r \cos \Phi - R_1 \cos \psi)]^{1/2} \quad (2)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

図 4 にはリニアプローブが模式的に示されている。アレイ振動子は直線状に配列された複数の振動素子からなり、その前面側には音響レンズが設けられている。その厚さは L である。原点 O と受信焦点 F とを結ぶ方向が中心線（一点鎖線）に対してなす角度が θ である。 θ は空間コンパウンド又はセクタ走査を行う場合におけるビーム偏向角度である。原点から見た受信焦点 F の深さが r で示されている。注目素子 E と原点 O との間の距離が x である。音響レンズ内の音速 c_1 と生体組織内の音速 c とが相違する場合、それらの間の界面（音響レンズ表面）において、超音波が屈折する。例えば、受信焦点 F から出た超音波が S 点で屈折して注目素子 E に達することになる。図 4 中の距離 b 及び距離 d は以下の (3) 式及び (4) 式で表される。

10

【 数 2 】

$$b = [L^2 + (y-x)^2]^{1/2} \quad (3)$$

$$d = [r^2 + L^2 + y^2 - 2r(L \cos \theta + y \sin \theta)]^{1/2} \quad (4)$$

【 0 0 3 7 】

以上の 2 つのモデルを前提として、音響レンズ表面での超音波の屈折を考慮しない場合について検討する。受信ビームフォーマーにおいて、注目素子 E から出力された受信信号に与える遅延時間 t_0 は、以下の (5) で表される。

20

【 数 3 】

$$t_0 = r/c - (r^2 + x^2 - 2xr \sin \theta)^{1/2} / c \quad (5)$$

【 0 0 3 8 】

但し、コンベックスプローブの場合、上記 (5) 式における x 及び θ は以下のように表現される。

【 数 4 】

$$x = 2R \cdot \sin(\phi/2) \quad (6)$$

$$\theta = \Phi - \phi/2 \quad (7)$$

30

【 0 0 3 9 】

上記 (5) 式において、右辺の r/c 項は、送信時の伝搬経路 OF における伝搬時間を表し、次項（ルート項）は受信時の伝搬経路 EF における伝搬時間を表している。上記 (5) 式の内容は非常にシンプルであり、個々の振動素子ごとに、個々の r について遅延時間を演算しても、それほど時間はかからない。なお、実際の装置構成によっては、(5) 式において、第 1 項と第 2 項の間のマイナスがプラスになることもある。

【 0 0 4 0 】

一方、音響レンズ表面での屈折を想定する場合、注目素子 E と受信焦点 F との間の伝搬経路は ESF で特定されるルートとなる。そのルートにおける伝搬時間 T は、以下の (8) 式で示される。

40

【 数 5 】

$$T = b/c_1 + d/c \quad (8)$$

【 0 0 4 1 】

(8) 式における b 及び d は上記 (1) 式、(2) 式及び上記 (3) 式、(4) 式に示したとおりである。フェルマーの原理は、音波は最短伝搬時間の経路を辿る、というものであり、具体的には、注目画素 E について T を最小化する条件を見出せば、それをもって屈折伝搬経路を

50

特定できたことになる。なお、スネルの法則に従う計算式を利用してもよい。

【0042】

コンベックスプローブの場合、以下の(9)式における T/ψ が 0 となる ψ を求めれば、それをもって界面上の S 点を特定できたことになる。

【数6】

$$\partial T/\partial \psi = R_1 R \sin(\psi - \phi)/b/c_1 + R_1 [r \sin(\psi - \Phi) + R \sin \psi]/d/c \quad (9)$$

【0043】

一方、リニアプローブの場合、以下の(10)式における T/y が 0 となる y を求めれば、それをもって界面上の S 点を特定できたことになる。

【数7】

$$\partial T/\partial y = (y-x)/b/c_1 + (y-r \sin \theta)/d/c \quad (10)$$

【0044】

上記(9)式及び(10)式の解は数値計算を繰り返して求められる。又は y が分かれば、 b と d も分かり、(8)式より T が定まり、注目素子 E からの受信信号に与える遅延時間 t は、(5)式と同様に、次の(11)式及び(12)のように表現できる。

【数8】

【コンベックス】 $t = T|_{\phi=0} - T$ (11)

【セクタ & リニア】 $t = T|_{x=0} - T$ (12)

【0045】

個々の式の右辺の初項は、開口中心から焦点までの送波伝搬時間であり、(5)式中の右辺の初項に対応し、次項 T は、(5)式中のルート項に対応する。上記(9)式及び(10)式を解くには相応の時間を要する。

【0046】

これを考慮し、本実施形態では、全深さについて個別的に補正値を求めるのではなく、代表する特定の深さについてだけ補正値を求めるようにしている。すなわち、最短伝搬時間条件を満たす経路の特定回数を大幅に削減している。基本的に、1つの受信ビームの形成に際して、1振動素子あたり1個の補正値だけを求めるようにしている。補正値は深さ方向に並ぶ複数の受信焦点において共用される。

【0047】

補正値は、屈折を考慮しないで計算された複数の遅延値(基本遅延値列)に対して共通に作用する値であり、具体的には、それらに対して共通に加算(又は減算)される値であり、特定の深さに対応する値である。具体的には、特定の深さ h について、超音波の屈折(あるいは層構造)を考慮することによって求められた遅延値(真の遅延値)と、超音波の屈折(あるいは層構造)を考慮せずに求められた遅延値と、の差として補正値が求められる。

【0048】

具体的には特定の深さ h についての補正値 t_h は以下の(13)式のように表現される。

10

20

30

40

【数 9】

$$t_h = (t - t_0) \Big|_{r=h} \quad (13)$$

【0049】

補正值による遅延値の補正は以下の(14)式のように表現される。

【数 10】

$$t_c = t_0 + t_h = t_0 + (t - t_0) \Big|_{r=h} \approx t \quad (14)$$

10

【0050】

特定の深さ h においては理想的な補正を行える。それ以外の深さについては遅延誤差が生じるが、以下に説明するように、遅延誤差は實際上、問題とならない程度である。

【0051】

図 5 乃至図 7 にはコンピュータシミュレーション結果が示されている。シミュレーションにおいては、マイクロコンベックスプローブを前提とした。アレイ振動子の曲率半径 R を 14 mm とし、素子数を 80 とし、素子ピッチを 0.32 mm とした。音響レンズ層の厚み ($R_1 - R$) を 0.78 mm とし、音響レンズ層内の音速 c_1 を 1000 m/s とした。生体組織内の音速 c を 1530 m/s とした。偏向角度は 0° とした。特定の深さ h として 55 mm を選択した。

20

【0052】

図 5 及び図 6 において、符号 6 2 は 1 番の振動素子についてのシミュレーション結果を示しており、符号 6 4 は 10 番の振動素子についてのシミュレーション結果を示しており、符号 6 6 は 20 番の振動素子についてのシミュレーション結果を示しており、符号 6 8 は 30 番の振動素子についてのシミュレーション結果を示している。図示されるように、左端が 1 番に相当し、右端が 80 番に相当する。グラフ 6 2 b, 6 4 b, 6 6 b, 6 8 b は補正前の遅延誤差を示している。グラフ 6 2 a, 6 4 a, 6 6 a, 6 8 a は補正後の遅延誤差を示している。なお、各グラフにおいて、横軸は深さを示しており、縦軸は遅延誤差を示している。補正前のグラフに対して特定の深さに対応する補正值を作用させることにより、補正後のグラフ全体として遅延誤差が大幅に少なくなっている。

30

【0053】

図 7 にはシミュレーション結果 7 0, 7 2, 7 4, 7 6 が示されている。符号 7 0 は深さ 20mm の位置での観測結果を示しており、符号 7 2 は深さ 40mm の位置での観測結果を示しており、符号 7 4 は深さ 80mm の位置での観測結果を示しており、符号 7 6 は深さ 120mm の位置での観測結果を示している。グラフ 7 0 b, 7 2 b, 7 4 b, 7 6 b は補正前の遅延誤差を示している。グラフ 7 0 a, 7 2 a, 7 4 a, 7 6 a は補正後の遅延誤差を示している。なお、各グラフにおいて横軸は素子位置を示しており、縦軸は遅延時間誤差を示している。

40

【0054】

図 5 乃至図 7 に示されるように、特定の深さに対応する補正值による一律補正であっても、深さ方向及び素子配列方向について全体的に見て遅延誤差を大幅に改善可能である。アレイ振動子の両端に近づくに従って、特にアレイ振動子の近傍において、誤差が増大しているが、通常のダイナミックフォーカスではアレイ振動子の近傍において受信開口を狭める制御が適用されるので、近傍での誤差増大という問題は生じ難い。

【0055】

例えば、プローブの周波数帯域における中心周波数が例えば 3.2 MHz の場合、遅延誤差の絶対値が、公称周波数の周期の $1/8$ 以下 (おおよそ 40 ns 以下) であれば、その遅延誤差を許容できると考えられる。図 5 乃至図 7 に示されているように、アレイ振動子の端部に

50

近い素子及び距離の浅い部分を除けば、補正後の遅延誤差は40 ns以下である。受信時には、上記のように通常、可変開口が行われ、受信距離が近いほど、受信開口を小さくし、探触子の端部に近い素子を用いないか、受信重み付けの場合では、重みを小さくしている。また、探触子の曲率半径が小さいほど、受信開口も小さくしている。よって、本実施形態によれば、十分に実用的な技術を提供可能である。

【0056】

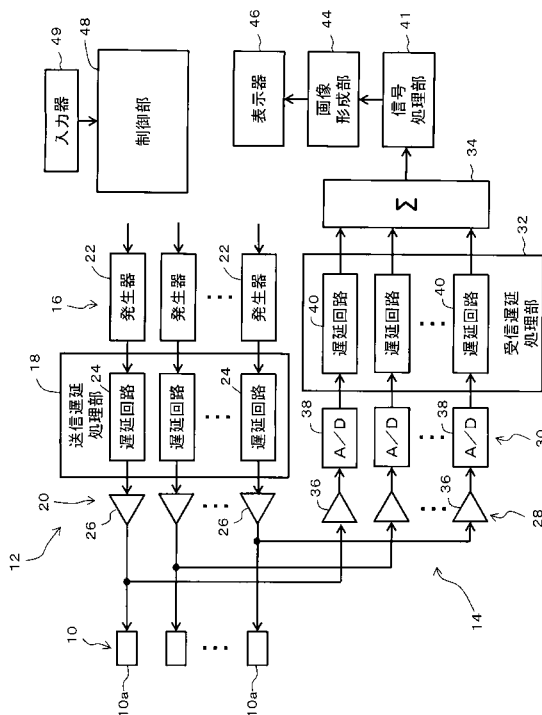
特定の深さは、シミュレーションによって事前に決定された深さ、送信焦点の深さ、注目する関心領域の中心深さ、等として定めるのが望ましい。

【符号の説明】

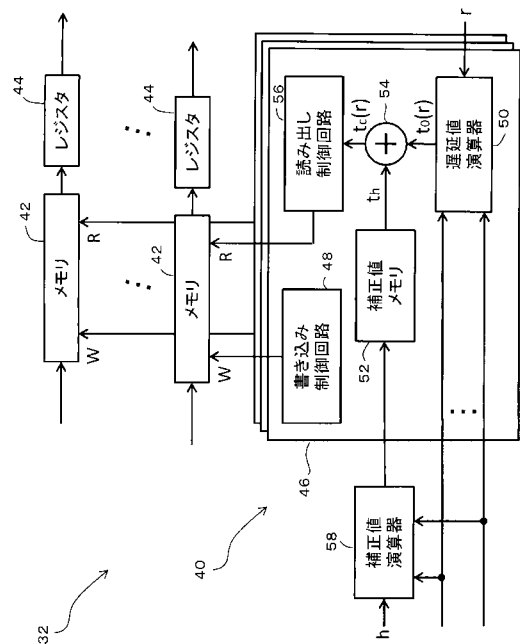
【0057】

18 送信遅延処理部、32 受信遅延処理部、50 遅延値演算器、52 補正值メモリ、54 加算器、56 読み出し制御回路、58 補正值演算器。

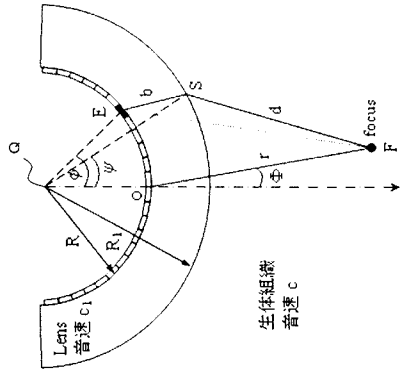
【図1】



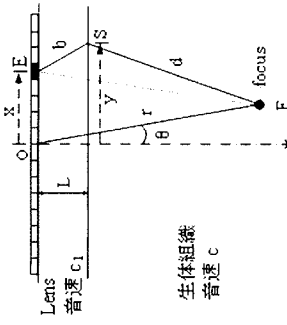
【図2】



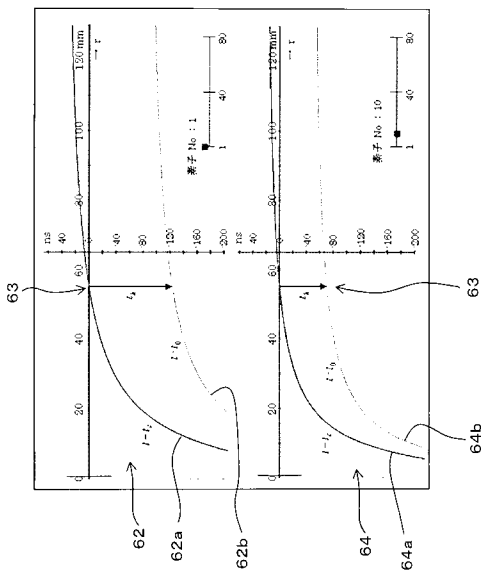
【 図 3 】



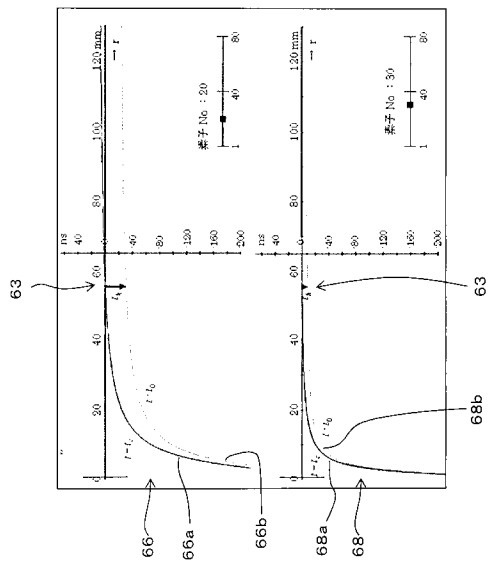
【 図 4 】



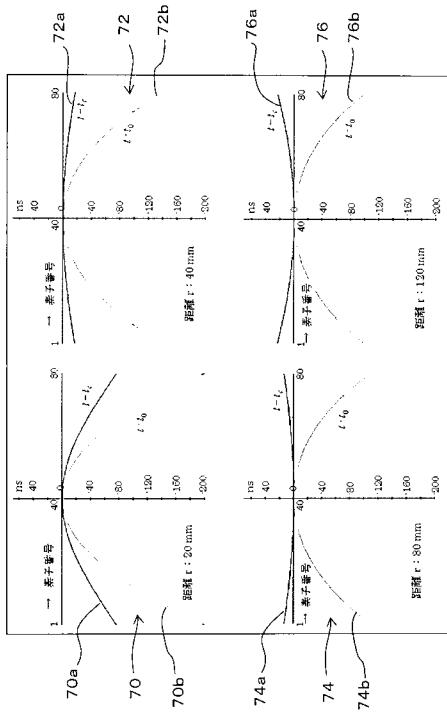
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017000547A	公开(公告)日	2017-01-05
申请号	JP2015119490	申请日	2015-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	曹景文		
发明人	曹景文		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/HH23 4C601/HH24 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH33		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种诊断超声设备，而不显著增加计算量，以产生在超声波传播路径的超声波的延迟数据折射考虑。控制器46和存储器42被提供给每个一个振动元件的个体。延迟计算器50中，根据不考虑超声波的折射计算方程，获得多个对应于多个接收焦点的延迟值。修正值以考虑超声波的折射被预先计算出，它被存储在校正值存储器52。对于每个延迟值的修正值在加法器54加入。获得这样校正延迟值。读出的基础上，控制电路56的是从存储器42进行读数据的时序。

