

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の駆動信号に従って超音波を被検体に送信すると共に、被検体から伝搬する超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波プローブと、

複数の駆動信号を前記複数の超音波トランスデューサに供給すると共に、前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理及び検波処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、

被検体内の複数の領域について、設定音速値が順次変更されたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定するフォーカス判定手段と、

前記フォーカス判定手段の判定結果に従って、少なくとも前記超音波プローブから第1の領域に至る経路における第1の平均音速と、前記超音波プローブから第2の領域に至る経路における第2の平均音速とを求める、第1及び第2の平均音速と、前記超音波プローブから第1及び第2の領域までの距離に基づいて、第1の領域から第2の領域に到る経路における平均音速を計算する音速値計算手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

第1の平均音速を C_1 とし、第2の平均音速を C_2 とし、前記超音波プローブから第1の領域までの距離を d とし、第1の領域から第2の領域までの距離を d としたときに、前記音速値計算手段が、第1の領域から第2の領域に到る経路における平均音速 C_x を、 $C_x = \{ (d + d) / d \} C_2 - (d / d) C_1$ として計算する、請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記フォーカス判定手段が、前記信号処理手段によって生成される音線信号における高域成分の比率が最大になったときにビーム集束度が最大であると判定し、前記音速値計算手段が、第1の領域においてビーム集束度を最大にする設定音速値に基づいて第1の平均音速を求めると共に、第2の領域においてビーム集束度を最大にする設定音速値に基づいて第2の平均音速を求める、請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記フォーカス判定手段が、前記画像信号生成手段によって生成される画像信号における空間周波数の高域成分の比率が最大になったときにビーム集束度が最大であると判定し、前記音速値計算手段が、第1の領域においてビーム集束度を最大にする設定音速値に基づいて第1の平均音速を求めると共に、第2の領域においてビーム集束度を最大にする設定音速値に基づいて第2の平均音速を求める、請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記音速値計算手段によって複数の領域について計算される平均音速に基づいて、被検体内における音速分布を表示する音速マップを表す画像信号を生成する音速マップ作成手段をさらに具備する、請求項1～4のいずれか1項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

複数の駆動信号を超音波プローブ内の複数の超音波トランスデューサに供給して超音波を被検体に送信すると共に、被検体から伝搬する超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理及び検波処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成するステップ(a)と、

ステップ(a)において生成される音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成するステップ(b)と、

被検体内の複数の領域について、設定音速値が順次変更されたときの受信フォーカス処

10

20

30

40

50

理におけるビーム集束度を判定するステップ(c)と、

ステップ(c)における判定結果に従って、少なくとも前記超音波プローブから第1の領域に至る経路における第1の平均音速と、前記超音波プローブから第2の領域に至る経路における第2の平均音速とを求める、第1及び第2の平均音速と、前記超音波プローブから第1及び第2の領域までの距離とに基づいて、第1の領域から第2の領域に到る経路における平均音速を計算するステップ(d)と、

を具備する音速推定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関し、さらに、そのような超音波診断装置において生体内の音速を推定するために用いられる音速推定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真やR I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。

【0003】

超音波撮像の原理は、次のようなものである。超音波は、被検体内における構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射位置や反射強度を求ることにより、被検体内に存在する構造物(例えば、内臓や病変組織等)の輪郭を抽出することができる。

【0004】

一般に、超音波診断装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランステューサ(振動子)を含む超音波プローブが用いられる。送信フォーカス処理によって複数の超音波を合波して形成される超音波ビームを用いて被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信して受信フォーカス処理を行うことにより、超音波エコーの強度に基づいて、被検体内に存在する構造物に関する画像情報が得られ、表示部に超音波画像が表示される。

【0005】

このように、従来の超音波診断装置において表示される超音波画像は、生体から反射された超音波エコーの受信信号の強度に応じて輝度変調を行うことによって得られる断層像である。ここでは、音響理論に基づいて、生体内の組織各部に固有の音響インピーダンスの差異を表す断層像が得られる。しかしながら、得られた断層像の臨床的意味は、経験的に評価されるものであり、必ずしも物理的な意味を持って臨床情報に反映されているとは言えない。

【0006】

一方、直接的な物理情報として、組織各部の弾性率が臨床情報を与えることが一般に知られており、弾性率に相当する値の分布をエラストグラフィの画像として表示する機器も市販されている。例えば、腫瘍は他の組織と比べて一般的に硬くなり、従って、弾性率が大きくなる。エラストグラフィの臨床的価値は評価されているが、エラストグラフィの画像を取得するためには生体を外部から圧迫する必要があり、極めて高度の検査技術を必要としている。

【0007】

ところで、音速は弾性率の関数として与えられるものであるから、生体内の組織各部の

10

20

30

40

50

音速が示す臨床的価値は、弾性率と同等であると考えられる。従って、音速による断層像もエラストグラフィと同様に臨床的価値があるものと推察できる。音速の測定は、音が既知の長さを通過する時間を測定することによって行われるが、無侵襲で生体内の組織各部の音速を求める方法は知られていない。

【0008】

関連する技術として、特許文献1には、送受波開口の全素子の設定音速を変化させ、設定音速の変更の断層像への影響が容易に確認でき、なおかつ、各素子の設定音速が必ず最適値に収束することを目的とする超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、被検体に超音波を送波し、被検体から反射してきた超音波を受波するための配列された複数の素子と、素子のそれぞれの送受波信号に遅延時間分布を与え、所定の方向に指向性をもつ超音波ビームを形成する手段と、被検体の断層像を表示する表示手段と、遅延時間分布を定めるために素子のそれぞれに設定する被検体内の音速を、超音波ビームの焦点位置と素子のそれぞれの位置とに応じて変更する音速変更手段とを有し、音速変更手段が、所定数の素子からなる送受信口径内の素子のそれぞれの配列位置に対応して順次付した配列番号を変数とみなす直交関数系をなす関数と、直交関数系をなす各々の関数に乗算する展開係数とから、素子のそれぞれに設定する音速を変更することを特徴とする。即ち、特許文献1には、得られた超音波画像の解像度を判定し、解像度が最適となるように媒質の設定音速を変更することが開示されている。

10

【0009】

このように、配列振動子を用いて送受信ビームフォーミングを行う超音波診断装置においては、送信時あるいは受信時に各素子に適当な遅延量を与えることによって超音波ビームを対象領域にフォーカスさせる手法が用いられる。配列振動子を用いる場合には、振動子と対象領域との間の相対的な幾何学的位置の違いによって送受信経路が異なる。従って、同じ対象領域に超音波ビームをフォーカスさせるためには、送受信経路の差を補償するために、送信信号あるいは受信信号に遅延を与える必要がある。その遅延量は、振動子と対象領域との間の経路の差を、媒質中の音速で除することによって与えられる。即ち、超音波ビームをフォーカスさせるためには、設定された媒質音速に応じた遅延量が各振動子に与えられることになる。特に、受信時においては、対象領域の深さの変化に応じてこの遅延量を変えることによって、あらゆる領域で超音波ビームがフォーカスされるようにしている。

20

【0010】

各振動子に遅延量を与える場合に、媒質中の音速は、予め想定された値に設定しなければならない。しかしながら、媒質中の実際の音速は、この設定音速値と同じであるとは限らず、特に生体においては、通常、音速は未知であるから、設定音速値とは異なっていることが一般的である。さらに、生体においては、臓器や各部位によって音速が異なるので、場所によっては実際の音速が設定音速値と大きく異なることもあり得る。

30

【0011】

設定音速値が実際の音速と等しい場合には、理論通りに超音波ビームがフォーカスされる。そして、この状態よりも超音波ビームのフォーカス状態が良くなることはあり得ない。また、超音波ビームのフォーカス状態が最良の場合に超音波画像の画質が最良になることは、容易に推定できる。そこで、超音波画像の画質が最良となることを判定することによって、設定音速値を実際の音速に近づけることが可能である。特許文献1は、まさに、この手法を開示したものである。

40

【0012】

しかしながら、たとえ超音波画質を判定して設定音速値を実際の音速に近づけても、設定音速値はあくまでも1つの値しかとり得ない。異なる関心領域において異なる設定音速値を用いることは可能であるが、任意の関心領域に対して設定された音速値は、超音波がその関心領域に到達するまでの経路全体において同一の設定音速値として適用される。一方、生体内の音速は経路の各領域において異なるので、このときの設定音速値を経路の各領域における音速とすることはできない。即ち、領域毎に超音波画質を最適に設定し、領

50

域毎に音速値の設定を行ったとしても、その設定音速値は、その領域における音速を表す訳ではない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】特許第3174450号公報（第2頁、図1）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体内において反射された超音波エコーの受信信号に基づいて、被検体内の所望の領域における音速を求めることができる超音波診断装置及び音速推定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】

【0015】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、複数の駆動信号に従って超音波を被検体に送信すると共に、被検体から伝搬する超音波エコーを受信することにより複数の受信信号を出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波プローブと、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサに供給すると共に、複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理及び検波処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成される音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成する画像信号生成手段と、被検体内の複数の領域について、設定音速値が順次変更されたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定するフォーカス判定手段と、フォーカス判定手段の判定結果に従って、少なくとも超音波プローブから第1の領域に至る経路における第1の平均音速と、超音波プローブから第2の領域に至る経路における第2の平均音速とを求める、第1及び第2の平均音速と、超音波プローブから第1及び第2の領域までの距離とに基づいて、第1の領域から第2の領域に到る経路における平均音速を計算する音速値計算手段とを具備する。

【0016】

また、本発明の1つの観点に係る音速推定方法は、複数の駆動信号を超音波プローブ内の複数の超音波トランスデューサに供給して超音波を被検体に送信すると共に、被検体から伝搬する超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理及び検波処理を施すことにより、超音波の受信方向に沿った音線信号を生成するステップ（a）と、ステップ（a）において生成される音線信号に基づいて、超音波画像を表す画像信号を生成するステップ（b）と、被検体内の複数の領域について、設定音速値が順次変更されたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定するステップ（c）と、ステップ（c）における判定結果に従って、少なくとも超音波プローブから第1の領域に至る経路における第1の平均音速と、超音波プローブから第2の領域に至る経路における第2の平均音速とを求める、第1及び第2の平均音速と、超音波プローブから第1及び第2の領域までの距離とに基づいて、第1の領域から第2の領域に到る経路における平均音速を計算するステップ（d）とを具備する。

【発明の効果】

【0017】

本発明の1つの観点によれば、超音波プローブから第1の領域に至る経路における第1の平均音速と、超音波プローブから第2の領域に至る経路における第2の平均音速とに基づいて、第1の領域から第2の領域に到る経路における平均音速を計算することにより、被検体内の所望の領域における音速を求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図2】図1に示す超音波診断装置において用いられる音速推定方法を示すフローチャートである。

【図3】超音波プローブと被検体内に設定された関心領域との間の相対的な位置関係を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波プローブ10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14と、受信信号処理部21と、受信遅延パターン記憶部22と、受信制御部23と、Bモード画像信号生成部30と、フォーカス判定部41と、音速値計算部42と、音速マップ作成部43と、画像表示制御部51と、表示部52と、操作卓61と、制御部62と、格納部63とを有している。ここで、送信遅延パターン記憶部12～受信制御部23は、信号処理手段を構成している。

【0020】

超音波プローブ10は、1次元又は2次元のトランステューサアレイを構成する複数の超音波トランステューサ10aを含んでいる。それらの超音波トランステューサ10aは、印加される複数の駆動信号に基づいて超音波を被検体に送信すると共に、被検体から伝搬する超音波エコーを受信して複数の受信信号を出力する。

【0021】

各超音波トランステューサ10aは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)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:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(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。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、圧電体が伸縮する。この伸縮により、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、それらの超音波の合成によって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って伸縮し、電気信号を発生する。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。

【0022】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部13は、走査制御部11において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部12に記憶されている複数の遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランステューサ10aの駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部13は、複数の超音波トランステューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【0023】

駆動信号発生部14は、例えば、複数の超音波トランステューサ10aに対応する複数のパルサによって構成されている。駆動信号発生部14は、送信制御部13によって設定された遅延時間に従って、複数の超音波トランステューサ10aから送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号を超音波プローブ10に供給し、又は、複数の超音波トランステューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波プローブ10に供給する。

【0024】

受信信号処理部21は、複数の超音波トランステューサ10aに対応して、複数の増幅器(プリアンプ)21aと、複数のA/D変換器21bとを含んでいる。超音波トランステューサ10aから出力される受信信号は、増幅器21aにおいて増幅され、増幅器21aから出力されるアナログの受信信号は、A/D変換器21bによってデジタルの受信

10

20

30

40

50

信号に変換される。A/D変換器21bは、ディジタルの受信信号を受信制御部23に出力する。

【0025】

受信遅延パターン記憶部22は、複数の超音波トランスデューサ10aから出力される複数の受信信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部23は、走査制御部11において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部22に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から1つのパターンを選択し、その受信遅延パターンと設定音速値に基づいて、複数の受信信号に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受信信号（音線信号）が形成される。さらに、受信制御部23は、形成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す。

10

【0026】

ここで、受信フォーカス処理における受信信号の遅延量は、被検体内の音速に基づいて定められる。一般には、生体内の音速値C0として、1530m/s又は1540m/sが設定されているが、実際には、生体内の組織によって音速値が異なっている。そこで、被検体内の平均音速Ciを設定し、受信遅延パターンにおける遅延量D0(j)に(C0/Ci)を乗することにより、複数の遅延量D1(j)=(C0/Ci)·D0(j)が決定される(j=1, 2, ..., N)。ただし、Nは、使用される超音波トランスデューサの数である。

20

【0027】

Bモード画像信号生成部30は、受信制御部23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。そのためには、Bモード画像信号生成部30は、STC(sensitivity time control)部31と、DSC(digital scan converter: ディジタル・スキャン・コンバータ)32とを含んでいる。

20

【0028】

STC部31は、受信制御部23によって生成される音線信号に対して、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。また、DSC32は、STC部31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（ラスター変換）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。Bモード画像信号生成部30によって生成されるBモード画像信号に基づいて、表示部52に超音波画像が表示される。

30

【0029】

制御部62は、Bモード画像信号生成部30によるBモード画像信号の生成と並行して、設定音速値Ciを順次変更するように、音速値計算部42を制御する。フォーカス判定部41は、超音波画像内の複数の領域について、設定音速値Ciが順次変更されたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定する。

30

【0030】

例えば、フォーカス判定部41は、受信制御部23によって生成される音線信号を高速フーリエ変換することにより、音線信号における高域成分の比率（例えば、高域成分対中域成分の比）が最大になったときにビーム集束度が最大であると判定しても良いし、Bモード画像信号生成部30によって生成されるBモード画像信号を高速フーリエ変換することにより、Bモード画像信号における空間周波数の高域成分の比率が最大になったときにビーム集束度が最大であると判定しても良い。

40

【0031】

音速値計算部42は、フォーカス判定部41の判定結果に従って、少なくとも超音波プローブ10から第1の領域に至る経路における第1の平均音速と、超音波プローブ10から第2の領域に至る経路における第2の平均音速とを求める、第1及び第2の平均音速と、超音波プローブ10から第1及び第2の領域までの距離とに基づいて、第1の領域から第2の領域に到る経路（第1の領域から第2の領域に到る第3の領域）における平均音速を

50

計算する。被検体内の複数の領域についてこのような計算を繰り返し行うことにより、被検体内の各領域における音速を計算することができる。

【0032】

音速マップ作成部43は、音速値計算部42によって複数の領域について計算される平均音速に基づいて、被検体内における音速分布を表示する音速マップを表す画像信号を生成する。画像表示制御部51は、操作卓61を用いたオペレータの操作に従って、Bモード画像信号生成部30によって生成されるBモード画像信号と、音速マップ作成部43によって生成される音速マップを表す画像信号との内少なくとも1つを選択して、表示用の画像信号を生成する。表示部52は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示用の画像信号に基づいて超音波画像又は音速マップを表示する。

10

【0033】

制御部62は、操作卓61を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部11、Bモード画像信号生成部30、フォーカス判定部41等を制御する。本実施形態においては、走査制御部11、送信制御部13、受信制御部23～画像表示制御部51、及び、制御部62が、CPUとソフトウェア(プログラム)によって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア(プログラム)は、格納部63に格納される。格納部63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、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。

20

【0034】

次に、図1に示す超音波診断装置において用いられる音速推定方法について詳しく説明する。

図2は、図1に示す超音波診断装置において用いられる音速推定方法を示すフローチャートであり、図3は、超音波プローブと被検体内に設定された関心領域との間の相対的な位置関係を示す図である。図3においては、説明を簡単にするために、超音波プローブ10の真下に関心領域(ROI)が位置するものとする。

30

【0035】

図2のステップS1において、オペレータが、操作卓61を操作することにより、少なくともROI1及びROI2を設定する。図3に示すように、超音波プローブ10から距離(深さ)dの位置における被検体内にROI1が設定され、超音波プローブ10から距離(深さ)d+dの位置における被検体内にROI2が設定される。

30

【0036】

図2のステップS2において、音速値計算部42が設定音速値を順次変更して、受信制御部23が受信フォーカス処理を行う。ステップS3において、フォーカス判定部41又はオペレータが、少なくともROI1及びROI2について、設定音速値が順次変更されたときの受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定する。

40

【0037】

例えば、フォーカス判定部41が、受信制御部23によって生成される音線信号を高速フーリエ変換することにより、音線信号における高域成分の比率(例えば、高域成分対中域成分の比)が最大になったときにビーム集束度が最大であると判定しても良いし、Bモード画像信号生成部30によって生成されるBモード画像信号を高速フーリエ変換することにより、Bモード画像信号における空間周波数の高域成分の比率が最大になったときにビーム集束度が最大であると判定しても良い。あるいは、オペレータが、表示部52に表示される超音波画像の画質に基づいて、受信フォーカス処理におけるビーム集束度を判定するようにしても良い。

【0038】

ここで、ROI1における画質が最適となるときの設定音速値は、超音波プローブ10からROI1(深さd)に至る経路における平均音速 C_1 であると考えるのが妥当である。なぜならば、ROI1において画質が最適となっているのであるから、ROI1においては超音波ビームが最もフォーカスされていると考えられるからである。このとき振動子

50

に与えられた遅延量は、経路の音速分布に関わらず、経路全体としては設定音速値に基づいて算出された遅延時間と等しい。同様に、ROI 2 における画質が最適となるときの設定音速値は、超音波プローブ 10 から ROI 2 (深さ $d + \Delta d$) に至る経路における平均音速 C_2 であると考えられる。

【0039】

これにより、音速値計算部 42 は、ステップ S4 において、ROI 1 におけるビーム集束度 (超音波画像の画質) を最大にする設定音速値に基づいて、超音波プローブ 10 から ROI 1 に至る経路における平均音速 C_1 を求め、ステップ S5 において、ROI 2 におけるビーム集束度 (超音波画像の画質) を最大にする設定音速値に基づいて、超音波プローブ 10 から ROI 2 に至る経路における平均音速 C_2 を求める。

10

【0040】

ステップ S6 において、音速値計算部 42 は、平均音速 C_1 及び C_2 と、超音波プローブ 10 から ROI 1 及び ROI 2 までの距離に基づいて、ROI 1 から ROI 2 に到る経路における平均音速 C_x を計算する。

【0041】

ここで、超音波プローブ 10 からの距離 (深さ) に応じた音速を $g(x)$ とすれば、超音波プローブ 10 から ROI 1 に至る経路における平均音速 C_1 は、次式 (1) によって表される。

【数1】

$$C_1 = \frac{1}{d} \int_0^d g(x) dx \quad \dots (1)$$

20

【0042】

同様にして、超音波プローブ 10 から ROI 2 に至る経路における平均音速 C_2 は、次式 (2) によって表される。

【数2】

$$\begin{aligned} C_2 &= \frac{1}{d + \Delta d} \int_0^{d + \Delta d} g(x) dx \\ &= \frac{1}{d + \Delta d} \int_0^d g(x) dx + \frac{1}{d + \Delta d} \int_d^{d + \Delta d} g(x) dx \\ &= \frac{d}{d + \Delta d} C_1 + \frac{\Delta d}{d + \Delta d} C_x \end{aligned} \quad \dots (2)$$

30

ただし、ROI 1 から ROI 2 に至る経路における平均音速 C_x は、次式 (3) によって表されるものである。

【数3】

$$C_x = \frac{1}{\Delta d} \int_d^{d + \Delta d} g(x) dx \quad \dots (3)$$

40

【0043】

式 (2) に基づいて、平均音速 C_1 及び C_2 を用いて平均音速 C_x を表すと、次式 (4) のようになる。

【数4】

$$C_x = \frac{d + \Delta d}{\Delta d} C_2 - \frac{d}{\Delta d} C_1 \quad \dots \quad (4)$$

式(4)は、ROI1からROI2に至る領域における平均音速を与える。2つのROIの間隔を短くすれば、任意の場所における音速を求めることが可能となる。即ち、目的とする領域の上下にROI1及びROI2を設定すれば、その領域における音速を求めることが可能となる。また、ROIの設定を順次切り換えて、超音波画像全体について各部の音速を算出すれば、音速マップを作成することも可能となる。

10

【産業上の利用可能性】

【0044】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することが可能である。

【符号の説明】

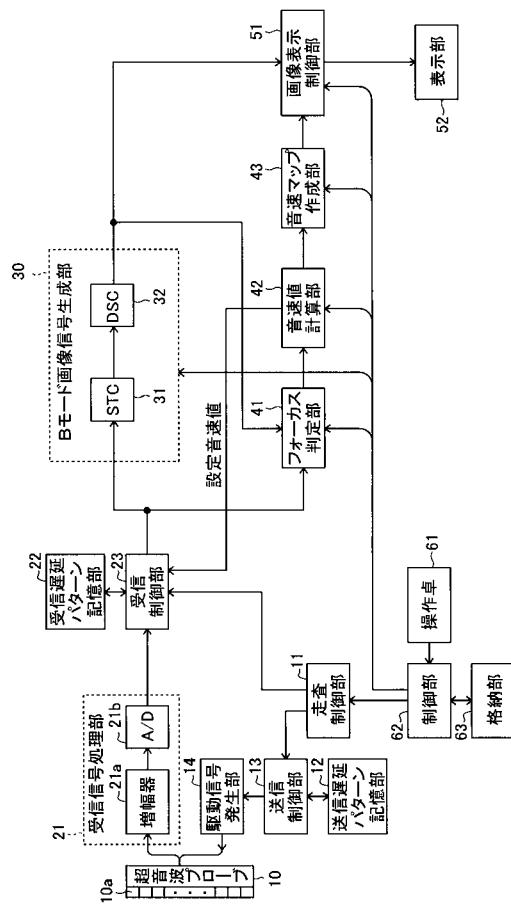
【0045】

- 1 0 超音波プローブ
- 1 0 a 超音波トランスデューサ
- 1 1 走査制御部
- 1 2 送信遅延パターン記憶部
- 1 3 送信制御部
- 1 4 駆動信号発生部
- 2 1 受信信号処理部
- 2 1 a 増幅器
- 2 1 b A/D変換器
- 2 2 受信遅延パターン記憶部
- 2 3 受信制御部
- 3 0 Bモード画像信号生成部
- 3 1 STC部
- 3 2 DSC
- 4 1 フォーカス判定部
- 4 2 音速値計算部
- 4 3 音速マップ作成部
- 5 1 画像表示制御部
- 5 2 表示部
- 6 1 操作卓
- 6 2 制御部
- 6 3 格納部

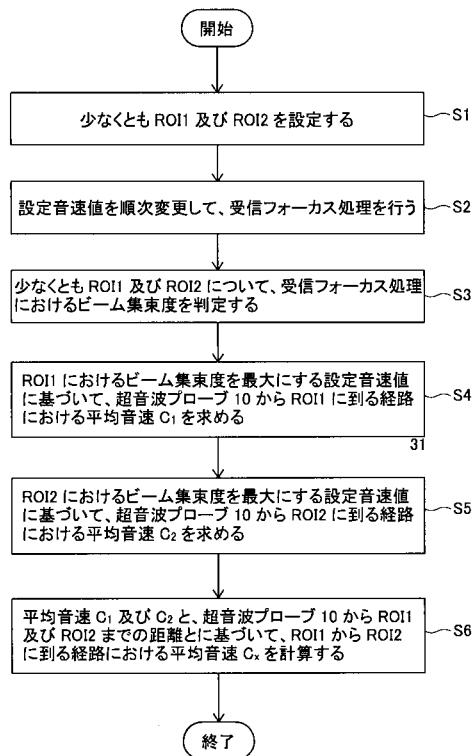
20

30

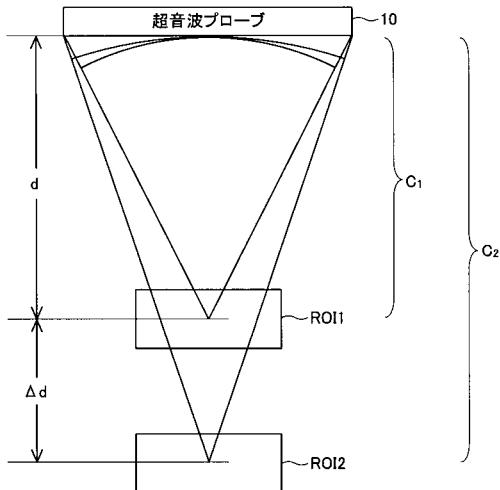
〔 図 1 〕



【 図 2 】



【 図 3 】



专利名称(译)	超音波診断装置及び音速推定方法		
公开(公告)号	JP2010207490A	公开(公告)日	2010-09-24
申请号	JP2009058869	申请日	2009-03-12
[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	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD20 4C601/EE09 4C601/HH29 4C601/JB01 4C601/JB36 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JC37		
代理人(译)	宇都宮正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在受试者的期望区域中获得声速的超声诊断设备。一种超声波诊断装置，通过执行接收聚焦处理和检测处理上的多个接收信号，信号处理装置，用于产生沿超声波声束的接收方向的声线信号的图像信号生成装置，用于基于所述信号的图像信号，和聚焦确定用于确定光束聚焦的接收的程度聚焦处理装置，当设定声速值是根据聚焦确定单元，超声波的判断结果顺序地改变声音在途径，导致从探头所述第一区域的第一平均速度，求出声音的第二平均速度在从超声波探头在第二区域的路径，所述第一和第二平均声速，超声基于从探针到第一和第二区域中的距离包括的声速值计算，用于计算声音的平均速度在路径从第一区域到第二区域的装置。点域1

