

(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2015-62483  
(P2015-62483A)

(43) 公開日 平成27年4月9日(2015. 4. 9)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)  
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

|           |                              |          |                                |
|-----------|------------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2013-197172 (P2013-197172) | (71) 出願人 | 390029791                      |
| (22) 出願日  | 平成25年9月24日 (2013. 9. 24)     |          | 日立アロカメディカル株式会社                 |
|           |                              |          | 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号               |
|           |                              | (74) 代理人 | 110001210                      |
|           |                              |          | 特許業務法人Y K I 国際特許事務所            |
|           |                              | (72) 発明者 | 足立 健一                          |
|           |                              |          | 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立            |
|           |                              |          | アロカメディカル株式会社内                  |
|           |                              | Fターム(参考) | 4C601 EE01 EE03 EE11 HH21 HH33 |
|           |                              |          | JB05 JB45 JC37                 |

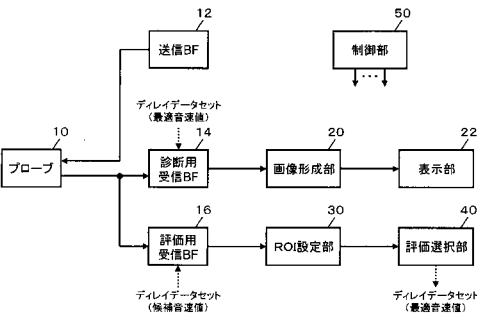
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ビーム形成処理を最適化するにあたりユーザ操作の負担を軽減し、また、診断のための超音波画像を形成しつつビーム形成処理を最適化する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】診断用受信ビームフォーマ14は、プローブ10から得られる受信信号に基づいて診断ビームを形成する。画像形成部20は、診断ビームに沿って得られる受信信号に基づいて超音波画像を形成する。評価用受信ビームフォーマ16は、プローブ10から得られる受信信号に基づいて、複数の音速値の各音速値ごとにその音速値に基づいたビーム形成処理により評価ビームを形成する。評価選択部40は、評価ビームに沿って得られる受信信号に基づいて複数の音速値の中から適正音速値を選択する。制御部50は、適正音速値が選択された後の時相から、その適正音速値に基づいたビーム形成処理により診断ビームを形成するように、診断用受信ビームフォーマ14を制御する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、  
プローブから得られる受信信号に基づいて超音波の診断ビームを形成する診断ビーム形成部と、  
診断ビームに沿って得られる受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、  
前記受信信号に基づいて、複数の音速値の各音速値ごとに、その音速値に基づいたビーム形成処理により超音波の評価ビームを形成する評価ビーム形成部と、  
評価ビームに沿って得られる受信信号に基づいて、前記複数の音速値の中から適正音速値を選択する評価選択部と、  
適正音速値が選択された後の時相から、当該適正音速値に基づいたビーム形成処理により診断ビームを形成するように前記診断ビーム形成部を制御する制御部と、  
を有する、  
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、  
前記診断ビーム形成部は、診断ビームを走査することにより、複数の時相に亘って複数の診断フレームを形成し、  
前記評価ビーム形成部は、評価ビームを走査することにより、各々が各診断フレームの時相に対応した複数の評価フレームを形成し、  
前記評価選択部は、複数の評価フレームに亘って得られる受信信号に基づいて、適正音速値を選択し、  
前記制御部は、前記適正音速値が選択された直後の時相に対応した診断フレームから、当該適正音速値に基づいたビーム形成処理により診断ビームを形成するように前記診断ビーム形成部を制御する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記評価ビーム形成部は、各評価フレームごとに、その評価フレームに対応した音速値に基づいたビーム形成処理により評価ビームを形成し、  
前記評価選択部は、前記複数の音速値に対応した複数の評価フレームから得られる評価値に基づいて適正音速値を選択する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 4】**

請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記各評価フレーム内に 1 または複数の関心領域を設定する関心領域設定部を有し、  
前記評価選択部は、前記各関心領域ごとに、その関心領域における適正音速値を選択する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記プローブは、各々が超音波を送受する複数の振動素子を備え、  
前記評価ビーム形成部は、複数の振動素子の各々に関するディレイデータで構成されるディレイデータセットを利用し、各音速値に基づいたディレイデータセットを利用して評価ビームを形成し、  
前記評価選択部は、評価ビームに沿って得られる受信信号に基づいて、前記複数の音速値の中から適正音速値を選択し、  
前記診断ビーム形成部は、前記適正音速値が選択された後の時相から、当該適正音速値に基づいたディレイデータセットを利用して診断ビームを形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

50

**【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、超音波のビーム形成処理を最適化する技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

一般的な超音波診断装置は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子に供給する送信信号を遅延処理することにより超音波の送信ビームを形成し、また、複数の振動素子から得られる受信信号を遅延処理して加算（整相加算処理）することにより、超音波の受信ビームを形成する。送信ビームや受信ビームの形成においては、特に各振動素子ごとの遅延量を決定する際に、生体内の音速値が利用される。生体内の音速値として、例えば、1530 m/s が利用される。

10

**【0003】**

ところが、生体内の音速値は、生体内組織の性状等に依存して変化するため、例えば、常に一定の音速値を前提として送信ビームや受信ビームを形成すると、診断状況によっては適切な送信ビームや受信ビームが実現されず、受信感度や画像分解能などを低下させてしまう可能性がある。

**【0004】**

そのため、従来から超音波の音速値を適宜に修正する技術が提案されている。例えば、特許文献1には、超音波画像の撮影を行いながら、操作者が超音波音速値を変更し、受信信号の振幅が最大となる超音波音速値を探す超音波診断装置が記載されている。また、特許文献2には、テスト動作時において、遅延条件を規定するパラメータとしての音速のキャリブレーションを実行する超音波診断装置が記載されている。

20

**【0005】**

しかし、特許文献1の装置では、超音波音速値を変更するにあたり、操作者（ユーザ）に操作の負担を強いていた。また、特許文献2の装置では、テスト動作時において音速のキャリブレーションを実行するため、診断のための超音波画像を形成しつつ、音速をリアルタイムに補正することが困難であった。

30

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0006】**

【特許文献1】特開平8-317926号公報

【特許文献2】特開2010-119481号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波のビーム形成処理を最適化する技術について研究開発を重ねてきた。

**【0008】**

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、ビーム形成処理を最適化するにあたりユーザ操作の負担を軽減することにある。また、本発明の他の目的は、診断のための超音波画像を形成しつつビーム形成処理を最適化することにある。

40

**【課題を解決するための手段】****【0009】**

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブから得られる受信信号に基づいて超音波の診断ビームを形成する診断ビーム形成部と、診断ビームに沿って得られる受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、前記受信信号に基づいて、複数の音速値の各音速値ごとに、その音速値に基づいたビーム形成処理により超音波の評価ビームを形成する評価ビーム形成部と、評価ビームに沿って得られ

50

る受信信号に基づいて、前記複数の音速値の中から適正音速値を選択する評価選択部と、適正音速値が選択された後の時相から、当該適正音速値に基づいたビーム形成処理により診断ビームを形成するように前記診断ビーム形成部を制御する制御部と、を有することを特徴とする。

【0010】

上記装置において、診断ビーム形成部と評価ビーム形成部は、例えば、互いに異なるハードウェアで実現されてもよいし、同一のハードウェアの時分割処理により、診断ビーム形成部の機能と評価ビーム形成部の機能が実現されてもよい。

【0011】

上記装置によれば、評価ビーム形成部が、複数の音速値の各音速値ごとに、その音速値に基づいたビーム形成処理により評価ビームを形成するため、ユーザに音速を変更させる必要がなく、ユーザ操作の負担が軽減される。また、診断ビーム形成部が形成する診断ビームにより超音波画像を形成しつつ、評価ビーム形成部が形成する評価ビームにより適正音速値が選択されるため、診断のための超音波画像を形成しつつビーム形成処理を最適化することができる。

10

【0012】

望ましい具体例において、前記診断ビーム形成部は、診断ビームを走査することにより、複数の時相に亘って複数の診断フレームを形成し、前記評価ビーム形成部は、評価ビームを走査することにより、各々が各診断フレームの時相に対応した複数の評価フレームを形成し、前記評価選択部は、複数の評価フレームに亘って得られる受信信号に基づいて、適正音速値を選択し、前記制御部は、前記適正音速値が選択された直後の時相に対応した診断フレームから、当該適正音速値に基づいたビーム形成処理により診断ビームを形成するように前記診断ビーム形成部を制御する、ことを特徴とする。

20

【0013】

望ましい具体例において、前記評価ビーム形成部は、各評価フレームごとに、その評価フレームに対応した音速値に基づいたビーム形成処理により評価ビームを形成し、前記評価選択部は、前記複数の音速値に対応した複数の評価フレームから得られる評価値に基づいて適正音速値を選択する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記各評価フレーム内に1または複数の関心領域を設定する関心領域設定部を有し、前記評価選択部は、前記各関心領域ごとに、その関心領域における適正音速値を選択する、ことを特徴とする。

30

【0015】

望ましい具体例において、前記プローブは、各々が超音波を送受する複数の振動素子を備え、前記評価ビーム形成部は、複数の振動素子の各々に関するディレイデータで構成されるディレイデータセットを利用し、各音速値に基づいたディレイデータセットを利用して評価ビームを形成し、前記評価選択部は、評価ビームに沿って得られる受信信号に基づいて、前記複数の音速値の中から適正音速値を選択し、前記診断ビーム形成部は、前記適正音速値が選択された後の時相から、当該適正音速値に基づいたディレイデータセットを利用して診断ビームを形成する、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0016】

本発明により、ビーム形成処理を最適化するにあたりユーザ操作の負担が軽減される。また、本発明により、診断のための超音波画像を形成しつつビーム形成処理を最適化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図2】最適な音速値の選択に係る具体例を示す図である。

【図3】複数の関心領域（ROI）の具体例を示す図である。

50

【図 4】深さ方向に設定された 2 つの関心領域における最適な音速値の選択に係る処理の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。プローブ 10 は、各々が超音波を送受する複数の振動素子を備えた超音波探触子である。図 1 の超音波診断装置は、例えば、コンベックス走査型、セクタ走査型、リニア走査型、二次元画像（断層画像）用、三次元画像用等の各種のプローブ 10 を診断用途に応じて使い分けて利用することができる。

【0019】

送信ビームフォーマ（送信 BF）12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子に対して送信信号を出力することにより、複数の振動素子を制御して超音波の送信ビームを形成し、例えば生体内の診断領域において送信ビームを走査する。

【0020】

診断領域において送信ビームが走査されると、プローブ 10 の各振動素子は、診断領域から超音波を受波して受波信号を出力する。複数の振動素子において得られた複数の受波信号は、診断用受信ビームフォーマ（診断用受信 BF）14 と評価用受信ビームフォーマ（評価用受信 BF）16 に出力される。

【0021】

診断用受信ビームフォーマ 14 は、複数の振動素子から得られる複数の受波信号を整相加算処理するなどして診断用受信ビームを形成し、診断用受信ビームに沿ってラインデータ（受信信号）を得る。整相加算処理においては、各振動素子に関する遅延量を定めたディレイデータを複数の振動素子について纏めたディレイデータセットが利用される。

【0022】

ディレイデータセットは、生体内の音速値に基づいて決定されるデータである。図 1 の超音波診断装置は、互いに異なる複数の候補音速値に基づいた複数のディレイデータセットを利用し、それら複数のディレイデータセットの中から、最適な音速値に基づいたディレイデータセットを決定する機能を備えている。

【0023】

診断用受信ビームフォーマ 14 は、最適な音速値に基づいたディレイデータセットを利用し、診断領域において走査される送信ビームに対応した診断用受信ビームを形成し、診断用受信ビームに沿って診断領域内からラインデータを収集する。

【0024】

送信ビームフォーマ 12 と診断用受信ビームフォーマ 14 は、超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した診断用受信ビーム）を走査することにより、診断領域内において複数のラインからなるフレームを形成する。こうして、診断用受信ビームフォーマ 14 において複数の時相に亘って複数の診断用フレームが形成される。

【0025】

画像形成部 20 は、診断用受信ビームフォーマ 14 から次々に得られるラインデータ（受信信号）に基づいて超音波画像の画像データを形成する。画像形成部 20 は、各フレームを構成する複数のラインデータに基づいて、複数のフレームに亘って各フレームごとに診断領域に関する超音波画像の画像データを形成する。画像形成部 20 は、例えば、B モード画像（断層画像）の画像データを形成する。なお、画像形成部 20 は、3 次元画像やドプラ画像などの超音波画像の画像データを形成してもよい。画像形成部 20 において形成された画像データに対応した超音波画像は、表示部 22 に表示される。

【0026】

評価用受信ビームフォーマ 16 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子から得られる複数の受波信号を整相加算処理するなどして評価用受信ビームを形成し、評価用受信ビームに沿ってラインデータ（受信信号）を得る。評価用受信ビームフォーマ 16 は、複数の候補音速値に対応した複数のディレイデータセットを次々に利用して、各候補音速値に基

10

20

30

40

50

づいたディレイデータセットにより評価用受信ビームを形成する。

【 0 0 2 7 】

評価用受信ビームフォーマ 1 6 は、診断領域において走査される送信ビームに応じて評価用受信ビームを形成することにより、複数の時相に亘って複数の評価用フレームを形成する。

【 0 0 2 8 】

R O I 設定部 3 0 は、各評価用フレーム内に関心領域 ( R O I ) を設定する。そして、評価選択部 4 0 は、関心領域内から評価用受信ビームに沿って得られるラインデータ ( 受信信号 ) に基づいて、複数の候補音速値の中から最適な音速値を選択する。

【 0 0 2 9 】

制御部 5 0 は、図 1 の超音波診断装置内を集中的に制御する。特に、制御部 5 0 は、評価選択部 4 0 において選択された最適な音速値に基づいたディレイデータセットを利用して診断用受信ビームを形成するように診断用受信ビームフォーマ 1 4 を制御する。なお、制御部 5 0 は、評価選択部 4 0 において選択された最適な音速値に基づいて送信ビームを形成するように、送信ビームフォーマ 1 2 を制御してもよい。

【 0 0 3 0 】

送信ビームフォーマ 1 2 、診断用受信ビームフォーマ 1 4 、評価用受信ビームフォーマ 1 6 、画像形成部 2 0 、R O I 設定部 3 0 、評価選択部 4 0 は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現される。また、表示部 2 2 の好適な具体例は液晶ディスプレイ等であるがこれに限定されない。そして、制御部 5 0 は、例えば、演算機能を備えた C P U 等のハードウェアにより構成され、ハードウェアとその動作を規定するソフトウェア ( プログラム ) との協働により、制御部 5 0 の機能が実現される。

【 0 0 3 1 】

なお、図 1 の超音波診断装置は、例えば、マウス、トラックボール、キーボード、タッチパネル、その他のスイッチ類などのうちの少なくとも一部で構成される操作デバイスを備えることが望ましい。

【 0 0 3 2 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される機能等について詳述する。なお、図 1 に示した構成 ( 部分 ) については以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【 0 0 3 3 】

図 2 は、最適な音速値の選択に係る具体例を示す図である。診断用フレームは、診断用受信ビームフォーマ 1 4 において複数の時相に亘って形成されるフレームであり、診断用フレームに対応した超音波画像が表示部 2 2 に表示される。

【 0 0 3 4 】

一方、評価用フレームは、評価用受信ビームフォーマ 1 6 において複数の時相に亘って形成されるフレームであり、R O I 設定部 3 0 と評価選択部 4 0 において利用されるものの、表示部 2 2 に表示されない。なお、評価用フレームに対応した超音波画像を例えば評価目的で表示部 2 2 に表示するようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

評価用フレームは、複数のフレーム番号 ( 複数の時相 ) に亘って、各フレーム番号ごとに、そのフレーム番号に対応した候補音速値のディレイデータセットを利用して形成される。

【 0 0 3 6 】

図 2 に示す具体例においては、候補音速値が音速 1 ~ 音速 1 6 の 1 6 候補であり、音速 1 に基づいたディレイデータセットを利用してフレーム番号 F 1 の評価用フレームが形成され、音速 2 に基づいたディレイデータセットを利用してフレーム番号 F 2 の評価用フレームが形成される。フレーム番号 F 4 ~ F 1 5 においても各フレーム番号ごとに音速値が切り替えられ、そして、音速 1 6 に基づいたディレイデータセットを利用してフレーム番号 F 1 6 の評価用フレームが形成される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

これにより、音速 1 ~ 音速 1 6 の 1 6 候補に対応したフレーム番号 F 1 ~ F 1 6 の 1 6 枚の評価用フレームが得られる。なお、フレーム番号 F 1 7 以降においても、音速 1 ~ 音速 1 6 の 1 6 候補に対応した評価用フレームが繰り返し形成される。

## 【 0 0 3 8 】

音速 1 ~ 音速 1 6 の 1 6 候補に対応した評価用フレームが形成されると、評価選択部 4 0 において、各評価用フレーム内のラインデータ（受信信号）に基づいて、音速 1 ~ 音速 1 6 の中から最適な音速値が選択される。なお、音速 1 ~ 音速 1 6 は、例えば、超音波診断装置において一般的に利用される音速値である 1 5 3 0 m / s を基準として、その近傍の値、例えば 1 5 2 0 m / s 程度 ~ 1 5 4 0 m / s 程度の範囲において設定されることが望ましい。

10

## 【 0 0 3 9 】

評価選択部 4 0 は、例えば、各評価用フレームごとにそのフレーム内に設定された関心領域（ROI）内における信号強度の総和（ラインデータの大きさの総和）を評価値とする。つまり、音速 1 ~ 音速 1 6 の各々に対応した各評価用フレームごとに、整相加算処理の結果を関心領域（ROI）内において積算することにより、評価値が得られる。

## 【 0 0 4 0 】

最適な音速値に基づいたディレイデータセットを利用して整相加算処理が適正に行われていれば、複数の振動素子から得られる複数の受波信号の位相が理想的に揃った状態となり、整相加算処理により得られるラインデータの振幅（大きさ）が最大となるため、評価値も最大となる。一方、最適な音速値以外の音速値に基づいたディレイデータセットを利用して整相加算処理が行われていれば、整相加算処理により得られるラインデータの振幅（大きさ）が最適な音速値の場合よりも小さくなるため、評価値も小さくなる。

20

## 【 0 0 4 1 】

そこで、評価選択部 4 0 は、音速 1 ~ 音速 1 6 に対応した 1 6 枚の評価用フレームの中から、評価値が最大となる評価用フレームにおける音速を最適であると判断する。なお、関心領域（ROI）内における信号強度の総和は、評価値としての好適な具体例の一つに過ぎず、他の公知の具体例を評価値として利用してもよい。

## 【 0 0 4 2 】

最適な音速値が選択されると、その直後の時相に対応した診断用フレームから、最適な音速値に基づいたディレイデータセットにより診断用受信ビームを形成するように、診断用受信ビームフォーマ 1 4 が制御される。

30

## 【 0 0 4 3 】

図 2 に示す具体例においては、まず、フレーム番号 F 1 ~ F 1 6 までの期間において、初期値である音速 1 に基づいたディレイデータセットを利用して、診断用フレームが形成される。また、診断用フレームの形成と並行して、フレーム番号 F 1 ~ F 1 6 までの期間において、候補となる音速 1 ~ 音速 1 6 に対応したディレイデータセットを利用して、評価用フレームが形成される。

## 【 0 0 4 4 】

そして、フレーム番号 F 1 ~ F 1 6 の評価用フレームが揃った時点で、評価選択部 4 0 において、音速 1 ~ 音速 1 6 の中から最適な音速値として音速 3 が選択され、その直後の時相に対応したフレーム番号 F 1 7 の診断用フレームが、最適な音速値である音速 3 に基づいたディレイデータセットにより形成される。

40

## 【 0 0 4 5 】

また、フレーム番号 F 2 ~ F 1 7 の評価用フレームが揃った時点で、評価選択部 4 0 において、音速 2 ~ 音速 1 6 と音速 1 の中から最適な音速値として音速 2 が選択され、その直後の時相に対応したフレーム番号 F 1 8 の診断用フレームが、最適な音速値である音速 2 に基づいたディレイデータセットにより形成される。

## 【 0 0 4 6 】

フレーム番号 F 1 8 以降においても、評価対象となる 1 6 枚の評価用フレームが時間軸

50

方向に１フレームずつ移動されつつ、各フレーム番号ごとに最新の１６枚の評価用フレームに基づいて最適な音速が選択される。

【００４７】

このように、図１の超音波診断装置によれば、評価用受信ビームフォーマ１６が、複数の候補音速値の各音速値ごとに、その音速値に基づいたディレイデータセットにより評価用受信ビームを形成して評価用フレームを得るため、検査者（ユーザ）に音速を変更させる必要がなく、ユーザ操作の負担が軽減される。また、評価選択部４０において、各時相（各フレーム）ごとに最新の１６枚の評価用フレームに基づいて最適な音速が選択されるため、診断用受信ビームフォーマ１４が形成する診断用フレームに対応した超音波画像を表示部２２に表示させつつ、例えばリアルタイムにその超音波画像を最適化することができる。

10

【００４８】

最適な音速値を選択するにあたり、ＲＯＩ設定部３０により、評価用フレーム内に関心領域（ＲＯＩ）が設定される。関心領域（ＲＯＩ）は、評価用フレーム内に複数設定されてもよい。

【００４９】

図３は、複数の関心領域（ＲＯＩ）の具体例を示す図である。図３（Ａ）は、評価用フレーム内において、走査方向に沿って２つの関心領域（ＲＯＩ　ＬとＲＯＩ　Ｒ）を並べて設定する例を示している。一方、図３（Ｂ）は、評価用フレーム内において、深さ方向に沿って２つの関心領域（ＲＯＩ　ＵとＲＯＩ　Ｄ）を並べて設定する例を示している。既に説明したように、評価選択部４０は関心領域（ＲＯＩ）内における例えば信号強度の総和を評価値とする。

20

【００５０】

図３（Ａ）に示す例において、評価選択部４０は、各評価用フレームごとに、つまり各音速値ごとに、ＲＯＩ　ＬとＲＯＩ　Ｒのそれぞれについて評価値を得る。そして、複数の評価用フレームから複数の候補音速値についての評価値が得られると、評価選択部４０は、ＲＯＩ　ＬとＲＯＩ　Ｒのそれぞれについて最適な音速値を選択する。図３（Ａ）に示す具体例では、ＲＯＩ　Ｌの最適な音速値として音速Ｌが選択され、ＲＯＩ　Ｒの最適な音速値として音速Ｒが選択される。

【００５１】

ＲＯＩ　ＬとＲＯＩ　Ｒのそれぞれについて最適な音速値が選択されると、ＲＯＩ　Ｌ内とその近傍における音速値が音速Ｌとされ、ＲＯＩ　Ｒ内とその近傍における音速値が音速Ｒとされ、これら最適な音速値に基づいたディレイデータセットを利用して、診断用フレームが形成される。例えば、ＲＯＩ　ＬとＲＯＩ　Ｒの間に設定される境界Ｂを基準として、境界Ｂよりも左側の領域において音速Ｌが利用され、境界Ｂよりも右側の領域において音速Ｒが利用される。

30

【００５２】

なお、音速Ｌと音速Ｒの差が大きいと、境界Ｂにおいて超音波画像上に筋状のアーティファクトなどが発生する可能性がある。そこで、例えば、音速Ｌと音速Ｒの差が閾値よりも大きい場合には、ＲＯＩ　Ｌ側からＲＯＩ　Ｒ側に向かって、音速Ｌと音速Ｒとの間において複数の音速値を段階的に変化させるようにしてもよい。

40

【００５３】

一方、図３（Ｂ）に示す例においても、評価選択部４０は、各評価用フレームごとに、つまり各音速値ごとに、ＲＯＩ　ＵとＲＯＩ　Ｄのそれぞれについて評価値を得る。そして、複数の評価用フレームから複数の候補音速値についての評価値が得られると、評価選択部４０は、ＲＯＩ　ＵとＲＯＩ　Ｄのそれぞれについて最適な音速値を選択する。図３（Ｂ）に示す具体例では、ＲＯＩ　Ｕの最適な音速値として音速Ｕが選択され、ＲＯＩ　Ｄの最適な音速値として音速Ｄが選択される。

【００５４】

ＲＯＩ　ＵとＲＯＩ　Ｄのそれぞれについて最適な音速値が選択されると、ＲＯＩ　Ｕ

50

内とその近傍における音速値が音速  $U$  とされ、 $ROI_D$  内とその近傍における音速値が音速  $D$  とされ、これら最適な音速値に基づいたディレイデータセットを利用して、診断用フレームが形成される。例えば、 $ROI_U$  と  $ROI_D$  の間に設定される境界  $B$  を基準として、境界  $B$  よりも上側（浅い側）の領域において音速  $U$  が利用され、境界  $B$  よりも下側（深い側）の領域において音速  $D$  が利用される。

【0055】

なお、図3（A）の場合と同様に、図3（B）の場合においても、例えば、音速  $U$  と音速  $D$  の差が閾値よりも大きい場合に、 $ROI_U$  側から  $ROI_D$  側に向かって、音速  $U$  と音速  $D$  との間において複数の音速値を段階的に変化させるようにしてもよい。

【0056】

図1の超音波診断装置は、1つのフレームを構成する複数の受信ビームについて、各受信ビームごとにディレイデータセットを備えており、さらに、複数の候補音速値について各候補音速値に基づいたディレイデータセットを備えている。ディレイデータセットは、1本分の受信ビームを単位としたデータセットであり、1本分の受信ビームに対応したディレイデータセットは、同一の候補音速値に基づいて形成されている。したがって、1本分の受信ビーム内において、深さに応じて複数の候補音速値を利用するためには、それら複数の候補音速値の組み合わせに基づいたディレイデータセットが必要になる。

【0057】

例えば、深さ方向において2つの候補音速値を利用すると、2つの候補音速値の組み合わせが、候補音速値の個数（例えば16個）の2乗という膨大な数になってしまう。そこで、図1の超音波診断装置は、以下に説明する比較的簡易な処理により、深さ方向に設定された2つの関心領域における最適な音速値の組み合わせを決定する。

【0058】

図4は、深さ方向に設定された2つの関心領域における最適な音速値の選択に係る処理の具体例を示す図である。図4には、図3（B）の2つの関心領域  $ROI_U$  と  $ROI_D$  のそれぞれについて、最適な音速値を選択する処理の具体例が示されている。図4に示す具体例では、評価対象が  $ROI_U$  と  $ROI_D$  に切り替えられる。

【0059】

図4（1）は、 $ROI_U$  を評価対象とした場合における候補音速値の設定例を示している。 $ROI_U$  を評価対象とした場合においては、 $ROI_D$  における音速値を固定しつつ、 $ROI_U$  における音速値を各フレームごとに变化させる。例えば、図4（1）に示すように、 $ROI_U$  について、時間軸方向に沿って、各フレーム（各時相）ごとに音速1～音速16まで音速値を变化させ、 $ROI_D$  における音速値を音速  $D$  に固定し、各フレームごとに、 $ROI_U$  における音速値と  $ROI_D$  における音速値の組み合わせに基づいたディレイデータセットにより、 $ROI_U$  における評価値が得られる。そして評価値が最大となる場合の  $ROI_U$  の音速値が、 $ROI_U$  における最適な音速値とされる。

【0060】

一方、図4（2）は、 $ROI_D$  を評価対象とした場合における候補音速値の設定例を示している。 $ROI_D$  を評価対象とした場合においては、 $ROI_U$  における音速値を固定しつつ、 $ROI_D$  における音速値を各フレームごとに变化させる。例えば、図4（2）に示すように、 $ROI_D$  について、時間軸方向に沿って、各フレーム（各時相）ごとに音速1～音速16まで音速値を变化させ、 $ROI_U$  における音速値を音速  $U$  に固定し、各フレームごとに、 $ROI_U$  における音速値と  $ROI_D$  における音速値の組み合わせに基づいたディレイデータセットにより、 $ROI_D$  における評価値が得られる。そして評価値が最大となる場合の  $ROI_D$  の音速値が、 $ROI_D$  における最適な音速値とされる。

【0061】

図4（3）は、評価対象を切り替えつつ最適な音速値を選択する具体例を示している。まず、期間1において、評価対象を  $ROI_U$  とし、図4（1）を利用して説明した処理

10

20

30

40

50

により、ROI Uにおける最適な音速値が選択される。なお、期間1においては、ROI Dにおける音速値が例えば初期値である音速D1に固定される。

【0062】

次に、期間2において、評価対象をROI Dとし、図4(2)を利用して説明した処理により、ROI Dにおける最適な音速値が選択される。なお、期間2においては、ROI Uにおける音速値が、例えば、期間1において選択された最適な音速値である音速U1に固定される。

【0063】

さらに、期間3において、評価対象をROI Uとし、図4(1)を利用して説明した処理により、ROI Uにおける最適な音速値が選択される。なお、期間3においては、ROI Dにおける音速値が、例えば、期間2において選択された最適な音速値である音速D2に固定される。

10

【0064】

こうして、期間4以降においても、評価対象を切り替えつつ、ROI UとROI Dについて交互に最適な音速値が選択される。なお、期間1から期間4とそれ以降の各期間は、例えば100ms程度とされる。

【0065】

図4を利用して説明した処理によれば、比較的簡易な処理により、深さ方向に設定された2つの関心領域ROI UとROI Dの最適な音速値の組み合わせを決定することができる。

20

【0066】

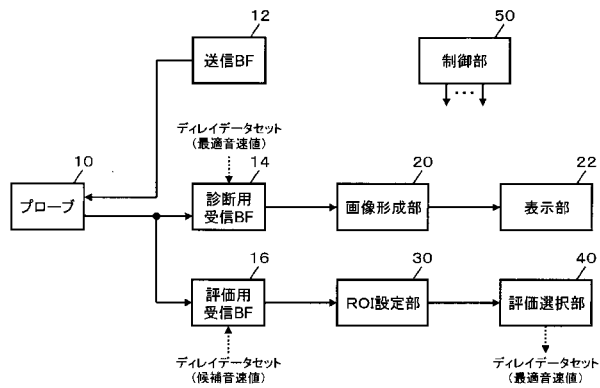
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

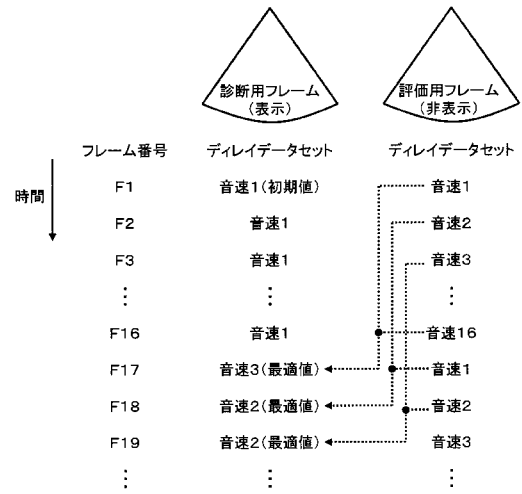
【0067】

10 プローブ、12 送信ビームフォーマ、14 診断用受信ビームフォーマ、16 評価用受信ビームフォーマ、20 画像形成部、22 表示部、30 ROI設定部、40 評価選択部、50 制御部。

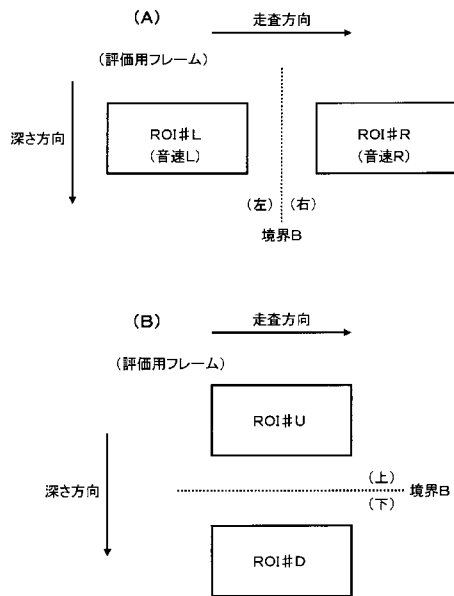
【図 1】



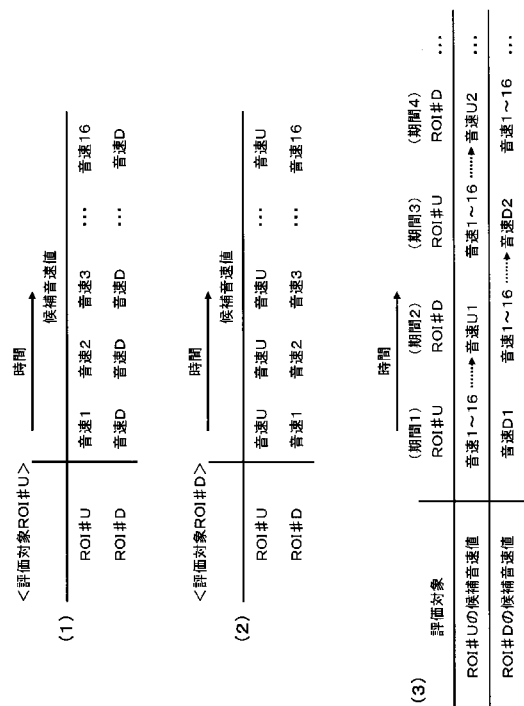
【図 2】



【図 3】



【図 4】



|                |                                                                                         |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2015062483A</a>                                                           | 公开(公告)日 | 2015-04-09 |
| 申请号            | JP2013197172                                                                            | 申请日     | 2013-09-24 |
| [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         | 足立 健一                                                                                   |         |            |
| 发明人            | 足立 健一                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                                |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE11 4C601/HH21 4C601/HH33 4C601/JB05 4C601/JB45 4C601/JC37 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                               |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备在形成用于诊断的超声图像的同时减轻了用户在优化波束形成过程中的负担并优化了波束形成过程。 解决方案：诊断接收波束形成器14根据从探头10获得的接收信号形成诊断波束。 图像形成单元20基于沿着诊断束获得的接收信号来形成超声图像。 评估接收波束形成器16通过基于从探头10获得的接收信号的声速值的波束形成处理，针对多个声速值中的每个声速值形成评估波束。 评估选择单元40基于沿着评估束获得的接收信号从多个声速值中选择适当的声速值。 控制单元50控制诊断接收波束形成器14，以基于在选择合适的声速值之后的时间阶段基于合适的声速值，通过波束形成处理来形成诊断波束。 [选型图]图1

