

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6138596号
(P6138596)

(45) 発行日 平成29年5月31日(2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日(2017.5.12)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 11 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-119202 (P2013-119202)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成25年6月5日(2013.6.5)	(74) 代理人	100079049 弁理士 中島 淳
(65) 公開番号	特開2014-233601 (P2014-233601A)	(74) 代理人	100084995 弁理士 加藤 和詳
(43) 公開日	平成26年12月15日(2014.12.15)	(74) 代理人	100099025 弁理士 福田 浩志
審査請求日	平成27年10月7日(2015.10.7)	(72) 発明者	勝山 公人 神奈川県足柄上郡開成町宮台789番地 富士フイルム株式会社内
		審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の作動方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて超音波の送信を行うとともに、前記被検体の内部で反射された超音波を受信して受信信号を生成する超音波プローブと、

前記被検体の内部における着目領域の深さ位置を設定する着目領域設定手段と、

前記被検体の内部の、前記着目領域設定手段により設定された着目領域の深さ位置よりも深い領域における複数の点を、前記超音波プローブから送信された超音波の複数の反射点として設定する反射点設定手段と、

前記反射点設定手段により設定された複数の反射点の各々において反射された超音波を前記超音波プローブが受信することによって生成された受信信号に基づいて、前記複数の反射点の各々と前記超音波プローブとの間の領域の音速値を前記複数の反射点毎に導出する音速値導出手段と、

前記音速値導出手段によって導出された音速値の各々について、前記複数の反射点のうちの他の反射点について導出された音速値と比較した結果に基づいて、前記着目領域に対する診断結果を導出する診断手段と、

を含む超音波診断装置。

【請求項 2】

前記音速値導出手段によって導出された音速値の各々を表示画面に表示する表示手段を更に含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記表示手段は、前記音速値導出手段によって導出された音速値の各々を、当該音速値の大きさに応じて色分けして表示する音速画像を生成する音速画像生成手段を含む請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記反射点設定手段は、前記超音波プローブの超音波の送受信面と平行な方位方向に沿った複数の点を反射点として設定する請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記診断手段は、前記音速値導出手段によって前記複数の反射点毎に導出された音速値の平均値と、前記音速値導出手段によって前記複数の反射点毎に導出された音速値に基づいて診断結果を導出する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記反射点設定手段は、前記超音波プローブの超音波の送受信面と交差する深さ方向に沿った複数の点を反射点として設定する請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記診断手段は、前記反射点設定手段によって設定された複数の反射点のうち異なる 2 つ反射点からなる少なくとも 1 つ以上のペアの各々について音速値の差分値を導出し、導出した差分値に基づいて診断結果を導出する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

20

前記反射点設定手段は、前記超音波プローブの超音波の送受信面と平行な方位方向および前記方位方向と交差する深さ方向に沿った複数の点を反射点として設定する請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波プローブは、複数の電気音響変換素子を含み、

前記音速値導出手段は、前記反射点設定手段により設定された反射点で反射された超音波が、互いに異なる位置に配置された電気音響変換素子の各々で受信されるまでの各時間に基づいて、当該反射点に対応する音速値を導出する請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

30

着目領域設定手段が、被検体の内部における着目領域の深さ位置を設定する着目領域設定ステップと、

反射点設定手段が、前記被検体の内部の、前記着目領域設定ステップにおいて設定された着目領域の深さ位置よりも深い領域における複数の点を、超音波プローブから送信された超音波の複数の反射点として設定する反射点設定ステップと、

音速値導出手段が、前記反射点設定ステップにおいて設定された複数の反射点の各々において反射された超音波を、前記超音波プローブが受信することによって生成された受信信号に基づいて、前記複数の反射点の各々と前記超音波プローブとの間の領域の音速値を前記複数の反射点毎に導出する音速値導出ステップと、

診断手段が、前記音速値導出手段によって導出された音速値の各々について、前記複数の反射点のうちの他の反射点について導出された音速値と比較した結果に基づいて、前記着目領域に対する診断結果を導出する診断ステップと、

40

を含む超音波診断装置の作動方法。

【請求項 11】

コンピュータを、

請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置における、着目領域設定手段、反射点設定手段、音速値導出手段及び診断手段として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、超音波の送受信によって被検体の断層画像を生成する超音波診断装置、超音波診断方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波プローブから被検体に超音波を送信し、被検体内部からの反射波に基づいて被検体の断層画像を生成する超音波診断装置が知られている。また、このような超音波診断装置において、被検体内を伝搬する超音波の伝搬速度（音速ともいう）を求め、これを被検体内の組織性状（病変、硬さなど）の診断に用いたものが知られている。

【0003】

例えば、特許文献1には、被検体内からの受信信号に基づいて、設定された関心領域に対応する被検体内の部位の音速値を組織性状値として求め、組織性状値の履歴に関する情報をモニタに出力するように構成された超音波診断装置が記載されている。

10

【0004】

また、特許文献2には、被検体内を伝播する超音波の送信から受信までの伝播時間に基づいて被検体内の音速値を算出し、算出した音速値を被検体の組織特性化情報としてこれを超音波断層像とともに表示するように構成された超音波診断装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-97537号公報

20

【特許文献2】特開平1-121039号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記の先行技術は、注目領域の音速が、注目領域の組織性状と何らかの相関があるという前提に基づくものである。しかしながら、音速値に基づく組織性状の診断においては、以下のような課題がある。

【0007】

すなわち、注目領域が体表から比較的浅い位置にある場合、算出される音速値の精度は一般的に低くなる。従って、注目領域が体表から比較的浅い位置にある場合には、算出された音速値に基づいて適正な組織性状の診断を行うことは困難となる。

30

【0008】

また、比較的厚さの薄い組織の性状を音速値に基づいて診断することは困難である。例えば、筋繊維の断裂部の有無を音速値に基づいて判断しようとする場合、筋繊維の音速値と、筋繊維の断裂部の音速値との差異を検出する必要がある。しかしながら、筋繊維組織の厚さは非常に薄い為、筋繊維の音速値と断裂部の音速値との間に差異が生じにくく、音速値の差異から断裂部を検出することは困難である。

【0009】

本発明は、上記の点に鑑みてなされたものであり、被検体内の音速値に基づく組織性状の診断を従来よりも高い精度で行うことができる超音波診断装置、超音波診断方法およびプログラムを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の第1の観点によれば、被検体に向けて超音波の送信を行うとともに、上記被検体の内部で反射された超音波を受信して受信信号を生成する超音波プローブと、上記被検体の内部における着目領域の深さ位置を設定する着目領域設定手段と、上記被検体の内部の、上記着目領域設定手段により設定された着目領域の深さ位置よりも深い領域における複数の点を、上記超音波プローブから送信された超音波の複数の反射点として設定する反射点設定手段と、上記反射点設定手段により設定された複数の反射点の各々において反射された超音波を上記超音波プローブが受信することによって生成された受信信号に基づい

50

て、上記複数の反射点の各々と上記超音波プローブとの間の領域の音速値を上記複数の反射点毎に導出する音速値導出手段と、前記音速値導出手段によって導出された音速値の各々について、前記複数の反射点のうちの他の反射点について導出された音速値と比較した結果に基づいて、前記着目領域に対する診断結果を導出する診断手段と、を含む超音波診断装置が提供される。

【0011】

また、本発明の第2の観点によれば、上記音速値導出手段によって導出された音速値の各々を表示画面に表示する表示手段を更に含む第1の観点による超音波診断装置が提供される。

【0012】

また、本発明の第3の観点によれば、上記表示手段は、上記音速値導出手段によって導出された音速値の各々を、当該音速値の大きさに応じて色分けして表示する音速画像を生成する音速画像生成手段を含む第2の観点による超音波診断装置が提供される。

【0014】

また、本発明の第4の観点によれば、上記反射点設定手段は、上記超音波プローブの超音波の送受信面と平行な方位方向に沿った複数の点を反射点として設定する第1乃至3のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

【0015】

また、本発明の第5の観点によれば、上記診断手段は、上記音速値導出手段によって上記複数の反射点毎に導出された音速値の平均値と、上記音速値導出手段によって上記複数の反射点毎に導出された音速値に基づいて診断結果を導出する第4の観点による超音波診断装置が提供される。

【0016】

また、本発明の第6の観点によれば、上記反射点設定手段は、前記超音波プローブの超音波の送受信面と交差する深さ方向に沿った複数の点を反射点として設定する第1乃至第3のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

【0017】

また、本発明の第7の観点によれば、上記診断手段は、上記反射点設定手段によって設定された複数の反射点のうち異なる2つ反射点からなる少なくとも1つ以上のペアの各々について音速値の差分値を導出し、導出した差分値に基づいて診断結果を導出する第6の観点による超音波診断装置が提供される。

【0018】

また、本発明の第8の観点によれば、上記反射点設定手段は、上記超音波プローブの超音波の送受信面と平行な方位方向および上記方位方向と交差する深さ方向に沿った複数の点を反射点として設定する第1乃至3のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

【0019】

また、本発明の第9の観点によれば、上記超音波プローブは、複数の電気音響変換素子を含み、上記音速値導出手段は、上記反射点設定手段により設定された1の反射点で反射された超音波が、互いに異なる位置に配置された電気音響変換素子の各々で受信されるまでの各時間に基づいて、当該1の反射点に対応する音速値を導出する第1乃至第8のいずれかの観点による超音波診断装置が提供される。

【0020】

また、本発明の第10の観点によれば、着目領域設定手段が、被検体の内部における着目領域の深さ位置を設定する着目領域設定ステップと、反射点設定手段が、上記被検体の内部の、上記着目領域設定ステップにおいて設定された着目領域の深さ位置よりも深い領域における複数の点を、超音波プローブから送信された超音波の複数の反射点として設定する反射点設定ステップと、音速値導出手段が、上記反射点設定ステップにおいて設定された複数の反射点の各々において反射された超音波を、上記超音波プローブが受信することによって生成された受信信号に基づいて、上記複数の反射点の各々と上記超音波プローブ

10

20

30

40

50

ブとの間の領域の音速値を上記複数の反射点毎に導出する音速値導出ステップと、診断手段が、上記音速値導出手段によって導出された音速値の各々について、上記複数の反射点のうちの他の反射点について導出された音速値と比較した結果に基づいて、上記着目領域に対する診断結果を導出する診断ステップと、を含む超音波診断装置の作動方法が提供される。

【 0 0 2 1 】

また、本発明の第 1 1 の観点によれば、コンピュータを、第 1 乃至第 1 0 のいずれかの観点による超音波診断装置における、着目領域設定手段、反射点設定手段、音速値導出手段及び診断手段として機能させるためのプログラムが提供される。

【発明の効果】

10

【 0 0 2 2 】

本発明に係る超音波診断装置、超音波診断方法およびプログラムによれば、被検体内の音速値に基づく組織性状の診断を従来よりも高い精度で行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明の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。

【図 2】本発明に実施形態に係る超音波診断装置に含まれるコンピュータの構成を示すブロック図である。

【図 3】本発明の実施形態に係る被検体内の音速値の導出方法を示す図である。

【図 4】図 4 (a) および図 4 (b) は、被検体内部の構造例を示す断面図である。

20

【図 5】反射点の深さ位置と音速値との関係をシミュレーションによって求めた結果を示す図である。

【図 6】被検体内部の構造例を示す断面図である。

【図 7】反射点の深さ位置と音速値との関係をシミュレーションによって求めた結果を示す図である。

【図 8】本発明の実施形態に係る超音波診断装置において実行される送受信処理の流れを示すフローチャートである。

【図 9】本発明の実施形態に係る超音波診断装置において実行される音速画像処理の流れを示すフローチャートである。

【図 1 0】本発明の実施形態に係る反射点設定部によって設定される反射点の各々の配置を示す図である。

30

【図 1 1】本発明の実施形態に係る反射点設定部によって設定される反射点の各々の配置を示す図である。

【図 1 2】本発明の他の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。

【図 1 3】本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置において実行される診断処理の流れを示すフローチャートである。

【図 1 4】本発明の他の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。

【図 1 5】本発明の他の実施形態に係る反射点設定部によって設定される反射点の各々の配置を示す図である。

【図 1 6】本発明の他の実施形態に係る超音波診断装置において実行される診断処理の流れを示すフローチャートである。

40

【図 1 7】本発明の他の実施形態に係る反射点設定部によって設定される反射点の各々の配置を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明の実施形態に係る超音波診断装置について図面を参照しつつ説明する。

【 0 0 2 5 】

[第 1 の実施形態]

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示すブロック図である。超音波プローブ 1 0 は、被検体の診断部位に向けて超音波を送信するとともに、被検

50

体の内部で反射された超音波の反射波（エコー）を受信して受信信号を生成する。超音波プローブ10は、例えば直線状に配列されたm個の圧電素子10aを含んでいる。超音波の1回の送受信は、例えば、m個の圧電素子10aの中から選択された隣接するn個（m-n）の圧電素子群を使用して行われる。超音波の送信に使用されるn個の圧電素子群を順次シフトさせることにより、被検体内の診断部位が超音波ビームによってスキャンされる。なお、超音波プローブ10は、リニア型、コンベックス型、セクタ型等のいずれのスキャン方式を有するものであってもよい。

【0026】

圧電素子10aの各々は、mチャンネルの信号線を介してマルチプレクサ12に接続されている。圧電素子10aの各々は、送信処理部20からマルチプレクサ12を介して供給される駆動パルス信号に応じて超音波を発生させる。また、圧電素子10aの各々は、被検体内で反射された超音波の反射波を受信して電気信号である受信信号を生成し、これをマルチプレクサ12を介して受信処理部14に供給する。

10

【0027】

マルチプレクサ12は、送受信制御部40から供給される制御信号に応じて、超音波プローブ10のm個の圧電素子10aの中から超音波の送受信に使用する隣接するn個の圧電素子群を選択する電子スイッチである。マルチプレクサ12は、nチャンネルの信号線を介して送信処理部20および受信処理部14に接続されている。

【0028】

送信処理部20は、送受信制御部40から供給される制御信号に応じたタイミングで、nチャンネル分の駆動パルス信号を生成する。また、送信処理部20は、着目領域設定部24によって設定された着目領域の深さ位置に超音波ビームを収束させる送信フォーカスを実施するべくチャンネル毎の駆動パルス信号に相対的な時間差を付与する。遅延時間差が付与された駆動パルス信号は、マルチプレクサ12によって選択されたn個の圧電素子10aの各々に供給される。

20

【0029】

受信処理部14は、チャンネル毎に設けられた図示しない増幅器およびA/D変換器を含んでいる。受信処理部14は、送受信制御部40から供給される制御信号に応じたタイミングで、マルチプレクサ12によって選択されたn個の圧電素子10aにおいて生成された受信信号の各々を増幅器において増幅し、A/D変換器においてデジタル信号に変換する。また、受信処理部14は、デジタル信号に変換された各チャンネルの受信信号を記憶する受信信号メモリ14aを有している。

30

【0030】

送受信制御部40は、マルチプレクサ12、送信処理部20および受信処理部14に制御信号を与えることにより超音波の送受信のタイミングを統括的に制御する。

【0031】

整相加算処理部16は、受信処理部14から供給されるチャンネル毎の受信信号に相対的な時間差を与えることによりチャンネル毎の受信信号の時相を揃える整相処理、すなわち受信フォーカス処理を行う。被検体内のある反射点で反射された超音波が各圧電素子10aに入射するタイミングは一致しない。これは、ある反射点から各圧電素子10aに至る反射波の伝搬距離が圧電素子毎に相違するからである。整相加算処理部16は、反射点からの距離が比較的短い位置に配置された圧電素子が生成する受信信号に対して比較的長い遅延時間を与える。一方、反射点からの距離が比較的長い位置に配置された圧電素子が生成する受信信号に対して比較的短い遅延時間を与える。このように、整相加算処理部16は、チャンネル毎の受信信号に相対的な時間差を与えて各チャンネルの受信信号の時相を揃える整相処理を行う。そして、整相加算処理部16は、整相したチャンネル毎の受信信号を積算して整相加算信号を生成する。

40

【0032】

Bモード画像生成部18は、整相加算処理部16から供給される整相加算信号に対して公知のフィルタリング処理、Log圧縮処理、包絡線検波処理、STC（Sensitivity Ti

50

me Control) 処理、補間処理及び走査変換処理などを施し、整相加算信号の信号強度を輝度に変換した所謂 B モード画像を構築するための画像信号を生成する。

【 0 0 3 3 】

入力部 2 2 は、ユーザによる各種の操作入力を受け付けるものであり、例えば、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイスやキーボードなどの入力手段によって構成されるものである。ユーザは、例えば、被検体内部の着目領域（着目点）を指定するための指定入力を、入力部 2 2 を介して入力することが可能となっている。着目領域の指定は、例えば、入力部 2 2 を介して着目領域の深さ位置等を入力することにより行うことができる。

【 0 0 3 4 】

10

着目領域設定部 2 4 は、入力部 2 2 に入力された被検体の着目領域の深さ位置を記憶し、当該着目領域の深さ位置を示す情報を送信処理部 2 0 および反射点設定部 2 6 に供給する。

【 0 0 3 5 】

反射点設定部 2 6 は、被検体内部の、着目領域設定部 2 4 から通知された着目領域の深さ位置よりも深い領域の複数の点を、被検体内部の音速値を導出するための反射点として設定する。反射点設定部 2 6 によって設定される複数の反射点については後述する。

【 0 0 3 6 】

音速値導出部 2 8 は、受信処理部 1 4 から読み出した各チャンネルの受信信号に基づいて、反射点設定部 2 6 において設定された複数の反射点の各々から超音波プローブ 1 0 の表面に至る領域の音速値 V を、反射点毎に導出する。音速値導出部 2 8 による音速値の導出方法については後述する。

20

【 0 0 3 7 】

音速画像生成部 3 0 は、音速値導出部 2 8 によって反射点毎に導出された音速値を示す音速画像を生成する。音速画像生成部 3 0 は、例えば、導出された各音速値の大きさに対応する色を当該反射点に対応する画素位置に割り当てることにより音速画像を構築するための画像信号を生成する。ユーザは、モニタ 2 2 に表示される音速画像を観察することにより、各反射点に対応する音速値の分布を把握することができる。

【 0 0 3 8 】

モニタ 2 2 は、B モード画像生成部 1 8 および音速画像生成部 3 0 から供給される画像信号に基づいて、B モード画像および音速画像を表示する表示画面を有する。表示画面には、B モード画像および音速画像のいずれか一方または双方が、ユーザによる入力部 2 2 の操作に基づいて表示されるようになっている。

30

【 0 0 3 9 】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置 1 において、整相加算処理部 1 6、B モード画像生成部 1 8、着目領域設定部 2 4、反射点設定部 2 6、音速値導出部 2 8、音速画像生成部 3 0 および送受信制御部 4 0 は、図 2 に示すように、CPU 2 0 0 と、CPU 2 0 0 において実行される各種プログラムを記憶した ROM 2 0 1 (Read Only Memory) と、CPU 2 0 0 における演算処理に供されるデータ等を一時的に保存する RAM (Random Access Memory) 2 0 2 と、生成した画像データ等を保存しておくための HDD (Hard Disk Drive) 2 0 3 と、を含むコンピュータによって構成されている。

40

【 0 0 4 0 】

次に、音速値導出部 2 8 が被検体内の音速値を導出する方法について説明する。図 3 は、音速値導出部 2 8 による被検体内の音速値の導出の方法を示す図である。音速値導出部 2 8 は、超音波プローブ 1 0 から送信された超音波の送信時点を起点として、任意の圧電素子 $10a_0$ が時間 T_0 ($= 2T_0$) の経過時に反射波を受信することとなる当該圧電素子 $10a_0$ の直下に位置する反射点 R を仮定する。つまり、超音波プローブ 1 0 から送信され中心経路 r_0 を通る超音波は、当該超音波の送信時点から時間 T_0 が経過した時に反射点 R に到達し、反射点 R で反射された超音波は、中心経路 r_0 を通って更に時間 T_0 が経過した時（すなわち、当該超音波の送信時点から時間 T_a ($= 2T_0$) が経過した時）

50

に圧電素子 10a₀ に到達する。ここで、反射点 R と超音波プローブ 10 との間を伝播する超音波の伝搬速度（音速値）を V とすると、反射点 R と圧電素子 10a₀ との間の距離（すなわち、中心経路 r₀ の経路長）は、V T₀ と表すことができる。

【0041】

音速値導出部 28 は、圧電素子 10a₀ から距離 X だけ離れた圧電素子 10a_x によって生成された受信信号 S_x 上において、圧電素子 10a₀ によって生成された受信信号 S₀ における時間 T_a（= 2 T₀）における信号値 a に対応する信号値 b を検索する。このとき、音速値導出部 28 は、例えば、受信信号 S₀ の波形と受信信号 S_x の波形との類似性に基づいて、これらの受信信号間の対応する信号値を検索してもよい。音速値導出部 28 は、受信信号 S_x 上の信号値 b に対応する時間 T_b（= T₀ + T₁）を導出する。つまり、超音波プローブ 10 から送信された超音波は、当該超音波の送信時点から時間 T₀ が経過した時に反射点 R に到達し、反射点 R で反射された超音波は、中心経路 r₀ よりも外側の周辺経路 r₁ を通って更に時間 T₁ が経過した時（すなわち、当該超音波の送信時点から時間 T_b（= T₀ + T₁）が経過した時）に圧電素子 10a_x に到達する。この場合、反射点 R と圧電素子 10a_x との間の距離（すなわち、周辺経路 r₁ の経路長）は、V T₁ と表すことができる。

10

【0042】

上記の場合において、三平方の定理より、下記の式（1）が成り立つ。

【0043】

$$V^2 T_0^2 + X^2 = V^2 T_1^2 \quad \dots (1)$$

20

【0044】

上記の式（1）より、音速値 V は、下記の式（2）のように表すことができる。

【0045】

$$V = X / (T_1^2 - T_0^2)^{1/2} \quad \dots (2)$$

【0046】

このように、音速値導出部 28 は、任意の反射点 R において反射された超音波が、距離 X だけ離間している圧電素子 10a₀ および 10a_x の各々に到達するまでの各時間に基づいて、当該反射点 R と超音波プローブ 10 との間の領域の音速値 V を導出する。このようにして導出される音速値 V は、反射点 R と超音波プローブ 10 との間の領域の音速値が均一であるとした場合の音速値である。

30

【0047】

また、反射点 R の見かけ上の深さ D は、下記の式（3）のように表すことができる。

【0048】

$$D = V T_0 \quad \dots (3)$$

【0049】

次に、上記の式（2）に従って音速値 V を導出する場合における特異的な現象について説明する。

【0050】

図 4（a）には、被検体 P の最表面に延在する音速値 V_l の低音速領域 101 と、低音速領域 101 の下方に延在する音速値 V_h の高音速領域 102 と、高音速領域 102 の下方に延在する音速値 V₀ の中音速領域 103 と、を含む被検体 P の表面に超音波プローブ 10 を当接し、中音速領域 103 内に反射点 R1 を設定して被検体 P 内の音速値 V を導出する場合が示されている。なお、低音速領域 101 の厚さは D_l であり、高音速領域 102 の厚さは D_h であり、高音速領域 102 と中音速領域 103 の界面と反射点 R1 との間の距離は D₀ であるものとする。また、各音速領域 101 ~ 103 における音速値の大小関係は、V_l < V₀ < V_h であるものとする。また、低音速領域 101、高音速領域 102 および中音速領域 103 は、超音波プローブ 10 の超音波の送受信面と略平行な方向に延在しているものとする。この場合において、反射点 R1 で反射された超音波が、中心経路 r₀ を通って超音波プローブ 10 の表面に到達するまでの時間 T₀ は、下記の式（4）によって表すことができる。

40

50

【 0 0 5 1 】

$$T_0 = D_0 / V_0 + D_h / V_h + D_1 / V_1 \cdots (4)$$

【 0 0 5 2 】

一方、反射点 R 1 で反射された超音波が、周辺経路 r_1 を通って超音波プローブ 10 の表面に到達するまでの時間 T_1 は、下記の式 (5) によって表すことができる。なお、式 (5) において、 D は、 D_1 と D_h と D_0 の合算値である ($D = D_1 + D_h + D_0$)

$$T_1 = (D_0 / V_0 + D_h / V_h + D_1 / V_1) \times (D^2 + X^2)^{1/2} / D \cdots (5)$$

【 0 0 5 3 】

式 (4) および式 (5) を式 (2) に代入すると、下記の式 (6) が導かれる。

10

【 0 0 5 4 】

$$1/V = (D_0 / D) / V_0 + (D_h / D) / V_h + (D_1 / D) / V_1 \cdots (6)$$

【 0 0 5 5 】

式 (6) は、式 (2) に従って導出される音速値 V は、各音速領域 101、102、103 を伝播する超音波の、当該各音速領域の伝播距離の比率に応じた値となることを示している。すなわち、中心経路 r_0 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率と、周辺経路 r_1 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率とが等しい場合（換言すれば、中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上の平均音速値とが等しい場合）には、式 (2) に従って導出される音速値 V は、中心経路 r_0 上における平均音速値と一致する。ここで、平均音速値とは、経路上における各音速領域の音速値と、経路上における当該音速領域の比率とを乗算して足し合わせた値である。そして、式 (2) に従って導出される音速値 V に基づいて導出される反射点 R 1 の見かけ上の深さは、真の深さと一致する。

20

【 0 0 5 6 】

一方、図 4 (b) には、高音速領域 102 が断裂しており、この断裂部分に低音速領域 101 が侵入している被検体 P の上記断裂部分の直下に反射点 R 2 を設定して被検体 P 内の音速値 V を導出する場合が示されている。この場合、中心経路 r_0 を伝搬する超音波は、反射点 R 2 から中音速領域 103 および低音速領域 101 を経由して超音波プローブ 10 の表面に至る。一方、周辺経路 r_1 を伝搬する超音波は、反射点 R 2 から中音速領域 103、高音速領域 102 および低音速領域 101 を経由して超音波プローブ 10 の表面に至る。すなわち、図 4 (b) に示す場合においては、中心経路 r_0 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率と、周辺経路 r_1 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率とが互いに異なる。その結果、中心経路 r_0 上の平均音速値は周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも小さくなっている。この場合において式 (2) に従って導出される音速値 V は、図 4 (a) に示す場合（中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上の平均音速値とが等しい場合）において式 (2) に従って導出される音速値 V よりも大きくなる。このことは、図 4 (b) に示す場合の中心経路 r_0 の平均音速値が、図 4 (a) に示す場合のそれよりも小さいことと矛盾する。また、図 4 (b) に示す場合には、式 (2) に従って導出される音速値 V は、中心経路 r_0 上における平均音速値よりも大きくなり、この音速値 V に基づいて導出される反射点 R 2 の見かけ上の深さは真の深さよりも深くなる。

30

40

【 0 0 5 7 】

図 5 は、反射点の設定深さ（反射点から超音波プローブ 10 の表面までの距離）に対応する超音波の伝搬時間 T_0 （反射波が反射点から中心経路 r_0 を経由して超音波プローブに達するまでの時間）と、式 (2) に従って導出される音速値 V との関係をシミュレーションによって求めた結果を示したものである。図 5 において実線は、図 4 (a) に示す場合（中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上の平均音速値とが等しい場合）に対応し、破線は図 4 (b) に示す場合（中心経路 r_0 上の平均音速値が周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも小さい場合）に対応する。なお、低音速領域 101 の音速値 V_1 および厚さ D_1 をそれぞれ 1450 m/s および 18 mm とし、高音速領域 102 の音速値 V_h および厚さ D_h をそれぞれ 1600 m/s および 2 mm とし、中音速領域 103 の音速値 V

50

v_0 を 1540 m/s とし、中心経路 r_0 および周辺経路 r_1 を経由する超音波を受信する圧電素子間の距離 X を 10.56 mm とし、反射点の設定深さを $3 \text{ cm} \sim 9 \text{ cm}$ の範囲で変動させてシミュレーションを行った。

【0058】

図4(a)に示す場合(中心経路 r_0 上の平均音速値と周辺経路 r_1 上の平均音速値とが等しい場合、(図5の実線))、反射点の設定深さを深くしていくと(すなわち、反射点 $R1$ から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 を大きくしていくと)、式(2)に従って導出される音速値 V は中音速領域 103 の音速値 V_0 に相当する 1540 m/s に収束する。これは、反射点の設定深さが深くなる程、中心経路 r_0 および周辺経路 r_1 における中音速領域 103 の比率が大きくなるからである。一方、図4(b)に示す場合、(中心経路 r_0 上の平均音速値が周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも小さい場合(図5の破線))、反射点の設定深さを深くしていくと(すなわち、反射点 $R2$ から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 を大きくしていくと)、式(2)に従って導出される音速値 V は、 V_0 に収束することなく増加し続けるという特異的な現象が生じる。また、この場合、反射点の設定深さを深くしていくと、音速値 V に基づいて導出される反射点の見かけ上の深さの、真の深さに対する差分も大きくなる。

10

【0059】

図6には、断面が略楕円形であり且つ音速値 V_h の高音速領域 102 と、高音速領域 102 の周囲に延在する音速値 V_l の低音速領域 101 と、を含む被検体 P の表面にプローブ 10 を当接し、高音速領域 102 の直下に反射点 $R3$ を設定して音速値 V を導出する場合が示されている。このような場合にも、中心経路 r_0 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率と、周辺経路 r_1 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率とは互いに異なる。その結果、図6に示す場合においては、中心経路 r_0 上の平均音速値は、周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも大きくなっている。この場合、式(2)に従って導出される音速値 V は、中心経路 r_0 上における平均音速値よりも小さくなる。また、式(2)に従って導出される音速値 V に基づいて導出される反射点 $R3$ の見かけ上の深さは、真の深さよりも浅くなる。

20

【0060】

図7は、図6に示す場合(中心経路 r_0 上の平均音速値が周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも大きい場合)における反射点の設定深さに対応する超音波の伝搬時間 T_0 (反射波が反射点から中心経路 r_0 を経由して超音波プローブに達するまでの時間)と、式(2)に従って導出される音速値 V との関係をシミュレーションによって求めた結果を示したものである。なお、高音速領域 102 を短軸半径(深さ方向の半径) 10 mm 、長軸半径を 15 mm の楕円形とし、高音速領域 102 の音速値 V_h を 1600 m/s とし、低音速領域 101 の音速値 V_l を 1540 m/s とし、楕円形をなす高音速領域 102 の中心から超音波プローブ 10 の表面までの距離を 20 mm とし、中心経路 r_0 および周辺経路 r_1 を経由する超音波を受信する圧電素子間の距離 X を 10.56 mm とし、反射点の設定深さを $4 \text{ cm} \sim 10 \text{ cm}$ の範囲で変動させてシミュレーションを行った。この場合、反射点の設定深さが深くなるに従って(すなわち、反射点 $R3$ から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 を大きくしていくと)、式(2)に従って導出される音速値 V は収束することなく低下し続けるという特異的な現象が生じる。また、この場合、反射点の設定深さを深くしていくと、音速値 V に基づいて導出される反射点の見かけ上の深さの、真の深さに対する差分も大きくなる。

30

40

【0061】

以上をまとめると、下記ようになる。

【0062】

(i) 中心経路 r_0 上の各音速領域の比率が、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率と同一である場合(中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上の平均音速値とが等しい場合)、式(2)に従って導出される音速値 V は、反射点の設定深さにかかわらず(反射点から中心経路 r_0 を通る超音波の伝搬時間 T_0 の大きさにかかわらず)中心経路 r_0 上

50

における平均音速値と一致する。また、この場合、音速値 V に基づいて導出される反射点の見かけの深さは、真の深さと一致する。

【 0 0 6 3 】

(ii) 中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが異なる場合であって、中心経路 r_0 上の平均音速値が、周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも小さい場合、式(2)に従って導出される音速値 V は、中心経路 r_0 上における平均音速値よりも大きくなる。また、この場合、反射点の設定深さが深くなる程(反射点から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 が大きくなる程)、式(2)に従って導出される音速値 V と中心経路 r_0 上における平均音速値との差分は大きくなる。また、この場合、音速値 V に基づいて導出される反射点の見かけの深さは、真の深さよりも深くなり、反射点の設定深さが深くなる程、その誤差は大きくなる。

10

【 0 0 6 4 】

(iii) 中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが異なる場合であって、中心経路 r_0 上の平均音速値が、周辺経路 r_1 上の平均音速値よりも大きい場合、式(2)に従って導出される音速値 V は、中心経路 r_0 上における平均音速値よりも小さくなる。また、この場合、反射点の設定深さが深くなる程(反射点から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 が大きくなる程)、式(2)に従って導出される音速値 V と中心経路 r_0 上における平均音速値との差分は大きくなる。また、この場合、音速値 V に基づいて導出される被検体内の見かけの深さは、真の深さよりも浅くなり、反射点から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 が大きくなる程、その誤差は大きくなる。

20

【 0 0 6 5 】

以上のように、本発明者は、式(2)に従って音速値を導出すると、上記(ii)および(iii)に記載するような特異的な現象が生じることを見出した。上記(ii)および(iii)に記載するような特異的な現象が生じるのは、式(2)に基づく音速値 V の導出方法は、図4(a)に示すように、中心経路 r_0 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率と周辺経路 r_1 を伝搬する超音波の各音速領域の伝播距離の比率とが同一である場合を前提とするからである。従って、上記の前提が成立しない図4(b)および図6に示すような場合には、式(2)に基づく音速値 V の導出方法は破綻する。上記の前提が成立しない図4(b)および図6に示すような場合には、式(2)によって適正な音速値を求めることができず、図5および図7に示すシミュレーション結果から明らかなように、反射点の設定深さが深くなる程(反射点から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 が大きくなる程)、導出される音速値 V は増加または減少する。

30

【 0 0 6 6 】

本発明の実施形態に係る超音波診断装置1は、式(2)に従って音速値 V を導出する場合における上記の特異的な現象を利用して被検体内に生じた筋断裂部や腫瘍等の異常部位を容易に検出することを可能とする。具体的には、超音波診断装置1は、着目領域の深さ位置よりも深い複数の点を反射点として設定して、当該反射点と超音波プローブ10との間の領域の音速値 V を式(2)に従って導出し、導出した音速値 V から音速画像を生成してモニタ32に表示する。例えば、被検体内に筋断裂部や腫瘍が存在する場合に、当該筋断裂部や腫瘍の直下に設定された反射点に対応する音速値 V は、それ以外の反射点に対応する音速値 V とは顕著に異なる値として導出される。これは、筋断裂部や腫瘍の直下に設定された反射点における中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上における平均音速値とが当該筋断裂部や腫瘍の存在によって異なることとなるからである。従って、ユーザは、モニタ32上に表示された音速画像を観察することにより、被検体内の筋断裂部や腫瘍の有無を容易に判定することが可能となる。

40

【 0 0 6 7 】

以下に、本発明の実施形態に係る超音波診断装置1の作用について説明する。はじめに、超音波画像撮影装置1が超音波の送受信を行って受信信号を生成する送受信処理について説明する。

50

【 0 0 6 8 】

図 8 は、超音波診断装置 1 の CPU 2 0 0 によって実行される送受信処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャート図である。この送受信処理プログラムは、ROM 2 0 1 に予め格納されており、例えば、ユーザが入力部 2 2 に対して所定の操作入力を行うと実行される。

【 0 0 6 9 】

ユーザが入力部 2 2 を操作することによって被検体内における着目領域の深さ位置を指定すると、ステップ S 1 において、着目領域設定部 2 4 は、入力された着目領域の深さ位置を示すデータを RAM 2 0 2 に格納するとともに、送信処理部 2 0 に供給する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 2 において、送受信制御部 4 0 は、超音波の送受信を開始すべき制御信号をマルチプレクサ 1 2、送信処理部 2 0 および受信処理部 1 4 にそれぞれ供給する。これにより、送信処理部 2 0 は、各チャンネル毎に駆動パルス信号を生成すると共に、着目領域設定部 2 4 から通知された着目領域の深さ位置に送信フォーカスを実施するべくチャンネル毎の駆動パルス信号に相対的な時間差を与える。送信処理部 2 0 によって生成された駆動パルス信号の各々は、マルチプレクサ 1 2 によって選択された n 個の圧電素子 1 0 a にそれぞれ供給される。これにより、超音波プローブ 1 0 の隣接する n 個の圧電素子 1 0 a から被検体内に向けて超音波ビームが送信される。

【 0 0 7 1 】

超音波プローブ 1 0 から送信された超音波ビームの反射によるエコーは、例えば、マルチプレクサ 1 2 によって選択された n 個の圧電素子 1 0 a によって受信される。なお、エコーの受信に使用する圧電素子の選択は上記したものに限定されるものではない。各圧電素子 1 0 a は、反射エコーを電気信号である受信信号に変換してマルチプレクサ 1 2 を介して受信処理部 1 4 に供給する。受信処理部 1 4 は、各受信信号に対して増幅および A / D 変換を含む信号処理を施し、信号処理を施した受信信号を走査ライン 1 ライン分のデータとして当該走査ラインの識別ナンバーと対応付けて受信信号メモリ 1 4 a に格納する。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 3 において、送受信制御部 4 0 は、所定数の走査ラインの全てについて超音波の送受信が完了したか否かを判定する。送受信制御部 4 0 が所定数の走査ラインの全てについて超音波の送受信が完了していないと判定した場合には、処理はステップ S 4 に移行される。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 4 において、送受信制御部 4 0 は、走査ラインを 1 ライン分だけシフトさせるべくマルチプレクサ 1 2 に制御信号を供給する。かかる制御信号を受信したマルチプレクサ 1 2 は、超音波の送受信に使用する圧電素子 1 0 a を 1 ライン分シフトさせる。

【 0 0 7 4 】

その後、処理はステップ S 2 に戻され、ステップ S 4 において選択された圧電素子 1 0 a の各々によって超音波の送受信が行われる。ステップ S 2 ~ S 4 の処理が繰り返し実行されることにより、複数の走査ラインの各々について受信信号が取得され、各走査ライン毎の受信信号が、受信信号メモリ 1 4 a に格納される。

【 0 0 7 5 】

ステップ S 3 において、送受信制御部 4 0 が所定数の走査ラインの全てについて超音波の送受信が完了したと判定した場合には、本ルーチンが終了する。

【 0 0 7 6 】

次に、上記の送受信処理によって取得された受信信号に基づいて、B モード画像を生成する処理について以下に説明する。

【 0 0 7 7 】

整相加算処理部 1 6 は、受信信号メモリ 1 4 a から 1 の走査ラインにおける各チャンネルの受信信号を読み出し、読み出した各チャンネルの受信信号に相対的な時間差を与えることによりチャンネル毎の受信信号の時相を揃える。なお、整相加算処理部 1 6 は、予め

10

20

30

40

50

取得しておいた被検体内の音速値を用いて整相処理（受信フォーカス）を行う。そして、整相加算処理部 16 は、整相処理を施したチャンネル毎の受信信号を積算して整相加算信号を生成する。整相加算処理部 16 は、上記の処理を各走査ラインについて行う。

【0078】

Bモード画像生成部 18 は、整相加算処理部 20 から供給される各走査ライン毎の整相加算信号に対して公知のフィルタリング処理、Log 圧縮処理、包絡線検波処理、STC（Sensitivity Time Control）処理、補間処理及び走査変換処理などを施し、整相加算信号の信号強度を輝度に変換した所謂 B モード画像を構築するための画像信号を生成する。このようにして生成された画像信号は、モニタ 32 に供給される。モニタ 32 には、ユーザによる入力部 22 の操作に応じて B モード画像が表示される。

10

【0079】

次に、超音波診断装置 1 が、受信信号に基づいて音速値 V を導出して音速画像を生成する音速画像生成処理について説明する。

【0080】

図 9 は、超音波診断装置 1 の CPU 200 によって実行される音速画像生成処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャート図である。この音速画像生成処理プログラムは、ROM 201 に予め格納されており、例えば、ユーザが入力部 22 に対して所定の操作入力を行うと実行される。なお、この音速画像生成処理プログラムが実行される前に上記の送受信処理プログラム（図 8 参照）が実行され、音速値 V を導出するため受信信号が既に受信信号メモリ 14a に格納されているものとする。

20

【0081】

ユーザが入力部 22 を操作することによって被検体内における着目領域の深さ位置を指定すると、ステップ S 11 において、着目領域設定部 24 は、入力された着目領域の深さ位置を示すデータを RAM 202 に格納するとともに、このデータを反射点設定部 26 に供給する。

【0082】

ステップ S 12 において、反射点設定部 26 は、ステップ S 11 において着目領域設定部 24 から通知された着目領域の深さ位置よりも深い複数の点を音速値 V を導出するための反射点として設定する。

【0083】

30

ここで、図 10 は、反射点設定部 26 によって設定される反射点の各々の配置を例示した図である。なお、図 10 には、被検体 P 内の筋繊維 M が存在する深さ位置が着目領域の深さ位置として設定された場合が例示されている。反射点設定部 26 は、設定された着目領域の深さ位置よりも深く且つ超音波プローブ 10 の超音波の送受信面と平行な方向（圧電素子 10a が並ぶ方向）である方位方向に沿った複数の点を、音速値 V を導出するための反射点 R 11 ~ R 17 として設定する。なお、図 9 には、7 つの反射点 R 11 ~ R 17 が示されているが、反射点設定部 26 が設定する反射点の数は適宜増減することが可能である。

【0084】

ステップ S 13 において、音速値導出部 28 は、受信信号メモリ 14a に格納されている各走査ラインに対応する受信信号を読み出す。

40

【0085】

ステップ S 14 において、音速値導出部 28 は、読み出した各走査ラインに対応する各チャンネルの受信信号に基づいて、反射点設定部 26 において設定された反射点 R 11 ~ R 17 のそれぞれについて、上記の式（2）に従って音速値 V を導出する。例えば、反射点 R 11 に対応する音速値 V を導出する場合には、音速値導出部 28 は、反射点 R 11 で反射された超音波が、反射点 R 11 の直上に位置する圧電素子 10a₀ に到達するまでの時間 T_0 を導出する。次に、音速値導出部 28 は、圧電素子 10a₀ から距離 X だけ離れた圧電素子 10a_x において生成された受信信号上において、反射点 R 11 に対応する信号位置を検出することによって、反射点 R 11 で反射された超音波が圧電素子 10a_x

50

に到達するまでの時間 T_1 を導出する。次に、音速領域導出部 28 は、導出した時間 T_0 および時間 T_1 を式 (2) に代入することによって、反射点 R 11 に対応する音速値 V を導出する。音速値導出部 28 は、反射点 R 12 ~ R 17 に対応する音速値 V についても上記と同様に導出し、導出した反射点 R 11 ~ R 17 の各々に対応する音速値 V を音速画像生成部 30 に供給する。

【0086】

ステップ S 15 において、音速画像生成部 30 は、音速値の大きさと色を対応付けた参照テーブルを有しており、この参照テーブルを参照して反射点 R 11 ~ R 17 の各々について導出された音速値 V の大きさに対応する色を検索する。音速画像生成部 30 は、各反射点の音速値 V の大きさに対応する色を当該反射点の画素位置に割り当てることにより音速画像を構築するための画像信号を生成する。このように、音速画像生成部 30 は、音速値導出部 28 によって導出された音速値の各々を、当該音速値の大きさに応じて色分けして表示する音速画像の画像信号を生成する。

【0087】

ステップ S 16 において、音速画像生成部 30 は、音速画像の画像信号をモニタ 32 に供給する。これにより、モニタ 32 には、各反射点に対応する音速値が色分けされた音速画像が表示される。

【0088】

ここで、図 10 に示すように、筋繊維 M に断裂部 Z が生じている場合、反射点 R 13 で反射された超音波の中心経路 r_0 は筋繊維 M を通過する一方、周辺経路 r_1 は筋繊維 M を通過せずに断裂部 Z を通過する。また、反射点 R 14 で反射された超音波の中心経路 r_0 は筋繊維 M を通過せずに断裂部 Z を通過する一方、周辺経路 r_1 は筋繊維 M を通過する。すなわち、反射点 R 13 および R 14 においては、中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが異なる。一方、反射点 R 11、R 12、R 15 ~ R 17 で反射された超音波の中心経路 r_0 および周辺経路 r_1 は、共に筋繊維 M を通過するので、これらの反射点 R 11、R 12、R 15 ~ R 17 においては、中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが略等しい。

【0089】

従って、音速値導出部 28 によって導出される反射点 R 13 および R 14 に対応する音速値 V は、反射点 R 11、R 12、R 15 ~ R 17 に対応する音速値 V とは顕著に異なることとなる。なお、反射点 R 11 ~ R 17 の設定深さが深い程、音速値 V の差分は大きくなる。モニタ 32 上に各反射点 R 11 ~ R 17 に対応する音速値 V を色分けした音速画像を表示することにより、ユーザは、断裂部 Z の有無および断裂部 Z の方位位置を容易に把握することが可能となる。

【0090】

このように、本発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、筋繊維の断裂部等の異常部位を音速値に顕著に反映させることのできるので、被検体内の音速値に基づく組織性状の診断を従来よりも高い精度で行うことができる。

【0091】

なお、上記の実施形態では、筋繊維の断裂部の有無を診断する場合を例示したが、図 11 に示すように、被検体 P 内において腫瘍 C の有無を判定する場合にも適用可能である。ここで、腫瘍 C の硬さが硬い程、腫瘍 C 内部における音速値は大きくなり、周辺組織の音速値との差分が大きくなる。本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、腫瘍 C の音速値と、周辺組織の音速値との差分が大きくなる程、超音波の中心経路または周辺経路が腫瘍 C を通過することとなる図 11 に示す反射点 R 13 および R 14 に対応する音速値 V と、これら以外の反射点 R 11、R 12、R 15 ~ R 17 に対応する音速値 V との差分が大きくなる。従って、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、腫瘍 C の有無および腫瘍 C の方位位置のみならず、腫瘍 C の硬さ等の性状についても把握することができ、腫瘍 C が良性であるか悪性であるかの診断に活用することも可能である。

【0092】

また、上記の実施形態では、音速値導出部 28 によって導出した音速値 V から音速画像を生成する場合を例示したが、各反射点について導出した音速値 V の数値をモニタ 32 上に表示してもよい。この場合、反射点設定部 26 によって設定された反射点の位置および各反射点毎の音速値 V を、モニタ 32 上に表示された B モード画像に重畳表示してもよい。

【0093】

[第 2 の実施形態]

本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について以下に説明する。図 12 は、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 2 の構成示すブロック図である。なお、図 12 において、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同一の構成部分には、同一の参照

10

【0094】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の音速画像生成部 30 に代えて診断部 50 を有している。診断部 50 は、音速値導出部 28 によって導出された各反射点毎の音速値 V を解析することにより、被検体内における各反射点の深さ位置よりも浅い領域における異常部位の有無を判定する。診断部 50 以外の他の構成部分は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様であるので、これらについての詳細な説明は省略する。

【0095】

以下に第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 2 が、音速値導出部 28 によって導出された反射点毎の音速値 V に基づいて診断結果を導出する診断処理について説明する。図 13 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 2 の CPU 200 によって実行される診断処理プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。この診断処理プログラムは、ROM 201 に予め格納されており、例えば、ユーザが入力部 22 に対して所定の操作入力を行うと実行される。なお、この診断処理プログラムが実行される前に上記の送受信処理プログラム（図 7 参照）が実行され、音速値 V を導出するための受信信号が既に受信信号メモリ 14a に格納されているものとする。

20

【0096】

ユーザが入力部 22 を操作することによって被検体内における着目領域の深さ位置を指定すると、ステップ S 21 において、着目領域設定部 24 は、入力された着目領域の深さ位置を示すデータを RAM 202 に格納するとともに、このデータを反射点設定部 26 に供給する。

30

【0097】

ステップ S 22 において、反射点設定部 26 は、ステップ S 21 において着目領域設定部 24 から通知された着目領域の深さ位置よりも深い複数の点を、音速値 V を導出するための反射点として設定する。反射点設定部 26 は、第 1 の実施形態の場合と同様、超音波プローブ 10 の圧電素子 10a が並ぶ方向（方位方向）に沿った複数の点を、音速値 V を導出するための反射点 R 11 ~ R 17 として設定する（図 10 参照）。

【0098】

ステップ S 23 において、音速値導出部 28 は、受信信号メモリ 14a に格納されている各走査ラインに対応する受信信号を読み出す。

40

【0099】

ステップ S 24 において、音速値導出部 28 は、読み出した各走査ラインに対応する各チャンネルの受信信号に基づいて、反射点設定部 26 において設定された反射点 R 11 ~ R 17 のそれぞれについて、上記の式（2）に従って音速値 V を導出する。音速値導出部 28 は、反射点毎の音速値 V を診断部 50 に供給する。

【0100】

ステップ S 25 において、診断部 50 は、各反射点 R 11 ~ R 17 に対応する音速値 V の平均値 V_{ave} を算出する。そして、診断部 50 は、算出した平均値 V_{ave} と各反射点毎の音速値 V との差分値が所定の閾値以上である場合に、当該反射点の方位位置に異常

50

部位があるものと判定する。すなわち、診断部 50 は、各反射点に対応する音速値が、他の反射点に対応する音速値と比較して顕著に異なる場合に、当該反射点の方位位置に異常部位があるものと判定する。

【0101】

ステップ S26 において、診断部 50 は、異常部位の有無の判定結果を示す情報をモニタ 32 に供給する。診断部 50 は、異常部位ありと判定した場合には、異常部位に対応する反射点の方位位置を示す情報を判定結果と併せてモニタ 32 に供給する。これにより、モニタ 32 には、筋断裂部や腫瘍等の異常部位の有無の判定結果が表示されるとともに当該異常部位の方位位置が表示される。

【0102】

以上のように、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波画像診断装置によれば、被検体内における異常部位の有無の判定結果がモニタ 32 上に表示されるので、異常部位の検出をより確実に行うことが可能となる。なお、本実施形態では、反射点毎の音速値 V と音速値 V の平均値 V_{av} との差分値に基づいて、被検体内における異常部位の有無を判定する場合を例示したが、互いに隣接する 2 つの反射点に対応する音速値 V の差分値を、各反射点について求め、かかる差分値が所定の閾値よりも大きい場合に、当該反射点の方位位置に異常があるものと判定してもよい。

【0103】

なお、図 14 に示すように、音速値導出部 28 の後段に診断部 50 および音速画像生成部 30 を設け、モニタ 32 上に音速画像とともに診断部 50 によって導出された診断結果を表示することとしてもよい。

【0104】

[第 3 の実施形態]

本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置について以下に説明する。なお、以下の説明では、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成が、図 12 に示す第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 2 と同様であるものとし、各構成部分の詳細な説明は省略する。

【0105】

上記第 1 および第 2 の実施形態に係る超音波診断装置において、反射点設定部 26 は、着目領域の深さ位置よりも深く且つ超音波プローブ 10 の圧電素子 10a が並ぶ方向（方位方向）に沿った複数の点を、音速値 V を導出するための反射点として設定するものであった。これに対し、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置において、反射点設定部 26 は、着目領域の深さ位置よりも深く且つ方位方向と交差する深さ方向に沿った複数の点を、音速値 V を導出するための反射点として設定する。

【0106】

図 15 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置において、反射点設定部 26 によって設定される反射点の各々の配置を例示した図である。図 15 には、被検体 P 内の筋繊維 M が存在する深さ位置が着目領域の深さ位置として設定された場合が例示されている。反射点設定部 26 は、設定された着目領域の深さ位置よりも深く且つ、深さ方向に沿った複数の点を音速値 V を導出するための反射点 R21 ~ R25 として設定する。本実施形態において、反射点 R21 ~ R25 は、これらの直上に位置する圧電素子 10a₀ によって生成される受信信号上において互いに等時間間隔で離間した複数の点に対応する。なお、図 15 には、5 つの反射点 R21 ~ R25 が示されているが、反射点設定部 26 が設定する反射点の数は適宜増減することが可能である。

【0107】

以下に、本実施形態に係る超音波診断装置が、音速値導出部 28 によって導出された反射点毎の音速値 V に基づいて診断結果を導出する診断処理について説明する。

【0108】

以下に第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 2 が、音速値導出部 28 によって導出された反射点毎の音速値 V に基づいて診断結果を導出する診断処理について説明する。図 16 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の CPU 200 によって実行される診断処理プ

10

20

30

40

50

プログラムにおける処理の流れを示すフローチャートである。この診断処理プログラムは、ROM 201 に予め格納されており、例えば、ユーザが入力部 22 に対して所定の操作入力を行うと実行される。なお、この診断処理プログラムが実行される前に上記の送受信処理プログラム（図 7 参照）が実行され、音速値 V を導出するための受信信号が既に受信信号メモリ 14a に格納されているものとする。

【0109】

ユーザが入力部 22 を操作することによって被検体内における着目領域の深さ位置を指定すると、ステップ S31 において、着目領域設定部 24 は、入力された着目領域の深さ位置を示すデータを RAM 202 に格納するとともに、このデータを反射点設定部 26 に供給する。

10

【0110】

ステップ S32 において、反射点設定部 26 は、図 15 に示すように、着目領域設定部 24 から通知された着目領域の深さ位置よりも深い深さ方向に沿った複数の点を、音速値 V を導出するための反射点として設定する。

【0111】

ステップ S33 において、音速値導出部 28 は、受信信号メモリ 14a に格納されている各走査ラインに対応する受信信号を読み出す。

【0112】

ステップ S34 において、音速値導出部 28 は、読み出した各走査ラインに対応する各チャンネルの受信信号に基づいて、反射点設定部 26 において設定された反射点 R21 ~ R25（図 15 参照）のそれぞれについて、上記の式（2）に従って音速値 V を導出する。音速値導出部 28 は、反射点毎の音速値 V を診断部 50 に供給する。

20

【0113】

ここで、例えば、図 15 に示すように、深さ方向に沿って並ぶ反射点 R21 ~ R25 が、筋繊維 M の断裂部 Z の直下に配置された場合、各反射点 R21 ~ R25 から超音波プローブ 10 に向かう超音波の中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが異なるので（換言すれば、中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上の平均音速値とが異なるので）、上記したように、反射点の深さ位置が深くなる程、式（2）に従って導出される音速値 V は増加または減少する。仮に、深さ方向に沿って並ぶ反射点が断裂部 Z の生じていない筋繊維 M の直下に配置された場合には、各反射点から超音波プローブ 10 に向かう超音波の中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と、周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが略同一となるので（換言すれば、中心経路 r_0 上の平均音速値と、周辺経路 r_1 上の平均音速値とが略同一となるので）、式（2）に従って導出される音速値 V は、反射点の深さ位置を深くしていくと、ある値に収束する。

30

【0114】

そこで、ステップ S35 において、診断部 50 は、深さ方向に沿って並ぶ反射点 R21 ~ R25 の各々に対応する音速値 V が、反射点の深さ位置の変化に伴って、収束することなく増加または減少する場合に、当該反射点 R21 ~ R25 が並ぶ方位位置に異常部位があるものと判定する。より具体的には、診断部 50 は、互いに隣接する 2 つ反射点（R21 と R22、R22 と R23、R23 と R24、R24 と R25）からなるペアの各々について音速値 V の差分値を導出し、上記差分値のいずれかまたは全てが所定の閾値以上である場合に、当該反射点 R21 ~ R25 が並ぶ方位位置に異常があるものと判定してもよい。

40

【0115】

ステップ S36 において、診断部 50 は、異常部位の有無の判定結果を示す情報をモニタ 32 に供給する。診断部 50 は、異常部位ありと判定した場合には、異常部位に対応する反射点の方位位置を示す情報を判定結果と併せてモニタ 32 に供給する。これにより、モニタ 32 には、筋断裂部や腫瘍等の異常部位の有無の判定結果が表示されるとともに当該異常部位の方位位置が表示される。

【0116】

50

なお、上記の実施形態では、診断部 50 が、反射点の深さ位置の変化に伴う音速値 V の変化量に基づいて異常部位の有無を判定することとしたが、以下に説明するように、診断部 50 は、反射点の深さ位置の変化に伴う各反射点間の見かけ上の距離の変化量に基づいて異常部位の有無を判定してもよい。この場合、診断部 50 は、音速値導出部 28 によって導出された反射点 $R_{21} \sim R_{25}$ の各々に対応する音速値 V に基づいて、各反射点 $R_{21} \sim R_{25}$ の各々の見かけ上の深さ（超音波プローブ 10 から見かけ上の距離）を導出する。各反射点 $R_{21} \sim R_{25}$ の見かけ上の深さは、各反射点 $R_{21} \sim R_{25}$ で反射した超音波が、これらの直上に位置する圧電素子 10a に到達するまでの時間 T_0 と、音速値導出部 28 によって導出された音速値 V とを乗算することにより得られる。次に、診断部 50 は、このようにして導出した各反射点 $R_{21} \sim R_{25}$ の見かけ上の深さに基づいて、隣接する反射点間の見かけ上の距離を各反射点について求める。次に、診断部 50 は、反射点間の見かけ上の距離が、反射点の深さに伴って所定の閾値以上増加または減少する場合に当該反射点 $R_{21} \sim R_{25}$ が並ぶ方位位置に異常があるものと判定する。

10

【0117】

すなわち、中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが同一である場合（中心経路 r_0 上の平均音速値と周辺経路 r_1 上の平均音速値とが等しい場合）には、各反射点の見かけ上の深さは真の深さと一致するので、等時間間隔で設定された反射点の、隣接する反射点との間の距離は、反射点の深さの変化に伴って変化することはない。一方、中心経路 r_0 上の各音速領域の比率と周辺経路 r_1 上の各音速領域の比率とが異なる場合（中心経路 r_0 上の平均音速値と周辺経路 r_1 上の平均音速値とが異なる場合）には各反射点の見かけ上の深さは真の深さとは異なり、その誤差は反射点の深さの変化に伴って増大するので、等時間間隔で設定された反射点の、隣接する反射点との間の距離は、反射点の深さの変化に伴って増加または減少する。そこで、上記のように、反射点の深さ位置の変化に伴う各反射点間の見かけ上の距離の変化量に基づいて、異常部位の有無を判定することが可能である。

20

【0118】

[第4の実施形態]

本発明の第4の実施形態に係る超音波診断装置について以下に説明する。なお、以下の説明では、第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成が、図1に示す第1の実施形態に係る超音波診断装置1と同様であるものとし、各構成部分の詳細な説明は省略する。第4の実施形態に係る超音波診断装置において、反射点設定部26は、着目領域の深さ位置よりも深く且つ方位方向および深さ方向に沿った複数の点を、音速値 V を導出するための反射点として設定する。

30

【0119】

図17は、第4の実施形態に係る超音波診断装置において、反射点設定部26によって設定される反射点の各々の配置を例示した図である。図17には、被検体P内の筋繊維Mが存在する深さ位置が着目領域の深さ位置として設定された場合が例示されている。反射点設定部26は、設定された着目領域の深さ位置よりも深く且つ、方位方向および深さ方向に沿って、格子状に配列された複数の点を、音速値 V を導出するための反射点 R として設定する。

40

【0120】

音速値導出部28は、各走査ラインに対応する各チャンネルの受信信号に基づいて、反射点設定部26において設定された反射点 R のそれぞれについて、上記の式(2)に従って音速値 V を導出する。音速画像生成部30は、各反射点 R の音速値 V に対応する色を当該反射点の画素位置に割り当てることにより音速画像を構築するための画像信号を生成し、これをモニタ32に供給する。これにより、モニタ32には、被検体P内において格子状に配列された反射点の各々に対応する音速値が色分けされた音速画像が表示される。

【0121】

このように、第4の実施形態に係る超音波診断装置によれば、方位方向および深さ方向に沿って格子状に配列された複数の反射点の各々について音速値 V が導出され、音速画像

50

が生成されるので、筋断裂部や腫瘍等の異常部位の方位位置および深さ位置の双方を特定することが可能となる。

【 0 1 2 2 】

なお、上記各実施形態においては、各反射点における音速値を導出する方法として、反射点 R から中心経路 r_0 を通る超音波の伝播時間 T_0 を決めて、中心経路 r_0 上の圧電素子から距離 X だけ離れた圧電素子の受信信号上において同一の反射点 R に対応する信号位置を検出して周辺経路 r_1 を通る超音波の伝播時間 T_1 を導出し、それらを (2) 式に代入することで音速値を導出することとした。しかしながら、各反射点の音速値を導出する方法は、これに限定されるものではなく種々の公知の他の方法を採用することができる。

【 0 1 2 3 】

例えば、各反射点における音速値 V を導出する他の方法として、複数の圧電素子の各受信信号において同一反射点に対応する信号位置を検出して、それらの信号位置に最もフィットする音速値を求める方法を採用してもよい。すなわちこの方法は、(2) 式で T_0 を与えて音速 V を設定することで各圧電素子における T_1 を求め、このようにして求めた T_1 と信号から検出した T_1 の誤差が最小となるような音速値 V を求めるものである。このような音速値 V の導出方法は、例えば特開 2 0 0 1 - 2 5 2 2 7 6 号公報に記載されている。

【 0 1 2 4 】

また、各反射点における音速値 V を導出する他の方法として、複数の圧電素子の受信信号に対して、 T_0 と音速値 V を設定する事でそれぞれに対しての遅延時間 (T_1) が (2) 式により求まるため、この遅延時間を用いて各圧電素子の受信信号を整相加算 (受信フォーカス) して画像信号を生成し、これによって得られた画像の先鋭さが最大となるような音速値 V を求める方法を採用してもよい。このような音速値 V の導出方法は、例えば特開 2 0 0 7 - 7 0 4 5 号公報および特開 2 0 0 8 - 2 6 4 5 3 1 号公報に記載されている。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 5 】

- 1、2 超音波診断装置
- 1 0 超音波プローブ
- 1 0 a 圧電素子
- 1 4 受信処理部
- 1 6 整相加算処理部
- 1 8 B モード画像生成部
- 2 0 送信処理部
- 2 2 入力部
- 2 4 着目領域設定部
- 2 6 反射点設定部
- 2 8 音速値導出部
- 3 0 音速画像生成部
- 4 0 送受信制御部
- 5 0 診断部

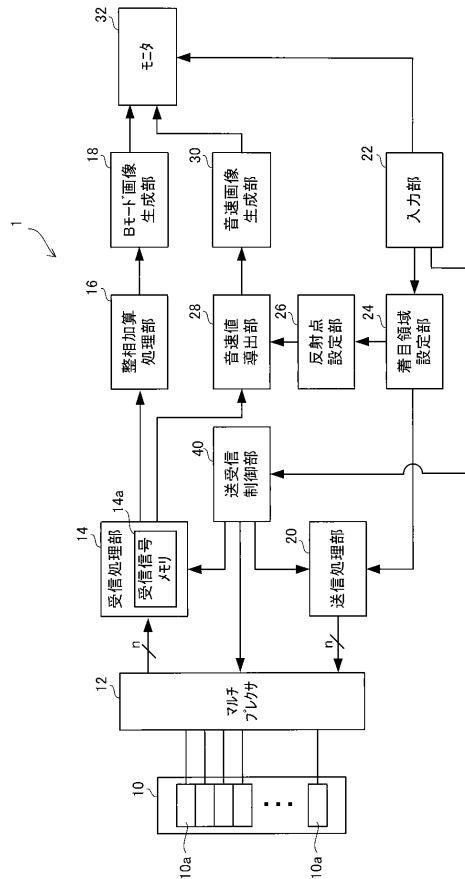
10

20

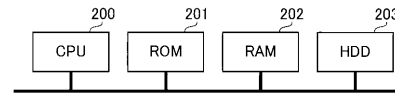
30

40

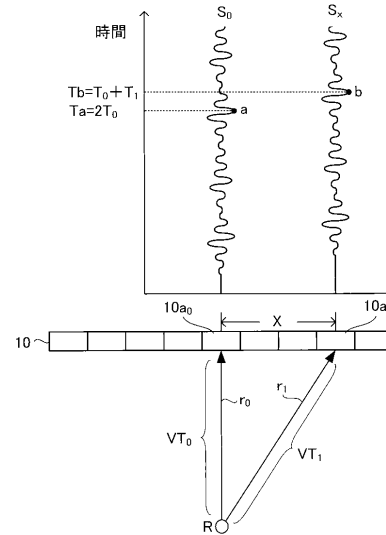
【図 1】



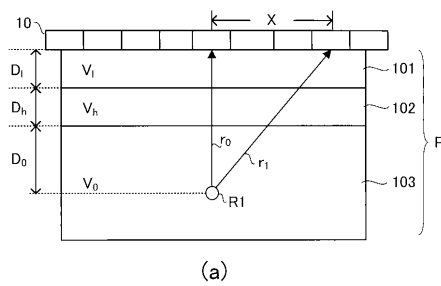
【図 2】



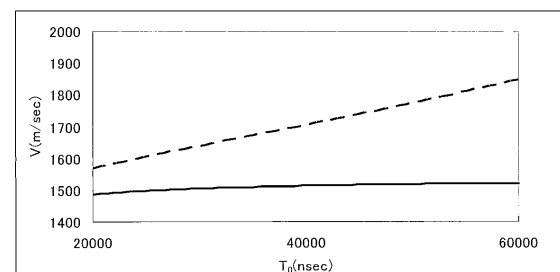
【図 3】



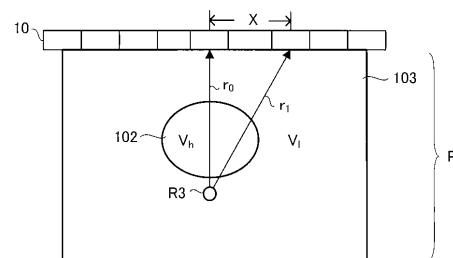
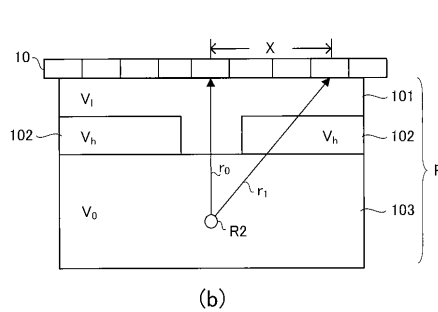
【図 4】



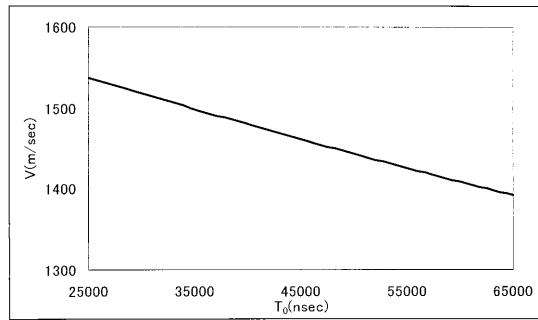
【図 5】



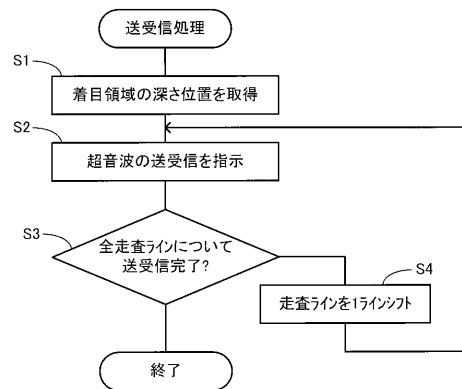
【図 6】



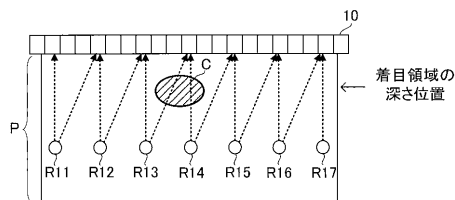
【図 7】



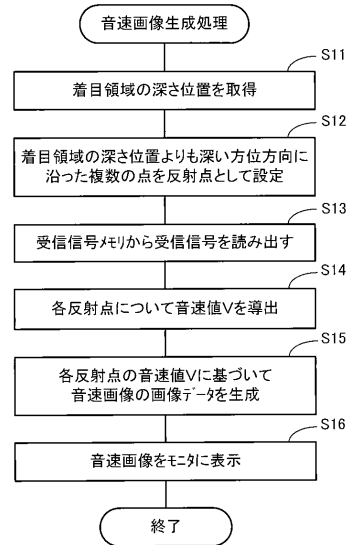
【図 8】



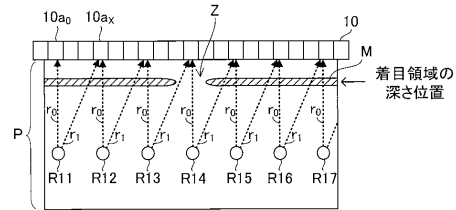
【図 11】



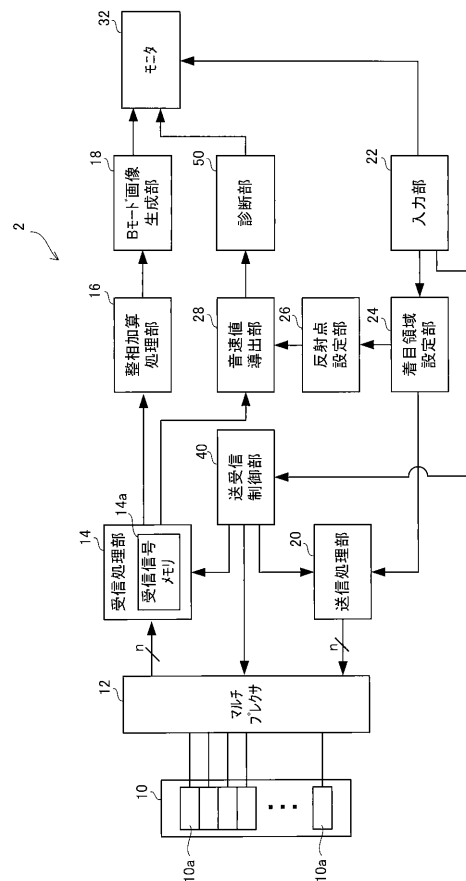
【図 9】



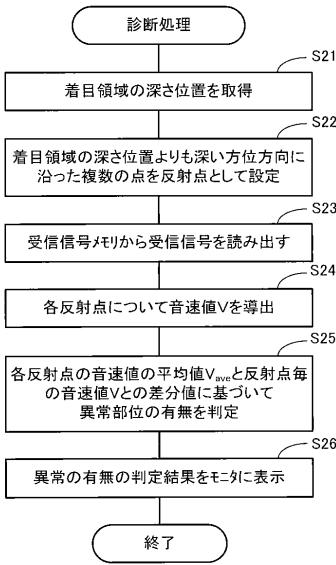
【図 10】



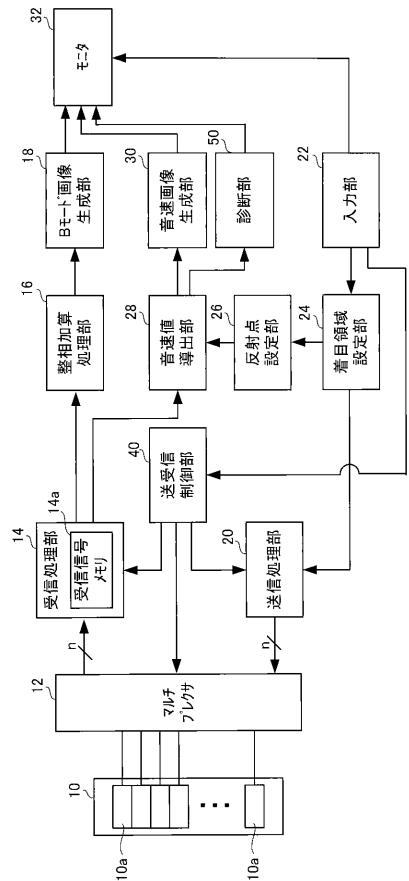
【図 12】



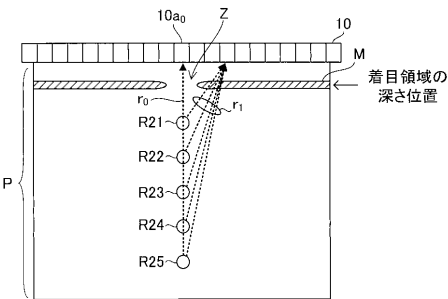
【図 1 3】



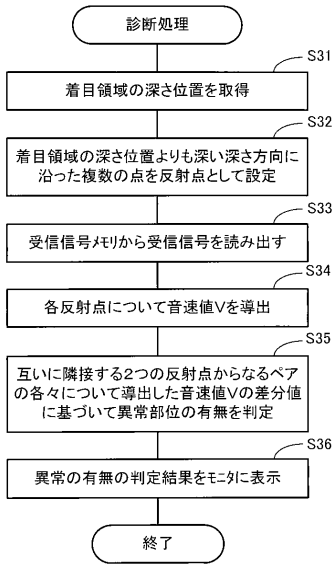
【図 1 4】



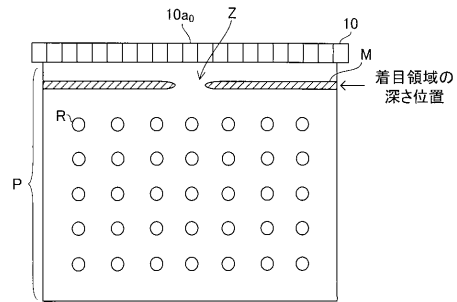
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2012 - 200443 (JP, A)
特開 2012 - 071037 (JP, A)
特開 2013 - 102960 (JP, A)
特開昭 63 - 089145 (JP, A)
国際公開第 2012 / 043569 (WO, A1)
特開 2012 - 161560 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波诊断装置的操作方法以及程序		
公开(公告)号	JP6138596B2	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	JP2013119202	申请日	2013-06-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	勝山 公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/485 A61B8/5223 G01S7/52036 G16H50/30 A61B8/4477 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/DD20 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/LL38		
代理人(译)	中島 敦 福田 浩		
审查员(译)	棕熊 正和		
其他公开文献	JP2014233601A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于受试者的声速值诊断组织特性，其准确度比以前高。感兴趣区域设置单元（24）设置对象内的感兴趣区域的深度位置。反射点设置单元26将由关注区域设置单元24设置在对象内部的关注区域的深度位置以外的区域中的多个点设置为从超声波探头10传输的超声波的反射点。设置为。基于由超声波探头10接收由在反射点设定单元26设定的多个反射点中的每一个处反射的超声波而产生的接收信号，声速值导出单元28计算多个反射。针对多个反射点中的每一个导出每个点与超声波探头10之间的区域的声速值。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6138596号 (P6138596)
(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017.5.31)	(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017.5.12)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/14 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8/08 A 6 1 B 8/14	
請求項の数 11 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-119202 (P2013-119202)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成25年6月5日 (2013.6.5)	(74) 代理人 100079049 弁理士 中島 淳	
(65) 公開番号 特開2014-233601 (P2014-233601A)	(74) 代理人 100084995 弁理士 加藤 和洋	
(43) 公開日 平成26年12月15日 (2014.12.15)	(74) 代理人 100099025 弁理士 福田 浩志	
審査請求日 平成27年10月7日 (2015.10.7)	(72) 発明者 勝山 公人 神奈川県足柄上郡開成町宮台789番地 富士フイルム株式会社内	
	審査官 樋熊 政一	
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の操作方法およびプログラム