

(11) 特許出願公開番号

特開2008-264531

(P2008-264531A)

(43) 公開日 平成20年11月6日(2008.11.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

GO 1 N 29/44 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

GO 1 N 29/22 501

テーマコード (参考)

2 G 0 4 7

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2008-88625 (P2008-88625)

(22) 出願日 平成20年3月28日 (2008. 3. 28)

(31) 優先權主張番号 特願2007-85918 (P2007-85918)

(32) 優先日 平成19年3月28日 (2007. 3. 28)

(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦

(74) 代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74) 代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

最終頁に続く

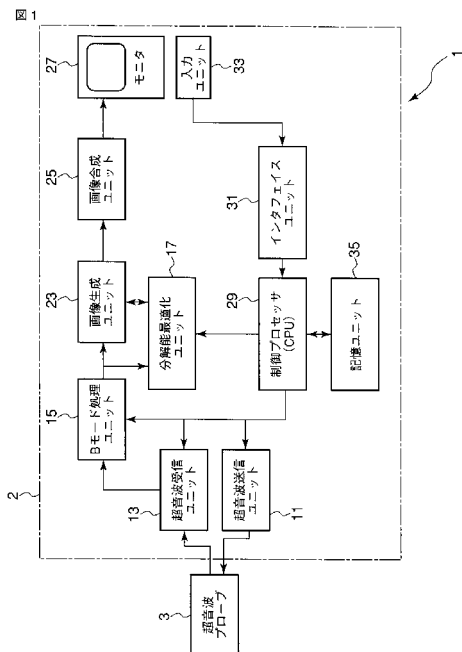
(54) 【発明の名称】 超音波イメージング装置及び超音波速度最適化プログラム

(57) 【要約】

【課題】 超音波イメージングに用いる音速を最適化することで、従来に比して高分解能な超音波画像を取得することができる超音波イメージング装置等を提供すること。

【解決手段】 分解能最適化ユニットは、走査断面内の各位置毎の組織成分に応じた最適音速を判定し、この最適音速を用いて、走査断面内の各位置からの受信ビーム毎の受信遅延時間等を計算する。制御プロセッサ29は、最適音速を用いて計算される受信遅延時間を用いて、実際に診断に用いられる超音波画像を取得するためのスキャンにおける遅延加算処理を実行する。これにより、受信遅延時間の計算に用いる設定音速と実際の生体内音速とのずれを修正し、分解能が最適化された超音波画像を取得することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の映像化対象断面につき、それぞれが異なる音速に基づく受信遅延加算処理を用いて取得された複数の超音波データを記憶する記憶ユニットと、

前記各超音波データを複数の小領域に分割し、当該小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得するコントラスト値取得ユニットと、

前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を用いて、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速を判定する判定ユニットと、

を具備する超音波イメージング装置。

【請求項 2】

前記コントラスト値取得ユニットは、前記各小領域における振幅値又は輝度値の分散値又は微分値に基づいて、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得する請求項 1 記載の超音波イメージング装置。

【請求項 3】

前記コントラスト値取得ユニットは、前記各小領域における振幅値又は輝度値の最大値と最小値との差分値に基づいて、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得する請求項 1 記載の超音波イメージング装置。

【請求項 4】

前記判定ユニットは、コントラスト値を最大にする前記小領域毎の最大音速を、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速として判定する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波イメージング装置。

【請求項 5】

前記判定ユニットは、

コントラスト値を最大にする前記小領域毎の最大音速を判定し、

前記小領域毎の最大音速を用いて得られる深さ毎の平均速度を、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速として判定する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波イメージング装置。

【請求項 6】

前記判定ユニットは、

コントラスト値を最大にする前記小領域毎の最大音速を判定し、

前記小領域毎の最大音速を用いて得られる前記映像化対象断面の平均速度を、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速として判定する請求項 1 乃至 3 にうちいずれか一項記載の超音波イメージング装置。

【請求項 7】

コントラスト値を最大にする最大音速に応じて前記各小領域に所定の色彩が割り当てられたカラー速度マップを生成するマップ生成ユニットと、

前記カラー速度マップを所定の形態で表示する表示ユニットと、

を具備する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波イメージング装置。

【請求項 8】

超音波送受信によって各超音波振動子が受信したエコー信号を、前記最適速度を用いて受信遅延加算する受信ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波イメージング装置。

【請求項 9】

前記コントラスト値取得ユニットは、

前記複数の超音波データを超音波走査線に対して垂直な方向である水平方向に沿って前記複数の小領域に分割し、

前記各小領域に対応する深さ毎に前記音速毎のコントラスト値を取得する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波イメージング装置。

【請求項 10】

コンピュータに、

10

20

30

40

50

被検体の映像化対象断面につき、それぞれが異なる音速に基づく受信遅延加算処理を用いて取得された複数の超音波データを、複数の小領域に分割させる分割機能と、

前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得させる取得機能と、

前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を用いて、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速を判定させる判定機能と、

を実現させる超音波音速最適化プログラム。

【請求項 1 1】

前記コントラスト値の取得においては、前記各小領域における振幅値又は輝度値の分散値又は微分値に基づいて、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得する請求項 1 0 記載の超音波音速最適化プログラム。

10

【請求項 1 2】

前記コントラスト値の取得においては、前記各小領域における振幅値又は輝度値の最大値と最小値との差分値に基づいて、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得する請求項 1 0 記載の超音波音速最適化プログラム。

【請求項 1 3】

前記判定においては、コントラスト値を最大にする前記小領域毎の最大音速を、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速として判定する請求項 1 0 乃至 1 2 のうちいずれか一項記載の超音波音速最適化プログラム。

【請求項 1 4】

前記判定においては、

20

コントラスト値を最大にする前記小領域毎の最大音速を判定し、

前記小領域毎の最大音速を用いて得られる深さ毎の平均速度を、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速として判定する請求項 1 0 乃至 1 2 のうちいずれか一項記載の超音波音速最適化プログラム。

【請求項 1 5】

前記判定においては、

コントラスト値を最大にする前記小領域毎の最大音速を判定し、

前記小領域毎の最大音速を用いて得られる前記映像化対象断面の平均速度を、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速として判定する請求項 1 0 乃至 1 2 のうちいずれか一項記載の超音波音速最適化プログラム。

30

【請求項 1 6】

コンピュータに、

コントラスト値を最大にする最大音速に応じて前記各小領域に所定の色彩が割り当てられたカラー速度マップを生成させる作成機能と、

前記カラー速度マップを所定の形態で表示させる表示機能と、

をさらに実現させる請求項 1 0 乃至 1 5 のうちいずれか一項記載の超音波音速最適化プログラム。

【請求項 1 7】

コンピュータに、

超音波送受信によって各超音波振動子が受信したエコー信号を、前記最適速度を用いて受信遅延加算させる加算機能をさらに実現させる請求項 1 0 乃至 1 6 のうちいずれか一項記載の超音波音速最適化プログラム。

40

【請求項 1 8】

前記コントラスト値の取得においては、

前記複数の超音波データを超音波走査線に対して垂直な方向である水平方向に沿って前記複数の小領域に分割し、

前記各小領域に対応する深さ毎に前記音速毎のコントラスト値を取得する請求項 1 0 乃至 1 7 のうちいずれか一項記載の超音波音速最適化プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は、画像診断や非破壊検査等に用いられる超音波イメージングにおいて、音速を自動的に最適化することができる超音波イメージング装置及び超音波速度最適化プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を利用してイメージングを行う超音波イメージング装置として、構造物内部の異常を非破壊的に検査するための超音波検査装置や、被検体（患者）に超音波を送信し、その反射波に基づいて診断部位に関する断層像を取得する超音波診断装置がある。例えば、超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

10

【0003】

このような超音波診断装置に代表される超音波イメージング装置においては、画像の方位分解能を高めるために、送信及び受信ビームを収束させる方法が採用されている。特に、電子走査型の配列振動子では、各チャンネルの送受信信号の遅延時間制御による電子集束法が用いられる。この電子収束法の問題点は、集束点から離れた場所（深さ）ではビームが拡散し、方位分解能が低下するという問題がある。

20

【0004】

そのため、従来の超音波イメージング装置では、ダイナミック集束法と呼ばれる手法が採用されている。これは、受信時において、時間と共に集束点が連続的に深さ方向に移動するような遅延時間制御を行うものである。この手法により、集束された領域からの常に受信超音波ビームを常に取得することができる。

【0005】

図13は、超音波プローブの各超音波振動子と被検体内の焦点Pとの位置関係を示した図である。同図に示すように、焦点Pの深さ方向の座標をX、超音波振動子Tiの超音波プローブの口径中心（原点O）からのアレイ方向に関する座標をYiとした場合、焦点Pで生じる反射音波の波面が口径中心に到達してから超音波振動子Tiに到達するまでの遅延時間 Δt_i は、次の式によって求められる。

30

【0006】

$$\Delta t_i = [(X^2 + Y_i^2)^{1/2} - X] / C \quad (\text{ただし、} C \text{ は音速})$$

係る計算において、計算に用いられる音速が実際の被検体内の伝播音速と同じである場合には、図14(a)に示すように、所望の位置Fn-1、Fn、Fn+1とビーム集束点とを合致させることができ、分解能の高い超音波画像を取得することができる。

【0007】

40

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開2007-007045号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、映像化対象断面の位置や伝播媒体の成分に関わらず、予め設定されるその断面を代表する速度（代表速度）vを用いて、遅延時間 Δt_i を計算し、設定している。従って、実際の被検体内における伝播音速は、この代表速度vとは必ずしも一致しているとは限らない。例えば、計算に用いられる代表音速が実際の被検体内の伝播音速に比して遅い場合には、図14(b)に示すように、ビーム集束点

50

が所望の位置 F_{n-1} 、 F_n 、 F_{n+1} よりも手前に位置することになり、図 14 (a) の場合に比して分解能が低くなる。

【0009】

また、近年では、筋肉では $C = 1560 \text{ cm/s}$ 、脂肪では $C = 1480 \text{ cm/s}$ という報告もあり、また、被検体による個体差も存在する。この代表音速 v と実伝播音速 C とのずれは、想定する集束点の位置と実際の集束点の位置との不一致を招き、画像劣化を発生させる原因となっている。

【0010】

一方、従来の超音波診断装置において、想定する集束点の位置と実際の集束点の位置との不一致を解決するための手法として、反射法、相互相関法による位相補正等の技術がある。しかしながら、これらの技術は、結石や境界壁といった反射体の存在を必要としており、また、その反射体が点で存在しなければならないといった制約等がある。従って、これらの技術を採用したとしても、全体的に良好な画像を取得することができない。

【0011】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、超音波イメージングの遅延時間計算に用いる音速を最適化することで、従来に比して高分解能な超音波画像を取得することができる超音波イメージング装置、及び超音波速度最適化プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0013】

請求項 1 に記載の発明は、被検体の映像化対象断面につき、それぞれが異なる音速に基づく受信遅延加算処理を用いて取得された複数の超音波データを記憶する記憶ユニットと、前記各超音波データを複数の小領域に分割し、当該小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得するコントラスト値取得ユニットと、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を用いて、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速を判定する判定ユニットと、を具備する超音波イメージング装置である。

【0014】

請求項 10 に記載の発明は、コンピュータに、被検体の映像化対象断面につき、それぞれが異なる音速に基づく受信遅延加算処理を用いて取得された複数の超音波データを、複数の小領域に分割させる分割機能と、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を取得させる取得機能と、前記小領域毎に異なる音速毎のコントラスト値を用いて、前記映像化対象断面を超音波スキャンする場合の最適音速を判定させる判定機能と、を実現させる超音波音速最適化プログラムである。

【発明の効果】

【0015】

以上本発明によれば、超音波イメージングの遅延時間計算に用いる音速を最適化することで、従来に比して高分解能な超音波画像を取得することができる超音波イメージング装置、及び超音波速度最適化プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。また、本実施形態では、本発明の技術的思想を超音波イメージング装置の一つである超音波診断装置に適用した場合の例について説明する。しかしながら、本発明の技術的思想は、これに拘泥されず、例えば非破壊検査等に用いられる超音波検査装置についても適用可能である。

【0017】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示

10

20

30

40

50

すように、本超音波診断装置 1 は、装置本体 2、超音波プローブ 3 を具備し、装置本体 2 は、超音波送信ユニット 11、超音波受信ユニット 13、B モード処理ユニット 15、分解能最適化ユニット 17、画像生成ユニット 23、画像合成ユニット 25、モニタ 27、制御プロセッサ (CPU) 29、インタフェイスユニット 31、入力ユニット 33、記憶ユニット 35 を具備している。

【0018】

超音波プローブ 3 は、装置本体 2 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ 3 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 3 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

10

【0019】

なお、本超音波プローブ 3 は、被検体の 3 次元領域を超音波走査可能なものであってもよい。係る場合、超音波プローブ 3 は、振動子とその配列方向の直交方向に沿って機械的に揺動させ、3 次元領域を超音波走査する構成、又は二次元的に配列された二次元振動素子を用いて電氣的制御により 3 次元領域を超音波走査する構成等を有する。前者の構成を採用する場合、被検体の 3 次元領域の走査は前記揺動回路によって行われるため、検査者はプローブ本体を被検体に接触させるだけで、自動的に複数の二次元断層像を取得することができる。制御された揺動速度から断面間の正確な距離も検知できる。また、後者の構成を採用する場合には、原理的には、従来の二次元断層像を取得するのと同じ時間で、3 次元領域を超音波走査することができる。

20

【0020】

超音波送信ユニット 11 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ 3 に駆動パルスを印加する。

30

【0021】

超音波受信ユニット 13 は、図示していないアンプ回路、A/D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ 3 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

40

【0022】

B モード処理ユニット 15 は、受信ユニット 13 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成ユニット 23 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニタ 27 に表示される。

【0023】

ドプラ処理ユニット 16 は、受信ユニット 13 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0024】

分解能最適化ユニット 17 は、制御プロセッサ 29 の制御に従って、後述する分解能最

50

適化機能に従う処理（分解能最適化処理）を実行する。

【0025】

図2は、分解能最適化ユニット17の構成の一例を示したブロック図である。同図に示すように、分解能最適化ユニット17は、コントラスト評価ユニット170、演算メモリ172、最適音速計算ユニット174を有している。

【0026】

コントラスト評価ユニット170は、所定の領域内の各位置の振幅値（又は各画素の輝度値）を用いて、当該領域に関するコントラストの評価、コントラスト値分布マップの生成等を行う。

【0027】

演算メモリ172は、コントラスト評価ユニット170において取得されるコントラスト値分布マップ等、最適音速計算ユニット174において取得される最適音速マップ等を記憶する。

【0028】

最適音速計算ユニット174は、コントラスト評価ユニット170において取得されるコントラスト値分布に基づいて、所定の領域毎、深度毎、映像対象断面毎等の最適速度の計算、最適音速マップの生成等を行う。

【0029】

画像生成ユニット23は、Bモード処理ユニット15、ドブラ処理ユニット16から受け取った各種データに基づいて、表示画像としての超音波診断画像を生成する。なお、当該画像生成ユニット23に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0030】

画像合成ユニット25は、画像生成ユニット23から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニタ27に出力する。

【0031】

モニタ27は、画像合成ユニット25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（Bモード画像）、血流情報（平均速度画像、分散画像、パワー画像等）、後述する分解能最適化処理において得られる各種マップ画像等を所定の形態で表示する。

【0032】

制御プロセッサ29は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置全体の動作を制御する。制御プロセッサ29は、記憶ユニット35から分解能最適化機能を実現するための専用プログラム、所定のシーケンス、画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0033】

インタフェースユニット31は、入力ユニット33、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット31によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0034】

入力ユニット33は、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を当該超音波診断装置1に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力ユニット33の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0035】

また、入力ユニット33は、分解能最適化処理の開始指示、当該処理における初期設定音速、最適音速の計算手法等を設定・変更するためのスイッチ等を有する。

【0036】

記憶ユニット35は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディス

10

20

30

40

50

クなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット35には、受信条件、所定のスキャンシーケンス、分解能最適化機能を実現するためのプログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報(患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、各種信号データや画像データ、その他のデータ群が保管されている。記憶ユニット35内のデータは、インタフェイスユニット31を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0037】

(分解能最適化機能)

次に、本超音波診断装置1が有する分解能最適化機能について説明する。この機能は、走査断面内の各位置毎の組織成分に応じた最適音速を判定し、この最適音速を用いて走査断面内の各位置からの受信ビーム毎の受信遅延時間を計算するものである。この様に最適音速を用いて計算される受信遅延時間(最適受信遅延時間)を用いて、実際に診断に用いられる超音波画像を取得するためのスキャン(本スキャン)における遅延加算(整相加算)処理を実行することで、受信遅延時間の計算に用いる音速と実際の被検体内の伝播音速とのずれを修正し、分解能が最適化された超音波画像を取得することができる。

【0038】

なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、画像生成ユニット23における処理後の画像データ(すなわち、スキャンコンバート処理を経由して得られ、断面上の各位置の輝度値を示すデータ)を用いた分解能最適化機能について説明する。しかしながら、これに拘泥されず、本分解能最適化機能は、画像生成ユニット23における処理前の生データ(すなわち、スキャンコンバート処理前のデータであって、断面上の各位置の振幅値を示すデータ)を用いる構成であってもよい。

【0039】

図3は、分解能最適化機能に従う処理の流れを示したフローチャートである。同図において、まず、入力ユニット33の分解能最適化スイッチを操作すること等により分解能最適化処理の開始が指示されると、制御プロセッサ29は、音速 v を初期値(例えば、 $v = 1400 \text{ m/s}$)に設定し(ステップS21)、一フレーム(すなわち、二次元走査面)内の各位置毎の遅延時間を計算する(ステップS22)。

【0040】

次に、制御プロセッサ29は、映像化対象断面を二次元走査し、ステップS22で計算された遅延時間を用いて遅延加算を実行し、当該映像化対象断面に関する一フレーム分又は数フレーム分の生データ又は画像データを取得する(ステップS23)。なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、本ステップS23においては一フレーム分の画像データが取得されるものとする。

【0041】

次に、コントラスト評価ユニット170は、映像化対象断面に関する画像データを、例えば図4に示すような $m \times n$ 個の小領域に分割し、各小領域毎のコントラスト値を評価する(ステップS24)。ここで、コントラスト値の評価法には、拘泥されない。例えば、各領域に存在する輝度値の分散値(生データの場合には、振幅値の分散値)、各領域における輝度の最大値と最小値の差分値や勾配値(生データの場合には、振幅値の最大値と最小値の差分値)、微分値(一次微分値又は二次微分値)を計算し、これらの値によって直接的に又は間接的に評価することができる。なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、各領域に存在する輝度値の分散値又は微分値によって、各領域のコントラスト値を評価するものとする。

【0042】

次に、分解能最適化ユニット17は、得られた分散値に基づいて、映像化対象断面を構成する複数の小領域のうち本分解能最適化処理の対象としないものを抽出する(ステップS25)。具体的には、下限を α 、上限を β とする所定の範囲内に分散値が存在するか否かを判定し、分散値が当該所定の範囲外である場合には、その分散値に対応する小領域内

のコントラスト値 = 0 と設定する。

【0043】

次に、コントラスト評価ユニット170は、例えば図5に示すように、映像化対象断面内の各小領域毎のコントラスト値 V_{mn} の分布を示すコントラスト値分布マップを生成する。演算メモリ172は、生成されたコントラスト値分布マップを、設定音速情報と対応付けて保存する（ステップS26）。

【0044】

次に、制御プロセッサ29は、現在の音速 v が所定の上限値（例えば、 1600 m/s ）を超えるか否かを判定し（ステップS27）、現在の音速 v が所定の上限値を超える場合には、ステップS29へと処理を移行させる。

10

【0045】

一方、現在の音速 v が所定の上限値を超えない場合には、現在の音速 v に例えば $+20\text{ m/s}$ を加えた値を新たな音速 v として設定し、ステップS22～ステップS27までの各処理が、同様にして繰り返される（ステップS28）。これにより、各音速毎（今の場合、 $1400\text{ m/s} \sim 1600\text{ m/s}$ の範囲内における 20 m/s 間隔の音速毎）のコントラスト値分布マップが生成され、演算メモリ172に保存されることになる。

【0046】

次に、最適音速判定ユニット174は、各小領域につき、コントラスト値が最大となる音速を判定する（ステップS29）。

【0047】

図6は、コントラスト値が最大となる音速の判定処理の一例を説明するための図である。最適音速判定ユニット174は、所定の小領域につき、例えば同図に示すようにコントラスト値と音速との関係をプロットする。プロットされた各点に関する回帰曲線を計算し、当該回帰曲線に基づいて、コントラスト値が最大となる音速 v_{max} を判定する。

20

【0048】

次に、最適音速判定ユニット174は、各小領域毎のコントラスト値を最大とする音速 v_{max} を用いて、最適音速 V を計算する（ステップS30）。この最適音速 V の計算は、種々の手法を採用することができる。以下、いくつかの手法について実施例に従って説明する。

【0049】

〔実施例1〕

まず、ステップS26においてコントラスト値 = 0 とされていない小領域については、コントラスト値が最大となる音速 v_{max} を当該小領域の最適音速 V とする。また、コントラスト値 = 0 とされた小領域については、予め設定された音速、或いは近接する複数の小領域の最適音速を用いて補間することにより、最適音速 V を計算する。この様な計算の結果、当該断面について例えば図7に示すように小領域毎の最適音速マップが得られることになる。

30

【0050】

〔実施例2〕

実施例1では、小領域毎に最適音速を計算し設定する例を示した。これに対し、本実施例では、深度毎に最適速度を計算し設定する例を示す。

40

【0051】

すなわち、最適音速判定ユニット174は、例えば図7に示した小領域毎の最適音速マップにおいて、超音波照射面（または被検体表面）から同じ深さに属する複数の小領域の最適音速の平均値を計算し、この平均値を当該深さに属する各小領域最適音速として設定する。この様な計算の結果、当該断面について例えば図8に示すように深さ毎の最適音速マップが得られることになる。

【0052】

〔実施例3〕

本実施例では、当該映像化対象断面につき一つの最適速度を計算し設定する例を示す。

50

【0053】

すなわち、最適音速判定ユニット174は、例えば図7に示した小領域毎の最適音速マップ、又は図8に示した深度毎の最適音速マップにおいて、全小領域の最適音速の平均値又は全深さの最適音速の平均値を計算し、この平均値を当該映像化対象断面に関する最適音速として設定する。この様な計算の結果、当該断面について例えば図9に示すように当該映像化対象断面について一つの最適音速マップが得られることになる。

【0054】

以上述べた各手法は、任意に選択することができる。また、例えば小領域毎の最適音速の分布状況を所定の手法によって解析し、その結果に基づいて自動的にいずれかの手法を選択するようにしてもよい。

10

【0055】

なお、音速は、方位分解能（水平方向の分解能）としか相関がなく、相関のない距離分解能（時間方向の分解能）を評価に含めると、精度が低下する可能性がある。従って、コントラスト値を評価する場合、水平方向（走査線に対して垂直な方向）について限定するのは、好適な例である。すなわち、それぞれの深さで評価した小領域毎のコントラスト値から時間方向に関する平均値又は最大値を求め、これを小領域毎最適速度とする。これにより、高精度な分解能の最適化を実現することができる。

【0056】

（動作）

次に、分解能最適化機能を利用して本スキャンを行う場合の本超音波診断装置1の動作について説明する。

20

【0057】

図10は、分解能最適化機能を利用して本スキャンを行う場合の各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、入力ユニット33を介して患者情報、スキャン条件等が入力されると（ステップS1）、制御プロセッサ29は、分解能最適化スイッチの操作に応答して、既述の分解能最適化処理を実行する（ステップS2）。

【0058】

次に、画像生成ユニット23は、分解能最適化処理によって得られる小領域毎の最適音速マップを用いて、カラー音速マップを生成する（ステップS3）。

【0059】

30

ここで、カラー音速マップとは、映像化対象断面を構成する（分解能最適化処理において用いられた）各小領域、最適音速の値に応じて所定の色彩を割り当てることで、その色彩分布により最適音速の分布を示すものである。なお、音速は、伝播する媒体の成分によって変化する。従って、当該カラー音速マップは、映像化対象断面の組織成分の分布を色彩によって視認可能にしたものと言える。

【0060】

このカラー音速マップは、図11に示すように、リアルタイムで取得されている（或いは、分解能最適化処理において取得された）映像化対象断面に関するBモード像、及び最適音速と色彩との対応を示すカラーバーと共に表示される（ステップS4）。例えば、操作者は、カラー音速マップを観察し、同マップ上において例えば種々の色彩が散らばって分布している様な場合には、実施例1に係る手法によって得られる最適速度を設定することができる。また、カラー音速マップ上において色彩がおおよそ深さに応じて変化している様な場合には、実施例2に係る手法によって得られる最適速度を設定することができる。さらに、カラー音速マップ上において同様な色彩が多く分布する場合であれば、実施例3に係る手法によって得られる最適速度を設定すればよい。

40

【0061】

次に、制御プロセッサ29は、最適速度を用いて本スキャンを実行する（ステップS5）。このとき、最適速度を例えば図7に示す形態にて設定した場合には、各小領域につき、設定された最適速度を用いて計算された遅延時間を用いて遅延加算処理が実行される。また、最適速度を例えば図8に示す形態にて設定した場合には、各深度に応じて、設定さ

50

れた最適速度を用いて計算された遅延時間を用いて遅延加算処理が実行され、さらに、最適速度を例えば図9に示す形態にて設定した場合には、新たに最適速度を用いて遅延時間を計算し、当該遅延時間用いて遅延加算処理が実行される。

【0062】

本スキャンによって取得された超音波画像は、所定の形態にてモニタ27に表示される(ステップS6)。

【0063】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0064】

本超音波診断装置によれば、走査断面内の各位置毎の組織成分に応じた最適音速を判定し、この最適音速を用いて、走査断面内の各位置からの受信ビーム毎の受信遅延時間等を計算するものである。この様に最適音速を用いて計算される受信遅延時間を用いて、実際に診断に用いられる超音波画像を取得するためのスキャンにおける遅延加算処理を実行することで、受信遅延時間の計算に用いる設定音速と実際の生体内音速とのずれを修正し、分解能が最適化された超音波画像を取得することができる。

【0065】

特に、コントラスト値として微分値を用いる例は、各小領域におけるエッジを積極的に抽出することができ、好適な分解能の最適化を実現するものであると言える。すなわち、コントラスト値として平均値や分散値を用いた場合には、評価の結果が分散値を計算するために設定されるROIの位置に左右されることがある。さらに、コントラスト値として周波数を用いた場合には、周波数解析の際のデータ量が多大となり、リアルタイム性の低下や装置の大型化、高額化を招くことになる。これらの場合に比して、コントラスト値として微分値を用いる例は、より好適に分解能が最適化された超音波画像の取得を、簡単且つ低コストにより実現するものである。

【0066】

図12(a)は、従来の手法によって得られる超音波画像(すなわち、受信遅延時間の計算に用いる設定音速と実際の生体内音速とのずれを修正しないで取得した超音波画像)を例示した図である。また、図12(b)は、本分解能最適化処理によって、受信遅延時間の計算に用いる設定音速と実際の生体内音速とのずれを修正して取得した超音波画像を例示した図である。両図を比較すると、図12(b)における円枠内の対象物が、図12(a)における円枠内の対象物に比して高い分解能で映像化されていることが解る。

【0067】

また、本超音波診断装置によれば、分解能最適化処理によってカラー音速マップを生成し、これを表示することができる。従って、操作者は、当該カラー音速マップにより、当該映像化対象断面の構造上や成分の分布を速度の観点から視認することができる。また、当該カラー音速マップの観察結果に基づいて、最適音速の計算手法を選択することも可能である。

【0068】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0069】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0070】

(2) 上記実施形態においては、小領域のサイズに限定はない。例えば、小領域を図8に示す様な深さ毎の領域として設定する構成とすれば、小領域毎の最適音速を取得することと深さ毎の最適音速を取得することは等価となる。また、小領域を各画素と対応させれば、映像化対象断面上の全ての点に固有の最適速度を取得することができる。

【0071】

(3) 上記実施形態においては、映像化対象が断面である場合を例とした。しかしながら、これに拘泥されず、本分解能最適化機能は、三次元領域を映像化する場合であっても利用することができる。係る場合、映像化対象となる三次元領域を構成する断面のそれぞれについて、既述の分解能最適化処理を行ってもよいし、映像化対象となる三次元領域を三次元的小領域に分割し、各小領域について、既述の分解能最適化処理を行うようにしてもよい。

【0072】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0073】

以上本発明によれば、超音波イメージングの遅延時間計算に用いる音速を最適化することで、従来に比して高分解能な超音波画像を取得することができる超音波イメージング装置、及び超音波速度最適化プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、分解能最適化ユニット17の構成の一例を示したブロック図である。

【図3】図3は、分解能最適化機能に従う処理（分解能最適化処理）の流れを示したフローチャートである。

【図4】図4は、 $m \times n$ 個の小領域に分割された映像化対象断面を示した図である。

【図5】図5は、映像化対象断面内の各小領域毎のコントラスト値の分布を示すコントラスト値分布マップの一例を示した図である。

【図6】図6は、各小領域につき、コントラスト値が最大となる音速の判定処理の一例を説明するための図である。

【図7】図7は、分解能最適化処理によって得られる小領域毎の最適音速マップの一例を示した図である。

【図8】図8は、分解能最適化処理によって得られる深さ毎の最適音速マップの一例を示した図である。

【図9】図9は、分解能最適化処理によって得られる映像化対象断面の最適音速マップの一例を示した図である。

【図10】図10は、分解能最適化機能を利用して本スキャンを行う場合の各処理の流れを示したフローチャートである。

【図11】図11は、カラー音速マップの表示形態の一例を示した図である。

【図12】図12(a)は、従来の手法によって得られる超音波画像を例示した図である。図12(b)は、本分解能最適化処理によって、受信遅延時間の計算に用いる設定音速と実際の生体内音速とのずれを修正して取得した超音波画像を例示した図である。

【図13】図13は、受信遅延時間の計算手法を説明するための図である。

【図14】図14は、音速の違いによる集束線のずれを説明するための図である。

【符号の説明】

【0075】

1…超音波診断装置、2…装置本体、3…超音波プローブ、11…超音波送信ユニット、13…超音波受信ユニット、15…Bモード処理ユニット、17…分解能最適化ユニット、23…画像生成ユニット、25…画像合成ユニット、27…モニタ、29…制御プロセッ

10

20

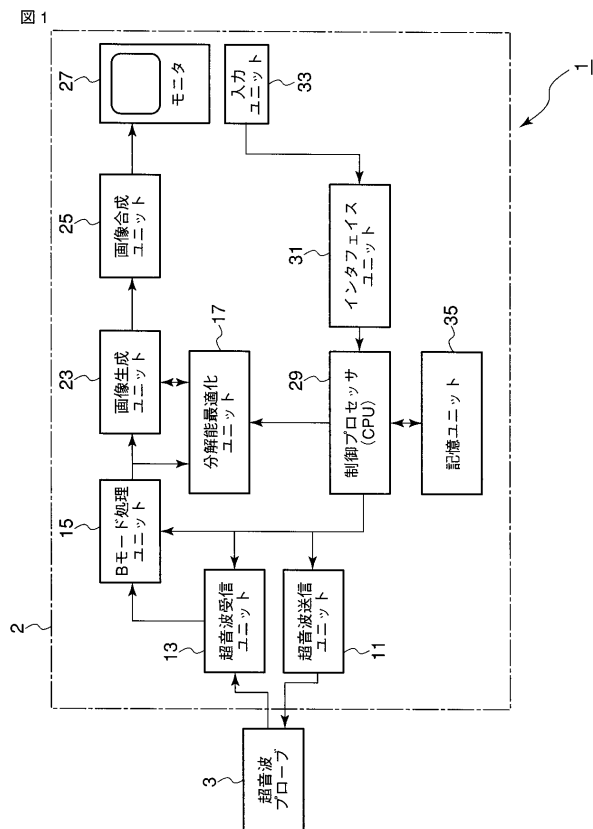
30

40

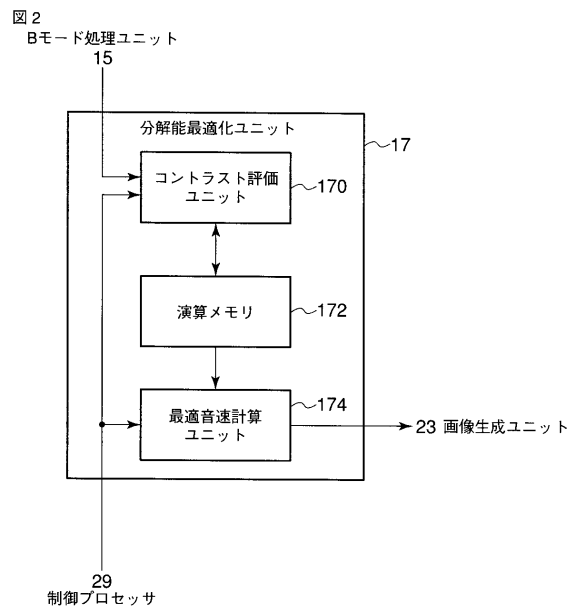
50

サ（CPU）、31…インタフェースユニット、33…入力ユニット、35…記憶ユニット、170…コントラスト評価ユニット、172…演算メモリ、174…最適音速判定ユニット

【図1】

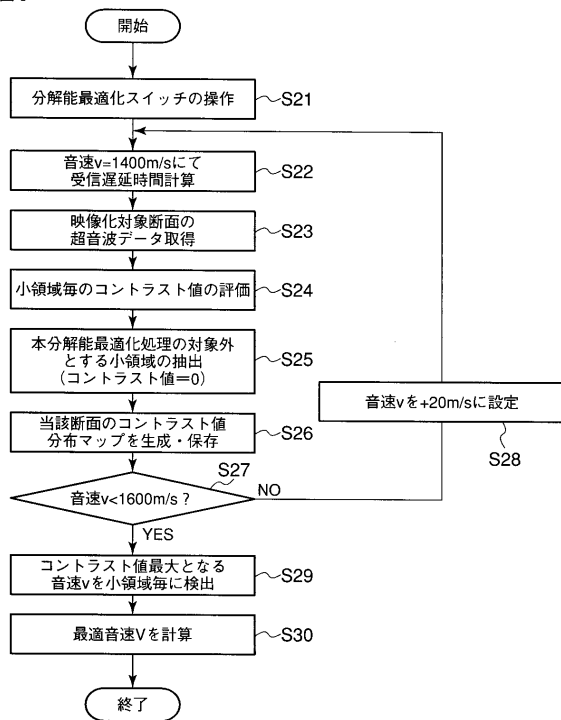


【図2】



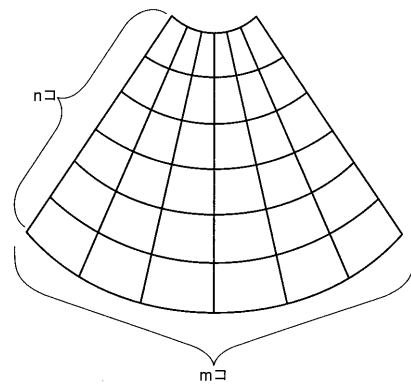
【図 3】

図 3



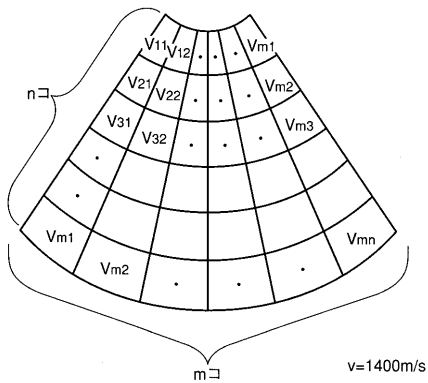
【図 4】

図 4



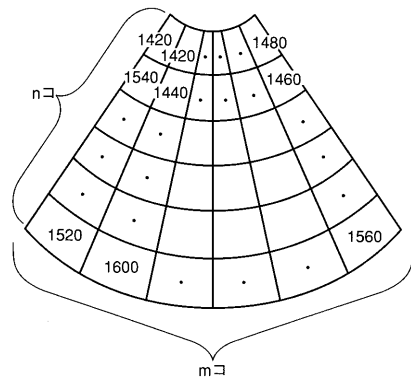
【図 5】

図 5



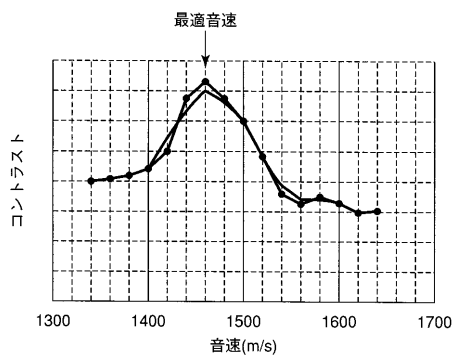
【図 7】

図 7



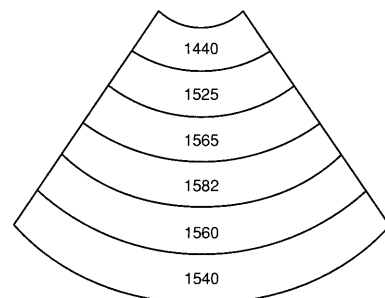
【図 6】

図 6



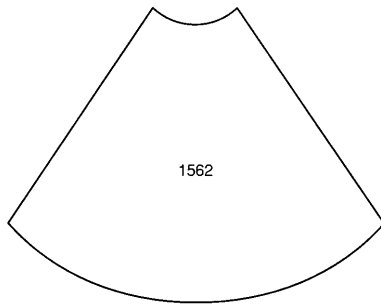
【図 8】

図 8



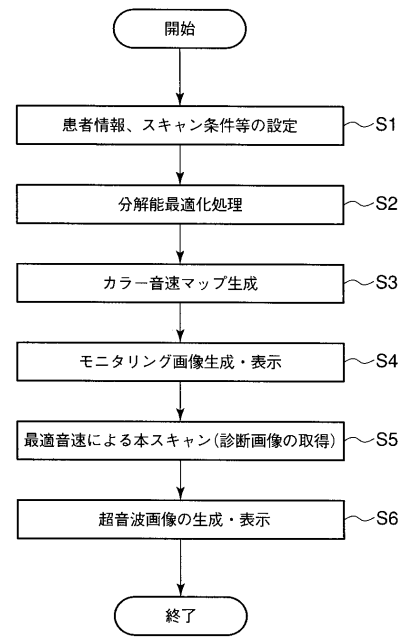
【図 9】

図 9



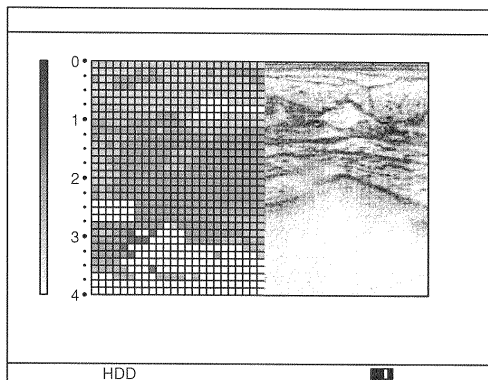
【図 10】

図 10



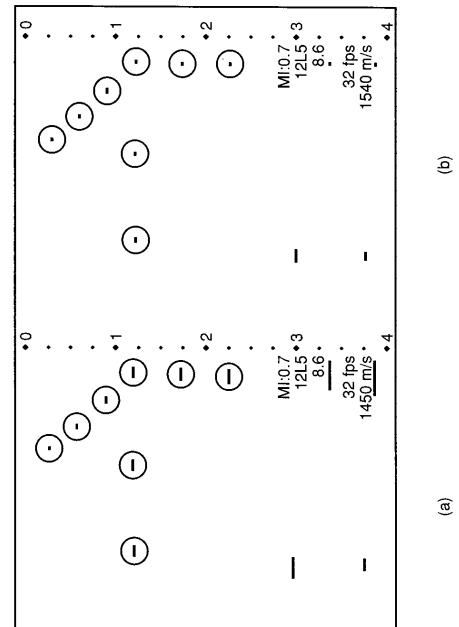
【図 11】

図 11



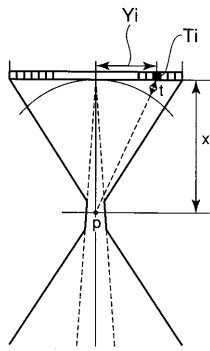
【図 12】

図 12



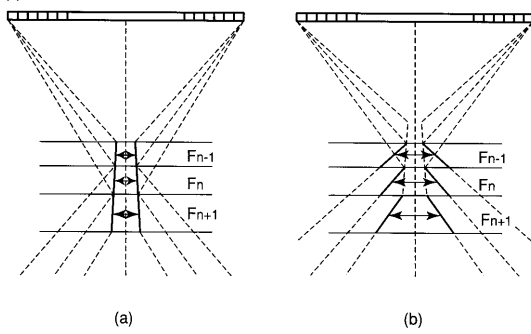
【図 13】

図 13



【図 14】

図 14



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元

(72)発明者 掛江 明弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

Fターム(参考) 2G047 AA05 AA12 BA03 BC02 BC03 EA01 EA07 GF22 GG28 GG44

GH13

4C601 EE01 EE04 HH29 HH33 KK02

专利名称(译)	超声成像设备和超声速度优化程序		
公开(公告)号	JP2008264531A	公开(公告)日	2008-11-06
申请号	JP2008088625	申请日	2008-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	掛江明弘		
发明人	掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/54 G01S7/52046 G01S7/52049 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501 G01N29/44		
F-TERM分类号	2G047/AA05 2G047/AA12 2G047/BA03 2G047/BC02 2G047/BC03 2G047/EA01 2G047/EA07 2G047/GF22 2G047/GG28 2G047/GG44 2G047/GH13 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH29 4C601/HH33 4C601/KK02		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	2007085918 2007-03-28 JP		
其他公开文献	JP5536984B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像设备等，其能够通过优化用于超声成像的声速来获取比以前更高的分辨率的超声图像。分辨率优化单元根据扫描截面中每个位置处的组织成分来确定最佳声速，并使用该最佳声速来获得来自扫描截面中每个位置的每个接收束的接收延迟。计算时间等控制处理器29使用使用最佳声速计算出的接收延迟时间，在扫描中执行延迟相加处理，以获取实际用于诊断的超声波图像。结果，可以校正用于计算接收延迟时间的设定声速与实际体内声速之间的偏差，并获得具有最佳分辨率的超声图像。[选型图]图1

