

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5191183号
(P5191183)

(45) 発行日 平成25年4月24日(2013.4.24)

(24) 登録日 平成25年2月8日(2013.2.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-200105 (P2007-200105)
 (22) 出願日 平成19年7月31日(2007.7.31)
 (65) 公開番号 特開2009-34262 (P2009-34262A)
 (43) 公開日 平成21年2月19日(2009.2.19)
 審査請求日 平成22年7月29日(2010.7.29)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (72) 発明者 松村 剛
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディ
 コ内
 審査官 五関 統一郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像撮像装置により取得される被検体のリファレンス断層像を記憶する記憶手段と、前記被検体の前記リファレンス断層像と同一断層面の超音波断層像を撮像する超音波撮像手段と、前記リファレンス断層像及び前記超音波断層像の対応する組織部位に少なくとも2つの基準点を設定する基準点設定手段と、前記リファレンス断層像の設定基準点間の距離をリファレンス距離として算出するとともに、該リファレンス距離と前記超音波断層像の設定基準点間の距離である超音波距離とに基づいて、前記被検体の組織の音響特性に関する物理量を演算して表示手段に表示する音響特性評価手段とを備えてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記基準点設定手段は、前記表示手段に表示された前記リファレンス断層像及び前記超音波断層像上で、2組以上の対応する組織部位に基準点を入力する手段、前記表示手段に表示された前記リファレンス断層像及び前記超音波断層像上で、両断層像に含まれる前記被検体の関心部位の輪郭を入力する手段、及び前記関心部位の輪郭の検出処理を実行し、検出結果に基づいて輪郭を設定する手段の少なくとも1つである請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記音響特性評価手段は、演算された前記被検体の音響特性に関する物理量に基づいて、超音波の送信及び受信の少なくとも一方の遅延回路の遅延時間設定を変更する請求項1

に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記音響特性評価手段は、演算された前記被検体の音響特性に関する物理量に基づいて階調化された音響特性画像を生成し、前記表示手段に表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像撮像装置は、X 線 CT 装置、磁気共鳴撮像装置、マンモグラフィー装置、PET 装置、及びレントゲン装置のいずれかである請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

画像撮像装置により取得される被検体の関心部位を含むリファレンス 3 次元ボリュームデータを格納する記憶手段と、前記被検体の関心部位と同一の関心部位を含む超音波 3 次元ボリュームデータを撮像する超音波撮像手段と、前記リファレンス 3 次元ボリュームデータ及び超音波 3 次元ボリュームデータのそれぞれについて前記関心部位の体積を算出するとともに、算出された前記関心部位の体積の比に基づいて前記被検体の音響特性に関する物理量を演算して表示手段に表示する音響特性評価手段と、を備えてなる超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体の生体組織の音速、弾性率、及び減衰定数などの被検体の生体組織の音響特性に関する情報を提供する超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、非特許文献 1 (P . 1 1 0) などに記載されているように、生体の平均音速を被検体の組織の音速として仮定して用いて、例えば B モード像などの超音波断層像 (以下、適宜 US 像という。) を構成していた。

【0003】

すなわち、US 像を構成するに際して、超音波の距離方向 (以下、適宜超音波送信方向、或いは縦波の伝播方向という。) の距離換算は、仮定した音速の大きさと受信信号の到達時間とに基づいて、その受信波形を生成した反射体の深度を推定することによって行われていた。

30

【0004】

すると、仮定された音速と被検体の実際の音速との間のずれが大きくなると、計測した関心部位が実際の大きさとかけ離れた大きさとして画像化されたり、設定音速によって決まるフォーカスにずれが生じて方位方向 (超音波送信方向に直交する方向) の分解能が低下したりするなど、様々な弊害が発生する。

【0005】

一方、非特許文献 1 (P . 1 1 2) には、音波伝播に関する特性量で生体組織変化の定量化が可能であることが記載されている。つまり、例えばがんは悪性度が増すにつれて、肝硬変などは繊維化が進展するにつれて音速が増加すること、脂肪化を伴う病変肝臓は、音速、密度とも減少して弾性的性質を示す体積弾性率が小さく (軟らかく) なることなどが知られている。このことから、被検体の組織の例えば音速、弾性率 (体積弾性率) などの音響特性に関する情報を検者に提供できれば診断に有用であると考えられる。

40

【0006】

特許文献 1 には、被検体の関心部位に対して異なる方向からの走査によって 2 枚の超音波断層像を撮像し、この 2 枚の超音波断層像の相互相関演算をすることにより、被検体の音速を算出することが記載されている。これは、仮定された音速に基づいて断層像を構成する超音波エコー法では知りえない正確な距離情報 (例えば、関心部位の画像上の位置と実際の位置とのずれの距離) を、2 枚の超音波断層像の相互相関演算を利用することによ

50

って推定し、これに基づいて音速を算出するものである。

【0007】

【非特許文献1】新超音波医学(1)医用超音波の基礎 日本超音波医学会編(医学書院)

【特許文献1】特開2005-46193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、上述の特許文献1に記載された技術は、相互相関演算を用いるため、算出された被検体の音速の信頼性が損なわれる場合がある。

10

【0009】

すなわち、相互相関処理の対象となる超音波断層像に、何らかの原因によりノイズなどが混入した場合には、この影響により算出される相互相関係数の信頼性は低下し、その結果、算出される被検体の音速の信頼性が損なわれるおそれがある。

【0010】

そこで、本発明は、X線CT装置、磁気共鳴撮像装置などの画像撮像装置により撮像されたリファレンス断層像を用いて正確な距離情報を得ることにより、検者に提供する被検体の組織の音響特性に関する情報の信頼性を向上することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

20

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、画像撮像装置により取得される被検体のリファレンス断層像を記憶する記憶手段と、被検体のリファレンス断層像と同一断層面の超音波断層像を撮像する超音波撮像手段と、リファレンス断層像及び超音波断層像の2組以上の対応する組織部位に基準点を設定する基準点設定手段と、リファレンス断層像の設定基準点を超音波送信方向に相当する方向の直線上に投影した投影点間の距離をリファレンス距離として算出するとともに、このリファレンス距離と超音波断層像の設定基準点を超音波送信方向の直線上に投影した投影点間の距離である超音波距離とに基づいて、被検体の組織の音響特性に関する物理量を演算して表示手段に表示する音響特性評価手段とを備えることを特徴とする。

【0012】

30

すなわち、リファレンス断層像及び超音波断層像は、被検体の同一断層面を撮像した断層画像であるため、両断層像には対応する組織部位が含まれている。両断層像の2組以上の対応する組織部位に基準点が設定されれば、各断層像において、設定基準点を超音波送信方向(超音波送信方向に相当する方向)の直線上に投影した投影点間の距離、つまりリファレンス距離と超音波距離が求められる。この超音波距離は、仮定した音速と投影点間の超音波の往復の伝播に伴う所要時間とに基づいて得られた仮定の距離であるところ、リファレンス距離は、この超音波距離に相当する距離を、例えばX線CT装置、磁気共鳴撮像装置などの画像撮像装置で撮像したほぼ正確な距離である。したがって、リファレンス距離と超音波距離とを用いれば、音響特性に関する物理量の1つである仮定していた被検体の生体組織の音速を正確な値として演算することができる。

40

【0013】

具体的には、被検体の組織の音速は、リファレンス距離と超音波距離との比と、超音波断層像を撮像した際の超音波の設定音速(仮定していた音速)とに基づいて演算される。また、被検体の組織の音響特性に関する物理量として、演算された音速と被検体の組織の密度とに基づいて、被検体の組織の弾性率を演算することもできる。

【0014】

ここで、リファレンス断層像と超音波断層像の撮像断層面を合わせるためには、例えば、画像撮像装置により取得される被検体の断層像のボリュームデータを被検体に予め設定された被検体座標系に対応付けて記憶手段に記憶するとともに、超音波探触子の位置及び傾きを検出するセンサの検出値に基づいて、超音波断層像のスキ

50

ヤン面の座標を被検体座標系に対応付けて算出することなどにより実現できる。つまり、超音波断層像のスキャン面に対応した断層像データをボリュームデータから抽出してリファレンス断層像を構成することにより、両断層像の撮像断層面を一致させることができる。

【0015】

また、本発明の超音波診断装置において、音響特性評価手段を、リファレンス距離と超音波断層像の設定基準点における反射エコー信号の振幅比とに基づいて、被検体の組織の音響特性に関する物理量を演算して表示手段に表示する構成としてもよい。

【0016】

この場合、音響特性に関する物理量は、リファレンス距離と超音波断層像の設定基準点における反射エコー信号の振幅比と超音波断層像を撮像した際の超音波の設定周波数とに基づいて演算される被検体の組織の超音波の減衰定数とすることができる。

10

【0017】

以上のように、本発明の超音波診断装置は、例えばX線CT装置、磁気共鳴撮像装置のような、被検体の断層像を正確な尺度で撮像できる画像撮像装置で撮像されたリファレンス断層像を用いることにより正確な距離情報を得ているので、従来技術のような相関演算処理が不要である。したがって、相関演算処理に伴う音速などの演算結果の信頼性の低下を抑制でき、検者に提供する被検体の組織の音響特性に関する情報の信頼性を向上することができる。

【0018】

20

また、本発明の超音波診断装置の他の態様は、画像撮像装置により取得される被検体の関心部位を含むリファレンス3次元ボリュームデータを格納する記憶手段と、画像撮像装置により取得された関心部位と同一の関心部位を含む超音波3次元ボリュームデータを撮像する超音波撮像手段と、リファレンス3次元ボリュームデータ及び超音波3次元ボリュームデータのそれぞれについて関心部位の体積を算出するとともに、算出された関心部位の体積の比に基づいて被検体の音響特性に関する物理量を演算して表示手段に表示する音響特性評価手段と、を備えてなることを特徴とする。

【0019】

すなわち、それぞれの3次元ボリュームデータから算出されるそれぞれの関心部位の体積は、上述のリファレンス距離及び超音波距離を集合させたものであると言える。すると、方位方向の画像化のずれが無視できるレベルであれば、リファレンス距離と超音波距離との関係が、リファレンス3次元ボリュームデータから算出された体積と超音波3次元ボリュームデータから算出された体積との関係と同様となる。そのため、算出された関心部位の体積の比に基づいて被検体の音響特性に関する物理量を演算することができる。

30

【0020】

具体的には、関心部位の体積の比と超音波断層像を撮像した際の超音波の設定音速とに基づく被検体の組織の音速、及び音速と被検体の関心部位の組織の密度とに基づく弾性率などの音響特性に関する物理量を演算することができる。

【0021】

特に、この態様では、リファレンス断層像と超音波断層像とを同一断層面で撮像すること、各断層像に基準点を設定することなどが不要であるため、装置を簡略化することができる、また操作性を向上することができる。

40

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、X線CT装置、磁気共鳴撮像装置などの画像撮像装置により撮像されたリファレンス断層像を用いて正確な距離情報を得ることにより、検者に提供する被検体の組織の音響特性に関する情報の信頼性を向上することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施例を説明する。なお、以下の説明で

50

は、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【実施例 1】

【0024】

図 1 は、本発明の超音波診断装置の第 1 実施例の基本構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、超音波診断装置 10 は、被検体との間で超音波を送受する複数の振動子が配列された超音波探触子 11（以下、適宜探触子という。）と、探触子 11 に駆動信号を供給する送信回路 12 と、探触子 11 から出力される反射エコー信号に対し増幅、アナログディジタル変換などの処理を施す受信回路 14 と、探触子 11 の複数の振動子を駆動する超音波パルスの送信タイミングを、送信遅延回路 16 を介して制御して、被検体内に設定される焦点に向けて超音波ビームを形成するとともに、反射エコー信号の受信タイミ

10

【0025】

また、受信遅延回路 18 から出力される反射エコー信号を加算する加算回路 22 と、加算回路 22 から出力される反射エコー信号に基づき超音波断層像を構成する超音波像構成部 24 と、構成された超音波断層像を記憶する画像メモリ 26 と、画像メモリ 26 から読み出される超音波断層像を表示する表示部 28 などを有して構成されている。

【0026】

探触子 11 には、位置センサ 30 が貼り付けられている。位置センサ 30 は、ベッドなどに取り付けられたソース 32 から発生する例えば磁気信号を検知する磁気センサを有して構成されている。位置センサ 30 により、ソース座標系 S における探触子 11 の 3 次元的位置及び傾きが検出される。ソース座標系 S は、ソース 32 を原点 S_o とする 3 次元直交座標系であり、X 軸を被検体が横たわるベッドの短手方向、Y 軸をベッドの長手方向、Z 軸を鉛直方向に合わせられている。なお、ソース座標系 S は、3 次元直交座標系に限らず、探触子 11 の位置を特定できるものであればよい。また、位置センサ 30 は、磁場を利用するものに限らず、例えば光を利用したものでもよい。

20

【0027】

また、被検体の関心部位を含む断層像を撮像する X 線 CT 装置である画像撮像装置 34 から出力される 3 次元ボリュームデータ（以下、ボリュームデータという。）を被検体に予め設定された被検体座標系 P に対応付けるボリュームデータ作成部 36 と、ボリュームデータ作成部 36 から出力されるボリュームデータを記憶する記憶手段としてのボリュームデータ記憶部 38 と、ボリュームデータ記憶部 38 のボリュームデータから所定の断層像データを抽出してリファレンス断層像を構成し、構成したリファレンス断層像を画像メモリ 26 に出力する抽出手段であるリファレンス像構成部 40 などを有している。

30

【0028】

被検体座標系 P については、被検体の特定部位が原点 P_o として予め設定されている。例えば、腹部の治療効果を判定するときは、剣状突起や肋骨を原点 P_o として設定することができる。また、リファレンス像構成部 40 により抽出される所定の断層像データとは、走査中の探触子 11 の位置及び傾きを検出する位置センサ 30 の検出値に基づいて算出される超音波断層像のスキャン面に対応したデータである。

40

【0029】

なお、ボリュームデータ記憶部 38 に入力するボリュームデータについては、画像撮像装置 34 により被検体座標系の位置データに対応付けられたボリュームデータを取得し、取得したボリュームデータを、ネットワークを介して入力したり、或いは、取得したボリュームデータを光磁気ディスクなどの可搬性記憶媒体を経由して入力したりしてもよい。

【0030】

また、超音波断層像を構成する各部、リファレンス断層像を構成する各部、及び被検体の生体組織の音速などの音響特性に関する物理量を演算する音響特性評価部 50 などを制御する制御部 42 が設けられている。制御部 42 は、被検体の特定部位を原点とする被検体座標系 P を設定する座標系設定手段 44 と、探触子 11 の位置センサ 30 の検出値に基

50

づき、探触子 11 により撮像される超音波断層像のスキャン面の座標を被検体座標系 P に対応付けて算出するスキャン面算出手段 46 を有している。また、制御部 42 に操作卓 48 からの指令が入力されるようになっている。

【0031】

続いて、本実施例の特徴部である音響特性評価部 50 について説明する。本実施例では、超音波探触子としてリニア探触子を用いており、図 2 に示すように、対象組織の診断を行う。例えば、対象組織には図 2 に示すような関心部位があり、その関心部位を撮像しているとする。

【0032】

超音波撮像を実行すると、図 3 に示すように、関心部位を含む US 像が構成されて表示部 28 に表示されるとともに、超音波断層像のスキャン面の座標が検出され、ボリュームデータから US 像と同一断層面の断層像（以下、適宜 CT 像という。）が抽出されて表示部 28 に表示される。ただし、CT 像は、表示部 28 に表示される必要はなく、例えば、X 線 CT 装置の表示部に表示されていてもよい。

【0033】

なお、以下の説明では、超音波診断装置 10 の設定音速が $C_{n.o.w}$ （例えば 1538 (m/s)）であり、その設定音速に基づいて US 像が距離換算、及び、スケーリングされているとする。また、このときの距離換算による単位長さ（単位）を、 $[m(C_{n.o.w})]$ と表記する。また、US 像は、仮定した被検体の音速 $C_{n.o.w}$ に基づくスケーリング $[m(C_{n.o.w})]/pixel$ により画像構成がなされている。

【0034】

まず、検者によって、US 像上に基準点 1, 2 が入力される。また、リファレンス断層像となる CT 像上の基準点 1, 2 に対応する組織部位に基準点 1', 2' が入力される。本実施例では、対応する組織部位を認識し易いように、関心部位の輪郭の下部の突起部を基準点 2, 2' とし、この基準点 2, 2' を通る超音波送信方向の直線と関心部位の輪郭の上部との交点を基準点 1, 1' としている。なお、CT 像においては超音波送信方向というのは観念できないものであるが、両断層像の座標系は対応づけられているので、US 像の超音波送信方向に相当する方向を、超音波送信方向とすることができる。

【0035】

続いて、US 像において、基準点 1, 2 間の距離（以下、基準点を結ぶラインを評価ラインという。）が関心部位の距離方向の超音波距離 $D_{u.s}$ として計測される。つまり、US 像上の関心部位の距離方向の長さは、 $D_{u.s}[m(C_{n.o.w})]$ となる。

【0036】

さらに、CT 像においても同様に、基準点 1', 2' 間の距離が関心部位の距離方向のリファレンス距離 $D_{c.t}$ として計測される。このリファレンス距離 $D_{c.t}$ は、正しい組織の大きさの値 $D_{t.r.u.e}[m]$ となる。つまり、CT 像上の関心部位の距離方向のリファレンス距離は、正しい距離方向の距離なので、 $D_{c.t} = D_{t.r.u.e}[m]$ となる。

【0037】

ここで、US 像上での関係は、基準点 1 と 2 との間の超音波の往復の伝播に伴う所要時間を Δt とすると、以下の関係が成り立つ。

【0038】

（式 1）

$$2 \times D_{u.s} = C_{n.o.w} \times \Delta t$$

一方、関心部位の正しい音速を $C_{t.r.u.e}$ とすると、正しい関係は、以下のように表される。

【0039】

（式 2）

$$2 \times D_{t.r.u.e} = C_{t.r.u.e} \times \Delta t$$

（式 1）、（式 2）より、正しい音速は、以下ようになる。

【0040】

10

20

30

40

50

(式3)

$$C_{true} = (D_{true} / D_{us}) \times C_{now}$$

$$= (D_{ct} / D_{us}) \times C_{now}$$

したがって、計測された D_{ct} と D_{us} 、及び既知の C_{now} を用いて被検体の組織の正しい音速 C_{true} が求められる。計測された D_{ct} と D_{us} 、及び算出された C_{true} は、図3に示すように、表示部28に表示される。

【0041】

このように、本実施例によれば、被検体の断層像を正確な尺度で撮像できるX線CT装置で撮像されたりファレンス断層像を用いることにより、US像上の仮定の距離(超音波距離 D_{us})に対応する箇所の正確な距離情報(リファレンス距離 D_{ct})を得ているので、従来技術のような相関演算処理が不要である。したがって、相関演算処理に伴う音速などの演算結果の信頼性の低下を抑制でき、検者に提供する被検体の組織の音速の信頼性を向上することができる。

【0042】

また、同一の組織断面をUS像とCT像で同期してリアルタイムに同一画面上に表示することができるので、被検体の組織音速評価を、超音波エコー検査中に容易に行うことができ操作性に優れている。

【0043】

なお、本実施例では、表示部28にUS像とCT像が並べて表示されて、基準点1, 2及び1', 2'を設定して正しい音速を演算しているが、これに限られない。例えば、表示部28にUS像のみが表示され、US像上に基準点1, 2を入力するとともに、CT像での基準点1, 2に対応する箇所の距離をX線CT装置から取得し、取得した距離を、操作卓48を介して超音波診断装置に入力して正しい音速を求めることもできる。

【0044】

また、US像は、仮定した被検体の音速 C_{now} に基づくスケーリング $[m(C_{now})]/pixel$ により画像構成がなされている。そこで、演算により正しい音速を求めた後、正しい距離を示すスケーリング $[m(C_{true})]/pixel$ に基づいてゲージを変換、又は更新して、US像上に正しい距離関係を表すゲージを表示するようになっていてもよい。

【0045】

また、本実施例では、リファレンス画像として、X線CT装置により得られるCT画像を用いているが、比較対象となる診断画像は、CT像のみならず、MRI、マンモグラフィ、PET、レントゲン画像など、関心部位の大きさを正しく描出し、対比できる情報であれば何でもよい。

【実施例2】

【0046】

本発明の超音波診断装置の第2実施例について説明する。本実施例は、第1実施例と異なる手法で、US像及びCT像の同一断層面を取得するものである。

【0047】

つまり、本実施例は、図4に示すように、第1実施例の位置センサ30、ソース32、ボリュームデータ作成部36、リファレンス像構成部40、座標系設定手段44、スキャン面算出手段46などを用いない構成とするものであり、その他の構成、処理内容は実施例1と同様である。

【0048】

この場合、ボリュームデータ記憶部38に被検体の関心部位を含むCT像をリファレンス断層像として格納しておき、このCT像の関心部位の断面に相当する同一断層面を、探触子を移動させながら探してUS像を撮像するようにすることができる。また、逆に事前にUS像を撮像しておき、US像に含まれる関心部位の断面に相当する同一断面をCTのボリュームデータからCT像として取得し、対比するようにしてもよい。

【0049】

10

20

30

40

50

また、ＵＳ像及びＣＴ像の３次元ボリュームデータを取得していれば、検査中に両画像間の対比を行う必要はなく、検査後にオフラインで評価することも可能である。例えば、関心部位を含むＣＴ像を３次元ボリュームデータとして取得してボリュームデータ記憶部３８に格納するとともに、同一の関心部位を含むＵＳ像を３次元ボリュームデータとして画像メモリ２６に格納する。そして、両ボリュームデータの断層像をスライス方向に沿って表示部２８に表示させながら、各画像において関心部位の例えば面積、距離方向の距離などが最大になる断面（最大割面）を探して、これを同一断層面とすることもできる。両断層面の決定がなされた後の処理は、上述と同様である。

【実施例３】

【００５０】

10

本発明の超音波診断装置の第３実施例について説明する。本実施例は、音響特性評価部の処理が第１実施例と異なるのみであるので、その他の部分の説明は省略する。

【００５１】

第１実施例では、関心部位を通る１ラインを評価ラインとして設定して音速を評価する例を説明したが、評価ラインを複数本に拡張することができる。つまり、例えば図５に示すように、基準点１～４、及びこれらに対応する基準点１'～４'を設定し、２本の評価ラインのそれぞれで実施例１と同様の処理を行い、それぞれのラインで評価した音速を表示部２８に表示するようになっていてもよい。

【００５２】

また、得られた複数の音速結果に対して、統計的な処理（平均値や中央値など）を施し、包括的に関心組織の音速を評価し、その結果を表示部２８に表示するようになっていてもよい。

20

【実施例４】

【００５３】

本発明の超音波診断装置の第４実施例について説明する。本実施例は、音響特性評価部の処理が第１実施例と異なるのみであるので、その他の部分の説明は省略する。

【００５４】

第１実施例では、ＣＴ像及びＵＳ像のそれぞれに対して、基準点１，２，１'，２'を入力する例を説明したが、本実施例では、図６に示すように、検者がＵＳ像及びＣＴ像の関心部位の輪郭を、超音波診断装置の操作卓４８の例えばマウスやトラックボールなどの入力手段を介して入力するようになっている。

30

【００５５】

すると、超音波の送信方向（距離方向）は所定方向であるので、超音波送信方向の直線と入力した輪郭との交点が、自ずと基準点として決定される。基準点が設定された後は、各評価ラインのそれぞれについて実施例１と同様の処理がなされる。つまり、本実施例によれば、実施例３をより効率的に行うことができる。

【００５６】

また、輪郭の入力作業は、一般に境界検出処理や輪郭抽出処理といわれる画像認識処理によって自動で行われるようにすることも可能であり、それにしたがえば、検者によらず、音速の計測の一連の作業をすべて自動で行うことができる。

40

【実施例５】

【００５７】

本発明の超音波診断装置の第５実施例について説明する。本実施例の超音波診断装置の基本構成は第１実施例と同様であるので、異なる部分のみを説明する。

【００５８】

第１実施例は、ＣＴ像から得られるリファレンス距離とＵＳ像から得られる超音波距離との対比に基づいて音速を演算する例であるが、本実施例は、ＣＴ像のボリュームデータから得られる関心部位の体積と、ＵＳ像のボリュームデータから得られる体積との対比に基づいて音速を演算するものである。

【００５９】

50

最近では超音波診断でも３次元ボリュームデータに基づいて３次元表示を行うことが一般的になってきており、これによればＵＳ像による関心部位の体積を V_{us} 、ＣＴ像による関心部位の体積を V_{ct} として求めることが可能である。

まず、Ｘ線ＣＴ装置により取得される被検体の関心部位を含む３次元ボリュームデータをリファレンスボリュームデータとしてボリュームデータ記憶部３８に格納する。また、Ｘ線ＣＴ装置により撮像された関心部位と同一の関心部位を含む３次元ボリュームデータを超音波ボリュームデータとして撮像する。そして、音響特性評価部５０の構成要素である体積算出部によりリファレンスボリュームデータ及び超音波ボリュームデータのそれぞれについて関心部位の体積を算出する。

【００６０】

10

一定の方向にのみ超音波を送信する通常のスキャン方法では、その方向（距離方向）に沿った軸のみが、装置の設定音速に依存した距離換算になるので、求められた体積の情報を用いて、以下の式から音速を求めることができる。

【００６１】

（式４）

$$C_{true} = (V_{ct} / V_{us}) \times C_{now}$$

それぞれの３次元ボリュームデータから算出されるそれぞれの関心部位の体積は、上述のリファレンス距離及び超音波距離を集合させたものであると言えるので、方位方向の画像化のずれが無視できるレベルであれば、リファレンス距離と超音波距離との関係が、リファレンスボリュームデータから算出された体積と超音波ボリュームデータから算出された体積との関係と同様となる。そのため、算出された関心部位の体積の比に基づいて音速を求めることができる。

20

【００６２】

このように３次元ボリュームで評価すれば、ＵＳ像とＣＴ像の画像の間で同一の組織断面を探索して選出する手間が省けるため、音速計測の効率を大幅に向上させることができる。また、各断層像に基準点を設定することなどが不要であるため、操作性を向上することができる。

【実施例６】

【００６３】

本発明の超音波診断装置の第６実施例について説明する。本実施例は、音響特性評価部の処理が第１実施例と異なるのみであるので、その他の部分の説明は省略する。

30

【００６４】

実施例１は、評価ラインが超音波の送信方向に沿うように基準点を設定する例であるが、本実施例は、評価ラインが超音波の送信方向に沿わないように基準点を設定する例である。

【００６５】

つまり、実施例１（及び実施例３，４など）では、超音波送信方向に沿った同一のライン上に２つの基準点を設定し、その２点を結ぶ評価ラインをＵＳ像とＣＴ像で対比するものであるが、評価ラインの設定は必ずしも送信方向だけに限る必要はない。

図７に示すように、ＵＳ像で基準点１を設定し、その基準点と同一の組織点をＣＴ像上に基準点１'として設定する。同様にして、基準点２，基準点２'をそれぞれ設定する。このとき、ＵＳ像の距離方向を z 軸、方位方向を x 軸、ＣＴ像の距離方向を z' 軸、方位方向を x' 軸とすると、各基準点の座標は、基準点１： (x_1, z_1) ，基準点２： (x_2, z_2) ，基準点１'： (x_1', z_1') ，基準点２'： (x_2', z_2') となる。

40

【００６６】

このとき、基準点１，基準点２は、図に示すように、特に超音波の送信方向の同一ライン上に設定される必要はなく、このように一般的に拡張した場合は、基準点間の距離（評価ラインの長さ）の送信方向（距離方向）成分を互いに対比すればよい。つまり、 D_{us} ， D_{ct} は、以下のように求められる。

50

【 0 0 6 7 】

(式 5)

$$D_{us} = |z_1 - z_2|$$

(式 6)

$$D_{ct} = |z_1' - z_2'|$$

このように、US像の設定基準点を超音波送信方向の直線上に投影した投影点間の距離が超音波距離 D_{us} として求められ、CT像の設定基準点を超音波送信方向に相当する方向の直線上に投影した投影点間の距離がリファレンス距離 D_{ct} として求められる。 D_{us} 、 D_{ct} が求められた後の処理は、実施例1と同様である。

【 0 0 6 8 】

10

本実施例によれば、例えば関心部位の輪郭の突起部分のような、両断層像間の対応する組織部位を特定しやすい箇所に基準点を設けることができるので、基準点の設定作業が簡便となる。

【 0 0 6 9 】

ただし、図7では距離方向と評価ラインの角度 θ を説明の便宜上大きく取ったが、このような場合には注意が必要になる。つまり、図7の(A1)-(基準点1)間の距離と、(A2)-(B2)間の距離は、US像上では同じであるが、超音波が伝播する経路となる組織が異なり、その音速もその組織に依存するので、実際の組織では(A1)-(基準点1)間の距離と(A2)-(B2)間の距離は異なる距離を持つことになる。

【 0 0 7 0 】

20

したがって、上記の観点から、関心部位の境界(辺縁)部に基準点をとると同時に、(1)角度 θ が大きい場合、(2) D_{us} に比較して、(A2)-(B2)間((A1)-(基準点1)間)の距離が大きい場合、(3)関心組織と周囲組織の間で音速の違いが大きい場合などには、関心組織と周囲組織の配置関係によっては、関心組織の音速を求める際の誤差が大きくなることもあり、その点を十分に注意する必要がある。したがって、距離方向に沿った2つの基準点を用いて評価する方が高精度な音速評価には望ましいと考えられる。

【 0 0 7 1 】

なお、基準点は、関心部位の輪郭などの辺縁部に限らず、内部の点を選出してもよい。例えば、関心部位の内部にある石灰化の領域などは断層像上で目印となるので、両断層像に現れる同一の石灰化領域を目印としてUS像とCT像でそれぞれ基準点を設定することが可能である。

30

【 0 0 7 2 】

また、本実施例では、評価ラインを2次元断層面に拡張して設定する方法を示したが、さらに、US像及びCT像のボリュームデータを用いて3次元体積内に拡張して評価することも可能である。この場合も、基準点間の超音波送信方向の成分の距離同士を対比すればよい。

【 実施例 7 】

【 0 0 7 3 】

本発明の超音波診断装置の第7実施例について説明する。本実施例は、使用する超音波探触子、或いは超音波走査方法が上述の各実施例と異なるのみであるので、その他の部分の説明は省略する。

40

【 0 0 7 4 】

上述の各実施例では、リニア探触子を用いたリニア走査(リニアスキャン)を前提に説明した。この場合にはリニア探触子の超音波送受信面に垂直な方向に超音波が送信され、探触子から見た距離方向は、超音波の送信方向に一致する。

しかし、本発明は、このような条件に限らず、コンベックス探触子などでも同様に可能である。また、例えばリニア探触子による空間コンパウンド法や、セクター探触子によるセクター走査など、超音波の送信方向が探触子の超音波送受信面に垂直な方向でないような走査方法に従った場合でも、第1実施例などと同様の手法で、被検体の生体組織の音速を

50

求めることができる。

つまり、同一の組織点となる基準点をUS像とCT像でそれぞれ設定するとともに、それらの基準点を結ぶ評価ラインの超音波送信方向（距離方向、伝播方向）の成分の大きさを両画像間で対比することにより、任意の超音波探触子と走査方法の組み合わせで本方法による音速の評価方法を適用することができる。

【実施例 8】

【0075】

本発明の超音波診断装置の第8実施例について説明する。本実施例は、上述の各実施例で求められた被検体の組織の音速に基づいて、US像の分解能を向上させるものであり、基本構成及び音速を求める処理は上述の各実施例と同様であるので説明を省略する。

【0076】

超音波エコー法に基づいた画像化における方位分解能は、超音波の放射方向に対して直角な方向での分解能であり、超音波ビームの幅によって決定される。この方位分解能を高めるために送信、あるいは受信において超音波ビームを収束させる方法が採られており、アレイ振動子では配列方向のビーム収束は送受信信号の遅延時間制御によるいわゆる電子収束法が採られている。

例えば、M本の振動子を用い、超音波探触子の超音波送受信面から距離 F_0 の点（フォーカス点）に超音波収束させるには中心の振動子の送受信信号ほど大きな遅延時間を与える。すると、 i 番目の振動子の信号に与える遅延時間 τ_i は、以下の式で表される。

（式7）

$$\tau_i = \{(i - 0.5 - M/2) d\}^2 / (2 F_0 C_{n.o.w})$$

ただし、 d は振動子間隔、 $C_{n.o.w}$ は現時刻における音速設定値である。また、セクター走査方式などの超音波ビームを形成する方法として、超音波探触子の i 番目の振動子エレメントに、以下の式の遅延時間を与えることにより θ 方向に送信ビームを偏向させることが一般的に行われている。

（式8）

$$\tau_i = (i - 1) p \sin \theta / C_{n.o.w}$$

ここで、 p は振動子エレメントの間隔、 $C_{n.o.w}$ は現時刻における音速設定値である。受信した信号にも送信時と同じ遅延時間を与えた後加算することにより、 θ 方向の反射波のみを受信することができる。上記設定値の音速 $C_{n.o.w}$ は、上述の通り、従来の超音波エコー法では、被検体の組織の仮定した音速を用いている。

したがって、この仮定した音速の値が実際に観測している関心組織の音速と異なると、距離換算に誤差が生じるだけでなく、上記（式7）、（式8）からもわかるように、遅延時間にも誤差が生じ、送信フォーカス、受信フォーカスともにずれを生じることになる。これにより、US像の空間分解能が劣化する結果となる。

【0077】

そこで本実施例では、上述の各実施例によって求めた関心部位の正確な音速 C_{true} の値を超音波診断装置の送信遅延回路16，受信遅延回路18にフィードバックし、探触子11の各振動子に与える遅延時間の精度を向上させ、US像の高分解能化を実現するものである。

【0078】

まず、上述の各実施例で説明した音響特性評価部50で正しい音速 C_{true} を演算して求める。次に、求められた音速の値 C_{true} が音響特性評価部50から送受信制御回路20に渡され、（式7）で設定された遅延時間は、 C_{true} の値に応じた遅延時間の設定として、以下のように更新される。

【0079】

（式9）

$$\tau_i = \{(i - 0.5 - M/2) d\}^2 / (2 F_0 C_{true})$$

この実施例では、正しい音速が求められた時点で連動して、装置により自動実行されるように説明したが、検者が超音波診断装置の操作卓48を介して C_{true} の値を入力し

、それに応じて送受信制御回路 20 の音速設定（遅延設定）の値が更新されるようになっていてもよい。

【実施例 9】

【0080】

本発明の超音波診断装置の第 9 実施例について説明する。本実施例は、音響特性評価部の処理が第 1 実施例など異なるのみであるので、その他の部分の説明は省略する。

上述の各実施例では、被検体の生体組織の音響特性に関する物理量として、被検体の組織における音速を求める例を説明したが、本実施例は、被検体の生体組織の音響特性に関する物理量として、被検体の組織の体積弾性率を求めるものである。

すなわち、対象組織の密度が一定値 ρ であると仮定すると、被検体の組織の体積弾性率 K は以下の式により求められる。

【0081】

（式 10）

$$K = (C_{t r u e})^2 \times \rho$$

例えば、非特許文献（P. 111）に記載されているように、正常のヒト肝臓では、密度が 1.06 g/cm^3 程度であることが知られているので、関心部位が肝臓の場合には、この密度の値と、計測した $C_{t r u e}$ の値を用いて体積弾性率が求められるようになっている。

【0082】

また、超音波診断装置の操作卓 48 を介して、検者が上記組織の密度 ρ を自由に入力し、それに基づいて体積弾性率の値が算出され、表示されるようになっていてもよい。

【実施例 10】

【0083】

本発明の超音波診断装置の第 10 実施例について説明する。本実施例は、音響特性評価部の処理が第 1 実施例と異なるのみであるので、その他の部分の説明は省略する。

上述の各実施例では、被検体の生体組織の音響特性に関する物理量として、被検体の組織における音速、或いは弾性率（体積弾性率）を求める例を説明したが、本実施例は、被検体の生体組織の音響特性に関する物理量として、被検体の組織の減衰定数を求めるものである。

超音波の音響特性における減衰は、 (dB/cm/MHz) の単位で表現され、単位長さあたりの減衰量で表現される。しかし、超音波エコー法においては上述の通り、音速を仮定しているために正しい距離を求められず、したがって、超音波エコー法に基づいた減衰の評価は、その分精度が低下する。

【0084】

本実施例では、例えば図 3 に示すように、US 像上に 2 点の基準点 1、2 を設定するとともに CT 像に基準点 1'、2' を設定することにより、上述の説明の通り、その基準点 1、2 間の距離を $D_{t r u e} [\text{cm}]$ として正確に求めることができる。同時にその基準点 1、2 のそれぞれにおけるエコー信号の振幅の大きさを $Amp(1)$ 、 $Amp(2)$ とすると、基準点 1 から基準点 2 までの間の経路におけるエコーの減衰量 $ATT(1-2)$ は、超音波の周波数を $f_0 [\text{MHz}]$ とすると、以下の式で求められる。

【0085】

（式 11）

$$ATT(1-2) = 20 \log_{10} \{ Amp(1) / Amp(2) \} / D_{t r u e} / f_0$$

$$[\text{dB/cm/MHz}]$$

なお、エコー信号の振幅の比 $Amp(1) / Amp(2)$ の代わりに、振幅の 2 乗の比 $\{ Amp(1) \}^2 / \{ Amp(2) \}^2$ を用いてもよい。

上記の方法に従えば、正確に減衰の大きさを評価することができ、減衰に基づいた組織鑑別を行うことが可能となる。

【0086】

なお、非特許文献 1（P. 113）に記載されているように、吸収の周波数に対する依

10

20

30

40

50

存を、以下の式で表し、この α_0 (dB/cm/MHz)と n をパラメータとした検討も行われており、組織の種類や病変により α_0 だけでなく n も変化することも指摘されているが、病変との詳細な対応関係は未解明である。

【0087】

(式12)

$$\alpha = \alpha_0 \cdot f^n$$

また、非特許文献1(P.4)に記載されているように、周波数に対する減衰定数の変化を求め、これを周波数依存減衰或いはFDA(frequency dependent attenuation)と呼ぶ。正常な生体軟部組織のFDAはほぼ周波数の1乗に比例(正比例)するといわれるが、このFDAを用いて生体診断を行おうとする研究も報告されている。

10

【実施例11】

【0088】

本発明の超音波診断装置の第11実施例について説明する。本実施例は、上述の各実施例で、被検体の生体組織の音速、弾性率、減衰定数などを求めた後に、これらに基づく画像を生成して検者に提供するものであるので、前提となる処理内容などについては説明を省略する。

【0089】

例えば、実施例4で説明した関心部位の輪郭を入力する場合を例にすると、まず、図6に示すように、関心部位の輪郭内部のすべての評価ライン i ($i = 0, 1, 2, \dots, N$)についてその経路を伝播する超音波の音速 $C_{true}(i)$ を求める。

20

【0090】

次に、音響特性評価部50の音響特性画像生成部により、図8に示すように、求められた音速 $C_{true}(i)$ の大きさに応じて、例えば、カラーが割り当てられており、各評価ラインをそのカラーで色付けして音速画像として構築する。また、色相階調化するだけでなく、例えば輝度により階調化することもできる。

【0091】

同様に、実施例9で説明した体積弾性率の大きさや、実施例10で説明した減衰の大きさを音速の場合と同様の方法によって画像として構築することが可能である。

【0092】

30

このように音響特性を画像化することにより、例えば図8の音速画像のように、極度に音速が速い方向が容易に認識される。その方向には、悪性腫瘍などの組織学的に硬く変性した組織がある可能性があり、診断情報として効果的に寄与する。

【0093】

また、3次元画像として音速画像、超音波減衰画像などが構築されて表示されるようになっていてもよい。また、本実施例では、ひとつの関心部位についてのみ音速を評価し画像化することを示したが、乳腺部位のように複数の組織がひとつの計測断面に分布する場合には、それぞれの部位(脂肪、乳腺、筋肉など)について独立して音響特性を評価し、それぞれの音速(体積弾性率、減衰)画像として構築し、表示できるようになっている。

【0094】

40

以上、本発明の超音波診断装置の各実施例について説明したが、本発明は上述の各実施例に限られるものではない。例えば、実施例2の基本構成、及び実施例9で説明した処理により被検体の組織の体積弾性率を求め、これに基づき実施例11で説明した弾性画像を生成して表示するなど、各実施例を適宜組み合わせ用いることができる。

【図面の簡単な説明】

【0095】

【図1】第1実施例の超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。

【図2】超音波撮像をしている様子を示す概略図である。

【図3】表示部に表示されたUS像とCT像との関係を示す図である。

【図4】第2実施例の超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。

50

【図 5】第 3 実施例の音響特性評価部の処理内容を説明する図である。

【図 6】第 4 実施例の音響特性評価部の処理内容を説明する図である。

【図 7】第 6 実施例の音響特性評価部の処理内容を説明する図である。

【図 8】第 11 実施例の音響特性評価部の処理内容、及び生成される音速画像を説明する図である。

【符号の説明】

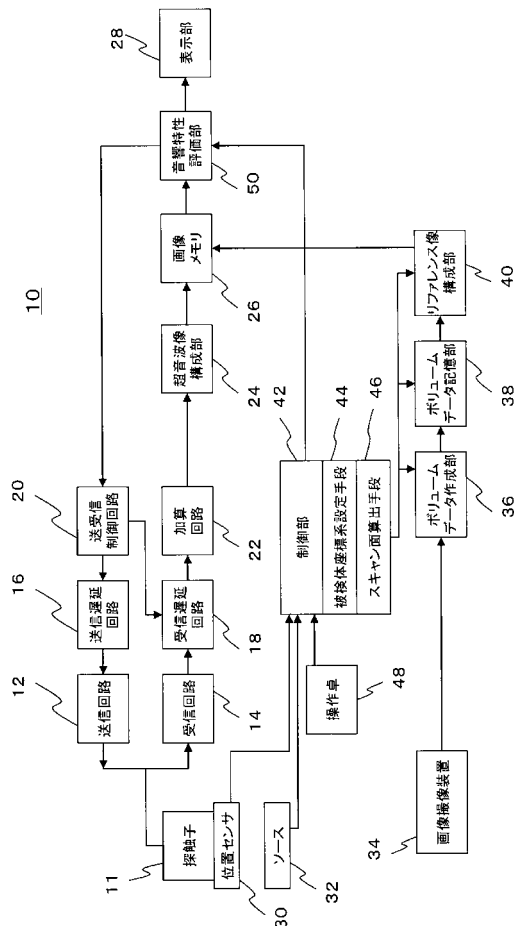
【 0 0 9 6 】

- | | |
|-----|-------------|
| 1 0 | 超音波診断装置 |
| 1 1 | 超音波探触子 |
| 1 2 | 送信回路 |
| 1 4 | 受信回路 |
| 1 6 | 送信遅延回路 |
| 1 8 | 受信遅延回路 |
| 2 0 | 送受信制御回路 |
| 2 6 | 画像メモリ |
| 2 8 | 表示部 |
| 3 4 | 画像撮像装置 |
| 3 6 | ボリュームデータ作成部 |
| 3 8 | ボリュームデータ記憶部 |
| 4 0 | リファレンス像構成部 |
| 4 2 | 制御部 |
| 4 8 | 操作卓 |
| 5 0 | 音響特性評価部 |

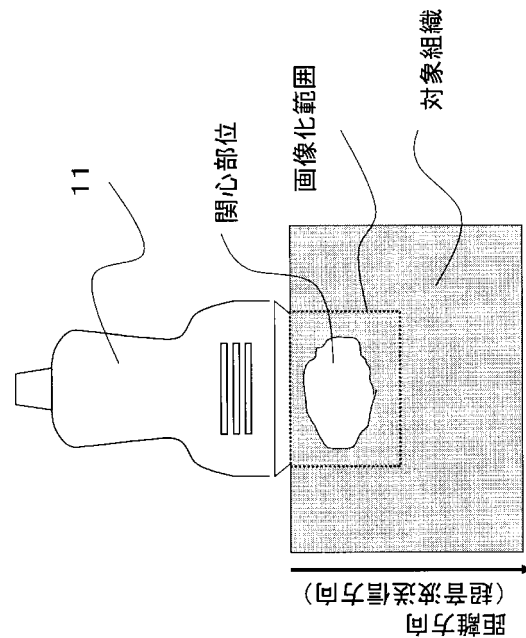
10

20

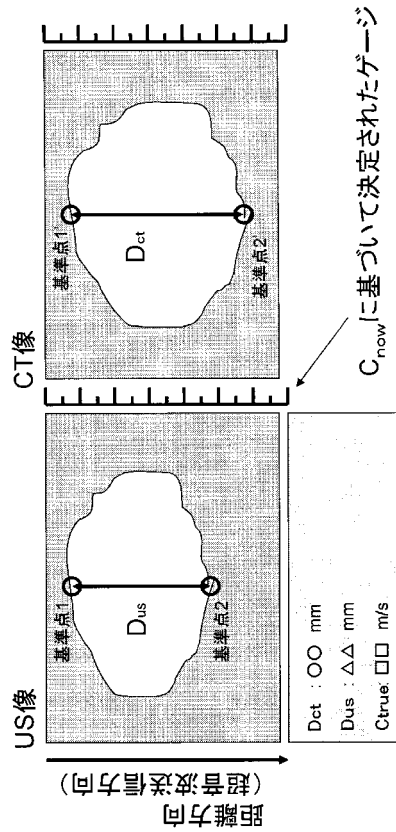
【圖 1】



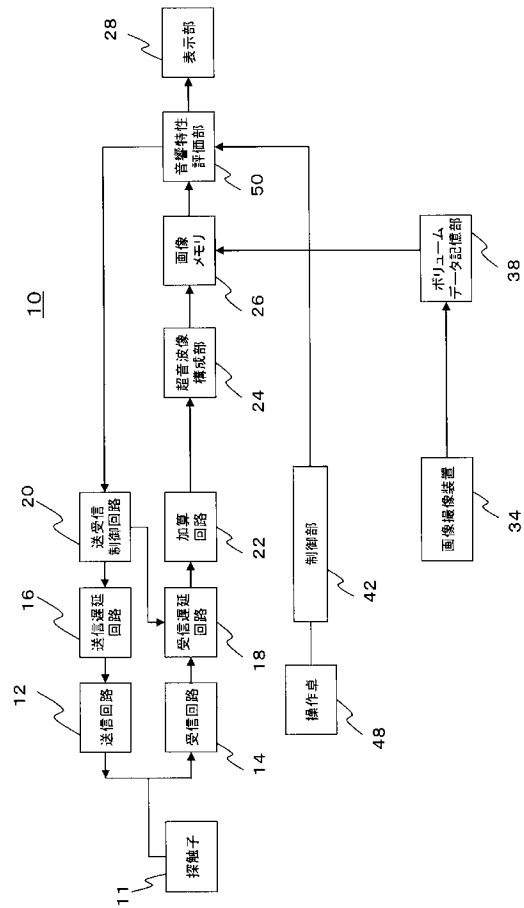
【圖 2】



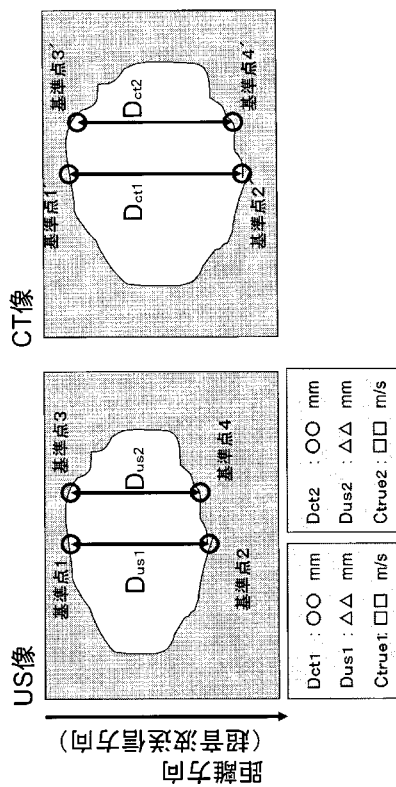
【 図 3 】



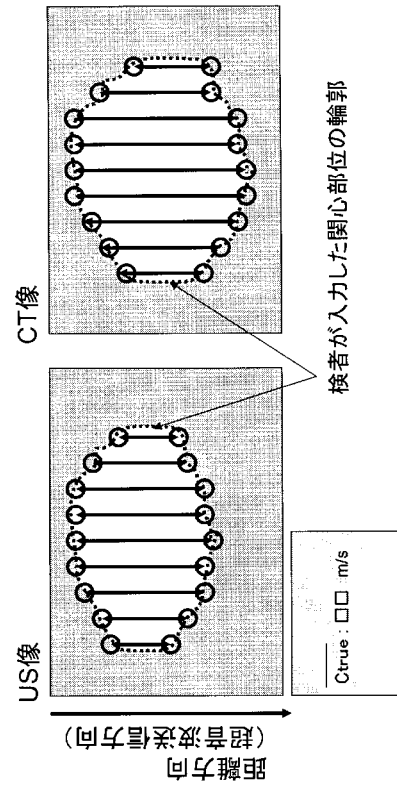
【 図 4 】



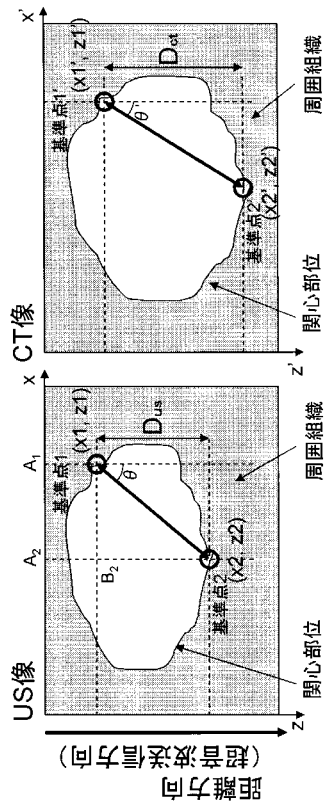
【 図 5 】



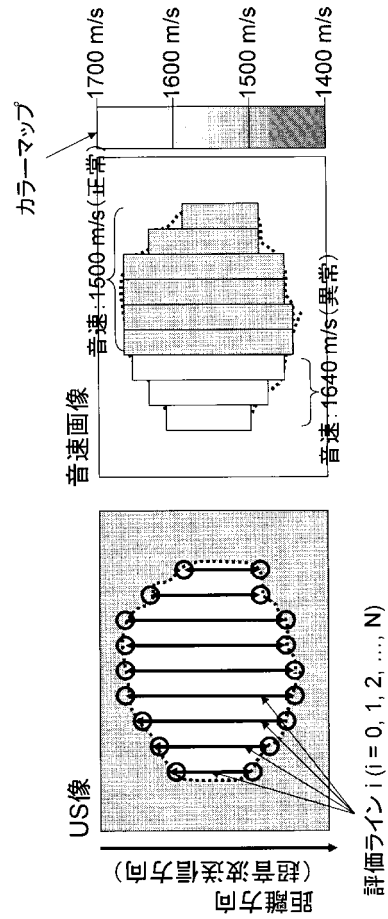
【 図 6 】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特表 2 0 0 3 - 5 1 6 7 9 7 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 4 6 9 7 4 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 1 8 5 0 3 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 5 3 4 4 6 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 6 9 4 4 7 (J P , A)
特開平 0 8 - 2 9 9 3 3 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5191183B2	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	JP2007200105	申请日	2007-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	松村剛		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/DD20 4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/HH33 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2009034262A JP2009034262A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高向检查员提供的关于受试者组织声学特征的信息的可靠性。解决方案：在由X射线CT系统（成像装置34）获取的参考断层图像的组织的相同部分处拍摄超声波断层图像。标准点（1,1'; 2,2';）通过标准点设置装置在两组或更多组参考和超声波断层图对应的组织上的点处设置。声学特性评估器50计算参考距离（ D_{ct} ），即，为参考断层图像设置的标准点与它们的投影点之间的距离。在与超声波传输方向对应的方向上的线，作为参考距离（ D_{ct} ）。评估器50基于计算的参考距离（ D_{ct} ），参考距离与超声波传输距离的比率来操作关于对象组织的声学特性的物理量（ D_{we} ），即为超声波断层照片设置的标准点之间的距离，以及它们沿着与超声波传输方向对应的方向的线的投影点，以及假设的超声波声速（ C_{now} ），并在a上显示这些物理量显示。

【 図 1 】

