

(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2005-270291

(P2005-270291A)

(43) 公開日 平成17年10月6日(2005.10.6)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2004-86748 (P2004-86748)

(22) 出願日 平成16年3月24日 (2004.3.24)

(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 100109900

弁理士 堀口 浩

(72) 発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB21 BB22

BB23 DD22 DE04 EE16 FF13

FF16 JB24 JB36 JB41 JC18

JC23 JC37 KK12

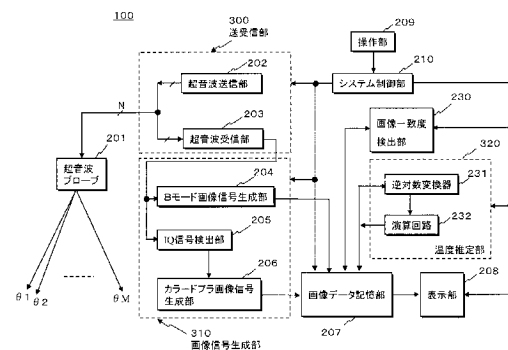
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 加温治療における生体内温度を正確かつ容易に計測することが可能な超音波診断装置の提供。

【解決手段】 超音波診断装置100は、送受波部300、画像信号生成部310及び画像データ記憶部207によって被検体に対する超音波画像データの生成と保存を行なう。そして、画像一致度検出部230は、画像間の一致度を検出することによって、腫瘍部位に対して加温前に予め得られた第1の画像データと同一画像断面における加温中あるいは加温後の第2の画像データを設定し、温度推定部320は、上述の2つの画像データの対応する画素における画素値の差分値を超音波送受波方向に温度推定点に至るまで積算することによって前記温度推定点の温度を推定する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受波を行なう圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子から超音波を送波させるための駆動信号を前記圧電振動子に送信するとともに、前記圧電振動子の超音波の受波により発生する電気信号を受信する送受信手段と、この送受信手段によって得られた受信信号から画像データを生成する画像データ生成手段と、異なる時点における前記被検体の略同一の部位に対して、前記画像データ生成手段により生成された第1の画像データと第2の画像データを比較することによって前記被検体の部位の少なくとも一部の温度に関する温度情報を求める温度推定手段と、この温度推定手段によって求められた温度情報を表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記温度情報は、前記被検体の加温された部分に対する温度変化であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記被検体の加温されていない部分の温度を取得するための温度取得手段を備え、前記温度情報は、前記温度取得手段によって取得された加温されていない部分の温度に、前記被検体の加温された部分の温度変化を加えることによって求められた絶対温度であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

前記画像データ生成手段は、Bモード画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

異なる時点に前記受信信号から生成される少なくとも2つの画像データの被検体に対する位置の一致度を検出するための画像一致度検出手段と、前記一致度を表示する一致度表示手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記画像一致度検出手段は、前記少なくとも2つの画像データの相互相関処理によって一致度を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 7】

前記画像一致度検出手段は、RF信号又はIQ信号の相互相関処理によって一致度を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記画像一致度検出手段は、前記所定部位への加温前と加温中又は加温後の画像データの一致度を検出するものであり、加温部位の周囲の領域にて一致度を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記温度推定手段は、前記第1の画像データと前記第2の画像データの画素における画素値の差分データを、超音波送受波方向に温度推定点に至るまで所定区間積算することによって前記温度推定点における温度を推定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 10】

前記温度推定手段は、複数の温度推定点における温度を推定し、2次元の温度分布データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 7 に記載した超音波診断装置。

## 【請求項 11】

前記第1の画像データは2次元画像データであって、前記第2の画像データは前記画像データ生成手段が生成した3次元画像データの中から抽出された2次元画像データであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

50

## 【請求項 1 2】

前記表示手段は、前記温度推定手段によって得られた温度情報を前記画像データに重畳して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 1 3】

前記表示手段は、前記温度推定手段によって得られた温度情報と前記画像データを重畳して略リアルタイムで表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、生体内から得られた超音波信号に基づいた体内温度計測を可能とする超音波診断装置に関する。 10

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、最小侵襲治療と呼ばれる治療法が注目を集めており、悪性腫瘍の治療分野においても最小侵襲治療への積極的な試みがなされている。特に悪性腫瘍の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っているが、従来の外科的手術による治療、即ち広範囲の組織切除を行なう場合には、その臓器がもつ本来の機能や外見上の形態を大きく損なう場合が多く、たとえ生命を存えたとしても患者に対して多大な負担を与えることになる。このような従来の外科的治療に対して Q O L (quality-of-life) を考慮した治療法が強く望まれており、その 1 つの方法として、悪性腫瘍組織が正常組織に較べて加温に対する抵抗力が低いことを利用し、悪性腫瘍を加温治療する温熱治療装置（ハイパーサーミア装置）が既に実用化されている。 20

## 【0003】

このハイパーサーミア（温熱治療）において、腫瘍組織のみを死滅させ正常組織を温存させるための温度は約 42.5 度であり、従って、加温部の温度は 37℃～43℃の範囲で正確に制御されなくてはならない。

## 【0004】

このような要求に対し、温熱治療における従来の温度計測法として、熱電対・サーミスタを体内に挿入する侵襲的な方法や超音波を用いた無侵襲的な方法が検討されている。（例えば、特許文献 1 参照。） 30

## 【0005】

図 9 は、特許文献 1 に示されている温度計測機能を有した温熱治療装置 10 であり、この温熱治療装置 10 において、腫瘍に対する加温は、加温専用の圧電振動子からなる送波器 1 と加温専用の圧電振動子を駆動する送波回路 2 によって行なわれる。一方、加温時における腫瘍内温度の計測は、温度計測用圧電振動子からなる加温監視用超音波送受波器 3 と、この温度計測用圧電振動子に対して超音波の送受波を行なう送受波回路 4 によって行なわれ、加温監視用超音波送受波器 3 は送波器 1 と一体化して設けられている。また、加温監視用超音波送受波器 3 及び送受波回路 4 は加温部の超音波画像を得るためのイメージング用圧電振動子及びイメージング用送受波器の機能を兼ね備えている。

## 【0006】

そして、送波器 1 及び送波回路 2 は、主制御回路 7 の制御下で腫瘍内に集束超音波を照射して加温を行なう。一方、加温監視用超音波送受波器 3 と送受波回路 4 は、主制御回路 7 の制御のもとに前記腫瘍内の加温部方向に超音波の送受波を行ない、得られた一連の受信信号の中から、超音波送受波方向において加温部内の隣接した 2 つの関心領域の受信信号をゲート回路を用いて抽出する。次いで、エコー信号周波数分析回路 5 は、抽出された前記 2 つの関心領域からの受信信号に対して周波数分析を行ない、温度上昇検出回路 6 は、エコー信号周波数分析回路 5 の周波数分析によって得られた 2 つの周波数スペクトラムの比から超音波減衰係数を計測し、更に、この超音波減衰係数に基づいて加温部における温度上昇分を求めている。 40

## 【0007】

一方、R F波やマイクロ波のように体外から照射したエネルギーを腫瘍部位に集束させることが困難な場合には、穿刺針の先端を腫瘍内あるいは腫瘍近傍に挿入し、この穿刺針の先端部よりマイクロ波あるいはR F波を腫瘍に対して照射することにより腫瘍部位に対して正確かつ効率のよいエネルギー照射が行なわれており、このような場合には上述のサーミスタを穿刺針の先端に装着する方法が用いられている。

【特許文献1】特許第2735280号明細書（第6頁、第11図）

【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、上述の超音波減衰係数の計測においては、周波数スペクトラムの周波数分解能を上げるために広い生体領域からの受信信号に対して周波数分析を行なう必要がある。即ち、周波数分解能と画像の空間分解能は背反関係にあり、従って、初期の比較的小さな腫瘍を対象とした温度分布を精度よく計測することは困難であった。このため、過剰な加温によって正常組織が損傷を受けたり、あるいは腫瘍組織に対する加温が不十分な場合が多かった。

【0009】

更に、上述の周波数分析を用いた2次元の温度分布では、演算が複雑なため2次元温度分布をリアルタイム表示することはできなかった。

【0010】

一方、体内に挿入された穿刺針の先端部より腫瘍部位に対してマイクロ波あるいはR F波を照射する方法では、この穿刺針にサーミスタを装着することが可能であるが、この方法によって計測される部位はサーミスタの近傍に限られるため腫瘍及びその周辺部の2次元温度分布を観測することは不可能であった。

【0011】

本発明は、このような従来の加温部の温度計測における問題点を解決するためになされたものであり、その目的は、加温部の温度を正確かつ容易に計測することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行なう圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子から超音波を送波させるための駆動信号を前記圧電振動子に送信するとともに、前記圧電振動子の超音波の受波により発生する電気信号を受信する送受信手段と、この送受信手段によって得られた受信信号から画像データを生成する画像データ生成手段と、異なる時点における前記被検体の略同一の部位に対して、前記画像データ生成手段により生成された第1の画像データと第2の画像データを比較することによって前記被検体の部位の少なくとも一部の温度に関する温度情報を求める温度推定手段と、この温度推定手段によって求められた温度情報を表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、加温前の超音波画像データと加温中あるいは加温後の超音波画像データに基づいて加温部及びその周辺における温度情報を正確かつ容易に計測することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下では、セクタ走査方式の超音波診断装置を例に、本発明の実施例につき図面を参照して説明する。

【実施例】

【0015】

本実施例の特徴は、腫瘍部位に対して加温前に得られて保存された第1の超音波画像デ

10

20

30

40

50

ータ（以下、参照画像データと呼ぶ。）と、加温中あるいは加温後の同一部位において略リアルタイムで得られた第2の超音波画像データ（以下、治療画像データと呼ぶ。）の各画素値を比較することによって当該部位の温度を推定することにある。

#### 【0016】

（装置の構成）

以下に、本実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、本実施の形態における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置を構成する送受信部及び画像信号生成部のブロック図を示す。

#### 【0017】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブ201と、所定の走査方向に対して超音波の送受信を行なうために超音波プローブ201に対して電気信号の送受信を行なう送受信部300と、所定の走査方向から得られた受信超音波信号に基づいて画像信号を生成する画像信号生成部310と、画像信号生成部310において得られた各走査方向の画像信号を順次保存して加温前の参照画像データや加温中あるいは加温後の診断画像データを生成して保存する画像データ記憶部207を備えている。

#### 【0018】

更に、超音波診断装置100は、前記参照画像データと同一部位の治療画像データを得るためにこれらの画像間の一致度を検出する画像一致度検出部230と、参照画像データと治療画像データの画素値を比較することによって加温部の温度を推定する温度推定部320と、表示部208及び操作部209と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部210を備えている。

#### 【0019】

超音波プローブ201は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、1次元に配列された複数個（N個）の圧電振動子とその先端部分に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。この超音波プローブ201は小型、軽量に構成されており、Nチャンネルのケーブルを介して送受信部300に接続されている。超音波プローブ201は、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、これらの超音波プローブの中から診断部位に応じて任意に選択される。以下では、腹部肝臓における画像データの収集を目的としたセクタ走査対応の超音波プローブ201について述べるが、コンベックス走査対応など他の走査対応の超音波プローブであっても構わない。

#### 【0020】

次に、図2に示した送受信部300は、超音波プローブ201から送信超音波を発生するための駆動信号を生成する超音波送信部202と、この超音波プローブ201の圧電振動子から得られる複数チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう超音波受信部203を備え、一方、画像信号生成部310は、整相加算した受信信号に対してBモード画像信号を生成するための信号処理を行なうBモード画像信号生成部204と、上記受信超音波信号からIQ信号を検出するIQ信号検出部205と、検出されたIQ信号に対してカラードプラ画像信号を生成するための信号処理を行なうカラードプラ画像信号生成部206を備えている。

#### 【0021】

そして、送受信部300の超音波送信部202は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、パルサ213を備えている。レートパルス発生器211は、被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期（Tr）を決定するレートパルスを送信遅延回路212に供給する。一方、送信遅延回路212は、超音波プローブ201において送信に使用される圧電振動子と同数（Nチャンネル）の独立な遅延回路から構成されており、送信

10

20

30

40

50

において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための集束用遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 213 に供給する。そして、パルサ 213 は、送信に使用される圧電振動子と同数（N チャンネル）の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 201 に内蔵された N 個の圧電振動子を駆動し、被検体に対して送信超音波を放射するための駆動パルスを生成する。

#### 【0022】

一方、超音波受信部 203 は、N チャンネルのプリアンプ 214 と、受信遅延回路 215 と、加算器 216 を備えている。プリアンプ 214 は、圧電振動子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅し十分な S/N を確保する。又、受信遅延回路 215 は、所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための収束用遅延時間と、所定の方向に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプ 214 の出力に与えた後、加算器 216 に送り、加算器 216 において圧電振動子からの N チャンネルの受信信号は加算されて 1 つに纏められる。

10

#### 【0023】

次に、画像信号生成部 310 の B モード画像信号生成部 204 は、対数変換器 217 と、包絡線検波器 218 と、A/D 変換器 219 を備えている。B モード画像信号生成部 204 の入力信号振幅は、対数変換器 217 において対数変換され、弱い信号が相対的に強調される。又、包絡線検波器 218 は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行なって超音波周波数成分を除去し、A/D 変換器 219 は、包絡線検波器 218 の出力信号を A/D 変換して B モード画像信号を生成する。

20

#### 【0024】

一方、I/Q 信号検出部 205 は、基準信号発生器 220、 $\pi/2$  移相器 221、ミキサ 222-1 及び 222-2、LPF（ローパスフィルタ）223-1 及び 223-2 を備え、更に、A/D 変換器 224-1 及び 224-2、ドプラ信号記憶回路 225 を備えている。そして、超音波の受信信号に対して直交位相検波を行なって I/Q 信号を検出する。

#### 【0025】

即ち、超音波受信部 203 から供給される I/Q 信号検出部 205 の入力信号は、ミキサ 222-1 及び 222-2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有し、レートパルス発生器 211 のレートパルスと同期した基準信号発生器 220 の連続波出力は、ミキサ 222-1 の第 2 の入力端子に直接供給されると共に、 $\pi/2$  移相器 221 に供給され、 $\pi/2$  移相器 221 において位相が 90 度シフトされてミキサ 222-2 の第 2 の入力端子に送られる。そして、ミキサ 222-1 及び 222-2 の出力は、ローパスフィルタ 223-1 及び 223-2 に供給され、I/Q 信号検出部 205 の入力信号周波数と基準信号発生器 220 の出力信号周波数との和の成分が除去されて差の成分のみが検出される。

30

#### 【0026】

次いで、A/D 変換器 224-1 及び 224-2 は、LPF 223-1 及び 223-2 の出力信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号をサンプリング周期  $T_s$  でサンプリングした後デジタル信号に変換し、ドプラ信号記憶回路 225 に保存する。

40

#### 【0027】

この場合、I/Q 信号検出部 205 は、所定の走査方向に対して行なわれる連続した複数回（L 回）の超音波送受信において得られる受信信号に対して直交位相検波を行なう。そして、この直交位相検波によって得られた I 成分（ドプラ信号の実数成分）及び Q 成分（ドプラ信号の虚数成分）を順次ドプラ信号記憶回路 225 に保存する。

#### 【0028】

次に、カラードプラ画像信号生成部 206 は、MTI フィルタ 226 と、自己相関器 227 と、演算器 228 を備えており、I/Q 信号検出部 205 のドプラ信号記憶回路 225 に保存されている同一走査方向における L 個の I/Q 信号を用いて周波数解析を行ない、更に、この解析結果に基づいてカラードプラ画像信号を生成する。

50

## 【0029】

前記カラードブラ画像信号生成部206のMTIフィルタ226は、高域通過用のデジタルフィルタであり、ドブラ信号記憶回路225に一旦保存されたIQ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ信号成分（クラッタ成分）の除去を行なう。

## 【0030】

また、自己相関器227は、MTIフィルタ226によって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して自己相関処理を行ない、演算器228は、この自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値や分散値などを2次元的に算出してカラードブラ画像データを生成する。

## 【0031】

次に、図1に戻って、画像データ記憶部207は、画像信号生成部310のBモード画像信号生成部204から走査単位で供給される加温前の参照画像信号や加温中あるいは加温後の治療画像信号を順次蓄積して参照画像データや治療画像データを生成し所定の画像データ記憶領域に保存する。又、画像一致度検出部230が検出した参照画像データと治療画像データとの一致度の情報を保存する画像一致度情報記憶領域と、上述の2つの画像データに基づいて得られた体内温度情報を保存する体内温度情報記憶領域を有している。

## 【0032】

一方、画像一致度検出部230は、図示しない演算回路を備え、加温前の腫瘍部位に対して予め生成された参照画像データと、加温中あるいは加温直後において略リアルタイムで生成された治療画像データとの相互相関係数を算出する。この場合、治療画像データの加温部位を除いた領域における画像データと、この領域と同一の領域における参照画像データとの相互相関演算を行なう。

## 【0033】

上記相互相関演算による画像一致度の検出方法につき図3を用いて説明する。図3(a)において、参照画像データの画素(p、q)における信号強度をA(p、q)、治療画像データの画素(p、q)における信号強度をB(p、q)とすれば、これらの画像データ間の相互相関係数 $\alpha_{AB}(k, s)$ は次式(1)によって求めることができる。

## 【数1】

$$\alpha_{AB}(k, s) = \frac{1}{N\sigma_A\sigma_B} \sum_{P=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - \bar{A})(B(p+k, q+s) - \bar{B})$$

$$\bar{A} = \frac{1}{N} \sum_{P=1}^P \sum_{q=1}^Q A(p, q) \quad \bar{B} = \frac{1}{N} \sum_{P=1}^P \sum_{q=1}^Q B(p+k, q+s)$$

$$\sigma_A^2 = \frac{1}{N} \sum_{P=1}^P \sum_{q=1}^Q (A(p, q) - \bar{A})^2 \quad \sigma_B^2 = \frac{1}{N} \sum_{P=1}^P \sum_{q=1}^Q (B(p, q) - \bar{B})^2$$

$$N = PQ \quad \dots(1)$$

## 【0034】

超音波プローブ201を任意の方向（例えばp方向）に移動させながらリアルタイムで生成された治療画像データと予め保存された参照画像データに対して、上式(1)の相互相関演算を行なった結果、図3(b)に示すように $k = k_1$ において $\alpha_{AB}(k, s)$ が最大値をもつ場合には、この位置で得られた治療画像データと参照画像データの画像間ズレは最小となり、このとき上述の2つの画像データは同一部位において生成されたものと見なすことができる。但し、図3(b)では、説明を簡単にするためにp方向の画像間ズレ

10

20

30

40

50

レについてのみ示したが、実際には q 方向や p - q 平面に垂直な方向（スライス方向）においても移動させながら相互相関演算を行ない、相互相関係数が最大となる治療画像データの画像断面位置を検出する。

#### 【0035】

一方、温度推定部 320 は、逆対数変換器 231 と演算回路 232 を備え、逆対数変換器 231 は、B モード画像信号生成部 204 の対数変換器 217 において対数変換されて生成された B モード画像データに対しlookupアップテーブルを用いて逆対数変換を行なう。一方、演算回路 232 は、逆対数変換された参照画像データと治療画像データの夫々対応する画素の値に対して差分演算を行ない、更に、超音波送受波方向における各画素の差分データを例えば被検体の体表から温度推定位置に至るまで積算することによって前記温度推定位置の温度を推定する。尚、このとき差分演算に使用される治療画像データは、画像一致度検出部 230 において参照画像データとの相互相関係数が最大となる画像断面で得られた治療画像データが用いられる。

10

#### 【0036】

以下、図 4 を用いて上述の温度推定法の原理を説明する。生体内に照射した超音波が組織の境界面で反射する場合の反射強度（ $I_x$ ）は、その境界を形成する 2 つの組織の各々における音速（ $C_x$ ）と密度（ $\rho_x$ ）の積で定義される音響インピーダンス（ $Z_x$ ）の差によって決定される。又、音速（ $C_x$ ）と密度（ $\rho_x$ ）は組織の温度（ $T_x$ ）に依存し、従って、組織の温度変化に伴って超音波の反射強度（ $I_x$ ）も変化する。

20

#### 【0037】

組織の音響インピーダンス（ $Z_x$ ）の温度依存性は臓器の組織性状によって異なるが、ここでは図 4 に示すように温度上昇に伴って音響インピーダンスが直線的に増加する場合を例に説明する。即ち、加温しない場合の体温（ $T_x = T_0$ ）における音響インピーダンスを  $Z_x = Z_0$  とし、この体温  $T_0$  に対して温度が  $\Delta T_1$  及び  $\Delta T_2$  だけ上昇した場合の音響インピーダンスの増加分を夫々  $\Delta Z_{01}$  及び  $\Delta Z_{02}$  とする。この場合、 $K_1$  を音響インピーダンスと温度との関係を決定する定数とすれば、 $\Delta Z_{01} = K_1 \Delta T_1$ 、 $\Delta Z_{02} = K_1 \Delta T_2$  の関係が成り立つ。

#### 【0038】

一方、図 5 は、超音波が反射する生体組織を模式的に示した図であり、加温前（ $T_x = T_0$ ）において音響インピーダンスが  $Z_0$ 、 $Z_0 + \Delta Z_1$ 、及び  $Z_0 + \Delta Z_2$  の領域 A1 乃至 A3 を有した組織に対して加温を行なった場合、領域 A1 乃至 A3 における温度は  $T_0$ 、 $T_0 + \Delta T_1$ 、及び  $T_0 + \Delta T_2$  に変化し、音響インピーダンスは夫々  $Z_0$ 、 $Z_0 + \Delta Z_{h1}$ 、及び  $Z_0 + \Delta Z_{h2}$  に変化する。ここで、 $Z_0 \gg \Delta Z_1$ 、 $\Delta Z_2$  及び  $T_0 \gg \Delta T_1$ 、 $\Delta T_2$  ならば、上記  $\Delta Z_{h1}$ 、及び  $\Delta Z_{h2}$  は式（2）によって示される。

30

#### 【数 2】

$$\Delta Z_{h1} = (Z_0 + \Delta Z_1) \{1 + K_1(T_0 + \Delta T_1)\} - Z_0 \approx \Delta Z_1 + K_1 Z_0 (T_0 + \Delta T_1)$$

$$\Delta Z_{h2} = (Z_0 + \Delta Z_2) \{1 + K_1(T_0 + \Delta T_2)\} - Z_0 \approx \Delta Z_2 + K_1 Z_0 (T_0 + \Delta T_2) \quad (2)$$

40

#### 【0039】

このような組織モデルにおいて加温前の領域 A1 と領域 A2 の境界 B1 における反射強度  $I_1$  及び領域 A2 と領域 A3 の境界 B2 における反射強度  $I_2$  は  $K_2$  を定数とすれば次式（3）で示される。



【数 3】

$$I_1 = \frac{K^2 \{(Z_0 + \Delta Z_1) - Z_0\}}{\{(Z_0 + \Delta Z_1) + Z_0\}} \approx \frac{K^2 \Delta Z_1}{2Z_0}$$

$$I_2 \approx \frac{K^2 (\Delta Z_2 - \Delta Z_1)}{2Z_0} \quad (3)$$

10

【0040】

同様にして加温後の加温後の境界 B 1 における反射強度  $I_{h1}$  及び境界 B 2 における反射強度  $I_{h2}$  は次式 (4) で示される。

【数 4】

$$I_{h1} = \frac{K^2 \{(Z_0 + \Delta Z_{h1}) - Z_0\}}{\{(Z_0 + \Delta Z_{h1}) + Z_0\}} \approx \frac{K^2 (\Delta Z_1 + K_1 Z_0 \Delta T_1)}{2Z_0}$$

20

$$I_{h2} \approx \frac{K^2 \{\Delta Z_2 - \Delta Z_1 + K_1 Z_0 (\Delta T_2 - \Delta T_1)\}}{2Z_0} \quad (4)$$

30

【0041】

従がって、境界 B 1 における参照画像データの反射強度  $I_1$  と治療画像データの反射強度  $I_{h1}$  の差  $\Delta I_1$ 、及び境界 B 2 における参照画像データの反射強度  $I_2$  と治療画像データの反射強度  $I_{h2}$  の差  $\Delta I_2$  は夫々下式 (5) のようになる。

【数 5】

$$\Delta I_1 = I_{h1} - I_1 = \frac{K^2 (\Delta Z_1 + K_1 Z_0 \Delta T_1)}{2Z_0} - \frac{K^2 \Delta Z_1}{2Z_0} = \frac{K \Delta T_1}{2} \quad (K = K_1 K_2)$$

40

$$\Delta I_2 = I_{h2} - I_2 = \frac{K (\Delta T_2 - \Delta T_1)}{2} \quad (5)$$

【0042】

即ち、領域 A 2 及び領域 A 3 における温度上昇分  $\Delta T_1$  及び  $\Delta T_2$  は  $\Delta T_1 = 2 \Delta I_1 / K_1$ 、 $\Delta T_2 = 2 (\Delta I_1 + \Delta I_2) / K_1$  によって推定することが可能となる。

【0043】

同様にして図示しない領域 A 4 以降の温度上昇分  $\Delta T_3$ 、 $\Delta T_4 \dots$  についても  $\Delta T_3 = 2 (\Delta I_1 + \Delta I_2 + \Delta I_3) / K_1$ 、 $\Delta T_4 = 2 (\Delta I_1 + \Delta I_2 + \Delta I_3 + \Delta I_4$

50

)/K1、・・・によって求めることができる。

#### 【0044】

但し $K = K1 * K2$ であり、この定数は例えばサーミスタを組織内に注入して収集された基礎データに基づいて予め設定することが可能であり、又、蓄積された多くの臨床データに基づいて設定してもよい。

#### 【0045】

図6は、超音波送受波方向における加温前後の超音波反射強度と体内温度の関係を模式的に示した図であり、図6(a)は音響インピーダンスの異なる組織の境界面位置を示す反射体モデルを、又、図6(b)及び(c)は加温前の反射強度(I)と加温後の反射強度(Ih)を示している。更に、図6(d)は、加温前後の反射強度の差分(Ih-I)を、図6(e)は、前記差分を超音波送受波方向に順次積分することによって得られる温度推定値の分布を示している。

10

#### 【0046】

再び図1に戻って、表示部208は、図示しない表示用画像データ生成回路と、変換回路と、カラーモニタを備え、画像データ記憶部207に保存されたBモード画像データやカラードプラ画像データの表示を行なう。特に、治療画像データと参照画像データの一致度情報や治療画像データと参照画像データの比較によって推定された2次元の体内温度分布を治療画像データに重畳表示する。

#### 【0047】

即ち治療画像データと画像一致度情報、あるいは治療画像データと体内温度分布情報は、表示部208の表示用画像データ生成回路において、操作部209から入力された付帯データと共に合成される。そして、合成された表示用画像データは、変換回路においてD/A変換とテレビフォーマット変換が行なわれて映像信号に変換され、カラーモニタに表示される。

20

#### 【0048】

次に、操作部209は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備え、患者情報、画像データ収集モード、更には各種コマンド信号の入力が行なわれる。そして、システム制御部210は、操作部209からの指示信号に基づいて、送受信部300、画像信号生成部310、画像一致度検出部230、温度推定部320、更には表示部208などの各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

30

#### 【0049】

(体内温度の推定手順)

次に、本実施例における超音波診断装置100の基本動作と、この超音波診断装置100による体内温度の推定手順につき図1乃至図8を用いて説明する。尚、図7は、本実施例における体内温度の推定手順を示すフローチャートである。

#### 【0050】

被検体に対する超音波検査に先だって、操作者は、操作部209の入力デバイスを用いて患者IDなどの患者情報、走査モード、画像データ収集モード、表示モード等の入力や設定を行なう。この場合、走査モードとしてセクタ走査が、画像データ収集モードとしてBモード画像データの収集モードが選択される。(図7のステップS1)。

40

#### 【0051】

(参照画像データの生成と保存)

これらの初期設定が完了したならば、被検体の腫瘍部位における加温前のBモード画像データを参照画像データとして生成する。即ち、システム制御部210は、図2に示した超音波送信部202のレートパルス発生器211に対して送信制御信号を供給し、レートパルス発生器211は、システム制御部210からの制御信号に同期して被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

#### 【0052】

50

次いで、送信遅延回路 2 1 2 は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、第 1 の走査方向 ( $\theta 1$ ) に超音波を送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 2 1 3 に供給する。そして、パルサ 2 1 3 は、レートパルスの駆動によって生成される駆動信号を、ケーブルを介して超音波プローブ 2 0 1 における N 個の圧電振動子に供給し、被検体の  $\theta 1$  方向に超音波パルスを放射する。

【0053】

被検体に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。そして、被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波（受信超音波）は、超音波プローブ 2 0 1 の圧電振動子によって受信されて電気信号（受信信号）に変換され、この受信信号は、超音波受信部 2 0 3 における N チャンネルの独立な

10

【0054】

受信遅延回路 2 1 5 は、所定の深さからの超音波を収束するための集束用遅延時間と、前記第 1 の走査方向に強い受信指向性をもたせて受信するための偏向用遅延時間を前記受信信号に与えた後、加算器 2 1 6 に供給する。そして、加算器 2 1 6 は、受信遅延回路 2 1 5 から出力される N チャンネルの受信信号（RF 信号）を加算合成し、1 つの受信信号（RF 信号）に纏めた後、B モード画像信号生成部 2 0 4 と I Q 信号検出部 2 0 5 に供給する。

【0055】

そして、B モード画像信号生成部 2 0 4 に供給された加算器 2 1 6 の出力信号は、対数変換、包絡線検波、A/D 変換がなされた後、図 1 の画像データ記憶部 2 0 7 おける B モード画像データ記憶領域に一旦保存される。

20

【0056】

尚、超音波受信部 2 0 3 における加算器 2 1 6 の出力は、I Q 信号検出部 2 0 5 において I Q 信号に変換され、カラードプラ画像信号生成部 2 0 6 は前記 I Q 信号に基づいてカラードプラ画像信号の生成を行なうが、カラードプラ画像信号の生成は本実施例では必ずしも必要としないため詳細な説明は省略する。

【0057】

次いで、システム制御部 2 1 0 は、第 2 の走査方向乃至第 M の走査方向に対しても同様な超音波送受信を行なう。そして、このとき得られた B モード画像信号は、画像データ記憶部 2 0 7 における B モード画像データ記憶領域に順次保存される。即ち、画像データ記憶部 2 0 7 では第 1 の走査方向乃至第 M の走査方向において収集された B モード画像信号が順次保存されて 1 画像分の B モード画像データが生成される

30

以上の手順を繰り返して時系列的に生成された複数枚の B モード画像データは表示部 2 0 8 において略リアルタイム表示される。このとき、システム制御部 2 1 0 は、画像データ記憶部 2 0 7 から B モード画像データを読み出して図示しない表示用画像データ生成部の記憶回路に一旦保存した後、変換回路において D/A 変換と TV フォーマット変換を行ないカラーモニタに表示する。

【0058】

一方、操作者は、表示部 2 0 8 に表示される B モード画像データを観察しながら超音波プローブ 2 0 1 を被検体の体表面において移動させ、腫瘍部位に対する画像断面の最適位置を設定する。そして、システム制御部 2 1 0 は、この最適位置において得られた B モード画像データを参照画像データとして画像データ記憶部 2 0 7 の参照画像データ記憶領域に保存する（図 7 のステップ S 2）。

40

【0059】

（腫瘍部位に対する加温）

次に、被検体の腫瘍部位に対して加温治療が行なわれる。本実施例では、予め被検体の体表（腹壁）に穿刺されたトラカールを介して腹腔内に挿入された筒状のアプリケータを用いて腫瘍部位の加温を行なう、所謂マイクロ波治療を例に説明するが、この方法に限定されるものではなく、RF 波や超音波の照射等他の加温方法であってもよい。

50

## 【0060】

この場合、アプリケーションの先端部にはマイクロ波発生部が内蔵され、このマイクロ波発生部とマイクロ波発信器はアプリケーションの内部を挿通する中継ケーブルによって接続される。そして、操作者は、トラカールを介してアプリケーションの先端部を腫瘍部位の略中央部に挿入した後、マイクロ波発信器から出力される駆動信号をマイクロ波発生部に供給してマイクロ波を照射し、腫瘍部位の加温を行なう（図7のステップS3）。

## 【0061】

（治療画像データの生成及び参照画像データとの一致度の計測）

一方、超音波診断装置100は、加温が開始されてから所定時間後の腫瘍部位におけるBモード画像データ（治療画像データ）を、上述の加温前におけるBモード画像データの生成と同様の手順によって生成し、画像データ記憶部207の治療画像データ記憶領域に一旦保存する（図7のステップS4）。 10

## 【0062】

一方、画像一致度検出部230は、画像データ記憶部207の参照画像データ記憶領域に保存されている参照画像データとリアルタイムで得られる上記加温後の治療画像データを読み出し、図3に示した相互相関処理によって画像データ間の一致度を検出する。このとき表示部208のカラーモニタには図8に示すように、例えば治療画像データが表示部208のカラーモニタにリアルタイム表示され、この治療画像データには、腫瘍部位401と加温領域（即ち、加温によって超音波反射強度が増大した領域）402が示されている。又、相互相関係数の値によって決定される一致度指数に対応したカラーバー404が表示されている。 20

## 【0063】

表示された治療画像データにおいて、操作者は加温領域402から離れた領域に、例えば4つの一致度検出領域404-1乃至404-4を設定する。但し、この一致度検出領域404-1乃至404-4はステップS1の初期設定時に予め設定し、治療画像データが表示された時点でその位置を更新させてもよい。

## 【0064】

次に、画像一致度検出部230は、設定あるいは更新された一致度検出領域403-1乃至403-4における治療画像データと参照画像データとの間で相互相関係数を算出し、その値に対応した色調を前記一致度検出領域403-1乃至403-4の各々に表示する（図7のステップS5）。 30

## 【0065】

この一致度情報も治療画像データと同様に略リアルタイムで表示部208に表示される。従って、操作者は、上述のステップS4とステップS5を繰り返し、一致度検出領域に表示される色調を観察しながら超音波プローブ201の位置を微調整させて参照画像データと同一画像断面における治療画像データの収集を行なう（図7のステップS4乃至ステップS6）。このとき、4つの一致度検出領域403-1乃至403-4の何れかにおいて低い一致度指数の色調が表示された場合には、超音波プローブ201を煽ることによって最適な画像断面を設定することができる。

## 【0066】

（温度の推定と表示） 40

参照画像データと同一な治療画像データの画像断面が設定されたならば、この画像断面にて得られる治療画像データと参照画像データを用いて加温領域402における温度の推定を行なう。即ち、温度推定部320は、画像データ記憶部207に保存されている参照画像データと治療画像データを読み出して逆対数変換器231に供給し、各々の画素値を逆対数変換する。

## 【0067】

一方、温度推定部320の演算回路232は、逆対数変換された参照画像データと治療画像データに対して、既に図6において述べたように互いに対応した画素における画素値の差分値を求め（図7のステップS7）、更に、この差分値を超音波送受波方向において 50

、例えば体表から温度推定位置に至るまで順次積分することによって前記温度推定位置の温度を推定する（図7のステップS8）。

#### 【0068】

このような演算を治療画像データの所望の領域における複数の温度推定位置に対して行ない、得られた温度情報を治療画像データに重畳してカラーマップ表示する（図7のステップS9）。尚、本実施例では、温度情報と治療画像データがリアルタイムで重畳表示されるため、治療画像データの表示と腫瘍部位に対する加温を並行して行なうことにより、腫瘍部位やその周辺における温度変化をリアルタイムで観察することが可能となる。

#### 【0069】

（変形例）

10

次に、本実施例の変形例について説明する。上述の実施例における参照画像データ及び治療画像データの画像断面の設定では、予め選択された参照画像データとの相互相関係数が最大となるように治療画像データの画像断面位置を設定したが、この変形例では、所望の治療画像データとの相互相関係数が最大となるような参照画像データを予め得られた加温前の3次元Bモード画像データの中から自動抽出して生成する。

#### 【0070】

この3次元Bモード画像データは、例えば、超音波プローブ201をマニュアルあるいは機械的に画像断面と直角の方向（スライス方向）に移動させるか、あるいは電気音響変換素子が2次元配列された2次元アレイ超音波プローブを用いることによって得られ、画像データ記憶部207のBモード画像データ記憶領域に保存される。

20

#### 【0071】

次いで、保存された3次元Bモード画像データの中から前記治療画像データとの一致度が最大となる2次元Bモード画像データを自動抽出し、参照画像データとして設定する。この変形例の方法は、超音波プローブ201を被検体の体表面における同一部位に固定したまま参照画像データと治療画像データの収集を行なう場合のように、画像間のズレが比較的少ない場合に好適である。

#### 【0072】

以上述べた本実施例によれば、加温前の参照画像データと加温中あるいは加温後の治療画像データにおける画素値の差分情報に基づいて体内温度を推定しているため、演算に要する時間が短く、従って体内の2次元温度分布をリアルタイムで観察することが可能となる。又、温度情報が重畳表示された治療画像データがリアルタイム表示されるため、腫瘍部位における治療画像データの生成と加温治療を並行して行なうことにより、腫瘍部位やその周辺における温度変化をリアルタイムで観察することができる。

30

#### 【0073】

一方、本実施例の変形例によれば、治療画像データと同一の断面における参照画像データは、加温前に予め収集された3次元画像情報の中から自動的に抽出して生成することができるため操作者の負担を大幅に軽減することが可能となる。

#### 【0074】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、画像一致度の検出は、Bモード画像信号生成部から得られた画像信号（画像データ）を用いて行なったが、超音波受信部の出力信号であるRF信号やIQ信号検出部の出力信号であるIQ信号を用いてもよい。

40

#### 【0075】

一方、上述の実施例において、検出された一致度情報を治療画像データに重畳表示したが参照画像データに重畳表示してもよい。又、このときの一致度検出領域は加温の影響が及ばない腫瘍周囲の全領域において行なってもよい。この場合、演算時間は増大するが、より正確な一致度情報を得ることができる。

#### 【0076】

更に、2次元アレイプローブを用いた場合には、3次元画像情報を短時間で得ることができるため、参照画像データと同一な画像断面における治療画像データを予め収集された

50

3次元治療画像データの中から自動抽出して生成してもよい。

【0077】

又、本実施例における温度推定部の演算回路は、参照画像データ及び治療画像データにおいて発生しているスペckル雑音を低減するためのフィルタリング処理を各々の画像データに対して行なった後、各画素値の差分演算を行なってもよい。

【0078】

ところで、上述の実施例では画素値の差分演算によって温度変化量を推定する場合について述べたが、加温しない部位における温度に上記温度変化量を合成することによって加温部の絶対温度あるいは絶対温度分布を推定することも可能である。この場合の加温しない部位における温度は、予め設定した平均体温（例えば、36.5℃）を用いてもよいが、被検体に対して事前に計測して得られた温度を用いてもよい。 10

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例における送受信部及び画像デ信号生成部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例における画像一致度の検出方法を示す図。

【図4】生体軟部組織における音響インピーダンスの温度依存性を示す図。

【図5】超音波が反射する生体組織の模式図。

【図6】本発明の実施例における加温前後の超音波反射強度と体内温度の関係を模式的に示す図。 20

【図7】同実施例における体内温度の推定手順を示すフローチャート。

【図8】同実施例の表示部において、治療画像データと参照画像データとの一致度を検出するための一致度検出領域が重畳表示された治療画像データを示す図。

【図9】本発明に対する従来技術を示す図。

【符号の説明】

【0080】

100…超音波診断装置

201…超音波プローブ

202…超音波送信部

203…超音波受信部

204…Bモード画像信号生成部

205…IQ信号検出部

206…カラードプラ画像信号生成部

207…画像データ記憶部

208…表示部

209…操作部

210…システム制御部

230…画像一致度検出部

231…逆対数変換器

232…演算回路

300…送受信部

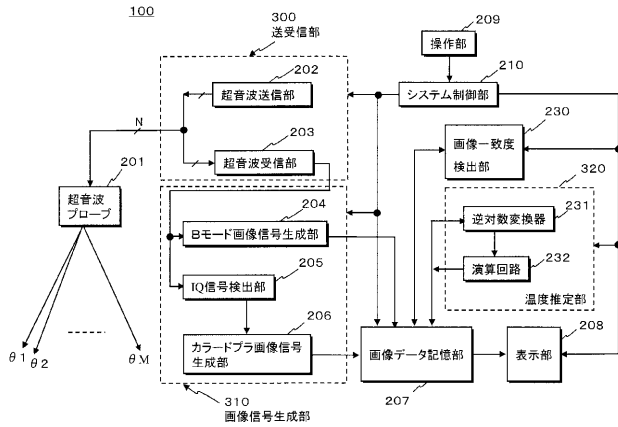
310…画像信号生成部

320…温度推定部

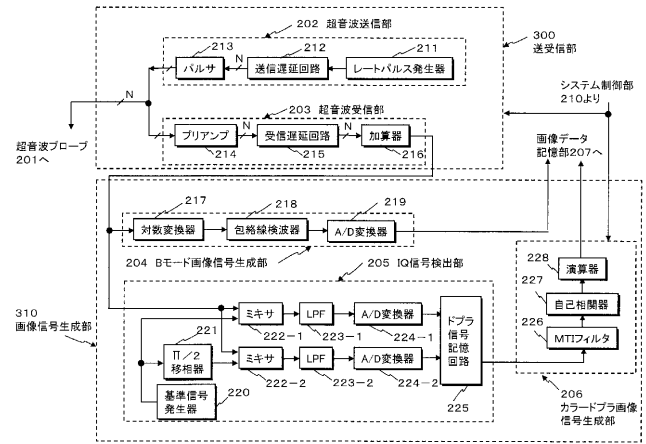
30

40

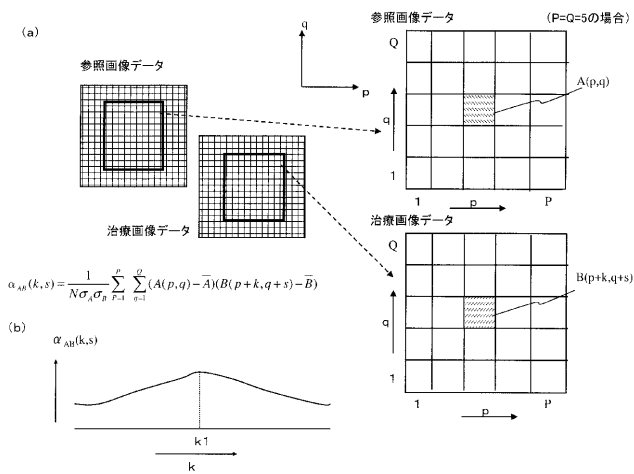
【図 1】



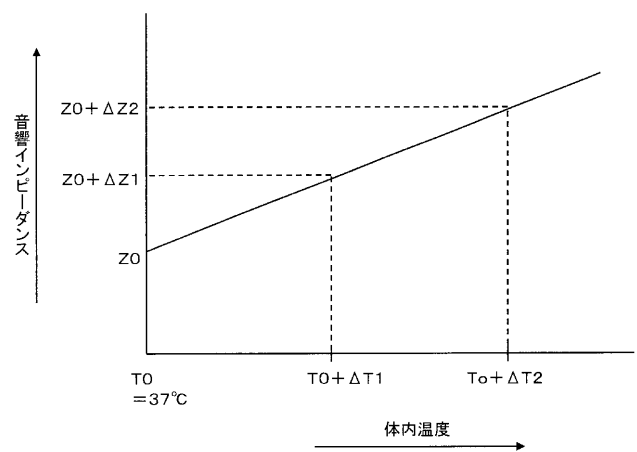
【図 2】



【図 3】

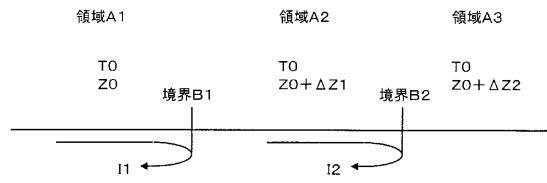


【図 4】

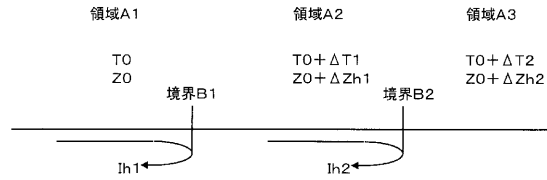


【図 5】

(a) 加温前

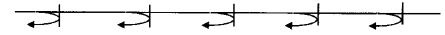


(b) 加温後

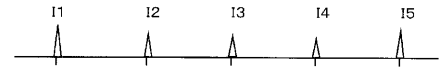


【図 6】

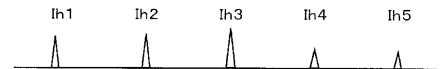
(a) 反射体モデル



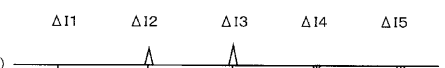
(b) 加温前の反射強度(I)



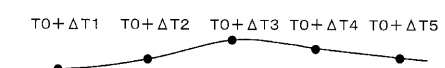
(c) 加温後の反射強度(Ih)



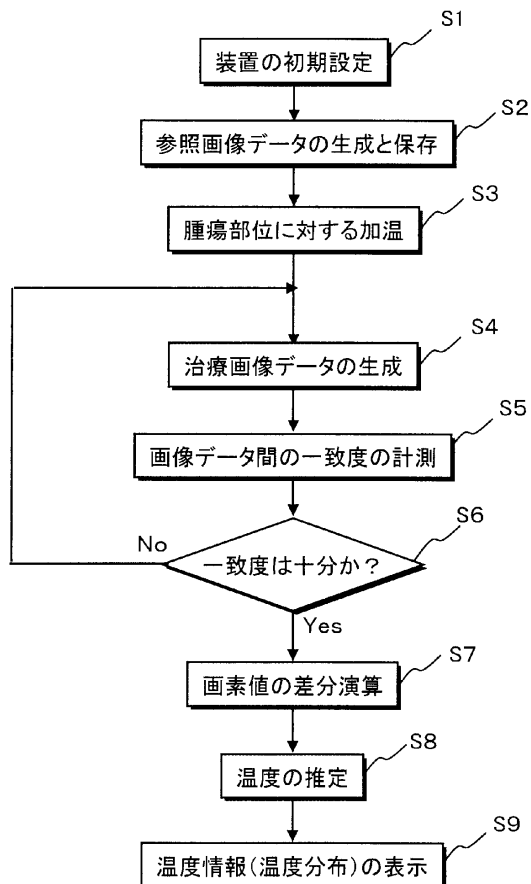
(d) 反射強度の差分(Ih-I)



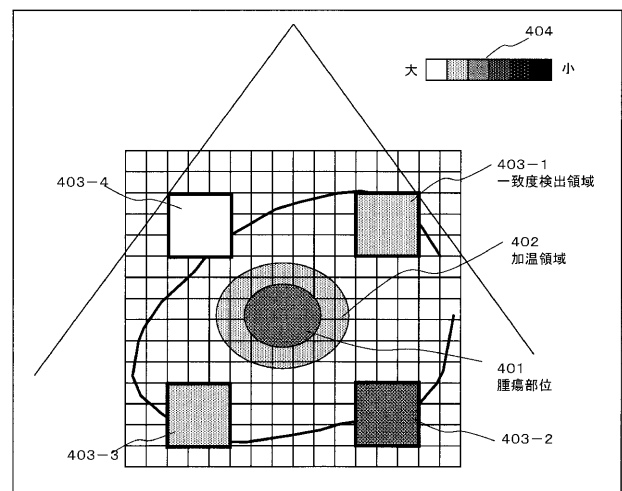
(e) 温度推定値



【図 7】

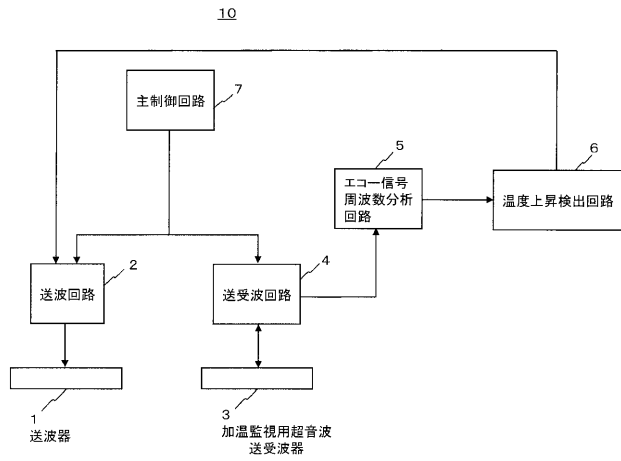


【図 8】





【図 9】



|                |                                                                                                                                                                                                       |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                                                                                                                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2005270291A</a>                                                                                                                                                                         | 公开(公告)日 | 2005-10-06 |
| 申请号            | JP2004086748                                                                                                                                                                                          | 申请日     | 2004-03-24 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                                                                                                                                                                    |         |            |
| [标]发明人         | 川岸哲也                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| 发明人            | 川岸 哲也                                                                                                                                                                                                 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                                                                                                                                              |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14                                                                                                                                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD22 4C601/DE04 4C601/EE16 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/JB24 4C601/JB36 4C601/JB41 4C601/JC18 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK12 |         |            |
| 代理人(译)         | 堀口博                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                             |         |            |

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种能够在加热处理中准确且容易地测量体内温度的超声波诊断装置。 超声诊断设备（100）通过波发送/接收单元（300），图像信号生成单元（310）和图像数据存储单元（207）来生成并存储针对对象的超声图像数据。 然后，图像一致检测单元230检测图像之间的一致程度，以检测在与加热之前预先获得的第一图像数据相同的图像截面中是否正在加热肿瘤部位。 通过设置后续的第二图像数据，温度估计单元320将上述两个图像数据的对应像素中的像素值的差值沿超声波发送/接收方向积分到温度估计点为止。 估计温度估计点处的温度。 [选型图]图1

