

(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2011-62359

(P2011-62359A)

(43) 公開日 平成23年3月31日(2011.3.31)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-216007 (P2009-216007)
(22) 出願日 平成21年9月17日 (2009.9.17)(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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラム

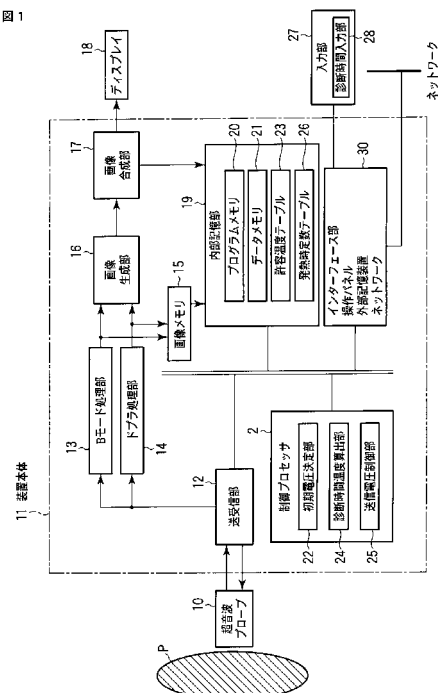
(57) 【要約】

【課題】超音波プローブを高感度で使用してその性能を十分発揮すること。

【解決手段】超音波プローブにおける超音波の送信条件に対応する無限時間後の第1の許容温度値と目標温度値とに基づいて超音波プローブに対するデフォルト電圧を決定し、操作入力された診断時間に基づいて超音波プローブの診断時間内での第2の許容温度値を算出し、少なくともデフォルト電圧と第2の許容温度値とに基づいて超音波プローブに印加する新たな送信駆動電圧を設定する。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブから超音波を送信するための送信駆動電圧を制御する超音波診断装置において、

前記超音波プローブにおける前記超音波の送信条件に対応する無限時間後の第 1 の許容温度値と目標温度値とに基づいて前記超音波プローブに対する初期電圧を決定する初期電圧決定部と、

前記超音波プローブを駆動させる診断時間を操作入力する診断時間入力部と、

前記診断時間入力部から操作入力された前記診断時間に基づいて前記超音波プローブの前記診断時間内での第 2 の許容温度値を算出する診断時間温度算出部と、

少なくとも前記初期電圧と前記第 2 の許容温度値とに基づいて前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧を制御する送信電圧制御部と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信電圧制御部は、前記超音波プローブの温度を検出する温度センサにより検出される前記温度が予め設定された規定温度になった

場合には、前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧を少なくとも低下させ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 3】

前記超音波プローブの駆動時間を計測するタイマと、

前記タイマの計測される前記超音波プローブの駆動時間が前記診断時間を越えるか否かを判断する判断部と、

前記判断部が前記超音波プローブの駆動時間が前記診断時間を越えると判断した場合には、少なくとも前記超音波プローブの駆動時間が前記診断時間を越える旨を報知する報知部と、

を有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 4】

前記超音波プローブの駆動時間を計測するタイマを有し、

前記送信電圧制御部は、前記タイマに計測により前記超音波プローブの駆動時間が前記診断時間を越えるか否かを判断し、前記超音波プローブの駆動時間が前記診断時間を越えると、前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧を少なくとも前記初期電圧に制御する、

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 5】

前記送信電圧制御部は、前記超音波プローブの駆動時間が前記診断時間を越えると、前記送信駆動電圧の前記超音波プローブへの印加を停止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 6】

前記診断時間温度算出部は、前記診断時間に対して診断の延長時間を追加し、当該延長時間の追加された診断時間に基づいて前記第 2 の許容温度値を算出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 7】

前記診断時間温度算出部は、前記目標温度値を S_T 、前記診断時間を t_1 、発熱時定数を T とすると、前記診断時間 t_1 内での前記第 2 の許容温度値 S_{T1} を、

$$S_{T1} = S_T \times (1 - e^{-t_1 / T})$$

により算出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 8】

前記送信電圧制御部は、前記初期電圧を V_d 、前記目標温度値を S_T 、前記診断時間 t_1 内での前記第 2 の許容温度値を S_{T1} とすると、前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧 V_n を、

$$V_n = V_d \times (S_T / S_{T1})^{1/2}$$

により算出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 9】

前記診断時間入力部は、前記操作入力された前記診断時間の履歴に基づいて前記診断時間を入力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 10】

超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、超音波プローブにおける超音波の送信条件に対応する無限時間後の第 1 の許容温度値と目標温度値とに基づいて前記超音波プローブに対する初期電圧を算出させる算出機能と、

操作入力された診断時間に基づいて前記超音波プローブの前記診断時間内での第 2 の許容温度値を算出させる算出機能と、

少なくとも前記初期電圧と前記第 2 の許容温度値とに基づいて前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧を設定させる設定機能と、

を実現させることを特徴とする超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブを駆動して被検体を診断するときの診断時間に係わらず高感度で超音波プローブを動作させる超音波診断装置及び超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、生体等の被検体に対する超音波診断を行う上での安全規格上、超音波プローブを動作させて無限時間経過後の表面温度に対する許容温度の上限が定められている。この安全規格を遵守するために、超音波診断装置は、超音波プローブを動作させた状態での無限時間経過後の超音波プローブの表面温度が許容温度の上限を超えないように、超音波プローブから送信する超音波の送信パワーを制御する必要がある。

【0003】

上記無限時間経過後の超音波プローブの表面温度は、例えば超音波プローブの種類、送信条件例えば送信波形、送信ウェイトイング (weighting)、送信周波数、送信フォーカス (focus) 等の条件、特に超音波プローブに印加する送信駆動電圧に依存している。

超音波プローブの送信パワーの制御方法は、超音波プローブに印加する送信駆動電圧を低下させ、無限時間経過後の超音波プローブの表面温度が許容温度の上限を超えないようにするのが一般的である。

【0004】

図 10 は超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムの流れ図を示す。超音波診断装置の駆動電圧算出ユニット 1 は、送信条件として例えば送信波形、送信weighing、送信周波数、送信フォーカス等を入力する。この駆動電圧算出ユニット 1 は、例えば図 11 に示すような送信電圧毎の許容電圧テーブル 2 を有する。この送信電圧毎の許容電圧テーブル 2 には、例えば送信波形、送信ウェイトイング、送信周波数、送信フォーカス等の送信条件毎の超音波プローブの送信駆動電圧に対する無限時間経過後の相対飽和温度が記憶されている。

【0005】

この駆動電圧算出ユニット 1 は、目標温度値 (相対温度上限値) 4 と許容電圧テーブル 2 に記憶されている無限時間経過後の相対飽和温度とを比較して超音波プローブの送信駆動電圧を求め、この送信駆動電圧を初期電圧 (以下、デフォルト (Default) 電圧と称する) V_d として決定し、このデフォルト電圧 V_d から超音波プローブに対する送信駆動電圧 V_s を設定する。

超音波診断を行う上での安全規格を遵守する超音波診断装置の技術としては、例えば特許文献 1 がある。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2003-70784公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムは、目標温度値と無限時間経過後の相対飽和温度とを比較して送信駆動電圧 V_s を設定しているので、この送信駆動電圧 V_s での超音波プローブの表面温度は、無限時間経過後の相対飽和温度に制限され、かつ送信

10

【0008】

超音波プローブは、表面温度が目標温度値の近傍になると、超音波送受信の感度が高くなり、その性能が十分に発揮される。しかしながら、上記の如く超音波プローブの表面温度は、無限時間経過後の相対飽和温度に制限されるので、表面温度が目標温度値に到達するのに時間が掛かる。

【0009】

超音波プローブを駆動して被検体の診断に使用するのは、超音波プローブを駆動開始してから直ぐであることが多く、超音波プローブの表面温度が目標温度値に到達する以前のか

20

【0010】

本発明の目的は、超音波プローブを高感度で使用してその性能を十分発揮できる超音波診断装置及び超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の主要な局面に係る超音波診断装置は、超音波プローブから超音波を送信するための送信駆動電圧を制御するもので、前記超音波プローブにおける前記超音波の送信条件に対応する無限時間後の第1の許容温度値と目標温度値とに基づいて前記超音波プローブに対する初期電圧を決定する初期電圧算出部と、前記超音波プローブを駆動させる診断時間を操作入力する診断時間入力部と、前記診断時間入力部から操作入力された前記診断時間に基づいて前記超音波プローブの前記診断時間内での第2の許容温度値を算出する診断時間温度算出部と、少なくとも前記初期電圧と前記第2の許容温度値とに基づいて前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧を制御する送信電圧制御部とを具備する。

30

【0012】

本発明の主要な局面に係る超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムは、超音波診断装置に内蔵されたコンピュータに、超音波プローブにおける超音波の送信条件に対応する無限時間後の第1の許容温度値と目標温度値とに基づいて前記超音波プローブに対する初期電圧を算出させる算出機能と、操作入力された診断時間に基づいて前記超音波プローブの前記診断時間内での第2の許容温度値を算出させる算出機能と、少なくとも前記初期電圧と前記第2の許容温度値とに基づいて前記超音波プローブに印加する前記送信駆動電圧を設定させる設定機能と、を実現させる。

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、超音波プローブを高感度で使用してその性能を十分発揮できる超音波診断装置及び超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態を示す構成図。

50

【図 2】同装置における超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムを示す流れ図。

【図 3】同装置における超音波プローブの送信駆動電圧制御フローチャート。

【図 4】同装置における超音波プローブの表面温度の温度上昇を示す図。

【図 5】本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施の形態を示す構成図。

【図 6】同装置における超音波プローブの送信駆動電圧制御フローチャート。

【図 7】同装置における超音波プローブの表面温度の温度変化を示す図。

【図 8】本発明に係る超音波診断装置の第 3 の実施の形態における超音波プローブの送信駆動電圧制御フローチャート。

【図 9】同装置における超音波プローブの表面温度の温度上昇を示す図。

【図 10】従来の超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムを示す流れ図。

【図 11】同方法に用いられる超音波プローブの送信駆動電圧に対する無限時間経過後の相対飽和温度を記憶する送信電圧毎の許容電圧テーブルを示す模式図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の第 1 の実施の形態について図面を参照して説明する。

図 1 は超音波診断装置の構成図を示す。同図に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 10、装置本体 11、送受信部 12、B モード処理部 13、ドプラ処理部 14、画像メモリ 15、画像生成部 16、画像合成部 17、ディスプレイ 18、制御プロセッサ 2、内部記憶部 19、入力部 27、インタフェース部 30 を具備している。

【0016】

超音波プローブ 10 は、送受信ユニット 12 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リング材等を有している。当該超音波プローブ 10 から被検体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 10 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。

【0017】

送受信部 12 は、送信系としてのパルス発生器、遅延回路およびパルサを有している。パルサでは、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。パルス発生器は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 10 に駆動パルスを印加する。

【0018】

また、送受信部 12 は、受信系としてのプリアンプ、A/D 変換器、受信遅延部、加算器 2 等を有している。プリアンプでは、超音波プローブ 10 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。受信遅延部は、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。

【0019】

B モード処理部 13 は、検波器、対数圧縮器を有している。検波器は、送受信部 12 からエコー信号を受け取り、包絡線検波処理を実行する。対数圧縮器は、検波後のエコー信号に対して対数増幅を施し、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。

【0020】

ドプラ処理部 14 は、送受信部 12 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解

10

20

30

40

50

析し、ドブ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。得られた血流情報は、所定の処理を受けた後、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてカラー表示される。

【 0 0 2 1 】

画像メモリ 15 は、フレーム毎の画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動画的に再生することが可能である。

【 0 0 2 2 】

画像生成部 16 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。画像生成部 16 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成ユニット 25 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

10

【 0 0 2 3 】

画像合成部 17 は、画像生成部 16 において生成された超音波画像を、所定のレイアウトに従って文字情報等と合成し、ビデオ信号をディスプレイ 18 に出力する。

【 0 0 2 4 】

ディスプレイ 18 は、画像合成部 17 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

20

【 0 0 2 5 】

入力部 27 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本超音波診断装置本体にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。さらに、入力部 27 は、診断時間入力部 28 を有している。この診断時間入力部 28 は、医師等のユーザのマニュアル操作を受けて超音波プローブ 10 を駆動させる診断時間を操作入力するものである。

インタフェース部 30 は、入力デバイス、記憶媒体、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。当該装置において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 30 を介して、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

30

【 0 0 2 6 】

内部記憶部 19 は、各種スキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報 (患者 ID、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また必要に応じて、画像メモリ 15 中の画像の保管などにも使用される。内部記憶部 19 のデータは、インタフェース部 30 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。

【 0 0 2 7 】

さらに、内部記憶部 19 は、許容温度テーブル 23 と、プログラムメモリ 20 と、データメモリ 21 と、発熱時定数テーブル 26 とを有している。

【 0 0 2 8 】

許容温度テーブル 23 には、例えば送信波形、送信ウェイティング、送信周波数、送信フォーカス等の送信条件毎の超音波プローブ 10 の送信駆動電圧に対する無限時間経過後の相対飽和温度が記憶されている。

40

発熱時定数テーブル 26 には、例えば送信波形、送信ウェイティング、送信周波数、送信フォーカス等の送信条件毎の超音波プローブ 10 の発熱時定数 T のデータが記憶されている。

【 0 0 2 9 】

プログラムメモリ 20 には、超音波プローブ 10 の送信駆動電圧を制御するためのプログラムが予め記憶されている。この送信駆動電圧制御プログラムは、超音波プローブ 10 における超音波の送信条件に対応する無限時間後の第 1 の許容温度値と目標温度値とに基づいて超音波プローブ 10 に対するデフォルト電圧 Vd を決定し、操作入力された診断時

50

間に基づいて超音波プローブ 10 の診断時間内での第 2 の許容温度値を算出し、少なくともデフォルト電圧 V_d と第 2 の許容温度値とに基づいて超音波プローブ 10 に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を設定する。

【0030】

制御プロセッサ 2 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。また、制御プロセッサ 2 は、プログラムメモリ 20 に記憶されている送信駆動電圧制御プログラムを実行することにより、初期電圧決定部 22 と、診断時間入力部 28 と、診断時間温度算出部 24 と、送信電圧制御部 25 との各機能を有する。

初期電圧決定部 22 は、超音波プローブ 10 における超音波の送信条件に対応する無限時間後の第 1 の許容温度値と目標温度値とに基づいて超音波プローブ 10 に対するデフォルト電圧 V_d を決定する。

診断時間温度算出部 24 は、診断時間入力部 28 からマニュアル操作入力された診断時間に基づいて超音波プローブ 10 の診断時間内での第 2 の許容温度値を算出する。具体的に、診断時間温度算出部 24 は、目標温度値を ST 、診断時間を t_1 、超音波プローブ 10 の発熱時定数を T とすると、診断時間 t_1 内での第 2 の許容温度値 ST_1 を、

$$ST_1 = ST \times (1 - e^{-t_1 / T}) \quad \dots (1)$$

により算出する。

【0031】

送信電圧制御部 25 は、少なくともデフォルト電圧 V_d と第 2 の許容温度値 ST_1 とに基づいて超音波プローブ 10 に印加する送信駆動電圧を制御するもので、デフォルト電圧を V_d 、目標温度値を ST 、診断時間 t_1 内での第 2 の許容温度値を ST_1 とすると、超音波プローブ 10 に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を、

$$V_n = V_d \times (ST / ST_1)^{1/2} \quad \dots (2)$$

により算出する。

【0032】

次に、上記の如く構成された装置における送信駆動電圧の制御方法について図 2 に示す超音波プローブの送信駆動電圧制御プログラムを示す流れ図及び図 3 に示す送信駆動電圧制御フローチャートを参照して説明する。

医師等のユーザのマニュアル操作を受けて診断時間入力部 28 は、ステップ # 1 において、超音波プローブ 10 を駆動させる診断時間 t_1 を操作入力する。

【0033】

次に、駆動電圧算出ユニット 1 は、送信条件として例えば送信波形、送信ウェイトイング、送信周波数、送信フォーカス等を入力する。この駆動電圧算出ユニット 1 は、上記同様に、目標温度値（相対温度上限値） ST と上記図 11 に示す許容電圧テーブル 3 に記憶されている無限時間経過後の相対飽和温度とを比較して超音波プローブ 10 の送信駆動電圧を求め、この送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d として決定する。

これと共に、駆動電圧算出ユニット 1 は、送信条件である例えば送信波形、送信ウェイトイング、送信周波数、送信フォーカス等に対応する超音波プローブ 10 の発熱時定数 T のデータを発熱時定数テーブル 26 から読み出す。

【0034】

一方、診断時間温度算出部 24 は、ステップ # 2 において、診断時間入力部 28 からマニュアル操作入力された診断時間 t_1 と、目標温度値 ST と、超音波プローブ 10 の発熱時定数 T とを用いて上記式 (1) を演算し、診断時間 t_1 内での第 2 の許容温度値 ST_1 を算出する。

次に、送信電圧制御部 25 は、ステップ # 3 において、目標温度値 ST と、診断時間 t_1 内での第 2 の許容温度値 ST_1 とを上記式 (2) により温度の比率算出を行い、かつこの温度の比率をデフォルト電圧 V_d に乗算して超音波プローブ 10 に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を算出する。

次に、駆動電圧算出ユニット 1 は、送信電圧制御部 25 により算出された新たな送信駆

10

20

30

40

50

動電圧 V_n を設定する。これにより、超音波プローブ 10 は、送受信部 12 からの新たな送信駆動電圧 V_n を受けて超音波を送信すると共に、被検体 P からの反射波を受信することを開始するので、医師等のユーザは、当該超音波プローブ 10 を用いて例えば人体等の生体である被検体 P の診断が可能となる。

【0035】

この診断中、超音波プローブ 10 には、新たな送信駆動電圧 V_n が時間の経過と共に印加されるので、超音波プローブ 10 の表面温度 T_{vn} は、例えば図 3 に示すように診断時間 t_1 時に目標温度値 S_T に到達する。この超音波プローブ 10 の表面温度 T_{vn} の温度上昇は、従来のように目標温度値と無限時間経過後の相対飽和温度とを比較して送信駆動電圧 V_s を設定しての超音波プローブ 10 の表面温度 T_{vn} の温度上昇よりも速く、かつ診断時間 t_1 内において目標温度値 S_T に到達する。これにより、超音波プローブ 10 は、表面温度 T_{vn} が目標温度値 S_T の近傍に速く到達でき、超音波送受信の感度を高い状態で駆動でき、その性能を十分に発揮して被検体の診断に使用できる。

10

【0036】

このように上記第 1 の実施の形態によれば、超音波プローブ 10 における超音波の送信条件に対応する無限時間後の第 1 の許容温度値と目標温度値とに基づいて超音波プローブ 10 に対するデフォルト電圧 V_d を決定し、操作入力された診断時間に基づいて超音波プローブ 10 の診断時間内での第 2 の許容温度値を算出し、少なくともデフォルト電圧 V_d と第 2 の許容温度値とに基づいて超音波プローブ 10 に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を設定するので、診断時間 t_1 内で、超音波プローブ 10 の表面温度 T_{vn} を目標温度値 S_T の近傍に速く到達でき、超音波送受信の感度を高い状態で駆動でき、その性能を十分に発揮して被検体の診断に使用できる。

20

【0037】

次に、本発明の第 2 の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、図 1 と同一部分には同一符号を付してその説明は省略する。

図 5 は超音波診断装置の構成図を示す。インタフェース部 30 には、タイマ 31 と、報知部 32 とが接続されている。タイマ 31 は、超音波プローブ 10 の駆動時間すなわち超音波プローブ 10 を用いての被検体 P の診断時間を計測する。

報知部 32 は、制御プロセッサ 2 において実行される、タイマ 31 に計測により超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間入力部 28 からマニュアル操作入力された診断時間 t_1 を越えるか否かの判断の結果に基づいてメッセージを報知する。すなわち、報知部 32 は、制御プロセッサ 2 において超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越えたと判断された場合には、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える旨のメッセージを報知する。この報知部 32 は、例えば液晶ディスプレイ又は警報器のいずれか一方又は両方であって、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える警告のメッセージを液晶ディスプレイに表示したり、警報器を動作させて警告音を発生する。又、報知部 32 は、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える所定時間前に、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える旨の予告のメッセージを液晶ディスプレイに表示してもよい。

30

【0038】

送信電圧制御部 25 は、タイマ 31 に計測により超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越えると、超音波プローブ 10 に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に制御する。又、送信電圧制御部 25 は、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越えると、超音波プローブ 10 への送信駆動電圧 V_s を停止する。

40

【0039】

次に、上記の如く構成された装置における送信駆動電圧の制御方法について図 6 に示す送信駆動電圧制御フローチャートを参照して説明する。

上記同様に、医師等のユーザのマニュアル操作を受けて診断時間入力部 28 は、ステップ # 1 において、超音波プローブ 10 を駆動させる診断時間 t_1 を操作入力する。

診断時間温度算出部 24 は、ステップ # 2 において、上記式 (1) を演算し、診断時間

50

t_1 内での第 2 の許容温度値 ST_1 を算出する。

次に、送信電圧制御部 25 は、ステップ # 3 において、上記式 (2) により温度の比率算出を行い、かつこの温度の比率をデフォルト電圧 V_d に乗算して超音波プローブ 10 に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を算出する。

次に、駆動電圧算出ユニット 1 は、送信電圧制御部 25 により算出された新たな送信駆動電圧 V_n を設定する。これにより、医師等のユーザは、当該超音波プローブ 10 を用いて例えば人体等の生体である被検体 P の診断が可能となる。

【0040】

次に、タイマ 31 は、ステップ # 4 において、超音波プローブ 10 に対して新たな送信駆動電圧 V_n が設定されて被検体 P の診断が可能となったときから超音波プローブ 10 の駆動時間すなわち超音波プローブ 10 を用いての被検体 P の診断時間の計測を開始する。

【0041】

次に、制御プロセッサ 2 は、ステップ # 5 において、タイマ 31 に計測により超音波プローブ 10 の駆動時間がマニュアル操作入力された診断時間 t_1 を越えるか否かを判断する。この判断の結果、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越えると、報知部 32 は、ステップ # 6 において、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える旨の警告のメッセージを例えば液晶ディスプレイに表示する。

【0042】

次に、送信電圧制御部 25 は、ステップ # 7 において、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越えると、超音波プローブ 10 への送信駆動電圧 V_s を停止、又は超音波プローブ 10 に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に低下する。このように超音波プローブ 10 への送信駆動電圧 V_s を停止又はデフォルト電圧 V_d に低下すると、超音波プローブ 10 の表面温度は、例えば図 7 に示すように送信駆動電圧 V_s を停止又はデフォルト電圧 V_d に低下した時点から下降する。

【0043】

このように上記第 2 の実施の形態によれば、上記第 1 の実施の形態に加え、タイマ 31 に計測により超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越えると、超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える警告のメッセージを表示したり、又は超音波プローブ 10 の駆動時間が診断時間 t_1 を越える所定時間前に予告のメッセージを表示するので、マニュアル操作入力した診断時間 t_1 を越えて診断を行う場合であって、ユーザは、診断時間 t_1 を越えて診断することを知ることができ、この時点で、自動的又はマニュアル操作によって超音波プローブ 10 に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に制御又は停止できる。これにより、超音波プローブ 10 の表面温度は、目標温度値 ST 以上になることを防止でき、診断を継続して行うことができる。

【0044】

診断を継続して行う方法としては、超音波プローブ 11 に温度センサ 32 を内蔵し、この温度センサ 32 により検出された超音波プローブ 11 の表面温度等が予め設定された規定温度になると、送信電圧制御部 25 により超音波プローブ 10 に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に制御又は停止してもよい。

【0045】

次に、本発明の第 3 の実施の形態について図面を参照して説明する。なお、超音波診断装置の構成は、図 5 と同一であるので、相違する部分について説明する。

本装置は、超音波プローブ 11 を診断時間 t_1 を越え、超音波プローブ 10 に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に低下して診断を継続可能とする場合、超音波プローブ 10 の残熱によって当該超音波プローブ 10 の表面温度 T_{vn} が目標温度値 ST を超えるのを防止する機能を有する。

【0046】

診断時間温度算出部 24 は、診断時間入力部 28 からマニュアル操作入力された診断時間 t_1 を受けると、この診断時間 t_1 に対して診断の延長時間 (マージン時間) t_m を自動的に追加し、当該マージン時間 t_m の追加された診断時間 ($t_1 + t_m$) に基づいて第

10

20

30

40

50

2 の許容温度値 $ST1$ を算出する。

【0047】

次に、上記の如く構成された装置における送信駆動電圧の制御方法について図8に示す送信駆動電圧制御フローチャートを参照して説明する。

上記同様に、医師等のユーザのマニュアル操作を受けて診断時間入力部28は、ステップ#1において、超音波プローブ10を駆動させる診断時間 t_1 を操作入力する。

次に、診断時間温度算出部24は、ステップ#10において、診断時間入力部28からマニュアル操作入力された診断時間 t_1 を受けると、この診断時間 t_1 に対してマージン時間 t_m を自動的に追加する。

次に、診断時間温度算出部24は、ステップ#11において、マージン時間 t_m の追加された診断時間 ($t_1 + t_m$) に基づいて次式(3)を演算し、

$$ST1 = ST \times (1 - e^{-(t_1 + t_m)/T}) \quad \dots (3)$$

診断時間 ($t_1 + t_m$) 内での第2の許容温度値 $ST1$ を算出する。

【0048】

次に、送信電圧制御部25は、ステップ#12において、上記式(2)により温度の比率算出を行い、かつこの温度の比率をデフォルト電圧 V_d に乗算して超音波プローブ10に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を算出する。

次に、駆動電圧算出ユニット1は、送信電圧制御部25により算出された新たな送信駆動電圧 V_n を設定する。これにより、医師等のユーザは、当該超音波プローブ10を用いて例えば人体等の生体である被検体Pの診断が可能となる。

【0049】

次に、タイマ31は、ステップ#4において、超音波プローブ10に対して新たな送信駆動電圧 V_n が設定されて被検体Pの診断が可能となったときから超音波プローブ10の駆動時間の計測を開始する。

【0050】

次に、制御プロセッサ2は、ステップ#5において、タイマ31に計測により超音波プローブ10の駆動時間が診断時間 ($t_1 + t_m$) を越えるか否かを判断する。この判断の結果、超音波プローブ10の駆動時間が診断時間 ($t_1 + t_m$) を越えると、報知部32は、ステップ#6において、超音波プローブ10の駆動時間が診断時間 ($t_1 + t_m$) を越える旨の警告のメッセージを例えば液晶ディスプレイに表示する。

【0051】

次に、送信電圧制御部25は、ステップ#7において、超音波プローブ10の駆動時間が診断時間 ($t_1 + t_m$) を越えると、超音波プローブ10への送信駆動電圧 V_s を停止、又は超音波プローブ10に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に低下する。このように超音波プローブ10への送信駆動電圧 V_s を停止又はデフォルト電圧 V_d に低下すると、超音波プローブ10の表面温度は、例えば図7に示すように送信駆動電圧 V_s を停止又はデフォルト電圧 V_d に低下した時点から下降する。

【0052】

ここで、診断中、超音波プローブ10には、マージン時間 t_m を追加した診断時間 ($t_1 + t_m$) に基づく新たな送信駆動電圧 V_n が時間の経過と共に印加されるので、超音波プローブ10の表面温度 T_{vn} は、例えば図9に示すように診断時間 ($t_1 + t_m$) 時に目標温度値 ST に到達する。これにより、超音波プローブ11を診断時間 t_1 を越え、超音波プローブ10に印加する送信駆動電圧をデフォルト電圧 V_d に低下して診断を継続可能とする場合でも、超音波プローブ10の残熱によって当該超音波プローブ10の表面温度 T_{vn} が目標温度値 ST を超えるのを防止できる。

【0053】

このように上記第3の実施の形態によれば、マニュアル操作入力された診断時間 t_1 に対してマージン時間 t_m を自動的に追加し、このマージン時間 t_m の追加された診断時間 ($t_1 + t_m$) に基づいて診断時間 ($t_1 + t_m$) 内での第2の許容温度値 $ST1$ を算出し、続いて超音波プローブ10に印加する新たな送信駆動電圧 V_n を算出するで、超音波

10

20

30

40

50

プローブ 11 を診断時間 t_1 を越えて診断を継続可能とする場合でも、超音波プローブ 10 の残熱によって当該超音波プローブ 10 の表面温度 T_{vn} が目標温度値 ST を超えるのを防止できる。

【0054】

なお、診断時間入力部 28 は、操作入力された診断時間 T_1 の例えばデータメモリ 21 等の記憶装置に記憶して診断時間 t_1 の履歴を作成し、この履歴に基づいて診断時間 t_1 を設定するようにしてもよい。

【0055】

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。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。

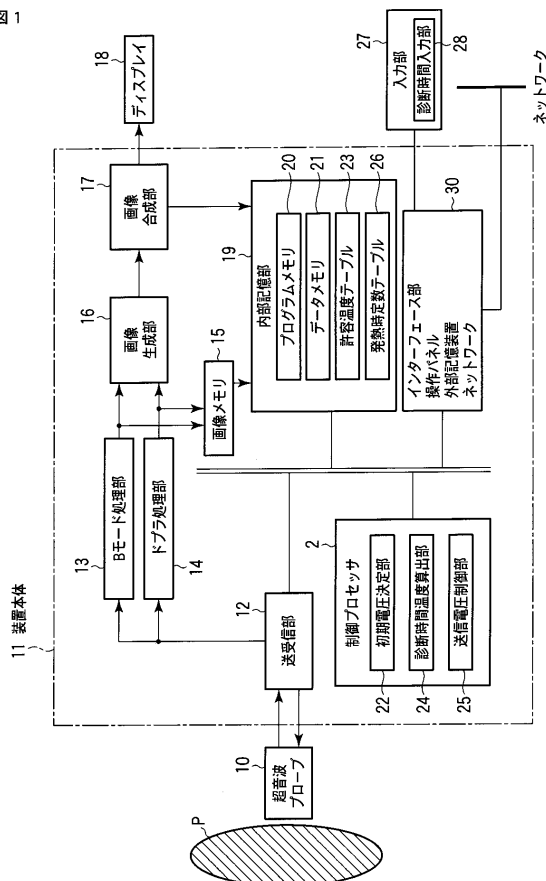
【符号の説明】

【0056】

1：駆動電圧算出ユニット、2：制御プロセッサ、10：超音波プローブ、11：装置本体、12：送受信部、13：Bモード処理部、14：ドプラ処理部、15：画像メモリ、16：画像生成部、17：画像合成部、18：ディスプレイ、19：内部記憶部、20：プログラムメモリ、21：データメモリ、23：許容温度テーブル、26：発熱時定数テーブル、22：初期電圧決定部、23：許容温度テーブル、24：診断時間温度算出部、25：送信電圧制御部、27：入力部、28：診断時間入力部、30：インターフェース部、31：タイマ、32：報知部、P：被検体。

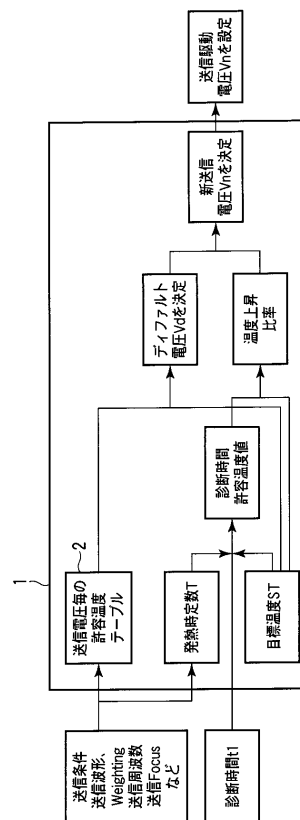
【図 1】

図 1



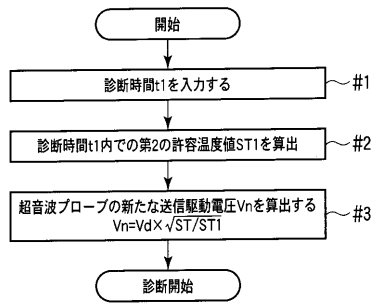
【図 2】

図 2



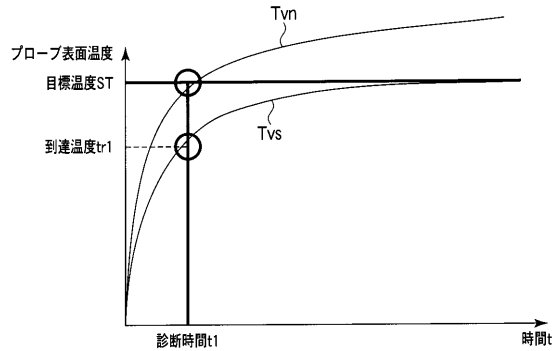
【図 3】

図 3



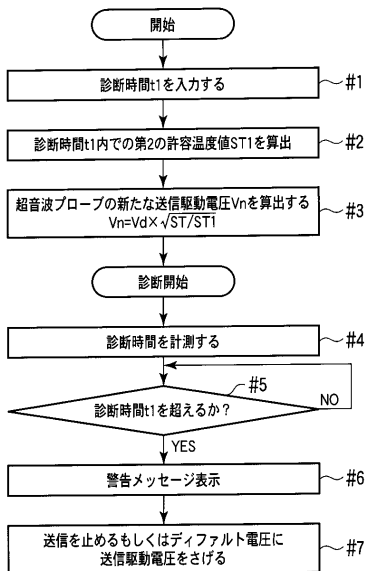
【図 4】

図 4



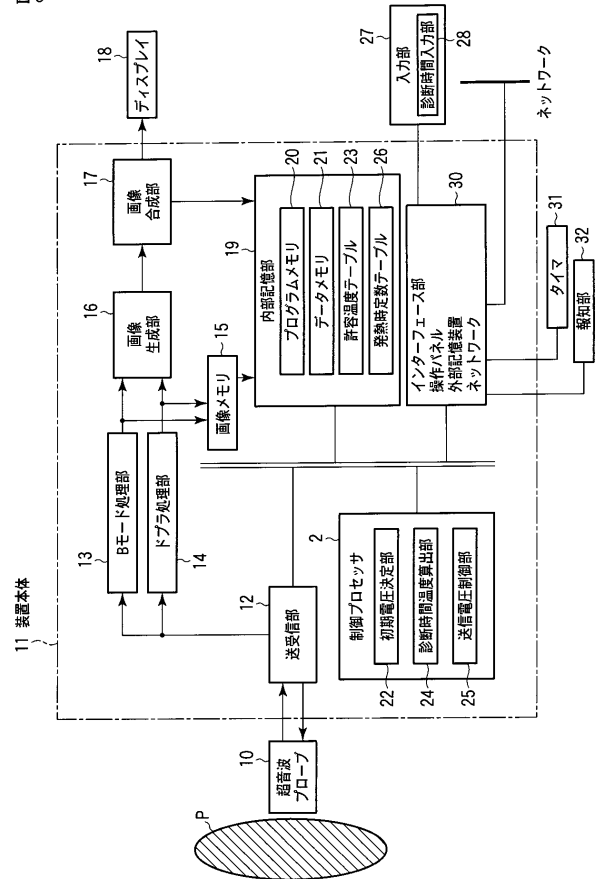
【図 6】

図 6



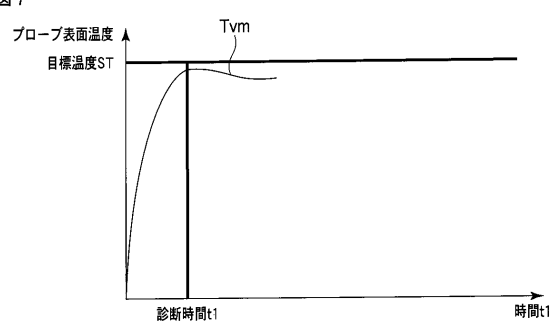
【図 5】

図 5



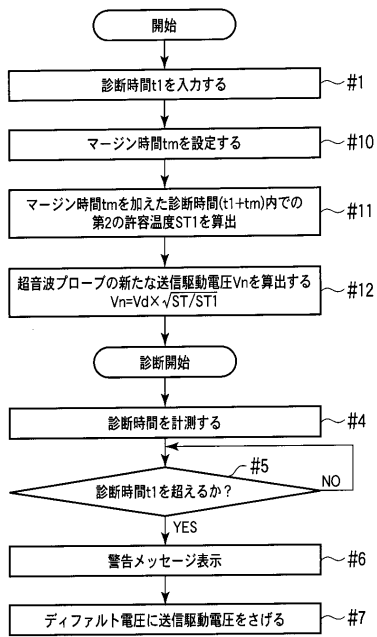
【図 7】

図 7



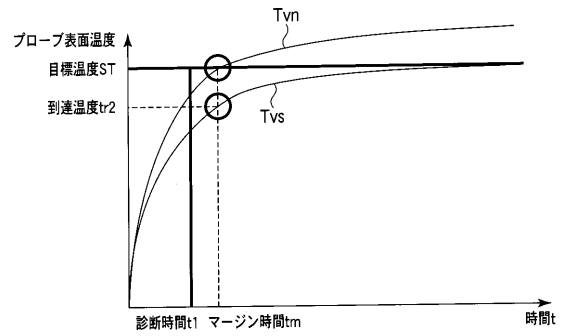
【図 8】

図 8



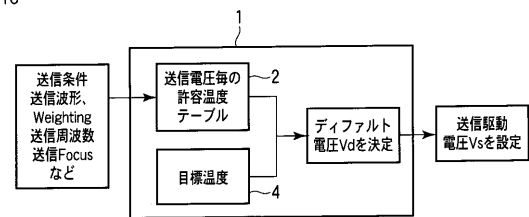
【図 9】

図 9



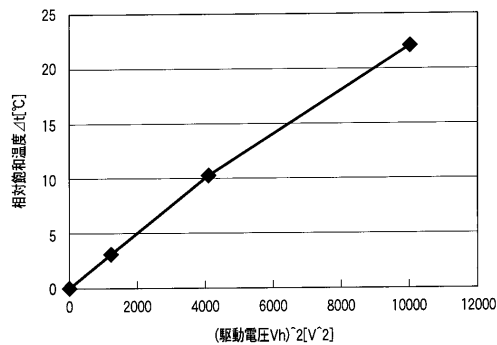
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (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 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 阿部 仁人
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 中屋 重光
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) 4C601 EE16 EE24 GA40 HH05 KK31 KK50

专利名称(译)	用于超声探头的超声诊断设备和传输驱动电压控制程序		
公开(公告)号	JP2011062359A	公开(公告)日	2011-03-31
申请号	JP2009216007	申请日	2009-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	阿部仁人 中屋重光		
发明人	阿部 仁人 中屋 重光		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE16 4C601/EE24 4C601/GA40 4C601/HH05 4C601/KK31 4C601/KK50 4C601/EE19		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5405251B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过高灵敏度使用探头充分发挥超声波探头的性能。
 ZSOLUTION：超声波探头的默认电压是根据第一允许温度值和经过无限时间段后的目标温度值确定的，该无限时间段对应于超声波探头中发射超声波的条件。基于输入诊断时段计算超声波探头的诊断时段中的第二允许温度值。至少基于默认电压和第二允许温度值，设置要施加到超声探头的新传输/驱动电压。 Z

