

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5400580号
(P5400580)

(45) 発行日 平成26年1月29日 (2014. 1. 29)

(24) 登録日 平成25年11月1日 (2013. 11. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-262101 (P2009-262101)
 (22) 出願日 平成21年11月17日 (2009. 11. 17)
 (65) 公開番号 特開2011-104108 (P2011-104108A)
 (43) 公開日 平成23年6月2日 (2011. 6. 2)
 審査請求日 平成24年11月1日 (2012. 11. 1)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 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 100088720
 弁理士 小川 眞一
 (74) 代理人 100118430
 弁理士 中原 文彦

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】

複数の振動素子が配列されたプローブヘッド部とこのプローブヘッド部を所定方向へ揺動／移動させる移動機構部あるいは前記振動素子に対して送受信を行なう送受信部の少なくとも何れかが内蔵された超音波プローブを用いて超音波検査を行なう超音波診断装置において、

前記移動機構部あるいは前記送受信部が内蔵された前記超音波プローブの前記超音波検査における方向を検出するプローブ方向検出手段と、

超音波プローブ方向をパラメータとして前記振動素子に対する駆動電圧と前記プローブヘッド部における温度上昇との関係を示す相対温度データが予め保管されている相対温度データ保管手段と、

前記プローブ方向検出手段によって検出された前記超音波検査における前記超音波プローブの方向と前記相対温度データ保管手段から読み出した前記相対温度データと予め設定された許容相対温度とに基づいて前記超音波検査に好適な駆動電圧を設定する駆動電圧設定手段とを

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記駆動電圧設定手段は、前記相対温度データ保管手段から読み出した前記超音波検査における前記超音波プローブの方向と等しいあるいは前記超音波プローブの方向に近い超音波プローブ方向の相対温度データと前記許容相対温度とを比較することにより前記超音

10

20

波検査に好適な駆動電圧を設定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 3】

前記駆動電圧設定手段は、前記相対温度データ保管手段から読み出した前記超音波検査における前記超音波プローブの方向に近い複数の超音波プローブ方向における相対温度データの各々と前記許容相対温度とを比較し、この比較によって得られた各々の超音波プローブ方向に対する駆動電圧を補間処理して前記超音波検査に好適な駆動電圧を設定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】

前記プローブ方向検出手段は、鉛直方向を基準とした前記超音波プローブの傾斜角度を前記超音波検査における前記超音波プローブの方向として検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。

10

【請求項 5】

表示手段を備え、前記表示手段は、前記プローブ方向検出手段によって検出された前記超音波プローブの傾斜角度を数値あるいは所定フォーマットの図形の少なくとも何れかによって表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記プローブ方向検出手段が検出した前記超音波プローブの傾斜角度を前記超音波検査によって収集された画像データと共に表示することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

20

超音波送信条件を設定する送信条件設定手段を備え、前記駆動電圧設定手段は、超音波送信条件単位で前記相対温度データ保管手段に保管された各種相対温度データの中から前記送信条件設定手段が設定した前記超音波送信条件に対応する相対温度データを抽出し、この相対温度データと前記超音波検査における前記超音波プローブの方向と予め設定された許容相対温度とに基づいて前記超音波検査に好適な駆動電圧を設定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】

駆動手段を備え、前記駆動手段は、前記駆動電圧設定手段が設定した前記駆動電圧を有する駆動信号を生成して前記振動素子を駆動することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

許容相対温度設定手段を備え、前記駆動電圧設定手段は、前記プローブ方向検出手段によって検出された前記超音波検査における前記超音波プローブの方向と前記相対温度データ保管手段から読み出した前記相対温度データと前記許容相対温度設定手段によって設定された許容相対温度とに基づいて前記超音波検査に好適な駆動電圧を設定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、超音波診断装置に係り、特に、超音波検査において発生する超音波プローブ内の温度上昇を抑制することにより感度に優れた良質な画像データを収集することが可能な超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集するものであり、超音波プローブを体表面に接触させるだけの簡単な操作で 2 次元画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

50

更に、近年では、複数の振動素子が１次元配列された超音波プローブの先端部（以下では、プローブヘッド部と呼ぶ。）を振動素子の配列方向と直交する方向へ機械的に移動させる方法やプローブヘッド部に複数の振動素子が２次元配列された、所謂、２次元アレイ超音波プローブを用いる方法により３次元画像データを収集する方法も開発されている。

【０００４】

このような画像データの収集を可能とする超音波プローブのプローブヘッド部には、通常、送受信部から供給される駆動信号によって超音波を放射する複数の振動素子、これらの振動素子を保持するバックリング材、振動素子と被検体との音響インピーダンス整合を行なう整合層及び超音波を所定の距離に集束するための音響レンズ等が設けられている。そして、振動素子から放射された超音波のエネルギーは音響レンズをはじめとする上述の各部にて吸収されプローブヘッド部の被検体接触面において顕著な温度上昇が発生する。

10

【０００５】

又、振動素子に対して駆動信号を供給する送信部や前記振動素子が検出した受信信号を処理する受信部あるいはプローブヘッド部を機械的に移動させる移動機構部が超音波プローブに内蔵されている場合、これらの部分において発生した熱がプローブヘッド部へ伝播することにより被検体接触面の温度は更に上昇する。

【０００６】

一方、超音波診断装置を用いた検査では、被検体に対する安全性を確保するために種々の規制が設けられており、その代表的なものとして、超音波プローブから放射される音響パワーに関する規制（パワー規制）とプローブヘッド部の被検体接触面温度に関する規制（温度規制）がある。そして、３次元走査を可能にする上述の超音波プローブに設けられたプローブヘッド部の被検体接触面では、プローブヘッド部が発生する熱に送受信部や移動機構部が発生する熱が加わるため、上述の温度規制により振動素子に供給される駆動信号の駆動電圧が厳しく制約されＳ／Ｎに優れた良質な画像データを得ることが困難となる。

20

【０００７】

このような問題点に対し、送受信部やプローブヘッド部において発生した熱を排除することにより超音波プローブ内の温度を上昇させることなく高感度の画像データを得る各種の方法が開発されている。例えば、超音波プローブ内のプローブヘッド部及び送受信部と診断装置本体とを金属の熱伝導体で接続することにより、プローブヘッド部や送受信部から発生した熱を前記熱伝導体を介して超音波プローブの外部へ排出する方法（例えば、特許文献１参照。）や、超音波プローブの内部で冷却液を循環させることによりプローブヘッド部や送受信部における温度上昇を抑える方法（例えば、特許文献２参照。）が提案されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】特開平１０－９４５４０号公報

【特許文献２】特開２００３－３８４８５号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

上述の特許文献１あるいは特許文献２に記載された方法によれば、プローブヘッド部、送受信部及び移動機構部における発熱を抑えることができる。しかしながら、これらの方法では、複雑な構造を有した冷却機構が必要となるため超音波プローブのサイズや重量が増大し超音波診断装置を操作する医師や検査師（以下では、操作者と呼ぶ。）に大きな負担を負わせることになる。

【００１０】

一方、送受信部や移動機構部において発生する熱は、その大部分が重力方向（以下では、鉛直方向と呼ぶ。）に対して反対の方向（以下では、反鉛直方向と呼ぶ。）へ向かって

50

伝播するため、超音波プローブを鉛直方向へ向けて行なう通常の超音波検査では、これらの部位において発生した熱がプローブヘッド部へ伝播する割合は大幅に低減する。このような状況にもかかわらず、従来の超音波診断装置では検査時における超音波プローブの方向を考慮することなく振動素子に供給する駆動信号の駆動電圧を一律に設定していた。このため駆動電圧は、超音波プローブが反鉛直方向に向けた最も厳しい状態で決定されなければならない、このような過剰な発熱規制により良好な感度を有した画像データを得ることが困難になるという問題点を有していた。

【 0 0 1 1 】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、配列された複数の振動素子を有する超音波プローブの方向情報に基づいて前記振動素子に対する駆動電圧を制御することにより、発熱規制を遵守した状態でS / Nに優れた良好な画像データの収集を可能とする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】

【 0 0 1 2 】

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、複数の振動素子が配列されたプローブヘッド部とこのプローブヘッド部を所定方向へ揺動 / 移動させる移動機構部あるいは前記振動素子に対して送受信を行なう送受信部の少なくとも何れかが内蔵された超音波プローブを用いて超音波検査を行なう超音波診断装置において、前記移動機構部あるいは前記送受信部が内蔵された前記超音波プローブの前記超音波検査における方向を検出するプローブ方向検出手段と、超音波プローブ方向をパラメータとして前記振動素子に対する駆動電圧と前記プローブヘッド部における温度上昇との関係を示す相対温度データが予め保管されている相対温度データ保管手段と、前記プローブ方向検出手段によって検出された前記超音波検査における前記超音波プローブの方向と前記相対温度データ保管手段から読み出した前記相対温度データと予め設定された許容相対温度とに基づいて前記超音波検査に好適な駆動電圧を設定する駆動電圧設定手段とを備えたことを特徴としている。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、配列された複数の振動素子を有する超音波プローブの方向情報に基づいて前記振動素子に対する駆動電圧を制御することにより、発熱規制を遵守した状態でS / Nに優れた良好な画像データを収集することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【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】同実施例の超音波プローブに設けられたプローブヘッド部の構成を示す図。

【図3】同実施例の超音波プローブに設けられた移動機構部によるプローブヘッド部の揺動を示す図。

【図4】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図。

【図5】同実施例における超音波送受信方向を説明するための図。

【図6】同実施例の超音波診断装置が備える画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図7】同実施例の表示部に3次元画像データと共に表示される超音波プローブの傾斜角度情報を示す図。

【図8】同実施例の駆動電圧設定部が超音波送信条件に基づいて相対温度データ保管部から抽出した相対温度データを模式的に示す図。

【図9】同実施例におけるプローブヘッド部の発熱領域及び移動機構部の発熱領域と各々の発熱領域において発生する熱の伝播方向を模式的に示す図。

【図10】同実施例における駆動電圧の設定手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 5 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【 0 0 1 6 】

以下に述べる本発明の超音波診断装置は、先ず、複数の振動素子が１次元配列されたプローブヘッド部を揺動（回動）させることによって被検体に対する３次元走査を可能とする超音波プローブの鉛直方向に対する傾斜角度を検出する。次いで、超音波送信条件及び超音波プローブの傾斜角度を付帯情報として予め保管された駆動電圧とプローブヘッド部の被検体接触面における上昇温度（以下では、相対温度と呼ぶ。）との関係を示す各種相対温度データの中から当該超音波検査に対応した相対温度データを傾斜角度の検出結果及び超音波送信条件とに基づいて抽出し、得られた相対温度データと発熱規制に基づいて予め設定された許容相対温度とを比較することにより前記振動素子に対する駆動電圧を設定する。

10

【 0 0 1 7 】

尚、以下に述べる本発明の実施例では、第１の発熱領域であるプローブヘッド部に対しこのプローブヘッド部を揺動させる移動機構部を第２の発熱領域とする場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、振動素子に対して駆動信号を供給する送信部あるいは前記振動素子が生じた受信信号を処理する受信部の一部が超音波プローブに内蔵されている場合には、これらの送信部あるいは受信部を第２の発熱領域としてもよい。

20

【 0 0 1 8 】

（装置の構成）

以下では、本発明の実施例における超音波診断装置の構成と各ユニットの動作につき図１乃至図９を用いて説明する。尚、図１は、本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であり、図４は、この超音波診断装置が備える送受信部及び受信信号処理部の具体的な構成を示すブロック図である。又、図６は、前記超音波診断装置が備える画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 9 】

図１に示す超音波診断装置１００は、図示しない多芯ケーブルによって接続された超音波プローブ１と診断装置本体２とによって構成されている。超音波プローブ１は、被検体に対し送信超音波（超音波パルス）を送信し、前記被検体から得られた受信超音波（超音波反射波）を電気的な受信信号へ変換する複数の振動素子が１次元配列されたプローブヘッド部１１と、このプローブヘッド部１１を、例えば、前記振動素子の配列方向に対して直交する方向へ揺動させる移動機構部１２と、超音波プローブ１の方向（傾斜角度）を検出するプローブ方向検出部１３を備えている。

30

【 0 0 2 0 】

次に、プローブヘッド部１１の具体的な構成につき図２を用いて説明する。このプローブヘッド部１１は、バックング材１１１、振動素子１１３、整合層１１５及び音響レンズ１１６を有している。そして、バックング材１１１は、振動素子１１３を固定する支持体の機能と振動素子１１３の裏面から放射される不要な超音波を吸収する吸収体の機能を有しフェライトゴム等の材料が使用されている。

40

【 0 0 2 1 】

一方、プローブヘッド部１１の被検体接触面に沿って所定間隔で１次元配列された複数の個（Ｍ個）の振動素子１１３はバックング材１１１に固定され、その後面（バックング材側の表面）には信号電極１１２が、又、前面（超音波送受信側の表面）にはアース電極１１４が夫々形成されている。この振動素子１１３は電気音響変換素子であり、送信時には電気的な駆動信号を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気的な受信信号に変換する機能を有している。

【 0 0 2 2 】

次に、信号電極１１２に接続されたフレキシブルプリント基板上のＭチャンネルからな

50

るリード線 118 は、図示しない多芯ケーブルを介して診断装置本体 2 が有する後述の送受信部 21 に接続され、アース電極 114 は、前記多芯ケーブルの接地ラインを介して診断装置本体 2 の図示しない接地端子に接続されている。整合層 115 は、振動素子 113 と生体組織との音響インピーダンス整合を行なうためのものであり、音響特性の異なる薄膜が 1 層乃至 3 層に積層されて振動素子 113 の前面に装着されている。一方、音響レンズ 116 は、送信超音波及び受信超音波を所定距離に集束させる機能を有すると共に被検体接触面を形成し、生体組織と略等しい音響インピーダンスを有したシリコンゴム等が用いられている。

【0023】

そして、当該被検体に対する超音波検査において診断装置本体 2 の送受信部 21 から多芯ケーブル及びリード線 118 を解して所定電圧を有した駆動信号が振動素子 113 へ供給された場合、振動素子 113 における電気音響変換損失や音響レンズ 116 における送信超音波の吸収等に起因した温度上昇（発熱）がプローブヘッド部 11 において発生する。

【0024】

次に、移動機構部 12 は、例えば、ステッピングモータを備え、超音波プローブ 1 の先端部に設けられたプローブヘッド部 11 を振動素子の配列方向と直交する方向へ揺動させることにより当該被検体の診断対象部位に対して 3 次元走査を行なう。図 3 (a) は、超音波プローブ 1 の中心軸を z 軸、振動素子の配列方向を x 軸とした場合における超音波プローブ 1 の x - z 断面を示しており、図 3 (b) は、超音波プローブ 1 の y - z 断面を示している。

【0025】

即ち、図 3 に示すように、超音波プローブ 1 の内部には、プローブヘッド部 11 を x 軸と平行な x o 軸の周囲で ϕ 方向へ揺動させる移動機構部 12 がプローブヘッド部 11 の近傍に設けられている。この移動機構部 12 は、その一方の端部がプローブヘッド部 11 の中央部に固定され、他の端部がステッピングモータ 121 の回転軸に取り付けられた連結アーム 122 と、連結アーム 122 を診断装置本体 2 から供給される移動制御信号に基づいて ϕ 方向へ揺動させるステッピングモータ 121 を有している。即ち、移動機構部 12 によってプローブヘッド部 11 は x o 軸の周囲で揺動し、 $\phi = \phi 1$ 乃至 ϕQ に対する超音波送受信が行われる。

【0026】

一方、プローブ方向検出部 13 は、例えば、超音波プローブ 1 の周囲あるいは上端部近傍に設けられ、鉛直方向に対する超音波プローブ 1 の傾斜角度（即ち、超音波プローブ 1 の中心軸と鉛直方向とが成す角度）を検出する。具体的には、図示しないジャイロと演算部を内蔵し、前記ジャイロは、超音波プローブ 1 に対して設定された直交座標系の x 軸、y 軸及び z 軸と鉛直方向とのなす角度を検出する。そして、前記演算部は、これらの検出結果に基づいて上述の傾斜角度を検出し、得られた傾斜角度の情報を診断装置本体 2 へ供給する。

【0027】

図 1 へ戻って、超音波診断装置 100 の診断装置本体 2 は、後述の駆動電圧設定部 26 において設定された駆動電圧を有する駆動信号を超音波プローブ 1 のプローブヘッド部 11 に配列された複数の振動素子に対して供給し、これらの振動素子から得られた複数チャネルの受信信号を整相加算する送受信部 21 と、整相加算後の受信信号を処理して B モードデータを生成する受信信号処理部 22 と、被検体に対する 3 次元走査によって得られた B モードデータに基づいてボリュームデータを生成し、このボリュームデータをレンダリング処理して 3 次元画像データを生成する画像データ生成部 23 と、得られた 3 次元画像データを表示する表示部 24 を備えている。

【0028】

更に、診断装置本体 2 は、超音波送信条件や超音波プローブ 1 の傾斜角度をパラメータとして駆動電圧とプローブヘッド部 11 の室温に対する相対的な温度上昇（相対温度）と

10

20

30

40

50

の関係を示す各種の相対温度データが予め保管されている相対温度データ保管部 25 と、入力部 27 から供給される超音波送信条件に基づいて当該超音波検査に対応した相対温度データを相対温度データ保管部 25 に保管された各種相対温度データの中から抽出し、得られた相対温度データと超音波プローブ 1 のプローブ方向検出部 13 から供給される超音波プローブ 1 の傾斜角度情報と入力部 27 において予め設定された許容相対温度とに基づいて当該超音波検査に好適な駆動電圧を設定する駆動電圧設定部 26 と、被検体情報の入力、超音波送信条件を含むボリュームデータ生成条件の設定、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定、許容相対温度の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部 27 と、入力部 27 において入力されたボリュームデータ生成条件に基づいて当該被検体の診断対象部位に対する 3 次元走査を制御する走査制御部 28 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 29 を備えている。

10

【0029】

次に、上述の送受信部 21 及び受信信号処理部 22 の具体的な構成と機能につき図 4 のブロック図を用いて説明する。送受信部 21 は、図 4 に示すように駆動電圧設定部 26 において設定された駆動電圧を有する駆動信号を超音波プローブ 1 のプローブヘッド部 11 に設けられた複数の振動素子に対して供給する送信部 21a と、前記振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算（所定方向から得られた受信信号の位相を一致させて加算合成）する受信部 21b を備えている。

【0030】

送信部 21a は、レートパルス発生器 211、送信遅延回路 212 及び駆動回路 213 を備え、レートパルス発生器 211 は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成して送信遅延回路 212 へ供給する。送信遅延回路 212 は、送信に使用される $M \times t$ 個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向 θ_p へ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て駆動回路 213 へ供給する。

20

【0031】

駆動回路 213 は、送信用振動素子と同数の独立な駆動回路を有し、送信遅延回路 212 から供給される所定遅延時間を有したレートパルスのタイミング情報、駆動電圧設定部 26 から供給される駆動電圧情報及び入力部 27 からシステム制御部 29 を介して供給される超音波送信条件の波形情報等に基づいて前記駆動電圧と所定の波形及び遅延時間を有した $M \times t$ チャンネルの駆動信号を生成する。そして、超音波プローブ 1 のプローブヘッド部 11 に配列されている M 個の振動素子の中から送信用として選択された $M \times t$ 個の振動素子を上述の駆動信号によって駆動し、当該被検体に対して送信超音波を放射する。

30

【0032】

一方、受信部 21b は、プローブヘッド部 11 に配列されている M 個の振動素子の中から受信用として選択された $M \times r$ 個の振動素子に対応した $M \times r$ チャンネルの A/D 変換器 214 及び受信遅延回路 215 と加算器 216 を備えており、受信用振動素子から供給された $M \times r$ チャンネルの受信信号は、A/D 変換器 214 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 215 に送られる。

40

【0033】

受信遅延回路 215 は、被検体内の所定深さにて反射した受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向 θ_p に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 214 から出力された $M \times r$ チャンネルの受信信号に与え、加算器 216 は、受信遅延回路 215 からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路 215 と加算器 216 により、所定方向 θ_p から得られた受信信号は整相加算される。尚、受信部 21b の受信遅延回路 215 及び加算器 216 は、その遅延時間を制御することにより複数方向に対する受信指向性を同時に形成する所謂並列同時受信を行なってもよい。又、送受信部 21 が備える送信部 21a 及び受信部 21b の一部は、移動機構部 12 と共に超音波プローブ 1 の内部に設けられていても構わない。

【0034】

50

図5は、 $\varphi = 0$ （即ち、 φ 方向に対する揺動が行なわれない場合）における超音波プローブ1の中心軸を z 軸とし、振動素子113の配列方向を x 軸とした直交座標系（ $x - y - z$ ）における超音波送受信方向（ θp 、 φq ）を示したものであり、 x 軸方向に1次元配列された複数の振動素子に対し送受信部21の送信部21aは所定の遅延時間と波形を有した駆動信号を供給し、送受信部21の受信部21bはこれらの振動素子から得られた受信信号を整相加算することにより $\theta 1$ 乃至 θP に対する超音波送受信が行なわれる。

【0035】

一方、超音波プローブ1の内部に設けられた移動機構部12は、図3において既に述べたように、上述の振動素子113が1次元配列されたプローブヘッド部11を θ 方向と直交する φ 方向に対して揺動させることにより $\varphi 1$ 乃至 φQ に対する超音波送受信が行なわれる。即ち、送受信部21による駆動信号及び受信信号の遅延時間制御と移動機構部12によるプローブヘッド部11の揺動により当該被検体の診断対象部位に対する3次元走査が行なわれる。

【0036】

図4へ戻って、受信信号処理部22は、超音波データとしてのBモードデータを生成する機能を有し、包絡線検波器221と対数変換器222を備えている。包絡線検波器221は、受信部21bの加算器216から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器222は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する。尚、包絡線検波器221と対数変換器222は順序を入れ替えて構成しても構わない。

【0037】

次に、図1に示した画像データ生成部23の具体的な構成と機能につき図6を用いて説明する。この画像データ生成部23は、図6に示すようにボリュームデータ生成部23a及びボリュームデータ処理部23bを備えている。そして、ボリュームデータ生成部23aは、超音波データ記憶部231、補間処理部232及びボリュームデータ記憶部233を備え、超音波データ記憶部231には、当該被検体に対する3次元走査によって得られた受信信号に基づいて受信信号処理部22が生成したBモードデータが超音波送受信方向（ θp 、 φq ）を付帯情報として順次保存される。

【0038】

一方、補間処理部232は、超音波データ記憶部231から読み出した複数のBモードデータを超音波送受信方向（ θp 、 φq ）に対応させて配列することにより3次元Bモードデータを形成し、更に、この3次元Bモードデータを構成する不等間隔のボクセルを補間処理して等方的なボクセルで構成されるボリュームデータを生成する。そして、得られたボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部233に保存される。

【0039】

次に、ボリュームデータ処理部23bは、ボリュームデータ生成部23aのボリュームデータ記憶部233から読み出した上述のボリュームデータをレンダリング処理してボリュームレンダリング画像データやサーフェスレンダリング画像データ等の3次元画像データを生成する機能を有し、例えば、不透明度・色調設定部234、レンダリング処理部235及びプログラム保管部236を備えている。不透明度・色調設定部234は、ボリュームデータのボクセル値に基づいて各ボクセルの不透明度、色調及び輝度を設定し、レンダリング処理部235は、不透明度・色調設定部234によって設定された不透明度、色調及び輝度の情報を有するボリュームデータをプログラム保管部236から読み出した所定の処理プログラムを用いてレンダリング処理し3次元画像データを生成する。

【0040】

再び、図1へ戻って、診断装置本体2の表示部24は、図示しない表示データ生成部、データ変換部及びモニタを備え、前記表示データ生成部は、画像データ生成部23が生成した3次元画像データを所定の表示フォーマットに変換し、変換された3次元画像データにプローブ方向検出部13からシステム制御部29を介して供給される超音波プローブ1の傾斜角度情報や入力部27にて入力された被検体情報等を付加して表示データを生成す

10

20

30

40

50

る。そして、前記データ変換部は、前記表示データ生成部によって生成された表示データに対しD/A変換やTVフォーマット変換等の変換処理を行なって前記モニタに表示する。

【0041】

図7は、表示部24のモニタに表示された3次元画像データの具体例を示したものであり、例えば、CRTあるいは液晶モニタが有する表示面の中央領域には、ボリュームデータをレンダリング処理して得られた上述の3次元画像データを表示する画像データ表示領域R_iが形成され、前記表示面の右下領域には、プローブ方向検出部13によって検出された超音波プローブ1の傾斜角度 ηx を表示する傾斜角度表示領域R_mが形成される。

【0042】

又、左上領域には、被検体情報が表示される被検体情報表示領域R_pが形成され、更に、この被検体情報表示領域R_pの近傍には、入力部27において初期設定された超音波送信条件を含むボリュームデータ収集条件等も必要に応じて表示される。尚、傾斜角度の具体的な表示方法として、例えば、図7に示すような傾斜角度 ηx の数値を直接表示する方法や円周上を移動するマーカの位置によって表示する方法等が好適であるが特に限定されない。

【0043】

次に、図1の相対温度データ保管部25は図示しない記憶回路を備え、超音波プローブ1の傾斜角度をパラメータとした駆動電圧とプローブヘッド部11の被検体接触面における相対温度(室温に対する温度上昇)との関係を示す相対温度データが超音波送信条件毎に予め保管されており、例えば、鉛直方向を基準とした超音波プローブ1の傾斜角度が0度、90度、180度の各々における駆動電圧と相対温度との関係が、数式、グラフ形式、ルックアップテーブル形式等によって保管されている。

【0044】

一方、駆動電圧設定部26は、予め設定された超音波送信条件及び許容相対温度とプローブ方向検出部13によって検出された超音波プローブ1の傾斜角度とに基づいて当該超音波検査に好適な駆動電圧を設定する機能を有している。即ち、駆動電圧設定部26は、入力部27からシステム制御部29を介して供給される当該超音波検査の超音波送信条件及び許容相対温度の情報を受信する。そして、前記超音波送信条件に対応した相対温度データを相対温度データ保管部25に保管された各種相対温度データの中から抽出し、得られた相対温度データと上述の許容相対温度及びプローブ方向検出部13から供給される超音波プローブ1の傾斜角度情報とに基づいて送受信部21の駆動回路213に対する駆動電圧を設定する。

【0045】

図8は、駆動電圧設定部26が上述の超音波送信条件に基づいて相対温度データ保管部25から抽出した相対温度データを模式的に示したものであり、ここでは超音波プローブ1の傾斜角度 η が、0度、90度及び180度の各々における駆動電圧V_hと相対温度Tとの関係が示されている。

【0046】

この場合、駆動電圧設定部26は、相対温度データ保管部25に保管されている各種相対温度データの中から当該超音波検査に対応した相対温度データを入力部27から供給される超音波送信条件に基づいて抽出する。次いで、プローブ方向検出部13から供給される超音波プローブ1の傾斜角度 ηx に対応した相対温度データを入力部27から供給される許容相対温度T_aを設定することにより検索した許容相対温度T_aと略等しい相対温度を示す駆動電圧を当該超音波検査に好適な駆動電圧V_{h0}として設定する。

【0047】

例えば、図8に示すように、超音波プローブ1の傾斜角度 ηx が180度の場合には駆動電圧V_{h1}が当該超音波検査に好適な駆動電圧V_{h0}として設定され、 $\eta = 90$ 度の場合には駆動電圧V_{h2}が駆動電圧V_{h0}として設定される。又、相対温度データとして直接示されていない傾斜角度 ηx ($90 \text{度} < \eta x < 180 \text{度}$)がプローブ方向検出部13に

10

20

30

40

50

において検出された場合には、駆動電圧 V_{h1} と駆動電圧 V_{h2} を用いた補間演算によって算出される駆動電圧 V_{hx} を駆動電圧 V_{ho} として設定してもよいが、傾斜角度 η_x に隣接する $\eta = 90$ 度あるいは $\eta = 180$ 度の相対温度データを用いて得られた上述の駆動電圧 V_{h1} あるいは駆動電圧 V_{h2} の何れかを駆動電圧 V_{ho} として設定してもよい。

【0048】

尚、上述の相対温度データは、図9に示すような現象に基づいて予め設定される。図9は、振動素子113を駆動する際のプローブヘッド部11における発熱領域Ra（第1の発熱領域）及びプローブヘッド部11を揺動する際の移動機構部12における発熱領域Rb（第2の発熱領域）と各々の発熱領域において発生した熱の伝播方向を模式的に示したものであり、超音波プローブ1の被検体接触面Scにおける相対温度は、発熱領域Raにおいて発生した熱と発熱領域Rbにおいて発生した熱との合成によって決定されるが、発熱領域Rbにおいて発生する熱はその大部分が反鉛直方向（ $\eta = 180$ 度）に伝播する性質を有している。

【0049】

従って、図9（a）のように、超音波プローブ1の傾斜角度 η が0度の場合（即ち、プローブヘッド部11が鉛直方向へ向いている場合）の被検体接触面Scにおける相対温度は、発熱領域Raにおいて発生する熱によって略決定されるが、図9（b）のように、傾斜角度 η が180度の場合（即ち、プローブヘッド部11が反鉛直方向へ向いている場合）の被検体接触面Scにおける相対温度は、発熱領域Raにおいて発生する熱と発熱領域Rbにおいて発生する熱との合成によって決定される。このため、図8に示したように、同一の駆動電圧 V_h を有する駆動信号が振動素子113へ供給された場合、 $\eta = 180$ 度における被検体接触面Scの相対温度は、 $\eta = 0$ 度における相対温度より高くなる。又、傾斜角度 η が0度 $< \eta < 180$ 度の場合には、傾斜角度 η が大きくなるほど相対温度も高くなる。

【0050】

次に、図1の入力部27は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスや表示パネルを備え、許容相対温度を設定する許容相対温度設定機能、超音波送信条件を含むボリュームデータ生成条件を設定するVD生成条件設定機能を有している。又、被検体情報の入力、画像データ生成条件の設定、画像データ表示条件の設定、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0051】

尚、上述の超音波送信条件として、例えば、送信波形、送信超音波の中心周波数、駆動電圧の振動素子配列方向に対する重み付け、送信用振動素子数、超音波送信時の焦点距離、送信超音波の繰り返し周波数（レート周波数）、Bモードやカラードプラモード等の超音波データ収集モード、セクタ走査やコンベックス走査等の走査方式、超音波プローブの型式等がある。

【0052】

一方、走査制御部28は、入力部27からシステム制御部29を介して供給されるボリュームデータ生成条件に基づいて生成した遅延制御信号を送受信部21の送信遅延回路212及び受信遅延回路215へ供給してその遅延時間を電子的に制御することにより θ_1 乃至 θ_P に対する超音波送受信を行ない、前記ボリュームデータ生成条件に基づいて生成した移動制御信号を超音波プローブ1の移動機構部12へ供給してプローブヘッド部11を揺動させることにより ϕ_1 乃至 ϕ_Q に対する超音波送受信を行なう（図5参照）。

【0053】

システム制御部29は、図示しないCPUと記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部27において入力あるいは設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記CPUは、上述の入力情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御することにより当該被検体の診断対象部位における3次元画像データの生成と表示を行なう。

【 0 0 5 4 】

又、超音波プローブ 1 のプローブヘッド部 1 1 における相対温度が許容相対温度以下となる条件下での最適な駆動電圧を超音波プローブ 1 の傾斜角度情報に基づいて設定するための制御を駆動電圧設定部 2 6 に対して行なう。

【 0 0 5 5 】

(駆動電圧の設定手順)

次に、本実施例における駆動電圧の設定手順につき図 1 0 のフローチャートを用いて説明する。当該被検体に対する超音波検査に先立って超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、診断装置本体 2 の入力部 2 7 において被検体情報を入力した後、許容相対温度、超音波送信条件を含むボリュームデータ生成条件、画像データ生成条件及び画像データ表示条件の設定を行ない、入力あるいは設定されたこれらの情報は、システム制御部 2 9 の記憶回路に保存される (図 1 0 のステップ S 1) 。

10

【 0 0 5 6 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ 1 を当該被検体の所定部位に配置した後、入力部 2 7 において画像データ生成開始コマンドを入力する (図 1 0 のステップ S 2) 。このコマンド信号を受信したシステム制御部 2 9 は、上述のステップ S 1 において自己の記憶回路に保存された超音波送信条件及び許容相対温度の情報を駆動電圧設定部 2 6 へ供給し、駆動電圧設定部 2 6 は、システム制御部 2 9 から供給された前記超音波送信条件に対応した相対温度データ (図 8 参照) を相対温度データ保管部 2 5 に予め保管された各種相対温度データの中から抽出する (図 1 0 のステップ S 3) 。

20

【 0 0 5 7 】

一方、超音波プローブ 1 のプローブ方向検出部 1 3 は、被検体の所定部位に配置された超音波プローブ 1 の鉛直方向に対する傾斜角度を検出し (図 1 0 のステップ S 4) 、得られた傾斜角度の情報を診断装置本体 2 のシステム制御部 2 9 を介して駆動信号設定部 2 6 へ供給する。次いで、駆動電圧設定部 2 6 は、上述のステップ S 3 においてシステム制御部 2 9 から供給された許容相対温度情報及び相対温度データ保管部 2 5 から抽出した相対温度データとステップ S 4 においてプローブ方向検出部 1 3 から供給された超音波プローブ 1 の傾斜角度情報とに基づいて送受信部 2 1 の駆動回路 2 1 3 に対する駆動電圧を設定する (図 1 0 のステップ S 5) 。

【 0 0 5 8 】

30

そして、駆動回路 2 1 3 は、この駆動電圧を有する M t チャンネルの駆動信号を超音波プローブ 1 のプローブヘッド部 1 1 に配列された振動素子へ供給して被検体の体内に送信超音波を送信することにより当該被検体に対する 3 次元走査を行ない、この 3 次元走査によって収集された 3 次元画像データは、超音波プローブ 1 の傾斜角度情報や被検体情報と共に表示部 2 4 のモニタに表示される (図 1 0 のステップ S 6) 。

【 0 0 5 9 】

一方、上述の 3 次元走査の途中で超音波プローブ 1 の傾斜角度が更新された場合 (図 1 0 のステップ S 7) 、プローブ方向検出部 1 3 は、更新後の傾斜角度を新たに検出し (図 1 0 のステップ S 4) 、駆動電圧設定部 2 6 は、上述の相対温度データ及び許容相対温度情報とプローブ方向検出部 1 3 からシステム制御部 2 9 を介して新たに供給された更新後の傾斜角度情報とに基づいて送受信部 2 1 の駆動回路 2 1 3 に対する駆動電圧を再設定する (図 1 0 のステップ S 5) 。以下同様にして、超音波プローブ 1 の傾斜角度が変化する度に上述のステップ S 4 乃至ステップ S 6 を繰り返して駆動電圧を更新し、更新された駆動電圧の駆動信号を用いた超音波送受信により 3 次元画像データの生成と表示を繰り返し行なう。

40

【 0 0 6 0 】

以上述べた本発明の実施例によれば、配列された複数の振動素子を有する超音波プローブの方向情報に基づいて前記振動素子に対する駆動電圧を制御することにより、発熱規制を遵守した状態で S / N に優れた良好な画像データを収集することができる。このため、超音波検査における診断精度及び診断効率を大幅に向上させることができる。

50

【 0 0 6 1 】

特に、超音波プローブのプローブヘッド部が鉛直方向を向く通常の超音波検査では、従来の超音波診断装置と比較して大きな駆動電圧を有した駆動信号をプローブヘッド部の振動素子へ供給することができるため、高感度の超音波送受信が可能となる。

【 0 0 6 2 】

又、上述の方法によれば、超音波プローブ内に小型のジャイロ等で構成されるプローブ方向検出部を内蔵させるだけで画像データの高感度化を実現することができ、従来のような複雑な冷却機構を必要としない。このため、超音波プローブのサイズや重さが増大することがないため当該超音波検査を行なう操作者の負担を軽減することができる。

【 0 0 6 3 】

更に、超音波検査に好適な駆動電圧の設定は、超音波プローブの傾斜角度をパラメータとして予め保存された相対温度データと許容相対温度との比較によって行なわれるため、短時間での設定が可能となり超音波検査を妨げない。

【 0 0 6 4 】

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、上述の実施例では、第1の発熱領域であるプローブヘッド部11に対しこのプローブヘッド部11を揺動させる移動機構部12を第2の発熱領域とした場合について述べたが、プローブヘッド部11の振動素子113に対して駆動信号を供給する送信部21aあるいは前記振動素子113が検出した受信信号を処理する受信部21bの一部が超音波プローブ1に内蔵されている場合には、送信部21aや受信部21bを第2の発熱領域としてもよい。

【 0 0 6 5 】

又、プローブ方向検出部13は、振動素子が1次元配列されたセクタ走査用の超音波プローブ1に対し鉛直方向からの傾斜角度を検出する場合について述べたが、コンベックス走査やリニア走査等の他の超音波走査を可能とする超音波プローブに対してその傾斜角度を検出してもよく、又、振動素子が2次元配列された各種走査用超音波プローブの傾斜角度を検出しても構わない。

【 0 0 6 6 】

更に、上述の実施例では、超音波プローブ1の傾斜角度をパラメータとし超音波送信条件単位で相対温度データ保管部25に保管された各種相対温度データの中から当該超音波検査に対応した相対温度データをその超音波送信条件に基づいて抽出し、得られた相対温度データと当該超音波検査の傾斜角度及び予め設定された許容相対温度に基づいて好適な駆動電圧を設定する場合について述べたが、当該超音波検査の超音波送信条件及び傾斜角度に基づいてこの超音波検査に対応した相対温度データを抽出し、得られた相対温度データと前記許容相対温度を比較することによって好適な駆動電圧を設定してもよい。

【 0 0 6 7 】

又、装置の初期設定において上述の許容相対温度を設定する場合について述べたが、システム制御部29等が備える記憶回路に予め保管された許容相対温度を用いても構わない。

【 0 0 6 8 】

一方、上述の実施例では、被検体に対する3次元走査によって得られた受信信号を処理してBモードデータを生成し、このBモードデータに基づくボリュームデータを用いて3次元画像データを生成する場合について述べたが、前記ボリュームデータに基づいてMIP(Maximum-Intensity-Projection)画像データやMPR(Multi-Planar-Reconstruction)画像データ等の2次元画像データを生成してもよい。又、前記ボリュームデータは、カラードブラデータ等の他の超音波データに基づいて生成されたものであっても構わない。

【 0 0 6 9 】

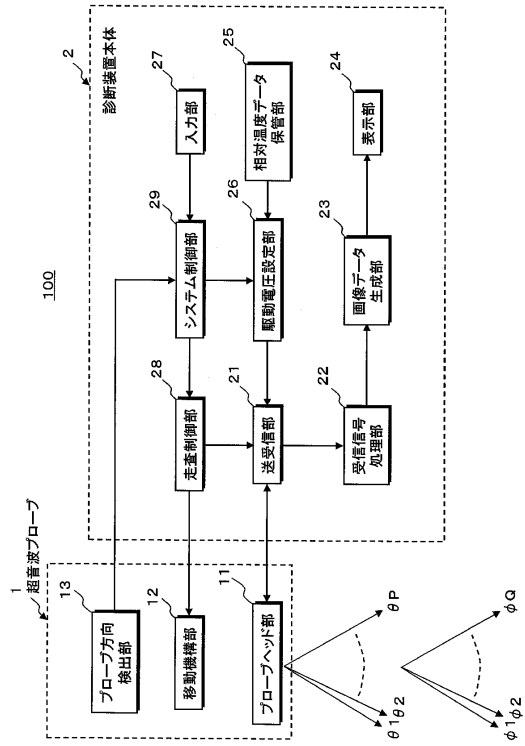
更に、超音波音波プローブ1の移動機構部12は、プローブヘッド部11をφ方向へ揺動させる場合について述べたが、例えば、y方向へ移動させてもよい。

【 符号の説明 】

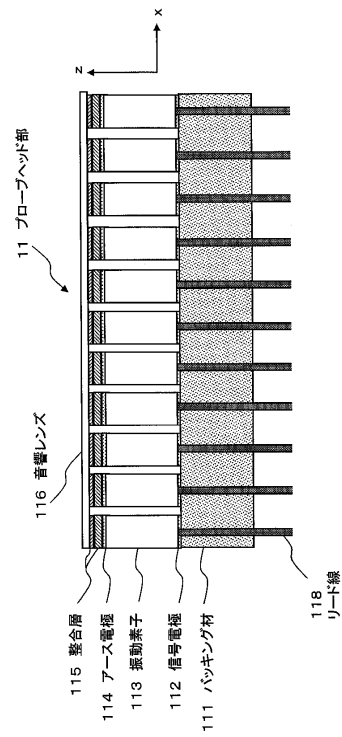
【 0 0 7 0 】

1 ...超音波プローブ	
1 1 ...プローブヘッド部	
1 1 1 ...バックリング材	
1 1 3 ...振動素子	
1 1 5 ...整合層	
1 1 6 ...音響レンズ	
1 2 ...移動機構部	
1 2 1 ...ステッピングモータ	
1 2 2 ...連結アーム	10
1 3 ...プローブ方向検出部	
2 ...診断装置本体	
2 1 ...送受信部	
2 1 1 ...レートパルス発生器	
2 1 2 ...送信遅延回路	
2 1 3 ...駆動回路	
2 1 4 ...A / D変換器	
2 1 5 ...受信遅延回路	
2 1 6 ...加算器	
2 2 ...受信信号処理部	20
2 3 ...画像データ生成部	
2 4 ...表示部	
2 5 ...相対温度データ保管部	
2 6 ...駆動電圧設定部	
2 7 ...入力部	
2 8 ...走査制御部	
2 9 ...システム制御部	
1 0 0 ...超音波診断装置	

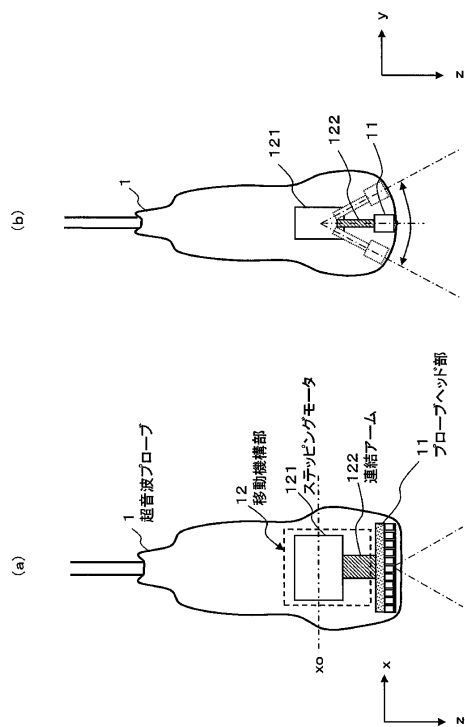
【図 1】



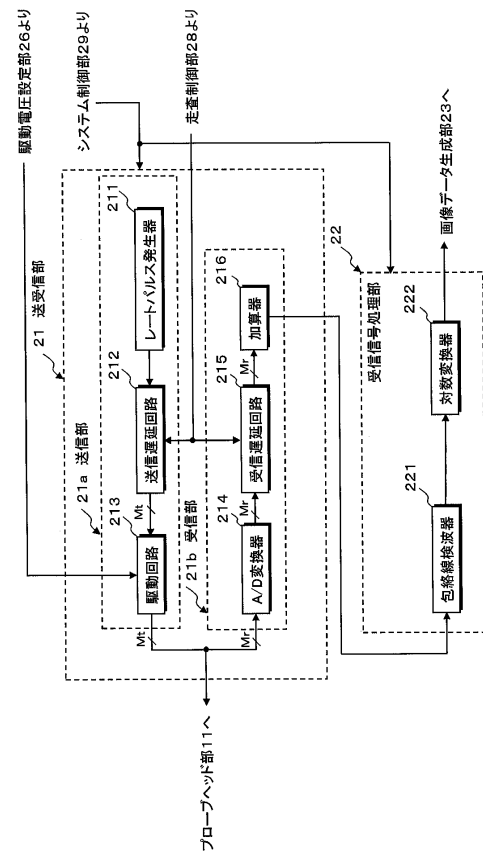
【図 2】



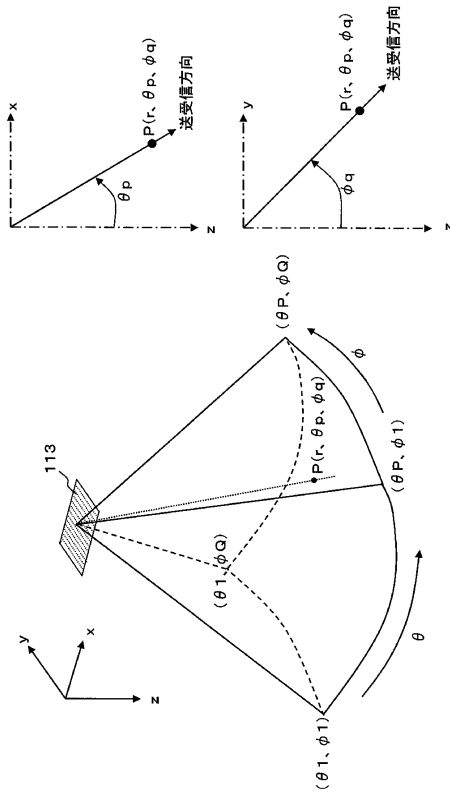
【図 3】



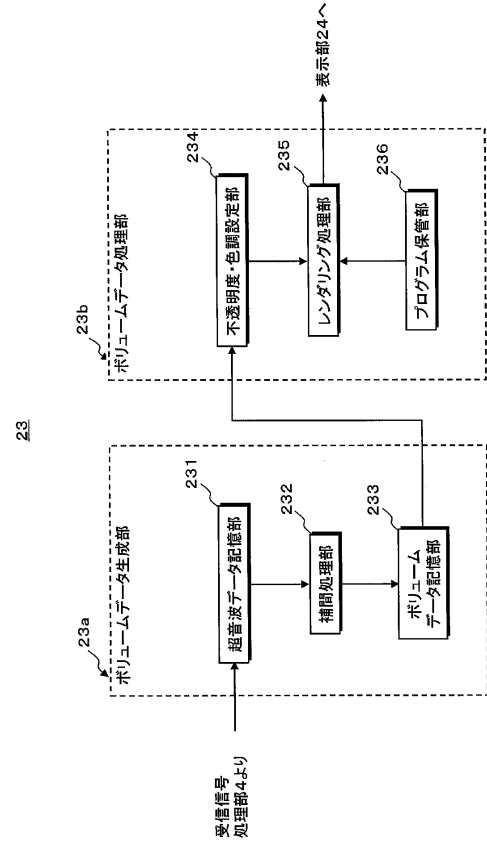
【図 4】



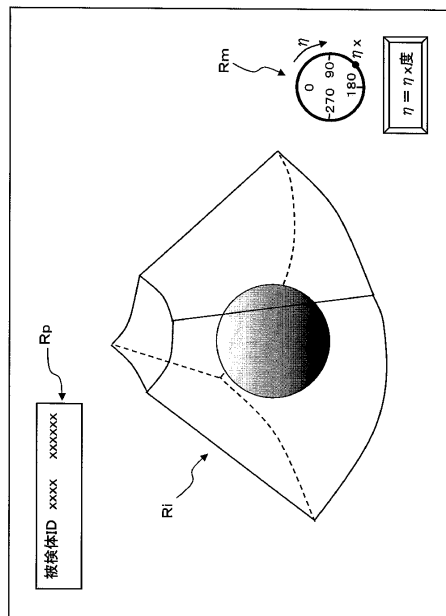
【図 5】



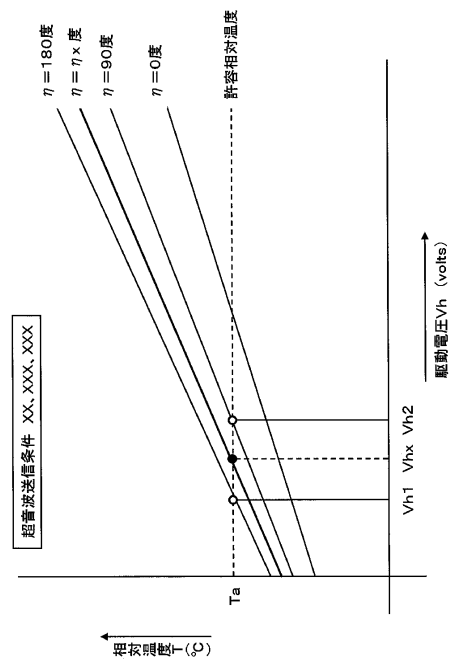
【図 6】



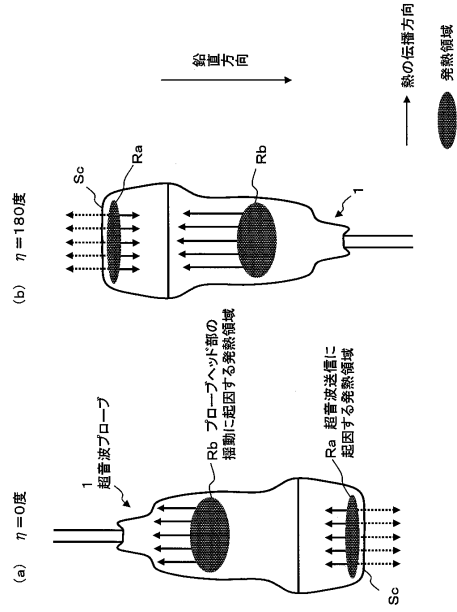
【図 7】



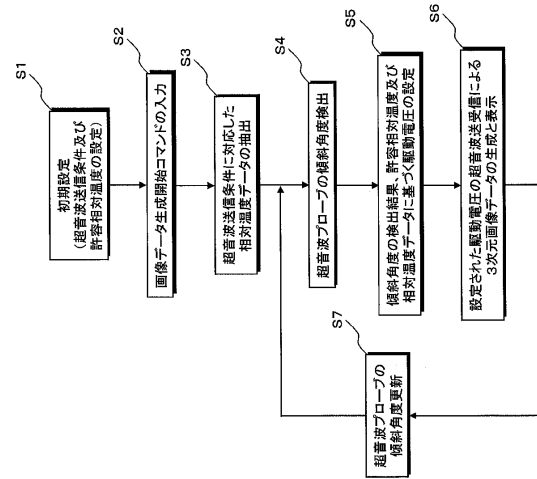
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(74)代理人 100149803

弁理士 藤原 康高

(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 亀和田 靖

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

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 1 4 8 4 2 4 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 2 3 5 8 3 8 (J P , A)

特開 2 0 0 6 - 3 2 5 6 7 3 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 2 5 5 0 1 7 (J P , A)

特開平 1 0 - 1 0 8 8 6 4 (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	JP5400580B2	公开(公告)日	2014-01-29
申请号	JP2009262101	申请日	2009-11-17
[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		
当前申请(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 亀和田靖		
发明人	阿部 仁人 亀和田 靖		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/546		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE10 4C601/GA21		
代理人(译)	希尼奇·奥格瓦 藤原 康高		
其他公开文献	JP2011104108A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了收集S/N优异的图像数据，可以观察到发热规定。
SOLUTION：超声波探头1的探头方向检测部分13，其中作为包括多个振动元件的布置的探头部分11可以执行对对象的三维扫描，振动，检测倾斜角度。超声波探头1到垂直方向。同时，诊断装置主体2的驱动电压设定部分26从表示超声波探头的驱动电压和倾斜角度与样品接触处的上升温度之间的关系的各种相对温度数据中提取对应于超声波检查的相对温度数据。探头头部11的表面基于超声波传输条件预先存储超声波传输条件和超声波探头的倾斜角度的补充信息，并基于所获得的相对温度数据和预先设定的可容忍相对温度来设置驱动电压到振动元件。基于倾斜角和发热规律的结果。Z

【 図 1 】

