

(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2020-65799

(P2020-65799A)

(43) 公開日 令和2年4月30日(2020.4.30)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2018-201075 (P2018-201075)  
 (22) 出願日 平成30年10月25日(2018.10.25)

(71) 出願人 503027931  
 学校法人同志社  
 京都府京都市上京区今出川通烏丸東入玄武  
 町601番地  
 (74) 代理人 100145403  
 弁理士 山尾 憲人  
 (72) 発明者 秋山 いわき  
 京都府京田辺市多々羅都谷1-3 同志社  
 大学内  
 Fターム(参考) 4C601 DD18 DD20 DD22 EE11 FF13  
 GB03 JB35 JB41

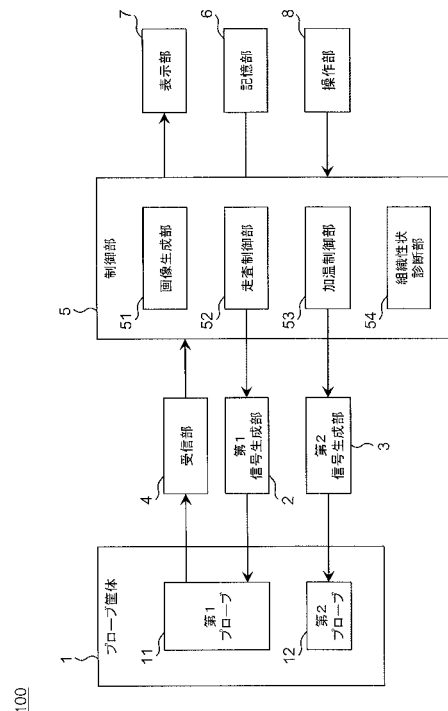
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】生体等の被検体の熱物性情報を取得し、生体組織の病理学的な診断を可能とする超音波診断装置を得る。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体で反射された超音波のエコー信号に基づいて被検体の断層画像を生成する。超音波診断装置は、被検体に超音波を照射するとともにエコー信号を受信する第1プローブと、被検体に加温のための超音波を照射する第2プローブと、受信したエコー信号に基づいて被検体の断層画像を生成する制御部と、生成された被検体の断層画像を表示する表示部と、を備える。制御部は、第2プローブによる超音波の照射による前記被検体の加温前に取得したエコー信号と、加温後に取得したエコー信号と、に基づいて、被検体の熱物性情報を取得し、熱物性情報に基づいて被検体の組織性状を判定する。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体で反射された超音波のエコー信号に基づいて前記被検体の断層画像を生成する超音波診断装置であって、

前記被検体に超音波を照射するとともに前記エコー信号を受信する第 1 プローブと、

前記被検体に加温のための超音波を照射する第 2 プローブと、

受信した前記エコー信号に基づいて前記被検体の断層画像を生成する制御部と、

生成された前記被検体の断層画像を表示する表示部と、を備え、

前記制御部は、前記第 2 プローブによる超音波の照射による前記被検体の加温前に取得したエコー信号と、加温後に取得したエコー信号と、に基づいて、前記被検体の熱物性情報を取得し、前記熱物性情報に基づいて前記被検体の組織性状を判定する、  
超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記第 2 プローブによる超音波の照射位置と、超音波の照射時間と、を指定する操作部を更に備え、

前記制御部は、前記操作部による指定に基づいて、前記第 2 プローブを用いて、前記被検体に加温のための超音波を照射する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記被検体の熱物性情報は、前記第 2 プローブによる加温後における前記被検体の中を伝播する超音波の音速と、加温前における前記被検体の中を伝播する超音波の音速と、の差を示す情報を含む、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記制御部は、前記差が正のときは、前記被検体が非脂肪組織であると判定し、前記差が負のときは、前記被検体が脂肪組織であると判定する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記制御部は、前記被検体の組織性状の判定結果を前記断層画像に重畳表示した画像を生成する、請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記制御部は、予め設定された所定の時間だけ前記第 2 プローブによる超音波の照射を行う、請求項 1 ～ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記制御部は、前記被検体の温度が、前記第 2 プローブによる加温前の前記被検体の温度より予め設定された所定値以上高くなった場合、その旨を前記表示部に表示し、および／または、前記第 2 プローブによる加温を終了させる、請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記制御部は、前記第 2 プローブによる加温後における前記被検体の中を伝播する超音波の音速と、加温前における前記被検体の中を伝播する超音波の音速と、の差に基づいて、前記被検体の温度が前記第 2 プローブによる加温前の前記被検体の温度より予め設定された所定値以上高くなったか否かを判定する、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体で反射された超音波のエコー信号に基づいて前記被検体の断層画像を生成する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

生体組織の物理的特性を得ることによって、生体情報を *in vivo* で得ようとする組織性状診断 (tissue characterization) の手法が知られている。これにより、重大な異変に

50

至る前の組織や細胞レベルでの変化を検出し、疾病の早期発見が可能となる。

【 0 0 0 3 】

また、臓器の境界等の生体内部の境界で反射された超音波のエコー信号に基づいて前記被検体の断層画像を生成する超音波診断装置が知られている。超音波診断装置による診断は、組織性状診断の一例である。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、生体内部の境界を可視化するに過ぎず、生体組織の病理学的な診断情報を詳細に分析することは困難であった。

10

【 0 0 0 5 】

そこで、本発明は、生体等の被検体の熱物性情報を取得し、生体組織の病理学的な診断を可能とする超音波診断装置を得ることを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

本発明の一態様は、被検体で反射された超音波のエコー信号に基づいて被検体の断層画像を生成する超音波診断装置を提供する。超音波診断装置は、被検体に超音波を照射するとともにエコー信号を受信する第1プローブと、被検体に加温のための超音波を照射する第2プローブと、受信したエコー信号に基づいて被検体の断層画像を生成する制御部と、生成された被検体の断層画像を表示する表示部と、を備える。制御部は、第2プローブによる超音波の照射による前記被検体の加温前に取得したエコー信号と、加温後に取得したエコー信号と、に基づいて、被検体の熱物性情報を取得し、熱物性情報に基づいて被検体の組織性状を判定する。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 0 7 】

本発明により、生体等の被検体の熱物性情報を取得し、生体組織の病理学的な診断を可能とする超音波診断装置を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 本発明の実施形態1に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

30

【 図 2 a 】 第1プローブおよび第2プローブの圧電素子の配列構成の一例を示す図である。

【 図 2 b 】 第1プローブおよび第2プローブの圧電素子の配列構成の他の例を示す図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態1に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。

【 図 4 a 】 表示部に表示された肝臓のBモード画像の一例を示す図である。

【 図 4 b 】 図 4 a に示されたBモード画像を模式的に示す図である。

【 図 5 】 図 3 に示した組織性状診断ステップの詳細な流れを示すフローチャートである。

【 図 6 】 パルスエコー法を説明するための模式図である。

40

【 図 7 】 加温前と加温後のエコー信号を表すエコーデータを示す模式図である。

【 図 8 】 脂肪組織と非脂肪組織内を伝播する超音波の音速の温度依存性を示すグラフである。

【 図 9 】 本発明の実施形態2に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【 図 1 0 】 音速の温度係数の計測環境を示す図である。

【 図 1 1 a 】 TMMファントムの音速の温度依存性についての測定結果を示すグラフである。

【 図 1 1 b 】 豚の筋組織の音速の温度依存性についての測定結果を示すグラフである。

【 図 1 1 c 】 豚の脂肪組織の音速の温度依存性についての測定結果を示すグラフである。

【 図 1 1 d 】 牛の肝臓の音速の温度依存性についての測定結果を示すグラフである。

50

【図 1 2】温度変化を導出するための実験環境を示す図である。

【図 1 3】豚の筋組織と豚の脂肪組織についてのエコーシフト時間を示すグラフである。

【図 1 4】TMMファントムの温度変化の時間依存性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明に係る実施形態を添付図面に従って説明する。なお、以下の説明は、本質的に例示に過ぎず、本発明、その適用物、あるいは、その用途を制限することを意図するものではない。また、図面は模式的なものであり、図面に示された各距離または寸法の比率等は、現実のものとは相違する。

【0010】

10

[ 1 . 実施形態 1 ]

[ 1 - 1 . 構成 ]

図 1 は、本発明の実施形態 1 に係る超音波診断装置 100 の構成を示す図である。超音波診断装置 100 は、プローブ筐体 1、第 1 信号生成部 2、第 2 信号生成部 3、受信部 4、制御部 5、記憶部 6、表示部 7 および操作部 8 を備える。

【0011】

プローブ筐体 1 は、患者等の被検体の生体に超音波を照射するとともに反射波（エコー）を受信して電気信号に変換する診断用の第 1 プローブ 11 と、生体に超音波を照射して生体を加温するための第 2 プローブ 12 とを備える。プローブ筐体 1 は、その内部に、第 1 プローブ 11 と第 2 プローブ 12 とが所定の位置関係で配列されるように支持する。

20

【0012】

第 1 プローブ 11 は、第 1 信号生成部 2 から供給される電気信号に基づいて超音波パルスを放射し、生体内で反射された反射波を受信して電気信号に変換する。例えば、第 1 プローブ 11 は、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）等の圧電素子を含み、第 1 信号生成部 2 から供給される電気信号が圧電素子を振動させて超音波を発生させる。また、圧電素子は、生体内で反射された反射波による振動を電気信号に変換することができる。第 1 プローブ 11 の共振周波数は、2 MHz ~ 20 MHz、例えば 5 . 2 MHz、例えば 10 MHz である。第 1 プローブ 11 は、トランスデューサとも呼ばれる。

【0013】

例えば、第 1 プローブ 11 は、複数の圧電素子 11a（図 2 a 参照）を 1 次元または 2 次元的に配列してなるアレイ型プローブである。第 1 プローブ 11 は、各圧電素子 11a（各チャンネル）からパルス状の超音波を走査して放射する。

30

【0014】

第 1 プローブ 11 は、過剰な振動を生じさせないように圧電素子 11a を支持するバッキング材 13（図 2 a 参照）、および、超音波を所望の位置に集束させるための音響レンズ（図示せず）、音響インピーダンスを調整する音響整合層（図示せず）等を含んでもよい。

【0015】

第 2 プローブ 12 は、第 2 信号生成部 3 から供給される電気信号に基づいて超音波を放射し、生体を加温する。超音波によって生体を加温する技術の一例は、HIFU（High Intensity Focused Ultrasound）として知られている。例えば、第 2 プローブ 12 は、圧電素子 12a（図 2 a 参照）を含み、第 2 信号生成部 3 から供給される電気信号が圧電素子を振動させて超音波を発生させる。第 2 プローブ 12 の共振周波数は、2 MHz ~ 20 MHz、例えば 3 . 2 MHz、例えば 10 MHz である。第 2 プローブ 12 は、トランスデューサとも呼ばれる。

40

【0016】

第 2 プローブ 12 は、第 1 プローブ 11 と同様に、複数の圧電素子を 1 次元または 2 次元的に配列してなるアレイ型プローブであってもよい。例えば、第 2 プローブ 12 の複数の圧電素子は、同時に超音波を発生して生体を加温する。

【0017】

50

図 2 a は、第 1 プローブ 1 1 および第 2 プローブ 1 2 の圧電素子の配列構成の一例を示す図である。プローブ筐体 1 の遠位端 1 a は、診断時、患者の皮膚等の診断対象の生体表面に接触する。第 1 プローブ 1 1 および第 2 プローブ 1 2 の各圧電素子から放射される超音波は、遠位方向（図 2 a に示した矢印の方向）に、あるいはプローブ筐体 1 の遠位端 1 a から放射状に、放射される。

【 0 0 1 8 】

図 2 a に示した例では、第 1 プローブ 1 1 の圧電素子アレイを構成する圧電素子 1 1 a の間に、第 2 プローブ 1 2 の圧電素子 1 2 a が配置されている。すなわち、圧電素子 1 2 a の両側に、圧電素子 1 1 a が 4 つずつ配置されている。圧電素子 1 1 a 間、および、圧電素子 1 2 a と圧電素子 1 1 a との間には、樹脂等の絶縁材料が挿入されている。圧電素子 1 1 a および圧電素子 1 2 a は、バックング材 1 3 に支持されている。なお、圧電素子の数は例示したものに限定されない。

【 0 0 1 9 】

図 2 b は、第 1 プローブ 1 1 および第 2 プローブ 1 2 の圧電素子の配列構成の他の例を示す図である。図 2 a に示したようなバックング材 1 3 に支持された圧電素子アレイを構成する 1 つまたは複数の圧電素子は、図 2 b に示すように、第 1 プローブ 1 1 の円筒形状の圧電素子 1 1 b と第 2 プローブ 1 2 の円柱形状の圧電素子 1 2 b が同軸に配置された構造を有してもよい。第 1 プローブ 1 1 および第 2 プローブ 1 2 の各圧電素子 1 1 b、1 2 b から放射される超音波は、軸方向（図 2 b に示した矢印の方向）に、あるいは各圧電素子 1 1 b、1 2 b から放射状に、放射される。

【 0 0 2 0 】

図 2 a および図 2 b に示した例の他にも、第 1 プローブ 1 1 および第 2 プローブ 1 2 の圧電素子は、プローブ筐体 1 内において異なる方向に超音波を放射するように配置されてもよい。この場合、プローブ筐体 1 内にミラー等の光学素子が配置され、第 1 プローブ 1 1 の圧電素子と、第 2 プローブ 1 2 の圧電素子と、光学素子とは、プローブ筐体 1 から外部に超音波を出射する際には、同一の方向に超音波を進行させるように配置される。

【 0 0 2 1 】

なお、超音波診断装置 1 0 0 は、第 1 プローブ 1 1 および第 2 プローブ 1 2 のように異なるプローブを備えるものに限定されない。例えば、1 つのプローブが、超音波を照射してエコーを受信する診断機能と、生体の加温を行う加温機能と、を併せ持ってもよい。この場合、第 1 信号生成部 2 からの電気信号と、第 2 信号生成部 3 からの電気信号とは、切替器（図示せず）等によって切り替えられてプローブに供給される。

【 0 0 2 2 】

図 1 に戻り、第 1 信号生成部 2 は、第 1 プローブ 1 1 に供給する電気信号を生成する回路またはモジュールである。第 1 信号生成部 2 は、第 1 プローブ 1 1 に供給するパルス信号を生成する。第 1 信号生成部 2 は、電気信号を発生させる信号発生器を含む。第 1 信号生成部 2 は、発生した電気信号を増幅させるパワーアンプを含んでもよい。

【 0 0 2 3 】

第 2 信号生成部 3 は、第 2 プローブ 1 2 に供給する電気信号を生成する回路またはモジュールである。第 2 信号生成部 3 は、電気信号を発生させる信号発生器を含む。第 2 信号生成部 3 は、発生した電気信号を増幅させるパワーアンプを含んでもよい。

【 0 0 2 4 】

受信部 4 は、第 1 プローブ 1 1 から供給された電気信号を受信してデジタル信号に変換する回路またはモジュールである。受信部 4 は、例えば第 1 プローブ 1 1 から供給された電気信号を増幅するプリアンプと、増幅されたアナログの電気信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器とを備える。受信部 4 は、デジタル信号が示すデータ（以下、「エコーデータ」という。）を制御部 5 に対して出力する。

【 0 0 2 5 】

制御部 5 は、例えば、プログラムを実行することにより所定の機能を実現する CPU または MPU のような汎用プロセッサで構成される。制御部 5 は、主記憶装置またはフレー

10

20

30

40

50

ムメモリとして、高速動作可能なSRAMおよびDRAM等の記憶媒体を含んでもよい。制御部5は、記憶部6に格納された制御プログラムを呼び出して実行することにより、画像生成部51、走査制御部52、加温制御部53等の各種の制御を実現する。制御部5は、ハードウェアとソフトウェアの協働により所定の機能を実現するものに限定されず、所定の機能を実現するFPGA、ASIC、DSP等のハードウェア回路で構成されてもよい。

#### 【0026】

記憶部6は、種々の情報を記録する記録媒体である。記憶部6は、例えば、フラッシュメモリ、SSDなどの半導体メモリ装置、ハードディスク等の磁気記憶装置、その他の記憶デバイス単独でまたはそれらを適宜組み合わせることで実現される。

10

#### 【0027】

表示部7は、超音波診断装置100の診断結果である超音波画像等の情報を表示する表示装置である。表示部7は、例えば液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、プロジェクタ等により構成される。また、超音波診断装置100は、表示部7の他に、スピーカ、プリンタ等の出力装置を備えてもよい。

#### 【0028】

操作部8は、ユーザから受け付けた入力指示や操作の内容を電気信号に変換して制御部5に伝達する入力用インタフェースである。操作部8は、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、ダイヤル、フットスイッチ、スライドスイッチ、音声入力のためのマイク、ジェスチャ入力のためのセンサ等を含む。例えば、ユーザは、操作部8を用いて、第2プローブ12による超音波の照射位置と、超音波の照射時間と、を指定する。

20

#### 【0029】

##### [1-2.動作]

##### [1-2-1.全体のフロー]

図3は、超音波診断装置100の動作の流れを示すフローチャートである。本フローチャートに示された各処理は、超音波診断装置100の制御部5による制御に基づいて実行される。本フローチャートに示す動作は、例えば所定の周期で繰り返し開始される。

#### 【0030】

まず、医師等のユーザが、プローブ筐体1の遠位端1a(図2a参照)を患者の皮膚等の診断対象の生体表面に接触させる。走査制御部52として機能する制御部5は、第1信号生成部2を制御して第1プローブ11に対してパルス信号を供給させ、第1プローブ11からパルス状の超音波を放射する(S1)。第1信号生成部2は、第1プローブ11のアレイ状の圧電素子11a(図2a参照)に対してパルス信号を順次供給し、第1プローブ11からパルス状の超音波を走査して放射する。

30

#### 【0031】

第1プローブ11から放射された超音波は、生体の皮膚、血管および臓器の境界等の音響インピーダンスの不連続面で反射され、エコー信号となる。第1プローブ11は、エコー信号を受信して電気信号に変換し、受信部4に対して出力する。受信部4は、第1プローブ11から供給された電気信号を受信してデジタル信号に変換し、デジタル信号が示すエコーデータを制御部5に対して出力する。制御部5は、受信部4から出力されたエコーデータを受信する(S2)。

40

#### 【0032】

次に、画像生成部51として機能する制御部5は、受信したエコーデータに基づいて、周知の技術により、反射点の位置をエコー強度に応じた輝度で表示するBモード画像を生成する(S3)。これにより、生体の断層画像が得られる。

#### 【0033】

制御部5は、生成されたBモード画像を表示部7に表示する。図4aは、表示部7に表示された肝臓のBモード画像の一例を示す図である。図4bは、図4aに示されたBモード画像を模式的に示す図である。図4bに示すように、図4aから、ユーザは、プローブ筐体1の遠位端1aを当てた皮膚層の下にある輝度の小さい脂肪層と、脂肪層の下の輝度

50

の大きい筋肉層と、筋肉層の下の方臓と、を識別することができる。

【0034】

ユーザは、表示部7に表示されたBモード画像を見ながら、操作部8を用いて、組織性状診断を行いたい部位を選択し、制御部5に対して、組織性状診断を行うように指示する。例えば、ユーザは、図4bに点Pで示した部位の組織性状診断を行う場合、表示部7の点Pの部分タッチして、タッチパネルとしての操作部8によって、制御部5に選択部位Pに対して組織性状診断を行うことを指示する。あるいは、ユーザは、操作部8としてのキーボードを用いて、組織性状診断を行う部位の座標を入力してもよい。

【0035】

制御部5は、操作部8からの組織性状診断を行う旨の指示の入力を検知する(S5)。組織性状診断を行う旨の指示の入力がない場合(S5でNo)、図3のフローチャートに示された動作は終了する。本フローチャートに示す動作は、例えば所定の周期で繰り返し開始されるため、超音波診断装置100は、組織性状診断を行う旨の指示の入力がない限り、プローブ筐体1の接触位置に応じてBモード画像を表示する周知の超音波診断装置の動作を行うことになる。

【0036】

ステップS5において組織性状診断を行う旨の指示の入力があった場合(S5でYes)、組織性状診断部54として機能する制御部5は、選択部位Pについて組織性状診断を行う(S6)。組織性状診断ステップS6の詳細については後述する。

【0037】

次に、制御部5は、組織性状診断の結果をBモード画像に重畳させて表示部7に表示する(S7)。例えば、制御部5は、組織性状診断ステップS6において選択部位Pが脂肪であるという診断結果を得た場合、Bモード画像に「選択部位は脂肪組織である」旨の文字画像を重畳表示し、選択部位Pが肝臓実質であるという診断結果を得た場合、Bモード画像に「選択部位は非脂肪組織である」、「選択部位は肝臓実質である」、または「異常なし」等の文字画像を重畳表示する。あるいは、制御部5は、組織性状診断の結果に応じて、Bモード画像上の選択部位P付近の画素を着色してもよい。例えば、脂肪は黄色で表示され、病変は赤で表示される。また、制御部5は、組織性状診断の結果に応じて、Bモード画像上の選択部位Pを示す画素の輝度を変更してもよい。

【0038】

[1-2-2. 組織性状診断動作]

図5は、図3に示した組織性状診断ステップS6の詳細な流れを示すフローチャートである。まず、組織性状診断部54として機能する制御部5は、第1プローブ11から選択部位Pの方向に放射された超音波のエコーデータ(加温前エコーデータ)を取得する(S61)。取得された加温前エコーデータは、例えば記憶部6に格納される。あるいは、加温前エコーデータは、ステップS2(図3参照)において取得されて記憶部6に格納されていてもよい。この場合、ステップS61を省略できる。

【0039】

次に、加温制御部53として機能する制御部5は、第2信号生成部3を制御して第2プローブ12に対して電気信号を供給させる。これにより、第2プローブ12から超音波が放射され、生体内の選択部位Pが加温される(S62)。

【0040】

第2プローブ12によって放射される超音波の強度、放射時間は、生体の安全性を損なわないように設定される。超音波の照射を受ける生体の安全性について、例えば、世界超音波医学生物学会(WFUMB、World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology)のガイドラインには、生体に1.5未満の温度上昇が生じても臨床上問題ないと記載されている。また、WFUMBのガイドラインには、4.0を超える温度上昇が5分を超える時間継続した場合、胚や胎児に対して危険があると記載されている。

【0041】

そこで、例えば、第2プローブ12によって放射される超音波の強度(音圧)、放射時

10

20

30

40

50

間は、選択部位 P の温度上昇が 1.5 を超えないように設定される。例えば、設定値は記憶部 6 に記憶され、制御部 5 が記憶された設定値を用いて第 2 信号生成部 3 を制御する。あるいは、第 2 信号生成部の信号発生器が、予め設定された時間だけ持続するパルス信号を生成してもよい。

【0042】

具体的には、第 2 プローブ 12 によって放射される超音波の音圧は、2.0 MPa 以下、例えば 1.0 MPa に設定される。また、第 2 プローブ 12 によって放射される超音波の放射時間は、10 秒以下、好ましくは 1 秒以下、例えば 100 ms や 50 ms に設定される。

【0043】

加温の後、制御部 5 は、第 1 プローブ 11 から選択部位 P の方向に放射された超音波のエコーデータ（加温後エコーデータ）を取得する（S63）。取得された加温後エコーデータは、例えば記憶部 6 に格納される。

【0044】

次に、制御部 5 は、加温前エコーデータと加温後エコーデータとに基づいて、第 1 プローブ 11 から選択部位 P の方向に放射された超音波の加温前後の音速変化率を算出する（S64）。

【0045】

加温前後の音速変化率は、例えばパルスエコー法に基づいて算出される。パルスエコー法では、図 6 に示すような境界 S1 および S2 で超音波が反射される場合において、境界 S1 と S2 との間の領域 R にある生体が加温されたときは、加温前後の音速変化率は、以下のように算出できる。

【0046】

図 6 では、第 1 プローブ 11 の圧電素子 11a から放射された超音波の一部は境界 S1 で反射されてエコー信号 r1 となり、境界 S1 を透過した超音波の一部は境界 S2 で反射されてエコー信号 r2 となっている。エコー信号 r1 および r2 は、第 1 プローブ 11 の圧電素子 11a に受信される。

【0047】

図 7 は、加温前（a）と加温後（b）のエコー信号 r1 および r2 を表すエコーデータを示す模式図である。加温前、図 6 の境界 S1 で反射されたエコー信号 r1 が第 1 プローブ 11 に到達した時刻と、境界 S2 で反射されたエコー信号 r2 が第 1 プローブ 11 に到達した時刻との差は  $t$  である。領域 R にある生体が加温された後、エコー信号 r1 が第 1 プローブ 11 に到達した時刻と、エコー信号 r2 が到達した時刻との差は  $t - \Delta t$  となっている。

【0048】

第 1 プローブ 11 の圧電素子 11a から距離  $x$  の点を進行する超音波の加温前の音速を  $c(x)$  [m/s]、加温後の音速を  $c(x) + \Delta c(x)$  [m/s] とする。 $\Delta c(x)$  が  $c(x)$  に比べて十分に小さい場合、次の近似式（1）が成り立つ。

【0049】

【数 1】

$$\Delta c(x) \cong c(x) \frac{\Delta \tau}{\Delta t} \quad \dots (1)$$

【0050】

したがって、領域 R（ $x_1 < x < x_2$ ）における加温前後の音速の時間変化率  $\Delta c(x) / c(x)$  は、次式（2）で表される。

【0051】

10

20

30

40



【数 2】

$$\frac{\Delta c(x)}{c(x)} \cong \frac{\Delta \tau}{\Delta t} \quad \dots (2)$$

【0052】

式(2)の右辺  $\Delta \tau / \Delta t$  は、時間シフト  $\Delta \tau$  の時間変化率を表している。 $\Delta \tau / \Delta t$  は、具体的には、次のように測定される。すなわち、測定領域で反射されたエコー信号に対応する遅れ時間  $t$  を設定する。次に、エコー信号に時間ゲートを設けて信号を切り出し、遅れ時間  $t$  を順次変更させながら時間シフト  $\Delta \tau$  を計測する。 $\Delta \tau / \Delta t$  は、このような計測結果の傾きから推定することができる。時間シフト  $\Delta \tau$  は微小であるため、時間シフト  $\Delta \tau$  の時間変化率は、例えば、エコー信号の波形について相互相関法を用いて導出される。あるいは、相互相関法と自己相関法とを組み合わせることで時間シフト  $\Delta \tau$  の時間変化率を算出してもよい。

10

【0053】

次に、組織性状診断部 54 として機能する制御部 5 は、ステップ S64 で算出された音速変化率に基づいて、選択部位 P の組織性状を診断し、診断結果データを生成する。(S65)。

【0054】

図 8 は、脂肪組織と非脂肪組織内に伝播する超音波の音速の温度依存性を示すグラフである。図 8 に示すように、脂肪組織では、生体の温度  $T$  が上昇するに連れて音速  $c$  は減少することが知られている(例えば、福喜多博著“超音波による生体内温度計測”, BME, vol.2, No.3, p.167-168, 1988 参照)。すなわち、脂肪組織の温度変化に対する音速変化の割合(以下、「音速の温度係数」という。)  $dc/dT$  は負である。これを前述の加温前後の音速変化  $c(x)$  についてみると、脂肪組織では、 $c(x)$  は負となる。

20

【0055】

他方、生体の温度を含む 30 ~ 45 °C において、非脂肪組織内を伝播する超音波の音速は、生体の温度  $T$  が上昇するに連れて増加することが知られている。すなわち、非脂肪組織の音速の温度係数  $dc/dT$  は正である。これを前述の加温前後の音速変化  $c(x)$  についてみると、非脂肪組織では、 $c(x)$  は正となる。

30

【0056】

したがって、制御部 5 は、ステップ S64 で算出された音速変化率  $dc/dT$  が負である場合、選択部位 P は脂肪組織であり、正である場合、選択部位 P は非脂肪組織であると判定することができる。

【0057】

なお、後述のように、超音波診断装置 100 は、選択部位 P が脂肪組織と非脂肪組織のいずれであるかを決定するのみならず、組織の音速の温度係数  $dc/dT$ 、超音波減衰定数  $\alpha$ 、音速  $c$ 、体積熱容量  $C_v$  等に基づいて、選択部位 P の組織性状を診断することができる。

【0058】

40

[1-3. 組織性状診断の原理]

超音波照射による生体組織の温度上昇率は、次の生体熱輸送方程式(3)で表される。

【0059】

【数 3】

$$\frac{dT}{dt} = \kappa \nabla^2 T - \frac{\Delta T}{\varepsilon} + \frac{q_v}{C_v} \quad \dots (3)$$

ここで、 $T$  [°C] は温度、 $\kappa$  [ $m^2/s$ ] は組織の熱拡散率、 $\varepsilon$  [s] は血液灌流率、 $q_v$  [ $W/m^3$ ] は熱発生率、 $C_v$  [ $J/m^3/^\circ C$ ] は単位体積当たりの熱容量である。

50

血液灌流率は、血液循環による冷却の時定数であり、単位堆積の生体組織に流入する血液流量を表す。

【 0 0 6 0 】

生体の軟部組織においては、熱拡散率は  $0.10 \sim 0.15 [mm^2 / s]$ 、血液灌流率は  $10 \sim 2000 [s]$  の範囲にある。初期温度が一様であり、温度上昇が微小であれば、式 ( 3 ) の右辺第 1 項の熱拡散項を無視できる。短時間の加温であれば、式 ( 3 ) の右辺第 2 項の血液循環項を無視できる。さらに、熱発生率  $q_v$  は、生体組織の超音波減衰定数 (attenuation constant)  $[dB / m]$  と超音波強度  $I [W / m^2]$  とを用いて、 $q_v = 2 I$  と表すことができる。これらのことから次式 ( 4 ) を得る。

【 0 0 6 1 】

【数 4】

$$\frac{dT}{dt} \cong \frac{q_v}{C_v} = \frac{2\alpha I}{C_v} \quad \cdots (4)$$

【 0 0 6 2 】

超音波照射による音速の時間変化率  $dc / dt$  は、式 ( 4 ) を用いることによって、次式 ( 5 ) で表される。

【数 5】

$$\frac{dc}{dt} = \frac{dc}{dT} \frac{dT}{dt} \cong \frac{dc}{dT} \frac{2\alpha I}{C_v} \quad \cdots (5)$$

【 0 0 6 3 】

また、式 ( 2 ) から次式 ( 6 ) が得られる。

【数 6】

$$\frac{d\tau}{dt} = \frac{\Delta c(x)}{c(x)} \quad \cdots (6)$$

【 0 0 6 4 】

$c(x)$  は、次式 ( 7 ) で表される。

【数 7】

$$\Delta c(x) = \frac{dc(x)}{dt} \Delta t_h \quad \cdots (7)$$

ここで、 $t_h$  は、超音波による組織の加温時間である。

【 0 0 6 5 】

式 ( 6 ) に式 ( 7 ) と式 ( 5 ) とを代入すると、次式 ( 8 ) が得られる。

【数 8】

$$\frac{d\tau}{dt} = \frac{dc(x)}{dt} \Delta t_h \frac{1}{c(x)} = \frac{dc}{dT} \frac{2\alpha I \Delta t_h}{c(x) C_v} \quad \cdots (8)$$

【 0 0 6 6 】

以上により、音速変化率  $c(x) / c(x)$  はエコーシフト時間の時間変化率  $d\tau / dt$  に等しく、音速の温度係数  $dc / dT$ 、超音波減衰定数  $\alpha$ 、音速  $c(x)$ 、体積熱容量  $C_v$ 、超音波強度  $I$  および加温時間  $t_h$  の関数となる。よって、超音波照射による音速変化率、すなわちエコーシフト時間の時間変化率を測定し、その変化率から組織性状を

10

20

30

40

50

診断することが可能である。

【0067】

[ 1 - 4 . 効果等 ]

以上のように、超音波診断装置100は、患者等の被検体に超音波を照射するとともにエコー信号を受信する第1プローブ11と、被検体に加温のための超音波を照射する第2プローブ12と、受信したエコー信号に基づいて被検体の断層画像であるBモード画像を生成する制御部5と、生成された被検体の断層画像を表示する表示部7と、を備える。制御部5は、第2プローブ12による超音波の照射による被検体の加温前に取得したエコー信号と、加温後に取得したエコー信号と、に基づいて、被検体の熱物性情報を取得し、熱物性情報に基づいて被検体の組織性状を判定する。

10

【0068】

従来の超音波診断装置では、生体内部の境界を可視化するに過ぎず、生体組織の病理学的な診断情報を詳細に分析することは困難であったが、超音波診断装置100は、生体内部の境界間にある部位についての熱物性情報を取得し、生体組織の病理学的な診断を行うことができる。

【0069】

被検体の熱物性情報は、第2プローブ12による加温後における被検体の中を伝播する超音波の音速と、加温前における被検体の中を伝播する超音波の音速と、の差  $c(x)$  を示す情報を含む。

【0070】

加温前後の音速差  $c(x)$  は、超音波パルスエコー法によって測定することができる。また、生体組織の組成および病理学的状態によって、音速の温度係数  $dc/dT$  が異なる。したがって、超音波診断装置100は、加温前後の音速差  $c(x)$  または音速の温度係数  $dc/dT$  を測定することによって、生体組織の病理学的な診断を行うことができる。

20

【0071】

特に、制御部5は、加温前後の音速差  $c(x)$  が正のときは、被検体が非脂肪組織であると判定し、負のときは、被検体が脂肪組織であると判定する。

【0072】

制御部5は、被検体の組織性状の判定結果を断層画像に重畳表示した画像を生成する。

30

【0073】

超音波診断装置100は、このような重畳画像を表示部7に表示することにより、医師等のユーザに対して、被検体の組織性状の判定結果を知らせることができる。

【0074】

[ 2 . 実施形態2 ]

[ 2 - 1 . 構成および動作 ]

図9は、本発明の実施形態2に係る超音波診断装置200の構成を示す図である。実施形態1の構成および作用に加えて、実施形態2に係る超音波診断装置200の制御部5は、温度上昇制限部55としても機能することができる。

【0075】

温度上昇制限部55として機能する制御部5は、例えば、超音波の照射によって生体に1.5以上の温度上昇が生じた場合、表示部7にその旨を表示する。あるいは、表示部7には生体温度の上昇値が常に表示されており、制御部5は、超音波の照射によって生体に1.5以上の温度上昇が生じた場合、表示部7に警告画像を表示させてもよい。これにより、ユーザは、生体に1.5以上の温度上昇が生じており、患者等に危険が生じ得ることを知ることができる。

40

【0076】

制御部5は、超音波の照射によって生体に1.5以上の温度上昇が生じた場合、表示部7に警告画像を表示する代わりに、スピーカ(図示せず)から警告音を鳴らし、プローブ筐体1に備えられたバイブレータによってプローブ筐体1を振動させ、および/または

50

、第 2 プローブ 1 2 からの超音波の照射を強制的に終了させてもよい。

【 0 0 7 7 】

上記の警告動作や強制終了動作が行われるのは、超音波の照射によって生体に 1 . 5 以上の温度上昇が生じた場合に限られない。上記の警告動作や強制終了動作は、患者等の超音波の被照射者に危険が生じ得る場合に行われる。例えば、上記の警告動作や強制終了動作は、超音波の照射が所定の時間、例えば 1 0 秒以上行われた場合、4 . 0 を超える温度上昇が 5 分を超える時間継続した場合等に行われてもよい。

【 0 0 7 8 】

[ 2 - 2 . 温度変化の判断方法 ]

以下、超音波照射による温度変化の推定方法について説明する。まず、超音波照射による加温後の音速と加温前の音速との差  $c(x)$  を式 ( 1 ) を用いて導出する。導出された  $c(x)$  と、音速の温度係数  $dc/dT$  と、を用いて、温度変化  $T$  は、次式 ( 9 ) で表される。

10

【 0 0 7 9 】

【 数 9 】

$$\Delta T = \frac{\Delta c(x)}{dc/dT} \quad \dots (9)$$

【 0 0 8 0 】

20

したがって、パルスエコーの測定結果から、温度変化  $T$  を決定することができる。

【 0 0 8 1 】

[ 2 - 3 . 温度変化の測定例 ]

発明者は以下に示すような実験を行い、温度変化  $T$  を実際に求めることができることを実証した。

【 0 0 8 2 】

[ 2 - 3 - 1 . 音速の温度係数の測定 ]

軟部組織を模擬した TMM ( Tissue Mimicking Material ) ファントム、豚の筋組織、豚の脂肪組織および牛の肝臓につき、音速の温度係数  $dc/dT$  を計測した。TMM ファントムは、IEC 60601 - 2 - 37 規格に基づいて作製された。

30

【 0 0 8 3 】

図 1 0 は、音速の温度係数  $dc/dT$  の計測環境を示す図である。恒温槽 2 0 1 の中に、アクリルブロック 2 0 2 と、アクリルブロック 2 0 2 の上に設けられた 1 つ以上のアクリル板 2 0 3 とを準備した。アクリル板 2 0 3 の中央にあるくぼみに、2 0 mm × 2 2 mm × 5 mm の大きさの試料 2 1 0 を配置した。アクリル板 2 0 3 および試料 2 1 0 の上にアルミニウムブロック 2 0 4 を設置した。アルミニウムブロック 2 0 4 の上面に圧電素子 2 0 5 ( B5K10I、JAPAN PROBE、直径 1 0 mm、共振周波数 5 . 2 MHz ) を取り付けた。圧電素子 2 0 5 にパルス 2 0 6 ( OLYMPUS、5072PR ) と、オシロスコープ 2 0 7 ( YOKOGAWA ELECTRIC、DL850E ) とを接続した。試料 2 1 0 に、図示しない 2 本の熱電対 ( CHINO Type K、 $\phi = 0 . 5$  mm ) を取り付けた。熱電対にもオシロスコープ 2 0 7 を接続した。

40

【 0 0 8 4 】

恒温槽 2 0 1 の内部温度を 4 0 に保ち、試料 2 1 0 の温度を変化させながら、圧電素子 2 0 5 から超音波を放射し、圧電素子 2 0 5 が受信したエコー信号をオシロスコープ 2 0 7 によって観察および記録した。その際、オシロスコープ 2 0 7 のサンプリング周波数を 1 0 0 MHz、量子化ビット数を 1 2 bit に設定した。オシロスコープ 2 0 7 を用いたエコー信号の測定結果から、試料 2 1 0 内を超音波が伝播するのに要した時間  $t_{sd}$  を算出した。試料 2 1 0 の厚さを  $d$  とすると、試料 2 1 0 内を伝播する超音波の音速  $c$  は  $2d/t_{sd}$  で表される。また、熱電対からの信号をオシロスコープ 2 0 7 で観察および記録し、試料 2 1 0 内部の温度を測定した。

【 0 0 8 5 】

50

図 1 1 a ~ 1 1 d は、TMMファントム、豚の筋組織、豚の脂肪組織および牛の肝臓の音速の温度依存性についての測定結果をそれぞれ示すグラフである。図 1 1 a ~ 1 1 d には、測定値を黒丸で、直線近似による近似線を一点鎖線で示している。近似線の傾きが音速の温度係数  $dc/dT$  となる。求められた TMMファントム、豚の筋組織、豚の脂肪組織および牛の肝臓の音速の温度係数  $dc/dT$  を次の表 1 に示す。

【 0 0 8 6 】

【 表 1 】

試料	音速の温度係数 $dc/dT$ [ m/s/°C ]
TMMファントム	1.6
豚の筋組織	1.2
豚の脂肪組織	-3.1
牛の肝臓	1.1

10

【 0 0 8 7 】

[ 2 - 3 - 1 . 温度変化の測定 ]

20

図 1 0 のような実験環境では、熱電対によって組織の温度  $T$  を測定することができる。しかしながら、超音波診断装置 2 0 0 を用いて患者の診断を行う場合、生体組織に熱電対を設置することはできない。そこで、超音波診断装置 2 0 0 は、音速の温度係数  $dc/dT$  と超音波のエコーシフトの時間変化率  $\Delta t / t$  とを用いて、選択部位  $P$  の温度変化  $T$  を推定する。

【 0 0 8 8 】

図 1 2 は、温度変化を導出するための実験環境を示す図である。図 1 0 と同様に、アクリルブロック 2 0 2 と、アクリルブロック 2 0 2 の上に設けられた 1 つ以上のアクリル板 2 0 3 とを準備した。アクリル板 2 0 3 の中央にあるくぼみに、厚さ 1 0 mm の試料 2 2 0 を配置した。アクリル板 2 0 3 および試料 2 2 0 の上に、厚さ 5 5 mm の寒天ブロック 2 1 4 を設置した。寒天ブロック 2 1 4 の上面に圧電素子 2 1 5 a、2 1 5 b を取り付け

30

【 0 0 8 9 】

圧電素子 2 1 5 a、2 1 5 b は、図 2 b に示したものと同様の構造を有する。すなわち、音速測定用の圧電素子 2 1 5 a (B5K10I、JAPAN PROBE、直径 1 0 mm、共振周波数 5 . 2 MHz) と加温用の圧電素子 2 1 5 b (内径 1 0 mm、外径 2 8 mm、共振周波数 3 . 2 MHz) が同軸一体となっている。

【 0 0 9 0 】

音速測定用の圧電素子 2 1 5 a には、図 1 0 と同様に、パルサ 2 0 6 と、オシロスコープ 2 0 7 とを接続した。加温用の圧電素子 2 1 5 b には、波形発生器 2 0 9 (AGILENT、3 3500B) と、増幅器 2 0 8 (NF ELECTRONIC INSTRUMENTS、NF4055) とを接続した。

40

【 0 0 9 1 】

波形発生器 2 0 9 の出力信号 (5 V p p) を増幅器 2 0 8 を用いて 1 0 倍に増幅し、増幅信号を加温用の圧電素子 2 1 5 b に印加した。これにより圧電素子 2 1 5 b から加温用の超音波が放射され、試料 2 2 0 が加温された。超音波による加温は 1 0 0 m s の時間行われた。

【 0 0 9 2 】

パルサ 2 0 6 を用いて音速測定用の圧電素子 2 1 5 a にインパルス電圧を印加し、超音波による加温前後のエコー信号をオシロスコープ 2 0 7 によって記録した。その際、オシロスコープ 2 0 7 のサンプリング周波数を 1 0 0 MHz、量子化ビット数を 1 2 b i t に

50

設定した。

【 0 0 9 3 】

加温前後のエコー信号それぞれに矩形窓関数（時間幅  $1 \mu s$ ）をかけて切り出し、相関法を用いてエコーシフト時間を算出した。エコーシフト時間が上昇した付近を熱源と推定し、測定した3点のエコーシフト時間とその平均値を算出した。

【 0 0 9 4 】

図 1 3 は、このようにして求められた豚の筋組織と豚の脂肪組織についてのエコーシフト時間を示すグラフである。図 1 3 には、豚の筋組織についてのエコーシフト時間の測定データを黒丸で示している。実線は、測定データの直線近似である。また、図 1 3 には、豚の脂肪組織についてのエコーシフト時間の測定データを + 印で示している。一点鎖線は、測定データの直線近似である。

10

【 0 0 9 5 】

次に、式（1）の  $t$  を  $4 \mu s$  とし、図 1 3 の近似線から得られたエコーシフト時間として、 $\Delta \tau / \Delta t$  を算出した。算出された  $\Delta \tau / \Delta t$  は、次の表 2 のようになった。

【 0 0 9 6 】

【表 2】

試料	印加電圧[V]	照射時間[ms]	エコーシフト時間[ns]	$\Delta \tau / \Delta t$
豚の筋組織	50	100	0.7	$0.27 \times 10^{-3}$
豚の脂肪組織	50	100	-9.5	$-2.4 \times 10^{-3}$

20

【 0 0 9 7 】

表 1 と表 2 の結果を用いて、組織の温度変化  $\Delta T$  の推定を行った。その結果を次の表 3 に示す。

【 0 0 9 8 】

【表 3】

試料	$\Delta \tau / \Delta t$	$dc/dT$ [m/s/°C]	$(\Delta \tau / \Delta t)(dc/dT)^{-1} \cdot t_h^{-1}$	$\Delta T$ [°C]
豚の筋組織	$0.27 \times 10^{-3}$	1.2	$2.3 \times 10^{-3}$	0.36
豚の脂肪組織	$-2.4 \times 10^{-3}$	-3.1	$7.7 \times 10^{-3}$	1.1

30

【 0 0 9 9 】

なお、TMMファントムについてもエコーシフト時間を求める実験を行った。そして、式（1）の  $t$  を  $7 \mu s$  として音速変化  $c(x)$  を求めた。得られた音速変化  $c(x)$  と、音速の温度係数  $dc/dT = 1.6$ （表 1 参照）とから、温度変化  $\Delta T$  を算出した。同様の処理を加温 1 s 後まで 100 ms 間隔で繰り返し、温度変化  $\Delta T$  の時間依存性を求めた。

40

【 0 1 0 0 】

図 1 4 は、このようにして得られた TMMファントムの温度変化  $\Delta T$  の時間依存性を示すグラフである。図 1 4 の黒丸は、測定値を示している。図 1 4 の一点鎖線は、生体熱輸送方程式（3）を用いた有限要素法によるシミュレーション結果を示している。

【 0 1 0 1 】

[ 2 - 4 . 効果等 ]

以上のように、実施形態 2 では、超音波診断装置 200 の制御部 5 は、被検体の温度が、第 2 プローブ 12 による加温前の被検体の温度より予め設定された所定値以上高くなっ

50

た場合、その旨を表示部 7 に表示し、および / または、第 2 プローブ 1 2 による加温を終了させる。

【 0 1 0 2 】

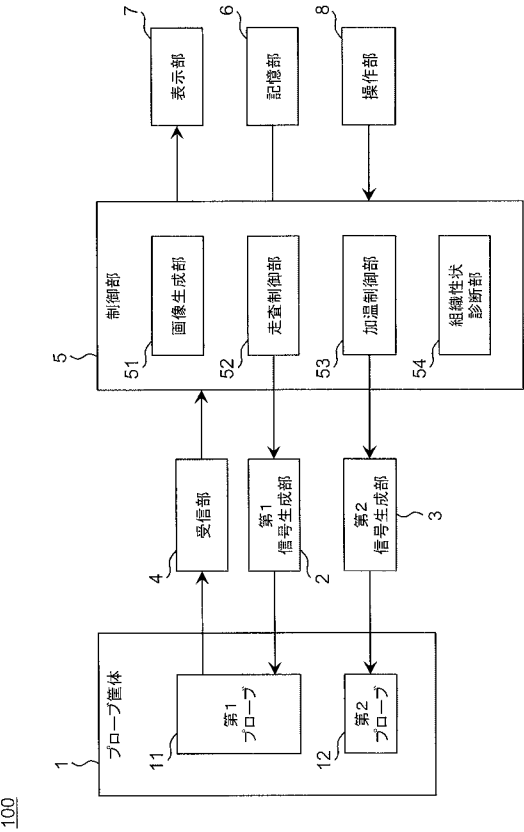
表示部 7 への表示により、医師等のユーザは、患者等の被検体の生体温度が所定値以上変化しており、患者等に危険が生じ得ることを知ることができる。また、このような場合に第 2 プローブ 1 2 による加温を終了させることにより、超音波診断装置 2 0 0 は、患者等に危険が生じることを防ぐことができる。

【符号の説明】

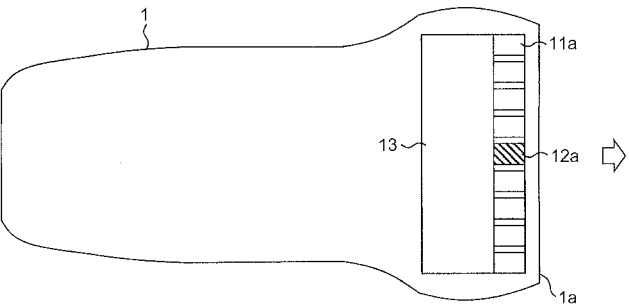
【 0 1 0 3 】

- |       |           |    |
|-------|-----------|----|
| 1     | プローブ筐体    | 10 |
| 2     | 第 1 信号生成部 |    |
| 3     | 第 2 信号生成部 |    |
| 4     | 受信部       |    |
| 5     | 制御部       |    |
| 6     | 記憶部       |    |
| 7     | 表示部       |    |
| 8     | 操作部       |    |
| 1 1   | 第 1 プローブ  |    |
| 1 2   | 第 2 プローブ  |    |
| 1 3   | バッキング材    | 20 |
| 5 1   | 画像生成部     |    |
| 5 2   | 走査制御部     |    |
| 5 3   | 加温制御部     |    |
| 5 4   | 組織性状診断部   |    |
| 5 5   | 温度上昇制限部   |    |
| 1 0 0 | 超音波診断装置   |    |

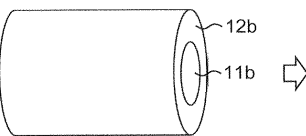
【 図 1 】



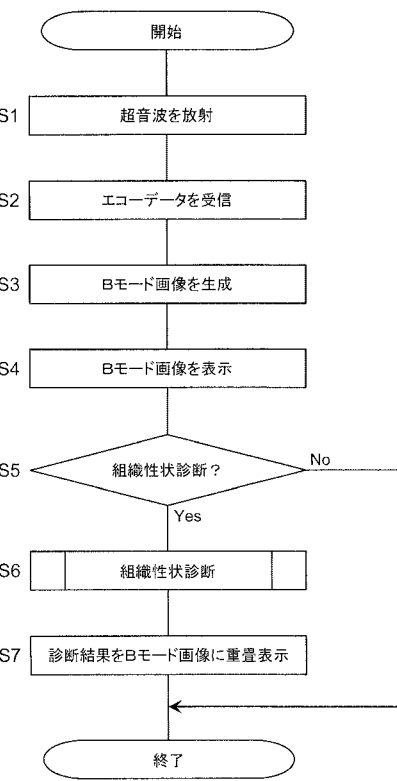
【 図 2 a 】



【 図 2 b 】



【 図 3 】

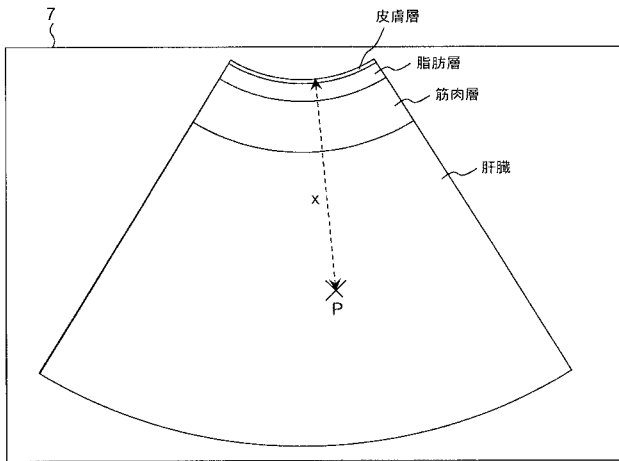


【 図 4 a 】

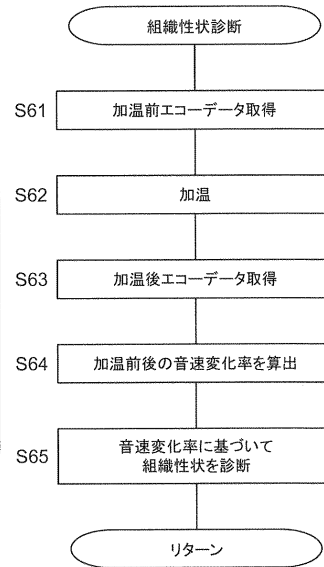




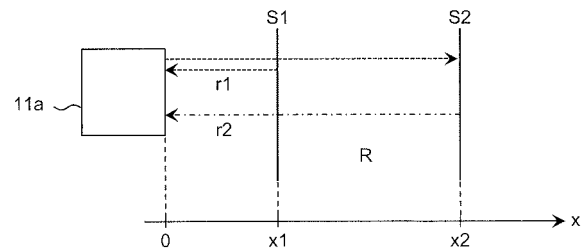
【図 4 b】



【図 5】

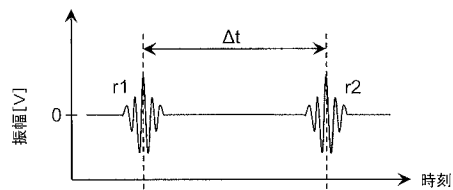


【図 6】

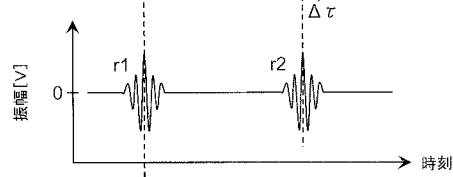


【図 7】

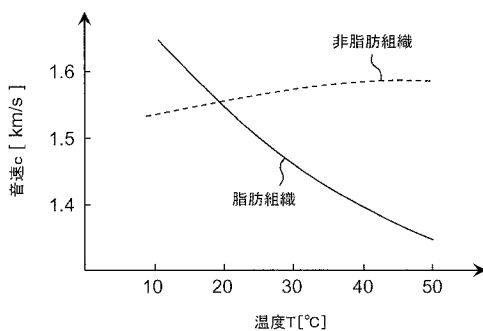
(a) 加温前



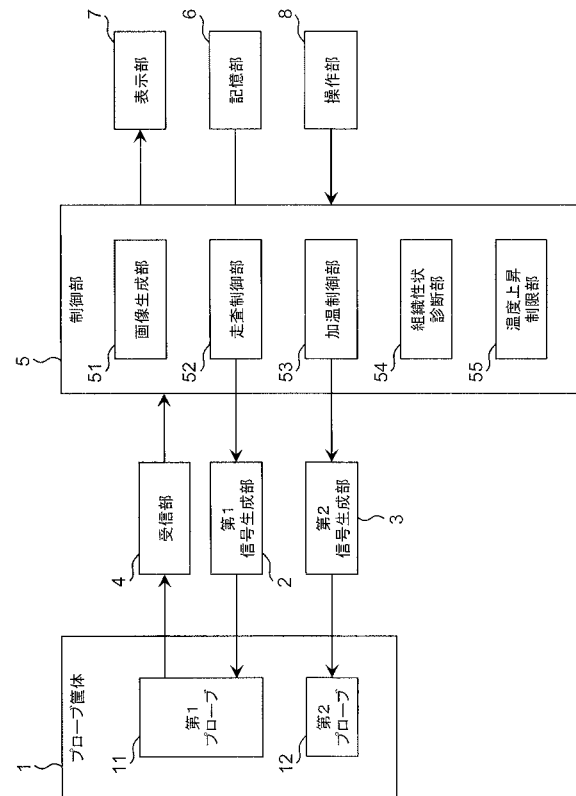
(b) 加温後



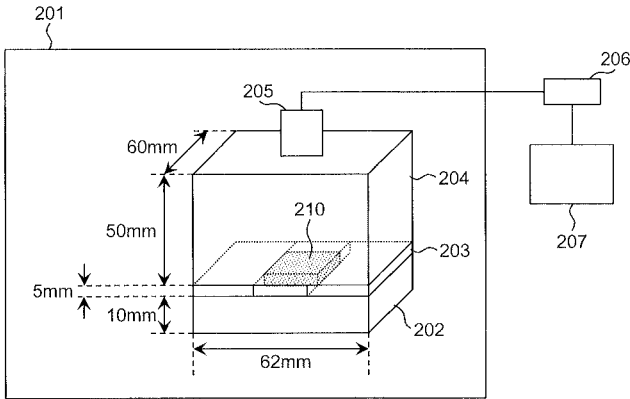
【図 8】



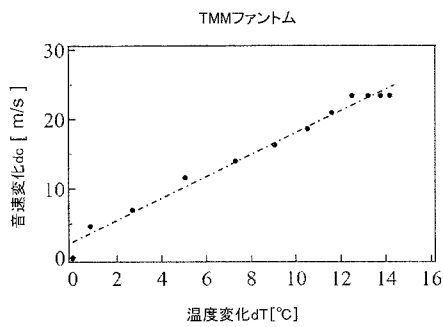
【図 9】



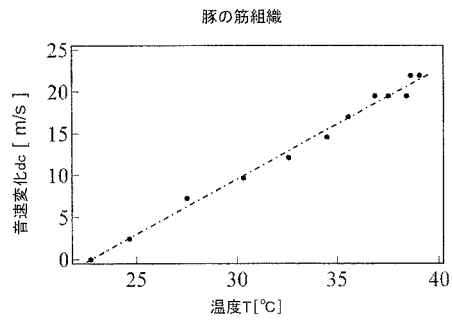
【図 10】



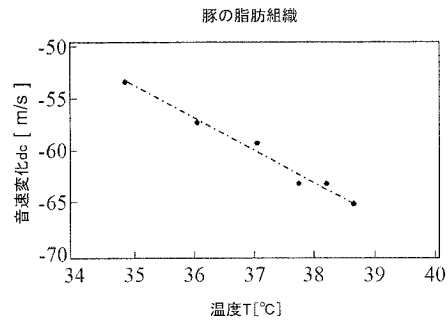
【図 11 a】



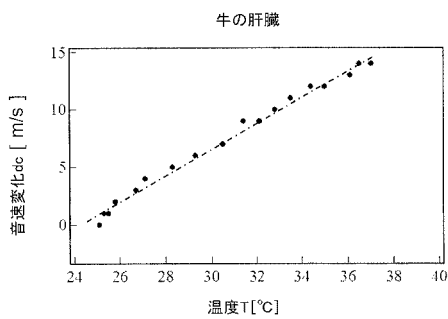
【図 11 b】



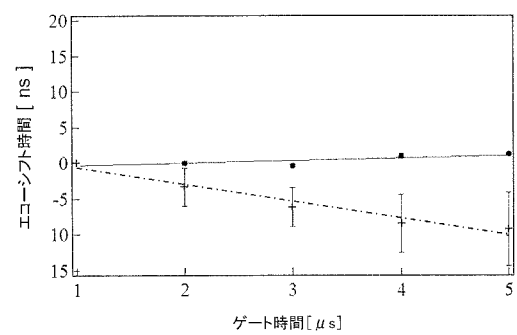
【図 11 c】



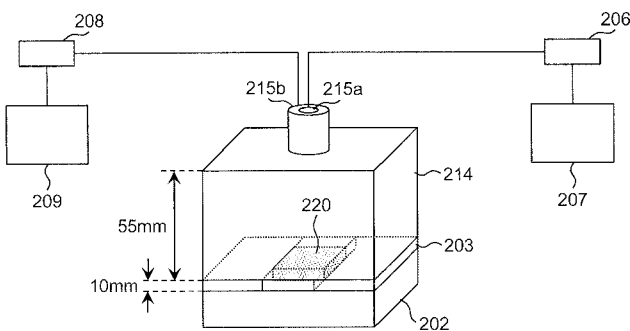
【図 11 d】



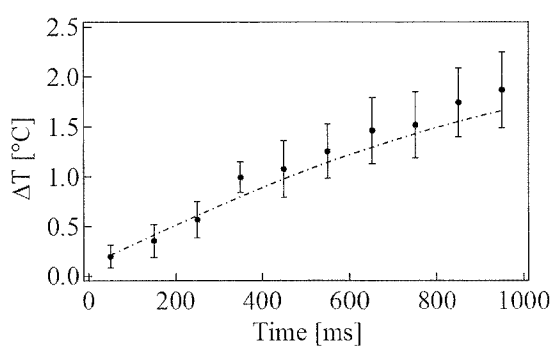
【図 13】



【図 12】



【図 14】



专利名称(译)	超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020065799A</a>	公开(公告)日	2020-04-30
申请号	JP2018201075	申请日	2018-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人同志社		
申请(专利权)人(译)	学校法人同志社		
[标]发明人	秋山いわき		
发明人	秋山 いわき		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD20 4C601/DD22 4C601/EE11 4C601/FF13 4C601/GB03 4C601/JB35 4C601/JB41		
代理人(译)	阿依鸭毛		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：获得一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够获取诸如生物体的对象的热物理特性信息并且能够对生物组织进行病理学诊断。超声波诊断装置基于被检体反射的超声波的回波信号来生成被检体的断层图像。超声波诊断装置是基于接收到的回波信号而对超声波照射到被检体并接收回波信号的第一探头，向超声波对被检体加热以进行加热的第二探头。提供了产生对象的断层图像的控制单元和显示产生的对象的断层图像的显示单元。控制单元基于通过用第二探针照射超声波来加热被检体之前获得的回波信号以及加热后获得的回波信号来获得被检体的热物理特性信息。基于热物理性质信息确定对象的组织性质。[选型图]图1

