

(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2018-102590

(P2018-102590A)

(43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B</b> 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-252011 (P2016-252011)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成28年12月26日 (2016.12.26)		セイコーエプソン株式会社
			東京都新宿区新宿四丁目1番6号
		(74) 代理人	100124682
			弁理士 黒田 泰
		(74) 代理人	100104710
			弁理士 竹腰 昇
		(74) 代理人	100090479
			弁理士 井上 一
		(72) 発明者	鶴野 次郎
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD03 DD22 EE19 FF13 JC05 JC06

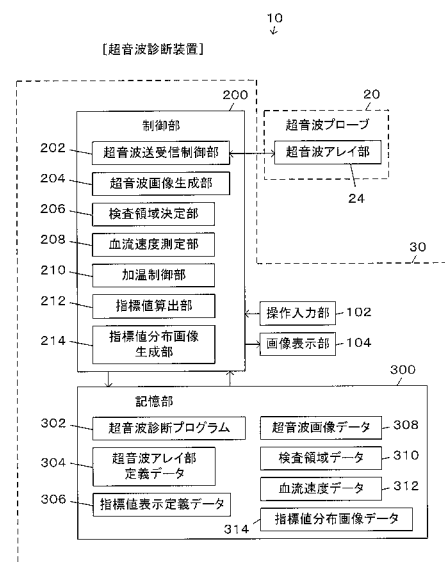
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断方法

(57) 【要約】

【課題】超音波を用いた被検体の診断として、腫瘍が悪性であるか否かの診断を腫瘍の輪郭を抽出することなく実現し得る技術を提供すること。

【解決手段】超音波診断装置10は、被検体1に超音波を送受信する超音波アレイ部24と、前記超音波アレイ部を制御する制御部200と、を備え、前記制御部200は、前記超音波アレイ部24による受信信号に基づいて、前記被検体内の血流速度を測定することと、前記超音波アレイ部24による前記超音波の送信を制御することで、前記被検体1を加温する制御を行うことと、前記血流速度に基づいて、所定診断用の指標値を算出することと、を行う。

【選択図】図10



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に超音波を送受信する超音波アレイ部と、  
前記超音波アレイ部を制御する制御部と、  
を備え、  
前記制御部は、  
前記超音波アレイ部による受信信号に基づいて、前記被検体内の血流速度を測定することと、  
前記超音波アレイ部による前記超音波の送信を制御することで、前記被検体を加温する制御を行うことと、  
前記血流速度に基づいて、所定診断用の指標値を算出することと、  
を行う超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記測定は、前記加温による温度上昇前後の前記血流速度を測定することを含み、  
前記算出は、前記加温による温度上昇前後の前記血流速度に基づいて前記指標値を算出することを含む、  
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記制御部は、前記被検体内の診断対象位置毎に、前記血流速度の測定と、前記加温の制御と、前記指標値の算出とを行う、  
請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記制御部は、前記被検体内の前記診断対象位置を前記指標値に応じた表示色とした画像を生成する制御を行う、  
請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記加温の制御は、前記診断対象位置の組織温度が、前記被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達すると推定される加温継続時間の間、当該診断対象位置に前記超音波を継続的に送信する、  
請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 6】**

前記加温の制御は、前記診断対象位置の温度を測定する温度測定部の测温結果に基づき、前記診断対象位置の組織温度が、前記被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達するまで当該診断対象位置に前記超音波を継続的に送信する、  
請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記被検体は、人間であり、  
前記所定温度は、38 以上 41 以下の温度である、  
請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記超音波アレイ部は、前記血流速度の測定用の第 1 アレイ部と、前記加温用の第 2 アレイ部とを有し、  
前記制御部は、前記第 1 アレイ部による受信信号に基づいて前記血流速度の測定を行い、前記第 2 アレイ部による前記超音波の送信を制御することで前記加温の制御を行う、  
請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 9】**

前記制御部は、前記血流速度の測定と、前記加温の制御とを時分割に切り替えて行う、  
請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

被検体に超音波を送受信する超音波アレイ部を制御して、所定診断用の指標値を算出す

50

る超音波診断方法であって、

前記超音波アレイ部による受信信号に基づいて、前記被検体内の血流速度を測定することと、

前記超音波アレイ部による前記超音波の送信を制御することで、前記被検体を加温する制御を行うことと、

前記血流速度に基づいて前記指標値を算出することと、

を含む超音波診断方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、被検体に超音波を送受信して診断用の指標値を算出したり診断用の画像を生成する超音波診断装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、人間である被検体に超音波を送受信することで、非接触で被検体に関する診断を行う技術が知られている。例えば、特許文献1には、被検体内の腫瘍が悪性であるか良性であるかの診断を支援する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【特許文献1】特開2005-111258号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述の特許文献1の技術は、被検体のBモード画像に基づいて腫瘍の輪郭を抽出し、次いで、抽出した輪郭の周囲の血流の集中度をドップラー画像に基づいて求めることで、腫瘍が悪性であるか否かを判定する。これは、悪性腫瘍においては栄養血管（新生血管）が発達しており、多くの血流が流入しているものと考えられるからである。しかし、この従来技術は、腫瘍の輪郭を抽出することが前提であり、その輪郭の抽出が可能なある程度の大きさの腫瘍にしか適用できない。このため、輪郭を抽出し難い初期段階の腫瘍に適用することは困難であった。

30

【0005】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、超音波を用いた被検体の診断として、腫瘍が悪性であるか否かの診断を腫瘍の輪郭を抽出することなく実現し得る技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するための第1の発明は、被検体に超音波を送受信する超音波アレイ部と、前記超音波アレイ部を制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記超音波アレイ部による受信信号に基づいて、前記被検体内の血流速度を測定することと、前記超音波アレイ部による前記超音波の送信を制御することで、前記被検体を加温する制御を行うことと、前記血流速度に基づいて、所定診断用の指標値を算出することと、を行う超音波診断装置である。

40

【0007】

第1の発明によれば、被検体を加温するとともに、被検体内の血流速度に基づき、診断用の指標値を算出することができる。これにより、例えば、悪性腫瘍であるがん細胞の周囲に作り出される新生血管は、交感神経の作用を受けないことから温度上昇による血流速度の変化が生じないという知見にもとづくことで、被検体内の腫瘍が悪性であるか否かの診断用の指標値を算出するといったことが可能となる。その結果、腫瘍が悪性であるか否かの診断を腫瘍の輪郭を抽出することなく実現し得る技術を提供することができる。

50

## 【 0 0 0 8 】

第 2 の発明は、第 1 の発明の超音波診断装置であって、前記測定は、前記加温による温度上昇前後の前記血流速度を測定することを含み、前記算出は、前記加温による温度上昇前後の前記血流速度に基づいて前記指標値を算出することを含む、超音波診断装置である。

## 【 0 0 0 9 】

第 2 の発明によれば、加温による温度上昇前後の血流速度に基づいて、診断用の指標値を算出することができる。これにより、例えば、診断対象位置の腫瘍が悪性であるか否かの診断用の指標値として、加温による温度上昇前後の血流速度の変化の程度を表す指標値を算出し、この指標値が小さいならば診断対象位置の腫瘍は悪性の可能性有りと診断するといったことが可能となる。

10

## 【 0 0 1 0 】

第 3 の発明は、第 1 又は第 2 の発明の超音波診断装置であって、前記制御部は、前記被検体内の診断対象位置毎に、前記血流速度の測定と、前記加温の制御と、前記指標値の算出とを行う、超音波診断装置である。

## 【 0 0 1 1 】

第 3 の発明によれば、被検体内の診断対象位置毎に診断用の指標値を算出ことができ、被検体内の広範囲を診断対象とすることが可能となる。

## 【 0 0 1 2 】

第 4 の発明は、第 3 の発明の超音波診断装置であって、前記制御部は、前記被検体内の前記診断対象位置を前記指標値に応じた表示色とした画像を生成する制御を行う、超音波診断装置である。

20

## 【 0 0 1 3 】

第 4 の発明によれば、被検体内の診断対象位置を診断用の指標値に応じた表示色とした画像を生成することができるので、例えば、この画像を表示することで、悪性腫瘍の可能性がある被検体内の位置を容易に診断する、或いは診断を支援することが可能となる。

## 【 0 0 1 4 】

第 5 の発明は、第 3 又は第 4 の発明の超音波診断装置であって、前記加温の制御は、前記診断対象位置の組織温度が、前記被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達すると推定される加温継続時間の間、当該診断対象位置に前記超音波を継続的に送信する、超音波診断装置である。

30

## 【 0 0 1 5 】

第 5 の発明によれば、診断対象位置の加温は診断対象位置に超音波を継続的に送信することとされるが、その加温継続時間は、被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達すると推定される時間であるので、被検体にとって安全性が確保されている。

## 【 0 0 1 6 】

第 6 の発明は、第 3 又は第 4 の発明の超音波診断装置であって、前記加温の制御は、前記診断対象位置の温度を測定する温度測定部の測温結果に基づき、前記診断対象位置の組織温度が、前記被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達するまで当該診断対象位置に前記超音波を継続的に送信する、超音波診断装置である。

40

## 【 0 0 1 7 】

第 6 の発明によれば、診断対象位置の加温は、診断対象位置に超音波を継続的に送信することとされるが、その送信は、診断対象位置の組織温度が被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達するまで継続されるので、被検体にとって安全性が確保されている。

## 【 0 0 1 8 】

第 7 の発明は、第 5 又は第 6 の発明の超音波診断装置であって、前記被検体は、人間であり、前記所定温度は、38 以上 41 以下の温度である、超音波診断装置である。

## 【 0 0 1 9 】

第 7 の発明によれば、人間を被検体とした診断を行うことができる。

50

## 【 0 0 2 0 】

第 8 の発明は、第 1 ～ 第 7 の何れかの発明の超音波診断装置であって、前記超音波アレイ部は、前記血流速度の測定用の第 1 アレイ部と、前記加温用の第 2 アレイ部とを有し、前記制御部は、前記第 1 アレイ部による受信信号に基づいて前記血流速度の測定を行い、前記第 2 アレイ部による前記超音波の送信を制御することで前記加温の制御を行う、超音波診断装置である。

## 【 0 0 2 1 】

第 8 の発明によれば、超音波アレイ部は、血流速度の測定用の第 1 アレイ部と、加温用の第 2 アレイ部とを有しているので、例えば、診断対象位置を加温しつつ、並行してその血流速度を測定するといったことが可能となる。

10

## 【 0 0 2 2 】

第 9 の発明は、第 1 ～ 第 7 の何れかの発明の超音波診断装置であって、前記制御部は、前記血流速度の測定と、前記加温の制御とを時分割に切り替えて行う、超音波診断装置である。

## 【 0 0 2 3 】

第 9 の発明によれば、血流速度の測定と加温とを時分割に切り換えて行うことができる。

## 【 0 0 2 4 】

第 10 の発明は、被検体に超音波を送受信する超音波アレイ部を制御して、所定診断用の指標値を算出する超音波診断方法であって、前記超音波アレイ部による受信信号に基づいて、前記被検体内の血流速度を測定することと、前記超音波アレイ部による前記超音波の送信を制御することで、前記被検体を加温する制御を行うことと、前記血流速度に基づいて前記指標値を算出することと、を含む超音波診断方法である。

20

## 【 0 0 2 5 】

第 10 の発明によれば、第 1 の発明と同様の効果を得ることができる超音波診断方法を実現できる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 超音波診断装置の構成例。

【 図 2 】 超音波プローブの平面図。

【 図 3 】 超音波プローブの断面図。

【 図 4 】 被検体の超音波画像の生成例。

【 図 5 】 超音波画像の一例。

【 図 6 】 加温前血流速度の測定の説明図。

【 図 7 】 加温の説明図。

【 図 8 】 加温後血流速度の測定の説明図。

【 図 9 】 指標値分布画像の表示例。

【 図 10 】 超音波診断装置の機能構成図。

【 図 11 】 血流速度データのデータ構成例。

【 図 12 】 超音波診断処理のフローチャート。

【 図 13 】 温度測温部を設ける場合の超音波診断装置の構成例。

【 図 14 】 二つの超音波アレイ部を有する超音波プローブの構成例。

【 図 15 】 図 14 の超音波プローブを備える超音波診断装置の機能構成図。

【 図 16 】 図 15 の超音波診断装置が行う超音波診断処理のフローチャート。

【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 2 7 】

## [ 装置構成 ]

図 1 は、本実施形態の超音波診断装置 10 の構成例を示す図である。この超音波診断装置 10 は、超音波を用いて、人間である被検体 1 の体内の腫瘍が悪性か否かの診断を支援する、或いは診断を行う装置である。図 1 に示すように、超音波診断装置 10 は、超音波

30

40

50

プローブ 20 と、処理装置 30 とが、ケーブル 32 によって電氣的に接続されて構成される。図 1 では、超音波プローブ 20 を被検体 1 の腹部に貼り付けた超音波診断装置 10 の使用時の状態を示している。

#### 【0028】

超音波プローブ 20 は、図 2 , 図 3 に示すように、粘着台座 22 に、超音波を送受信する複数の超音波素子（超音波振動子）をマトリクス状に配置した超音波アレイ部 24 を設けて構成される。図 2 は、超音波プローブ 20 の被検体 1 の皮膚との接触面側の平面図である。図 3 は、超音波プローブ 20 を被検体 1 の皮膚に貼付した状態における被検体 1 の皮膚面からの深さ方向（以下、この方向を「z 方向」とする）に沿った断面図である。図 2 , 図 3 の何れも、理解を容易にするために構成を簡略して示している。超音波素子は、超音波と電気信号とを変換する超音波トランスデューサーを有して構成され、数 MHz ~ 数十 MHz の超音波パルスを送信するとともに、その反射波を受信する。

10

#### 【0029】

診断に先立ち、超音波プローブ 20 は、超音波アレイ部 24 の送受信面が被検体 1 の皮膚に密着するように、被検体 1 の診断対象部位に粘着台座 22 によって貼付・固定される。粘着台座 22 は、生体表面に着脱可能な粘着層を有しており、被検体 1 が身体を動かしても容易に外れたり剥がれたりしないようになっている。

#### 【0030】

処理装置 30 は、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサー、IC (Integrated Circuit) メモリーやハードディスクといった記憶媒体、外部装置とのデータ通信を行う通信 IC 等を有している。また、処理装置 30 は、診断結果や操作情報を画像表示するための手段と操作入力のための手段とを兼ねるタッチパネルを備えて構成することができ、更に、操作入力のためのキーボードやマウス等の各種装置を備えた構成としてもよい。CPU 等のプロセッサーは、主に制御部 200 (図 10 参照) として機能するものであり、記憶媒体に記憶されているプログラムを実行することにより超音波診断装置 10 を統合的に制御して、超音波プローブ 20 を用いた診断の実行や診断結果の表示及び記憶といった各種機能を実現する。

20

#### 【0031】

##### [ 診断の原理 ]

超音波診断装置 10 による被検体 1 の体内の腫瘍が悪性か否かの診断の原理を説明する。一般に、悪性腫瘍であるがん細胞はその発育に従って多くの栄養と酸素を必要とし、そのためにがん細胞の周囲に新生血管を作り出すことが知られている。この新生血管は、神経を伴わない血管であることが知られており、交感神経の作用を受けない。本実施形態では、係る知見にもとづき、被検者の体内組織の腫瘍が悪性（すなわち、がん細胞）であるか否かを診断する。つまり、通常の血管は、周囲温度の上昇に対して交感神経が作用することで血管径の拡張および血流速度の上昇が生じて血流量が増え、周囲温度を下げようとする。しかし、新生血管は、交感神経の作用を受けないため、周囲温度が上昇しても血管径が拡張せず、血流速度も変化しない。このような理由により、本実施形態では、被検体の診断対象部位を加温し、その加温前後での診断対象部位の血流速度の変化を検出・表示することで、診断対象部位に新生血管が存在するか、すなわちその新生血管を作り出したがん細胞（悪性腫瘍）が存在するかの診断を支援する。

30

40

#### 【0032】

図 4 ~ 図 9 は、本実施形態における診断の手順を説明するための図である。まず、図 4 に示すように、被検体 1 の診断対象部位に貼付・固定した超音波プローブ 20 による超音波の送受信を行って、皮膚面からの深さ方向（z 方向）に沿った診断対象部位の断層画像である超音波画像（B モード画像）を生成する。

#### 【0033】

図 5 は、このようにして生成された超音波画像 40 の一例である。超音波画像 40 は、例えば、処理装置 30 のタッチパネルに表示される。次いで、この超音波画像 40 に対する超音波診断装置 10 のオペレーターの操作入力に従って検査領域 3 を決定する。具体的

50

には、超音波画像 40 に、検査領域 3 を表す矩形の枠 42 をその大きさや位置を変更可能に表示し、確定された超音波画像 40 における枠 42 の大きさ及び表示位置に相当する被検体 1 の体内の三次元領域を、検査領域 3 として決定する。

#### 【0034】

そして、図 6 に示すように、超音波プローブ 20 による超音波の送受信を行って、決定した検査領域 3 に定められる区画 5 の血流速度（以下、「加温前血流速度  $F_b$  」という）を測定する。血流速度は、超音波ドップラー法を用いて測定することができる。区画 5 は、診断対象位置であり、例えば超音波ドップラー法によって得られるドップラー画像の 1 ピクセルに相当する三次元領域である。図 6 ~ 8 では、理解を容易にするために区画 5 を大きく模式的に示したが、実際にはより微細な領域である。また、区画 5 の血流速度の測定は、正確には、区画 5 内で移動している組織の移動速度の平均として測定されることになる。この区画 5 の大きさは、超音波アレイ部 24 の超音波振動子の配列や、当該区画 5 の位置（特に深さ方向の位置）等に応じて決まる。

#### 【0035】

続いて、図 7 に示すように、超音波プローブ 20 による超音波の送信を行って区画 5 を加温する。具体的には、区画 5 の中心位置を焦点位置として送信ビームフォーミング処理を行うことで超音波を収束させて、当該区画 5 を加温する。このとき、診断対象位置である区画 5 の組織温度が、被検体 1 の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達すると推定される加温継続時間の間、超音波を継続的に送信することで、当該区画 5 を加温する。人間の場合、細胞は摂氏 42.5 度 ~ 43.0 度の温度で急速に死滅することが知られている。このため、本実施形態では、人間の皮下組織が、人間の組織の耐性上限温度である 42.5 度 ~ 43.0 度より低い、38 度 ~ 41 度のうちの例えば 41 度を所定温度とし、超音波を継続的に送信することで加温した際に、所定温度である 41 度に達すると推定される時間（加温継続時間）を、実験等によって予め調べておく。そして、予め定めた加温継続時間の間、超音波を継続的に送信することで、区画 5 を加温する。

#### 【0036】

区画 5 を加温した後、図 8 に示すように、再度、超音波プローブ 20 による超音波の送受信を行って、当該区画 5 の血流速度（以下、「加温後血流速度  $F_a$  」）を測定する。

#### 【0037】

図 6 ~ 図 8 は、検査領域内の一つの区画 5 について説明したが、この一つの区画 5 に対する加温前血流速度  $F_b$  の測定、加温、及び、加温後血流速度  $F_b$  の測定、といった一連の処理を、検査領域 3 内に定められる全ての区画 5 について、繰り返し同様に行う。そして、検査領域 3 内の全ての区画 5 について、測定した加温前の血流速度  $F_b$ 、及び、加温後血流速度  $F_a$  をもとに、加温前後での血流速度の変化を示す指標値  $G = F_a / F_b$ 、を算出する。その後、算出した区画別の指標値  $G$  を、診断結果として表示する。

#### 【0038】

具体的には、例えば、図 9 に示すように、検査領域 3 を含む被検体 1 の超音波画像 40 において、検査領域 3 の各区画 5 の画像部分を、当該区画 5 の指標値  $G$  に応じた表示色で表示した画像（以下、「指標値分布画像 44 」という）に置き換えて或いは重ねて表示する。図 9 の超音波画像 40 は、図 5 に一例を示した被検体 1 の診断対象部位を含む B モード画像の簡略図であり、図 5 における枠 42 の表示部分が検査領域 3 に相当する指標値分布画像 44 となっている。本実施形態において、区画 5 は超音波ドップラー法によって生成されるドップラー画像の 1 ピクセルに相当する領域であるため、指標値分布画像 44 は、ドップラー画像と同じ解像度の画像となる。

#### 【0039】

図 9 では、指標値  $G$  の値が小さいほど“白く”、指標値  $G$  の値が大きいほど“黒く”なるように、指標値  $G$  の表示色を定めている。上述のように、通常の血管は加温によって血流速度が速くなるので、通常の血管を含む組織部分の指標値  $G$  は「1」より大きな値となり、指標値分布画像 44 において“黒っぽく”表示される。一方、新生血管は加温しても血流速度が変化しないので、新生血管を含む組織部分の指標値  $G$  は「1」に近い値となり

、指標値分布画像 4 4 において“白っぽく”表示されることになる。従って、指標値 G に応じた表示色で表示した指標値分布画像 4 4 を見ることで、検査領域 3 内の指標値 G が“1”に近い箇所について、新生血管が存在し得る、すなわち、悪性腫瘍（がん細胞）の可能性有りと診断することができる。なお、指標値 G の表示色は任意に定めることができるが、指標値 G の大小を輝度や明度で表すことができる色であると好適である。

#### 【0040】

##### [機能構成]

図 10 は、超音波診断装置 10 の機能構成を示すブロック図である。図 10 に示すように、超音波診断装置 10 は、超音波アレイ部 24 を備える超音波プローブ 20 と、処理装置 30 とを具備して構成され、処理装置 30 は、操作入力部 102 と、画像表示部 104 と、制御部 200 と、記憶部 300 とを備えて構成される。

10

#### 【0041】

超音波アレイ部 24 は、被検体 1 に超音波を送受信する複数の超音波振動子をマトリクス状に配置して構成される。超音波アレイ部 24 を構成する超音波素子の数やサイズ、配置間隔、超音波の送受信に係る特性値等は、記憶部 300 の超音波アレイ部定義データ 304 として定義されている。

#### 【0042】

操作入力部 102 は、オペレーターによる操作入力を受け付け、操作入力に応じた操作信号を制御部 200 に出力する。操作入力部 102 の機能は、例えば、ボタンやスイッチ、タッチパネル、トラックパッド、マウス、キーボード等によって実現することができる。この操作入力部 102 によって、オペレーターによる検査領域の選択や決定指示がなされる。

20

#### 【0043】

画像表示部 104 は、制御部 200 からの表示信号に応じた画像を表示する。画像表示部 104 の機能は、例えば、タッチパネルや液晶ディスプレイ等によって実現される。この画像表示部 104 によって、被検体 1 の診断対象部位の超音波画像 40 や、診断結果である指標値分布画像 44 が表示される。

#### 【0044】

制御部 200 は、CPU や GPU (Graphics Processing Unit) 等のマイクロプロセッサや、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array)、IC メモリー等の電子部品によって実現される。制御部 200 は、各機能部との間でデータの入出力制御を行い、所定のプログラムやデータ、操作入力部 102 からの操作入力信号等に基づき各種の演算処理を実行するとともに超音波アレイ部 24 を制御し、被検体 1 の所定診断用の指標値を算出する。本実施形態では、制御部 200 は、超音波送受信制御部 202 と、超音波画像生成部 204 と、検査領域決定部 206 と、血流速度測定部 208 と、加温制御部 210 と、指標値算出部 212 と、指標値分布画像生成部 214 とを有する。なお、制御部 200 を構成する各部は、専用のモジュール回路等のハードウェアで実現することとしても良い。

30

#### 【0045】

超音波送受信制御部 202 は、超音波アレイ部 24 による超音波の送受信を制御する。すなわち、送信制御として、各超音波振動子の超音波パルスの送信タイミングを制御し、送信タイミングでパルス電圧を発生させて超音波振動子へ出力する。その際、送信ビームフォーミング処理として、任意の位置に超音波を収束させるよう、送信遅延処理を行って各超音波振動子へのパルス電圧の出力タイミングの調整を行う。また、受信制御としては、各超音波振動子による受信信号に対する増幅処理やフィルター処理、A/D (Analog/Digital) 変換処理を行う。そして、必要に応じて、受信信号を遅延させる受信フォーカス処理や、超音波素子毎に受信信号を加算する受信ビームフォーミング処理等を行う。

40

#### 【0046】

超音波画像生成部 204 は、超音波アレイ部 24 による超音波の送受信を行わせ、被検体 1 の皮膚面からの深さ方向 (z 方向) に沿った診断対象部位の断層画像である超音波画

50



像 4 0 ( B モード画像 ) を生成する。生成した超音波画像 4 0 は、超音波画像データ 3 0 8 として記憶される。

【 0 0 4 7 】

検査領域決定部 2 0 6 は、超音波画像生成部 2 0 4 によって生成された超音波画像を画像表示部 1 0 4 に表示させ、この超音波画像 4 0 に対する操作入力部 1 0 2 からのオペレーターによる操作指示に従って、被検体 1 の体内の検査領域 3 を決定する ( 図 5 参照 )。決定した検査領域 3 は、検査領域データ 3 1 0 として記憶される。例えば、検査領域 3 を直方体領域として定めた場合には、その直方体の頂点の位置座標や頂点間の距離 ( 辺の長さ ) が、例えば、超音波アレイ部 2 4 を基準に定めた相対座標系における三次元座標値で格納される。

10

【 0 0 4 8 】

血流速度測定部 2 0 8 は、超音波アレイ部 2 4 による受信信号に基づいて、被検体内の血流速度を測定する。血流速度の測定は、区画 5 それぞれについて、加温制御部 2 1 0 による加温前と加温制御部 2 1 0 による加温後との少なくとも二回、すなわち、少なくとも加温による温度上昇の前後 2 回行う。勿論温度上昇中に測定してもよいが、その場合も、ある温度に到達する前後 2 回で測定することから、加温による温度上昇の前後 2 回の測定と同義である。各区画 5 について測定して血流速度は、加温前血流速度  $F_b$ 、及び、加温後血流速度  $F_a$  として、血流速度データ 3 1 2 に記憶される。また、血流速度の測定は、検査領域 3 内の診断対象位置である区画 5 それぞれについて、超音波アレイ部 2 4 による超音波の送受信を行わせ、超音波ドップラー法によって行う。

20

【 0 0 4 9 】

図 1 1 は、血流速度データ 3 1 2 のデータ構成の一例を示す図である。図 1 1 によれば、血流速度データ 3 1 2 は、区画 3 1 2 a 毎に、加温前血流速度 3 1 2 b、加温後血流速度 3 1 2 c、指標値 3 1 2 d、を対応付けて格納している。区画 3 1 2 a は、例えば、その中央位置の三次元座標値が格納される。指標値 3 1 2 d は、指標値算出部 2 1 2 によって算出された指標値  $G$  である。

【 0 0 5 0 】

加温制御部 2 1 0 は、超音波アレイ部 2 4 による超音波の送受信を制御することで、被検体を加温する制御を行う。加温する制御は、診断対象位置の組織温度が、被検体の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達すると推定される加温継続時間の間、診断対象位置に超音波を継続的に送信することで実現する。所定温度は、摂氏 3 8 度以上 4 1 度以下の温度として定められる。すなわち、検査領域 3 内の区画 5 それぞれについて、超音波アレイ部 2 4 による超音波の送信を行わせ、区画 5 を焦点位置として超音波を収束させて当該区画 5 を加温する。

30

【 0 0 5 1 】

指標値算出部 2 1 2 は、血流速度測定部 2 0 8 によって測定された加温による温度上昇前後の血流速度に基づいて、所定診断用の指標値を算出する。すなわち、検査領域 3 内の区画 5 それぞれについて、加温前後の血流速度  $F_b$ 、 $F_a$  をもとに、加温前後での血流速度の変化を表す指標値  $G = F_a / F_b$ 、を算出する。算出した指標値  $G$  は、血流速度データ 3 1 2 に記憶される。

40

【 0 0 5 2 】

指標値分布画像生成部 2 1 4 は、被検体内の診断対象位置を指標値  $G$  に応じた表示色とした指標値分布画像を生成する制御を行う。すなわち、検査領域 3 内の区画 5 それぞれを、指標値算出部 2 1 2 によって算出された当該区画 5 の指標値  $G$  に応じた表示色で表示した指標値分布画像 4 4 を生成し、生成した指標値分布画像 4 4 を、被検体 1 の診断対象部位の超音波画像 4 0 の検査領域 3 に相当する画像部分に置き換えて或いは重ねて表示する。指標値  $G$  と表示色との対応関係は、指標値表示定義データ 3 0 6 として予め定められている。また、作成した指標値分布画像 4 4 は、指標値分布画像データ 3 1 4 として記憶される。

【 0 0 5 3 】

50

記憶部 300 は、IC メモリーやハードディスク、光学ディスク等の記憶媒体により実現され、超音波診断装置 10 が備える種々の機能を実現するためのプログラムや、当該プログラムの実行中に使用されるデータ等が予め記憶される、或いは、処理の都度一時的に記憶される。なお、制御部 200 と記憶部 300 との接続は、装置内の内部バス回路による接続に限らず、LAN (Local Area Network) やインターネット等の通信で実現しても良い。その場合、記憶部 300 は、超音波診断装置 10 とは別の外部記憶装置により実現されとしても良い。本実施形態では、記憶部 300 には、超音波診断プログラム 302 と、超音波アレイ部定義データ 304 と、指標値表示定義データ 306 と、超音波画像データ 308 と、検査領域データ 310 と、血流速度データ 312 と、指標値分布画像データ 314 と、が記憶される。

10

#### 【0054】

制御部 200 は、超音波診断プログラム 302 を読み出して実行することにより、超音波アレイ部 24 を制御して所定診断用の指標値 G を算出する機能を実現する。なお、制御部 200 内の各機能部を電子回路等のハードウェアで実現する場合には、当該機能部を実現させるためのプログラムの一部を省略することができる。

#### 【0055】

##### [ 処理の流れ ]

図 12 は、超音波診断装置 10 における超音波診断処理の流れを説明するフローチャートである。なお、この処理の実行に先立ち、超音波プローブ 20 は被検体 1 の診断対象部位 (図 1 では、腹部) に貼付されているものとする。

20

#### 【0056】

まず、超音波画像生成部 204 が、超音波アレイ部 24 による超音波の送受信を行わせて、被検体 1 の診断対象部位の断層画像である超音波画像 (B モード画像) を生成する (ステップ S1)。次いで、検査領域決定部 206 が、生成された超音波画像 40 を画像表示部 104 に表示させ、操作入力部 102 へのオペレーターによる操作入力に従って、被検体 1 の体内の検査領域 3 を決定する (ステップ S3)。

#### 【0057】

その後、制御部 200 は、検査領域 3 の診断対象位置である区画 5 それぞれを対象としたループ A の繰り返し処理を行って、区画 5 毎に、加温前血流速度 Fb の測定と、加温の制御と、加温後血流速度 Fa の測定とを行う。すなわち、ループ A では、血流速度測定部 208 が、超音波アレイ部 24 による超音波の送受信を行わせて、対象区画の血流速度 (加温前血流速度 Fb) を測定する (ステップ S5)。次いで、加温制御部 210 が、超音波アレイ部 24 による超音波の送信を行わせて、対象区画を加温する (ステップ S7)。その後、血流速度測定部 208 が、超音波アレイ部 24 による超音波の送受信を行わせて、対象区画の血流速度 (加温後血流速度 Fa) を測定する (ステップ S9)。ループ A はこのように行われる。

30

#### 【0058】

検査領域内の全ての区画 5 を対象としたループ A の処理を行うと、続いて、指標値算出部 212 が、検査領域 3 内の区画 5 それぞれについて、測定された加温前後の血流速度 Fa, Fb をもとに、加温前後での血流速度の変化を示す指標値 G を算出する (ステップ S11)。そして、指標値分布画像生成部 214 が、検査領域 3 内の区画 5 それぞれを当該区画 5 の指標値 G に応じた表示色で表示した指標値分布画像 44 を生成し、生成した指標値分布画像 44 を、被検体 1 の診断対象部位の超音波画像 40 の検査領域 3 に相当する画像部分に置き換えて或いは重ねて、画像表示部 104 に表示する (ステップ S13)。

40

#### 【0059】

##### [ 作用効果 ]

このように、本実施形態によれば、被検体 1 に超音波を送受信する超音波アレイ部 24 によって、被検体 1 を加温するとともに、加温による温度上昇前後の血流速度 Fb, Fa を測定することで、被検体 1 の体内の腫瘍が悪性であるか否かの診断用の指標値を算出することができる。そして、加温前後の血流速度 Fb, Fa の変化を示す指標値 G (= Fa

50

/ F b ) を求め、診断対象位置毎に指標値 G に応じた表示色で表示した指標値分布画像 4 4 を生成・表示する。このため、本実施形態によれば、腫瘍が悪性であるか否かの診断を腫瘍の輪郭を抽出することなく実現し得る技術を提供することができる。

【 0 0 6 0 】

[ 変形例 ]

なお、本発明の適用可能な実施形態は、上述の実施形態に限定されることなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更可能なのは勿論である。

【 0 0 6 1 】

( A ) 加温

被検体 1 の体内の診断対象位置である区画 5 に対する加温の制御を、次のようにしても良い。すなわち、図 1 3 に示すように、診断対象位置の温度を測定する温度測定部 5 0 を設け、この温度測定部 5 0 の測温結果に基づき、診断対象位置の組織温度が、被検体 1 の組織の耐性上限温度以下である所定温度に達するまで、診断対象位置に超音波を継続的に送信する、ことにしても良い。温度測定部 5 0 は、適宜公知の技術を利用することができるが、例えば、超音波の伝播速度が媒体の組織構造及び温度に依存することを利用して、物体に超音波ビームを送信してその反射波から得られる伝搬時間から物体内の任意の位置の温度を測定する公知技術を利用することで実現できる。つまり、被検体 1 の体内の診断対象位置である区画 5 の温度を監視しながら当該区画 5 の加温を行うので、被検体 1 の安全性が確保できる。

【 0 0 6 2 】

( B ) 超音波アレイ部 2 4

上述の実施形態では、一つの超音波アレイ部 2 4 を有する超音波プローブ 2 0 を用いて、血流速度の測定と加温の制御とを時分割に切り替えて行っている。これを、複数の超音波アレイ部を有する超音波プローブを用いることとしても良い。

【 0 0 6 3 】

図 1 4 は、二つの超音波アレイ部を有する超音波プローブ 2 0 A の一例である。

この超音波プローブ 2 0 A は、超音波アレイ部として、第 1 アレイ部 2 6 a、及び、第 2 アレイ部 2 6 b を有する。第 1 アレイ部 2 6 a は、血流速度の測定用であり、血流速度測定部 2 0 8 によって超音波の送受信が制御される。第 2 アレイ部 2 6 b は、加温用であり、加温制御部 2 1 0 によって超音波の送信が制御される。この超音波プローブ 2 0 A を用いることで、被検体 1 の体内のある区画 5 を加温しつつ、並行してその血流速度を測定するといったことができる。

【 0 0 6 4 】

図 1 5 は、超音波プローブ 2 0 A と、処理装置 3 0 A とを備えた超音波診断装置 1 0 A の機能構成図である。処理装置 3 0 A の制御部 2 0 0 A は、図 1 0 に示した超音波診断装置 1 0 の処理装置 3 0 における超音波送受信制御部 2 0 2 に替えて、第 1 アレイ部 2 6 a を制御する第 1 超音波送受信制御部 2 0 3 a と、第 2 アレイ部 2 6 b を制御する第 2 超音波送受信制御部 2 0 3 b とを有している。そして、血流速度測定部 2 0 8 は、第 1 アレイ部 2 6 a を用いて被検体 1 の血流速度を測定し、加温制御部 2 1 0 は、第 2 アレイ部 2 6 b を用いて被検体 1 を加温する。

【 0 0 6 5 】

図 1 6 は、超音波診断装置 1 0 A における超音波診断処理の流れを説明するフローチャートである。超音波診断装置 1 0 A では、検査領域 3 内の各区画 5 を対象とした繰り返し処理（ループ B の処理）として、血流速度測定部 2 0 8 が対象区画の血流速度の測定を行いつつ（ステップ S 6）、加温制御部 2 1 0 が対象区画の加温を行う（ステップ S 8）。加温制御部 2 1 0 による加温継続時間が所定時間に達する、或いは、対象区画の温度が所定温度に達すると、対象区画についての血流速度の測定、及び、加温は終了となる。そして、対象区画に対する加温の開始時点の血流速度を加温前血流速度 F b、加温の終了時点の血流速度を加温後血流速度 F a とする。

【 0 0 6 6 】

10

20

30

40

50

## (C) 表示色

指標値分布画像 44 (図 9 参照) における表示色を白黒としたが、勿論、カラーとしても良い。また、ドットの密度といった模様の違いによって指標値を示すこととしても良い。

## 【0067】

## (D) 被検体

上述した実施形態では、被検体 1 を人間としたが、犬、猫、馬、猿、鳥などの他の恒温動物としてもよい。その場合には、その恒温動物の体内組織の耐性上限温度に応じて、加温目標とする所定温度を設定すればよい。

## 【符号の説明】

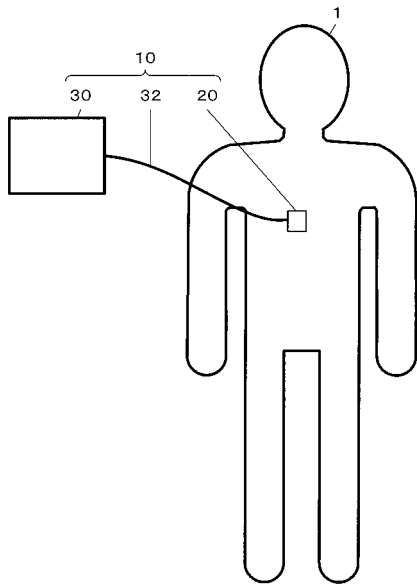
## 【0068】

1 ... 被検体、3 ... 検査領域、5 ... 区画、10 ... 超音波診断装置、20 ... 超音波プローブ、24 ... 超音波アレイ部、26a ... 第1アレイ部、26b ... 第2アレイ部、30 ... 処理装置、32 ... ケーブル、40 ... 超音波画像、44 ... 指標値分布画像、200 ... 制御部、202 ... 超音波送受信制御部、203a ... 第1超音波送受信制御部、203b ... 第2超音波送受信制御部、204 ... 超音波画像生成部、206 ... 検査領域決定部、208 ... 血流速度測定部、210 ... 加温制御部、212 ... 指標値算出部、214 ... 指標値分布画像生成部、300 ... 記憶部、302 ... 超音波診断プログラム、304 ... 超音波アレイ部定義データ、306 ... 指標値表示定義データ、308 ... 超音波画像データ、310 ... 検査領域データ、312 ... 血流速度データ、314 ... 指標値分布画像データ

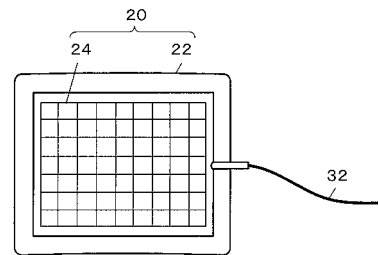
10

20

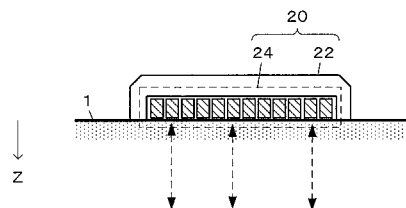
【図 1】



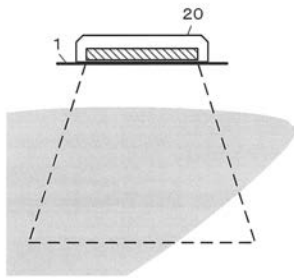
【図 2】



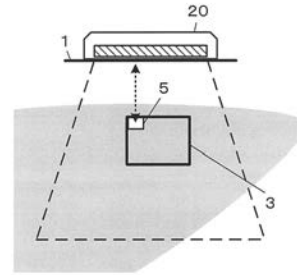
【図 3】



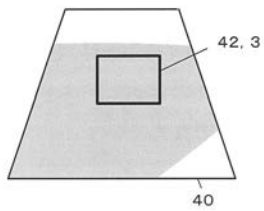
【図 4】



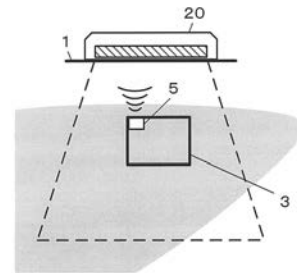
【図 6】



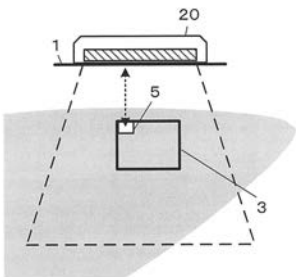
【図 5】



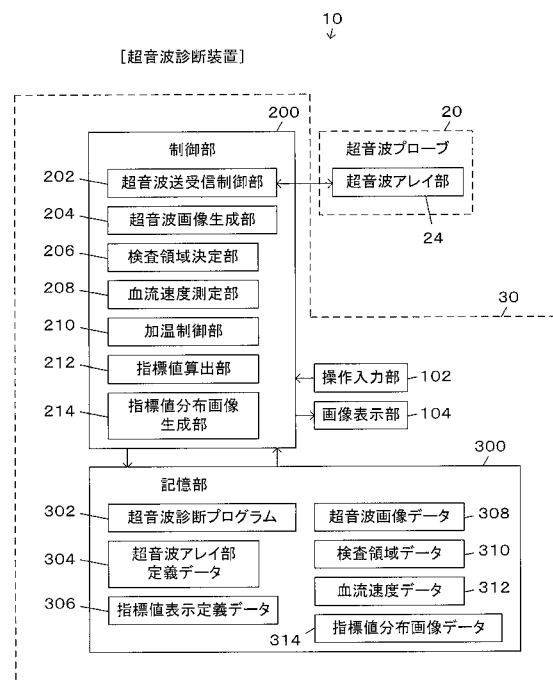
【図 7】



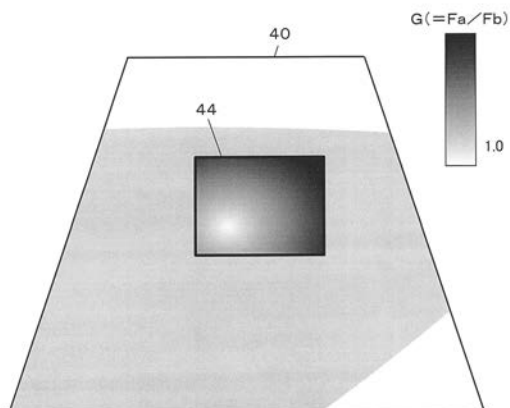
【図 8】



【図 10】



【図 9】



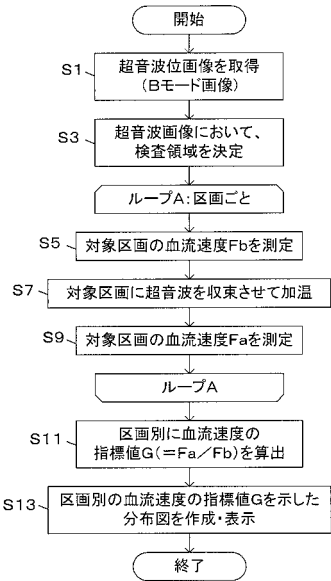
【 図 1 1 】

312  
↓

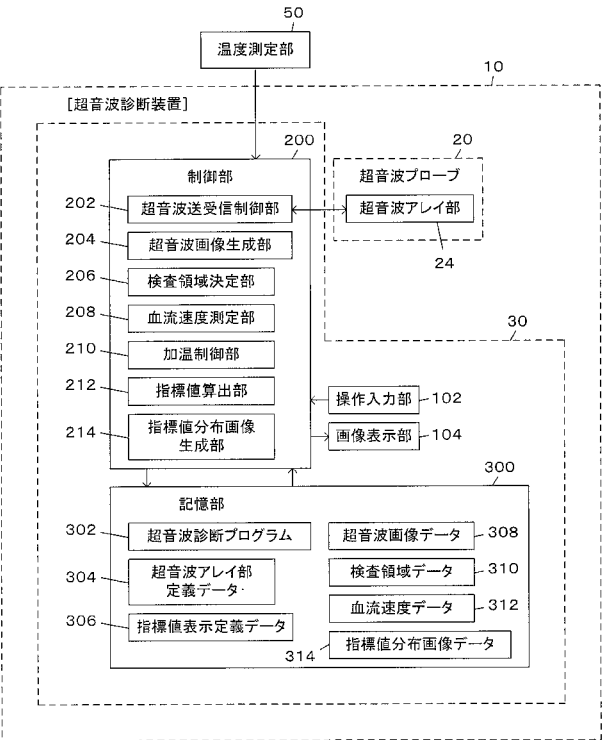
[血流速度データ]

312a 区画(座標)	312b 加温前の 血流速度Fb	312c 加温後の 血流速度Fa	312d 指標値G (=Fa/Fb)
(x1, y1, z1)	Fb1	Fa1	G1
(x2, y2, z2)	Fb2	Fa2	G2
(x3, y3, z3)	Fb3	Fa3	G3
(x4, y4, z4)	Fb4	Fa4	G4
⋮	⋮	⋮	⋮

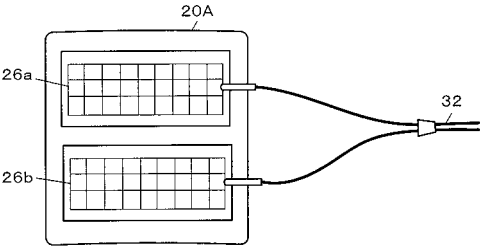
【 図 1 2 】



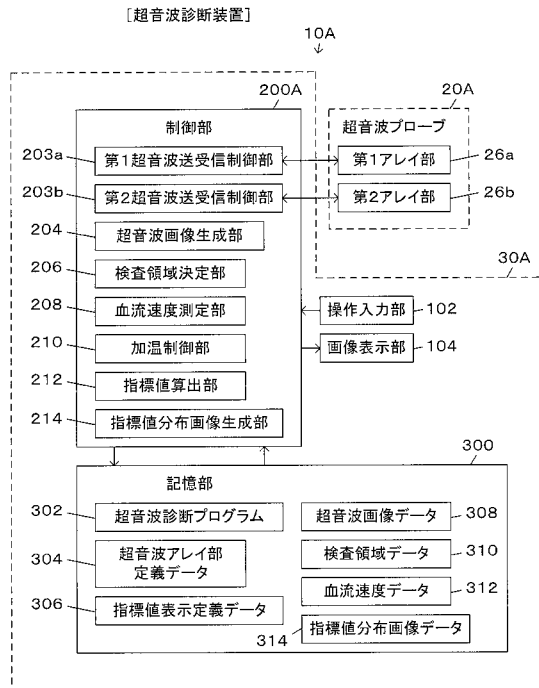
【 図 1 3 】



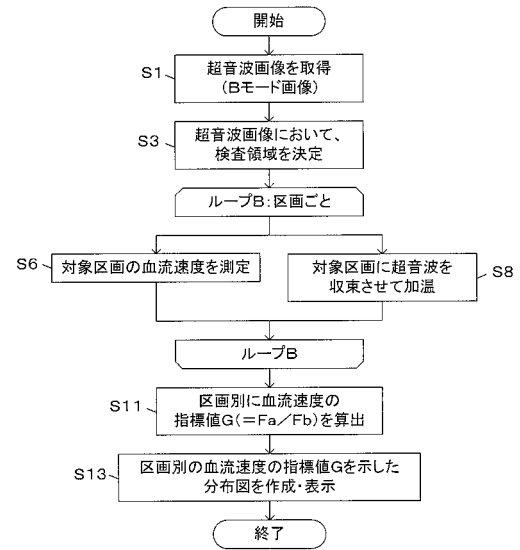
【 図 1 4 】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波診断方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018102590A</a>	公开(公告)日	2018-07-05
申请号	JP2016252011	申请日	2016-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	鶴野次郎		
发明人	鶴野 次郎		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD22 4C601/EE19 4C601/FF13 4C601/JC05 4C601/JC06		
代理人(译)	黒田靖 井上 一		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

A作为诊断使用超声波，提供一种能够实现没有诊断无论是恶性的提取物中的肿瘤的轮廓肿瘤的技术主题的。 解决方案：超声诊断设备10包括用于向对象1发送超声波和从对象1接收超声波的超声阵列单元24，以及用于控制超声阵列单元的控制单元200，其中控制单元200基于来自超声波阵列单元24的接收信号测量对象中的血流速度;通过控制波的传输，执行控制以加热对象1，并且基于血流速度，计算用于预定诊断的指标值。

