

(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2008-104497

(P2008-104497A)

(43) 公開日 平成20年5月8日(2008.5.8)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-287512 (P2006-287512)

(22) 出願日 平成18年10月23日 (2006.10.23)

(71) 出願人 000243364

本多電子株式会社

愛知県豊橋市大岩町字小山塚20番地

(71) 出願人 504157024

国立大学法人東北大学

宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号

(71) 出願人 505089614

国立大学法人福島大学

福島県福島市金谷川1番地

(74) 代理人 100114605

弁理士 渥美 久彦

(72) 發明者 西條 芳文

宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号

国立大学法人東北大学内

[最終頁に続く](#)

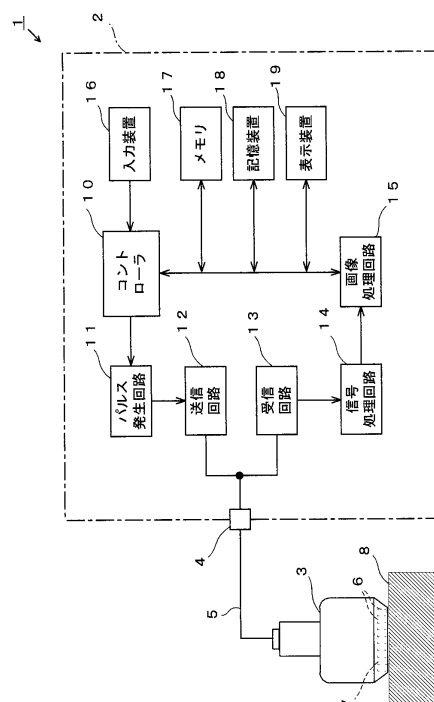
(54) 【発明の名称】 超音波微細血管可視化方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】生体組織における微細血管の有無を容易に確認することができる超音波微細血管可視化装置を提供すること。

【解決手段】超音波診断装置 1 は、複数の超音波振動子 6 を有する超音波プローブ 3 を用い、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて、生体組織 8 の断層画像を表示する。超音波診断装置 1 において、同一部位の断層画像が時間的な間隔において複数フレーム取得される。各断層画像を比較することにより、各断層画像の相違箇所が微細血管と判定され、断層画像における微細血管が周辺組織と異なる色で表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波振動子を有する超音波プローブを用い、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて、生体組織の微細血管を可視化する超音波微細血管可視化方法であって、

前記反射波信号に基づいて、同一部位の断層画像を時間的な間隔をおいて複数フレーム取得する画像取得ステップと、

各断層画像を比較して相違箇所を微細血管と判定する判定ステップと、

断層画像における微細血管を周辺組織と異なる色で表示する表示ステップとを含むことを特徴とする超音波微細血管可視化方法。

【請求項 2】

前記超音波振動子から照射する超音波の周波数は、40MHz～200MHzであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波微細血管可視化方法。

【請求項 3】

前記判定ステップでは、前記相違箇所の幅が50μm以下のサイズであるときに、前記微細血管と判定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波微細血管可視化方法。

【請求項 4】

前記断層画像を取得するための超音波の走査方向と直交する方向に前記超音波プローブを移動させながら複数の断層画像を取得し、各断層画像をつなぎ合わせた立体画像を生成するとともに、その立体画像に前記微細血管を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波微細血管可視化方法。

【請求項 5】

超音波振動子を有する超音波プローブを用い、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて、生体組織の微細血管を可視化する超音波微細血管可視化装置であって、

前記反射波信号に基づいて、同一部位の断層画像を時間的な間隔をおいて複数フレーム取得する画像取得手段と、

各断層画像を比較して相違箇所を微細血管と判定する判定手段と、

断層画像における微細血管を周辺組織と異なる色で表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波微細血管可視化装置。

【請求項 6】

前記判定手段は、前記相違箇所の幅が50μm以下のサイズであるときに、前記微細血管と判定し、

前記表示手段は、前記微細血管を表示した断層画像と、前記微細血管を非表示とした断層画像とを選択的に切り替える機能を有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波微細血管可視化装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波を利用して毛細血管などの微細血管を可視化するための超音波微細血管可視化方法及び装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野では、超音波を用いて疾患の検査、診断を行う超音波診断装置が実用化されている。超音波診断装置は、生体に対して超音波を送受信して超音波像（例えば、Bモードによる断層画像）を表示させるものであり、患部や胎児などの動きをリアルタイムで見ることができる。この超音波診断装置は、X線診断装置、X線CTスキャナ、MRI装置などの他の診断装置と比較して、比較的安価で小型の装置として実現可能であり、X線などの被爆がないといったメリットも有している。

【0003】

近年、この種の超音波診断装置は、多機能化が進み、Ｂモードによる断層画像に加えて、血流情報（血流の速度や分散）のカラー Doppler 画像を表示可能な装置が実用化されている（例えば、特許文献１参照）。血流情報は、血球等の移動に伴う Doppler 効果により超音波の周波数に変移することを利用して計測するものである。

【特許文献１】特開 2006-421 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、超音波診断装置では、生体内部まで超音波を伝搬させて断層画像を得る必要があるため、比較的低い周波数の超音波が用いられている。例えば、心臓や腹部などの診断を行う場合には、2.5 MHz ~ 5 MHz の超音波が使用されている。また、皮膚に近い領域（甲状腺や乳腺など）の診断を行う場合でも、7.5 MHz ~ 12 MHz の超音波が使用されている。このような従来の超音波診断装置を用いる場合、心臓や腹部などの動きを観察するのには、十分な解像度の断層画像を得ることはできる。しかしながら、超音波顕微鏡を用いる場合のように解像度が高い鮮明な画像を得ることはできず、微細血管（例えば、直径が 20 μm 以下である毛細血管など）を確認することはできない。

10

【0005】

また、毛細血管を流れる血液の流速は非常に遅いため、Doppler 効果によって血流情報を得ることはできず、カラー Doppler 画像においても毛細血管を確認することはできない。

【0006】

20

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、生体組織における微細血管の有無を容易に確認することができる超音波微細血管可視化方法及び装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、請求項１に記載の発明は、超音波振動子を有する超音波プローブを用い、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて、生体組織の微細血管を可視化する超音波微細血管可視化方法であって、前記反射波信号に基づいて、同一部位の断層画像を時間的な間隔において複数フレーム取得する画像取得ステップと、各断層画像を比較して相違箇所を微細血管と判定する判定ステップと、断層画像における微細血管を周辺組織と異なる色で表示する表示ステップとを含むことを特徴とする超音波微細血管可視化方法をその要旨とする。

30

【0008】

請求項１に記載の発明によれば、超音波プローブの超音波振動子から生体組織に超音波が照射され、反射波信号に基づいて同一部位の複数の断層画像が時間的な間隔において取得される。生体組織内の微細血管は心臓の拍動などの要因によって形状変化を起こすため、微細血管からの反射波信号の強度はその時々で変化する。従って、複数のフレームの断層画像において、微細血管がある部分はフレーム毎に異なる輝度で表示され、その微細血管がある部分の相関性が低下する。各断層画像は静止画像であるため、フレーム個々の画像では、微細血管を認識することは困難である。特に、超音波プローブの分解能よりも細かい微細血管（例えば、毛細血管）を認識することはできない。これに対して、複数フレームの断層画像間では、微細血管がある部分の相関性が低下するため、それら断層画像の相違箇所を微細血管と判定することができる。そして、断層画像における微細血管を周辺組織と異なる色で表示して可視化することにより、微細血管の有無を容易に確認することができる。

40

【0009】

請求項２に記載の発明は、請求項１において、前記超音波振動子から照射する超音波の周波数は、40 MHz ~ 200 MHz であることをその要旨とする。

【0010】

請求項２に記載の発明によれば、超音波振動子から照射する超音波の周波数は、40 M

50

H z ~ 2 0 0 M H z であり、一般的な超音波診断装置で使用する数 M H z ~ 1 0 M H z 程度の超音波よりも高い周波数となっている。このようにすれば、断層画像の解像度を高めることが可能となり、より細かい微細血管を確認することが可能となる。また、超音波の周波数を高めると、生体組織内部まで超音波が伝搬しにくくなるが、微細血管は生体組織において比較的浅い部分（組織表面に近い部分）に存在するため、超音波の周波数を 2 0 0 M H z まで高めた場合でも、微細血管がある断層画像を確実に取得することができる。

【 0 0 1 1 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 において、前記判定ステップでは、前記相違箇所の幅が 5 0 μ m 以下のサイズであるときに、前記微細血管と判定することをその要旨とする。

10

【 0 0 1 2 】

請求項 3 に記載の発明によれば、相違箇所の幅が 5 0 μ m 以下のサイズであるときに微細血管と判定され、その微細血管が周辺組織と異なる色で表示される。ここで、血管の直径が 5 0 μ m 以上よりも大きい場合は、断層画像において、異なる色で着色しなくても血管の有無を確認でき、直径が 5 0 μ m よりも細かい微細血管については、周辺組織と異なる色で着色されるので、その微細血管を容易に確認することができる。

【 0 0 1 3 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項において、前記断層画像を取得するための超音波の走査方向と直交する方向に前記超音波プローブを移動させながら複数の断層画像を取得し、各断層画像をつなぎ合わせた立体画像を生成するとともに、その立体画像に前記微細血管を表示することをその要旨とする。

20

【 0 0 1 4 】

請求項 4 に記載の発明によれば、生体組織における微細血管がつながった立体画像として表示されるので、微細血管の増殖状態などをより厳密に確認することができる。また例えば、信号処理や画像処理などにおけるノイズによって断層画像で微細血管と誤判定された場合でも、それが立体的につながらない部分については微細血管でないと判断することが可能となる。

【 0 0 1 5 】

請求項 5 に記載の発明は、超音波振動子を有する超音波プローブを用い、超音波を送受信して得た反射波信号に基づいて、生体組織の微細血管を可視化する超音波微細血管可視化装置であって、前記反射波信号に基づいて、同一部位の断層画像を時間的な間隔をおいて複数フレーム取得する画像取得手段と、各断層画像を比較して相違箇所を微細血管と判定する判定手段と、断層画像における微細血管を周辺組織と異なる色で表示する表示手段とを備えたことを特徴とする超音波微細血管可視化装置をその要旨とする。

30

【 0 0 1 6 】

請求項 5 に記載の発明によれば、超音波プローブの超音波振動子から生体組織に超音波が照射され、画像取得手段により、反射波信号に基づいて同一部位の複数の断層画像が時間的な間隔をおいて取得される。複数フレームの断層画像では、微細血管がある部分の相関性が低下する。そのため、判定手段により、各断層画像を比較することにより、それら断層画像の相違箇所を微細血管と判定することができる。そして、表示手段により、断層画像における微細血管を周辺組織と異なる色で表示して可視化することにより、微細血管の有無を容易に確認することができる。

40

【 0 0 1 7 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 5 において、前記判定手段は、前記相違箇所の幅が 5 0 μ m 以下のサイズであるときに、前記微細血管と判定し、前記表示手段は、前記微細血管を表示した断層画像と、前記微細血管を非表示とした断層画像とを選択的に切り替える機能を有することをその要旨とする。

【 0 0 1 8 】

請求項 6 に記載の発明によれば、判定手段により、相違箇所の幅が 5 0 μ m 以下のサイズであるときに微細血管と判定される。そして、表示手段により、微細血管を表示した断

50

層画像と微細血管を非表示とした断層画像とが選択的に切り替えられる。このように、表示画像を切り替えて比較することにより、直径が $50\mu\text{m}$ 以下の微細血管の有無を容易に確認することができる。また、直径が大きな血管については、微細血管を未表示とした通常の断層画像のみで十分に確認することができる。

【発明の効果】

【0019】

以上詳述したように、請求項1～6に記載の発明によると、生体組織における微細血管の有無を容易に確認することができる超音波微細血管可視化方法及び装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0020】

[第1の実施の形態]

【0021】

以下、本発明を具体化した第1の実施の形態を図面に基づき詳細に説明する。図1は超音波診断装置（超音波微細血管可視化装置）を示す概略構成図である。

【0022】

図1に示されるように、超音波診断装置1は、装置本体2と、超音波プローブ3とを備えている。装置本体2には、コネクタ4が設けられ、そのコネクタ4にケーブル5を介して超音波プローブ3が接続されている。

【0023】

20

超音波プローブ3は、その先端部に超音波振動子6を1次元に多数並べて配列したアレイ探触子7を有し、生体組織（例えば、ラットなどのインビボの生体組織）8に対して先端部を接触させた状態で超音波を送受信する。超音波プローブ3は、例えば、リニア式電子走査を行うためのリニアプローブであり、 80MHz の超音波を直線状に走査する。

【0024】

装置本体2は、コントローラ10、パルス発生回路11、送信回路12、受信回路13、信号処理回路14、画像処理回路15、入力装置16、メモリ17、記憶装置18、表示装置19を備える。

【0025】

30

コントローラ10は、周知の中央処理装置（CPU）を含んで構成されており、メモリ17を利用して制御プログラムを実行し、装置全体を統括的に制御する。パルス発生回路11は、コントローラ10からの制御信号に応答して動作し、所定周期のパルス信号を生成して出力する。

【0026】

送信回路12は、超音波プローブ3における超音波振動子6の素子数に対応した複数の遅延回路（図示略）を含み、パルス発生回路11から出力されるパルス信号に基づいて、各超音波振動子6に応じて遅延させた駆動パルスを出力する。各駆動パルスの遅延時間は、超音波プローブ3から出力される超音波が所定の照射点で焦点を結ぶように設定されている。

【0027】

40

受信回路13は、図示しない信号増幅回路、遅延回路、整相加算回路を含む。この受信回路13では、超音波プローブ3における各超音波振動子6で受信された各反射波信号（エコー信号）が増幅されるとともに、受信指向性を考慮した遅延時間が各反射波信号に付加された後、整相加算される。この加算によって、各超音波振動子6の受信信号の位相差が調整される。

【0028】

信号処理回路14は、図示しない対数変換回路、包絡線検波回路、A/D変換回路などから構成されている。信号処理回路14における対数変換回路は反射波信号を対数変換し、包絡線検波回路は対数変換回路の出力信号の包絡線を検波する。また、A/D変換回路は、包絡線検波回路から出力されるアナログ信号をデジタル信号に変換する。

50

【 0 0 2 9 】

画像処理回路 15 は、信号処理回路 14 から出力されるデジタル信号に基づいて、画像処理を行い断層画像（B モード画像）の画像データを生成する。具体的には、画像処理回路 15 は、輝度変調処理を行うことで、反射波信号の振幅（信号強度）に応じた輝度の画像データを生成する。画像処理回路 15 で生成された画像データは逐次メモリ 17 に記憶される。そして、そのメモリ 17 に記憶された 1 フレーム分の画像データに基づいて、生体組織 8 の断層画像が白黒の濃淡で表示装置 19 に表示される。

【 0 0 3 0 】

表示装置 19 は、例えば、LCD や CRT などのカラーディスプレイであり、生体組織 8 の断層画像や、各種設定の入力画面を表示するために用いられる。入力装置 16 は、キーボードやマウス装置などであり、ユーザからの要求や指示、パラメータの入力に用いられる。

【 0 0 3 1 】

記憶装置 18 は、磁気ディスク装置や光ディスク装置などであり、その記憶装置には制御プログラム及び各種のデータが記憶されている。コントローラ 10 は、入力装置 16 による指示に従い、プログラムやデータを記憶装置 18 からメモリ 17 へ転送し、それを逐次実行する。なお、コントローラ 10 が実行するプログラムとしては、メモリカード、フレキシブルディスク、光ディスクなどの記憶媒体に記憶されたプログラムや、通信媒体を介してダウンロードしたプログラムでもよく、その実行時には記憶装置にインストールして利用する。

【 0 0 3 2 】

本実施の形態の画像処理回路 15 は、断層画像の画像データを生成する機能に加え、生体組織 8 に含まれる微細血管を表示するための画像データを生成する機能を有する。具体的には、断層画像の解像度は、例えば $50\text{ }\mu\text{m}$ 程度であり、その解像度よりも細かい微細血管（具体的には、例えば、直径が $5\text{ }\mu\text{m} \sim 20\text{ }\mu\text{m}$ 程度の毛細血管）が生体組織 8 に含まれる場合、断層画像における微細血管の部分では、画像の取得タイミングによって輝度が異なる。すなわち、生体組織内の微細血管は心臓の拍動などの要因によって形状変化を起こすため、毛細血管からの反射波信号の強度はその時々で変化し、断層画像における毛細血管の部分の輝度が変化するからである。なお、断層画像における輝度変化は、毛細血管中における血球の移動によっても起こると考えられる。図 2 には、その断層画像 20 の具体例を示している。この断層画像 20 においては、輝度が変化する（点滅する）部分、すなわち毛細血管などの微細血管 21 が存在する部分が点在した状態で示されている。

【 0 0 3 3 】

従って、画像処理回路 15 は、同一部位の断層画像 20 を時間的な間隔（例えば、 10 ms の間隔）をおいて取得した 2 フレーム分の画像データをメモリ 17 から読み出し、各断層画像 20 を比較して相違箇所を検索する。ここで、相違箇所の幅が所定サイズ（例えば、 $50\text{ }\mu\text{m}$ ）以下である場合、その相違箇所を微細血管 21 と判定する。そして、画像処理回路 15 は、その相違箇所について、断層画像 20 の濃淡色とは異なる色（例えば、赤色）の画像データを生成する。この画像データに基づいて断層画像 20 を表示することにより、微細血管 21 の部分が赤色で強調される。

【 0 0 3 4 】

次に、本実施の形態において、生体組織 8 における微細血管 21 を表示させるための処理例について図 3 のフローチャートを用いて説明する。なお、図 3 の処理は、作業者が生体組織 8 の表面に超音波プローブ 3 を接触させ、入力装置 16 に設けられている開始ボタンを操作したときに開始される。

【 0 0 3 5 】

まず、コントローラ 10 は、パルス発生回路 11 を動作させ、超音波プローブ 3 による超音波の送受信を開始させる（ステップ 100）。具体的には、コントローラ 10 から出力される制御信号に応答してパルス発生回路 11 が動作し、所定周期のパルス信号が送信回路 12 に供給される。そして、送信回路 12 では、パルス信号に基づいて、各超音波振

10

20

30

40

50

動子 6 に対応した遅延時間を有する駆動パルスが生成され、超音波プローブ 3 に供給される。これにより、超音波プローブ 3 の各超音波振動子 6 が振動して超音波が生体組織 8 に向けて照射される。生体組織 8 内を伝搬する超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織境界面などで反射して超音波プローブ 3 で受信される。このとき、超音波プローブ 3 の各超音波振動子 6 によって反射波が電気信号（反射波信号）に変換される。そして、その反射波信号は、受信回路 13 で増幅等された後、信号処理回路 14 に入力される。

【0036】

信号処理回路 14 では、対数変換、包絡線検波、A/D 変換といった信号処理が行われ、デジタル信号に変換された反射波信号が画像処理回路 15 に供給される。画像処理回路 15 では、その反射波信号に基づいて、断層画像 20 の画像データを生成するための画像処理が行われる。そして、画像取得手段としてのコントローラ 10 は、画像処理回路 15 で生成された画像データをメモリ 17 に一旦記憶する（ステップ 110）。

10

【0037】

また、コントローラ 10 は、2 フレーム分の断層画像 20 の画像データがメモリ 17 に記憶されたか否かを判定する（ステップ 120）。ここで、2 フレーム分の画像データがメモリ 17 に記憶されていない場合、ステップ 100 の処理に戻り、ステップ 100 ~ 120 の処理を繰り返し実行する。

【0038】

そして、超音波プローブ 3 による超音波の電子走査が 2 回行われ、2 フレーム分の画像データがメモリ 17 に記憶された場合、コントローラ 10 は、それら画像データをメモリ 17 から読み出して画像処理回路 15 に入力し各断層画像を比較させる（ステップ 130）。判定手段としての画像処理回路 15 では、各画像データに基づいて各断層画像 20 の相関性を判定し、輝度が異なる相違箇所を検索する。そして、検索した相違箇所の幅が所定サイズ以下である場合、その相違箇所を微細血管と判定し、相違箇所の画像データについて断層画像 20 の濃淡色とは異なる赤色の画像データに変更する。

20

【0039】

表示手段としてのコントローラ 10 は、その変更後の画像データを表示装置 19 に転送することにより、微細血管 21 を含む生体組織 8 の断層画像 20 を表示させ（ステップ 140）、図 3 の処理を終了する。

【0040】

30

従って、本実施の形態によれば以下の効果を得ることができる。

【0041】

（1）本実施の形態の超音波診断装置 1 では、断層画像 20 の分解能よりも細い微細血管 21 を断層画像 20 に表示して可視化させることができ、生体組織 8 における微細血管 21 の有無を容易に確認することができる。

【0042】

（2）本実施の形態の超音波診断装置 1 では、比較的の高い周波数である 80 MHz の超音波が超音波プローブ 3 から照射される。この場合、断層画像 20 の解像度を高めることができ、より細い微細血管 21 を確認することができる。

【0043】

40

（3）本実施の形態の超音波診断装置 1 では、断層画像 20 の相違箇所の幅が 50 μm 以下のサイズであるときに微細血管 21 と判定され、その微細血管 21 が周辺組織と異なる色で表示される。生体組織 8 における血管の直径が 50 μm 以上よりも大きい場合は、断層画像 20 において、異なる色で着色しなくても血管の有無を確認することができる。一方、直径が 50 μm よりも細い微細血管 21 については、周辺組織と異なる色で着色されるので、その微細血管 21 を容易に確認することができる。

[第 2 の実施の形態]

【0044】

次に、本発明を具体化した第 2 の実施の形態を図 4 に基づき説明する。

【0045】

50

本実施の形態の超音波診断装置 3 1 は、第 1 の実施の形態における電子走査式の超音波プローブ 3 に代えて、機械走査式の超音波プローブ 3 2 が用いられる。超音波プローブ 3 2 は、その先端部に 1 つの超音波振動子 3 3 を備え、基端部が X - Y ステージ（機械的走査手段）3 4 に固定されている。本実施の形態では、画像解像度を高めるため、焦点型超音波振動子 3 3 が使用される。

【0046】

X - Y ステージ 3 4 は、超音波の照射点を二次元的に走査させるための X ステージ 3 4 X 及び Y ステージ 3 4 Y を備えるとともに、それぞれのステージ 3 4 X , 3 4 Y を駆動するモータ 3 5 X , 3 5 Y を備えている。これらのモータ 3 5 X , 3 5 Y としては、ステップモータやリニアモータが使用される。

10

【0047】

各モータ 3 5 X , 3 5 Y は、装置本体 3 6 に設けられた駆動回路 3 7 にコネクタ 3 8 を介して接続されている。この駆動回路 3 7 から出力される駆動信号に応答してモータ 3 5 X , 3 5 Y が駆動される。そして、モータ 3 5 X が駆動されることにより、X 方向に X ステージ 3 4 X が移動し、モータ 3 5 Y が駆動されることにより、X 方向と直交する Y 方向に Y ステージ 3 4 Y が移動する。

【0048】

本実施の形態の装置本体 3 6 においても、第 1 の実施の形態と同様に、コントローラ 1 0、パルス発生回路 1 1、送信回路 1 2、受信回路 1 3、信号処理回路 1 4、画像処理回路 1 5、入力装置 1 6、メモリ 1 7、記憶装置 1 8、表示装置 1 9 を備える。

20

【0049】

本実施の形態では、モータ 3 5 X を駆動して X ステージ 3 4 X を移動させることで X 方向の走査を 2 回繰り返し行う。その後、モータ 3 5 Y を駆動して、Y ステージ 3 4 Y を Y 方向に 1 ピクセル分移動させる。つまり、走査方向（X 方向）と直交する Y 方向に超音波プローブ 3 を移動させながら、X 方向の走査ライン毎に超音波の走査が 2 回ずつ行われ、各走査ラインに対応した断層画像 2 0 が 2 フレーム分取得される。そして、第 1 の実施の形態と同様に、各断層画像 2 0 を比較して、微細血管 2 1 に対応する相違箇所を検索し、その相違箇所を微細血管 2 1 として赤色で表示する。

【0050】

また、本実施の形態の画像処理回路 1 5 では、各断層画像 2 0 の画像データに基づいて、X 方向の走査ライン毎の断層画像 2 0 をつなぎ合わせた立体画像 4 1（図 5 参照）を表示するための処理を行う。そして、画像処理回路 1 5 で生成された画像データを表示装置 1 9 に転送することにより、生体組織 8 内の微細血管 2 1 を三次元的（立体的）に表示させることができる。このようにすると、生体組織 8 における微細血管 2 1 の増殖状態などをより厳密に確認することができる。また例えば、信号処理や画像処理などにおけるノイズによって断層画像 2 0 で微細血管 2 1 と誤判定された場合でも、それが立体的につながらない部分については微細血管 2 1 でないと判断することが可能となる。

30

【0051】

なお、本発明の各実施の形態は以下のように変更してもよい。

【0052】

・上記各実施の形態では、2 フレーム分の断層画像 2 0 を比較して、微細血管 2 1 に対応する相違箇所を検索していたが、3 フレーム以上の断層画像 2 0 を比較して相違箇所を検索するようにしてもよい。

40

【0053】

・上記実施の形態の超音波診断装置 1 では、断層画像 2 0 を比較するフレーム間の時間間隔を 100 ms としたが、この時間間隔を適宜変更してもよい。例えば、心拍数が多い場合、フレーム間の時間間隔を短く設定し、心拍数が少ない場合には、フレーム間の時間間隔を長く設定する。またこの場合、心拍数を検出するセンサを用い、そのセンサの検出信号に基づいてフレーム間の時間間隔を自動で設定できるよう構成してもよい。なおここでは、拍動よりも短い時間間隔となるよう設定することが好ましい。このように設定する

50

と、拍動に同期しないタイミングで複数フレームの断層画像を取得することができ、各断層画像において、微細血管の部分の輝度変化を確実に判定することができる。

【0054】

・上記実施の形態の超音波診断装置1では、断層画像20において微細血管21が周辺組織と異なる色で表示されるものであった。この微細血管21を表示した断層画像20と、微細血管21を未表示とした通常の断層画像(Bモード画像)とを選択的に切り替え可能に超音波診断装置1を構成してもよい。この場合、各断層画像を切り替えて比較することにより、微細血管21の有無を容易に確認することができる。また、直径が大きな血管については、通常の断層画像のみで十分に確認することができ、実用上好ましいものとなる。

10

【0055】

・上記第1の実施の形態において、断層画像20における微細血管21の部分の面積割合を求め、その数値を表示装置19の画面に表示させるよう構成してもよい。具体的には、例えば、皮膚移植を行った後、上記本実施の形態の超音波診断装置1を用いて定期的に移植部分の断層画像20を取得するとともに、毛細血管の面積割合を求める。これにより、毛細血管の増殖の度合を容易に確認することができる。そして、その毛細血管の増殖度合によって、皮膚移植が良好に行われたか否かを検査することができる。また例えば、癌化する組織は酸素が必要であるため、毛細血管の増殖を伴うことが知られている。従って、超音波診断装置1を用いて毛細血管の増殖の度合を確認することにより、癌化する組織の有無を検査することができる。

20

【0056】

・上記第1の実施の形態の超音波診断装置1において、超音波の走査方向と直交する方向に超音波プローブ3を移動させながら複数の断層画像20を取得し、第2の実施の形態と同様に各断層画像20をつなぎ合わせた立体画像を生成するよう構成してもよい。このようにしても、生体組織8における微細血管21が繋がった立体画像として表示されるので、微細血管21の増殖状態などをより厳密に確認することができる。

【0057】

・上記第1の実施の形態の超音波診断装置1では、リニア式電子走査を行うための超音波プローブ3を用いたが、コンベックス式電子走査などの他の電子走査を行うための超音波プローブを用いてもよい。また、超音波プローブ3は、複数の超音波振動子6を1次元に配列したアレイ探触子7を有するものであったが、複数の超音波振動子を2次元(マトリクス状)に配列したアレイ探触子を有するものでもよい。この超音波プローブを用いる場合、超音波プローブを移動させることなく、超音波を2次元的に電子走査することにより、微細血管21の立体画像を短時間で生成することができる。

30

【0058】

・上記各実施の形態において、超音波プローブ3, 32は80MHzの超音波を照射するものであったが、これに限定されるものではない。生体組織8の微細血管21を表示させるためには、40MHz~200MHzの超音波を照射する超音波プローブを用いればよい。

【0059】

・上記各実施の形態の超音波診断装置1, 31は、超音波プローブ3, 32を用いて、生体組織8の微細血管21を表示するものであったが、数MHzの超音波を照射する一般的な超音波プローブを用いて、臓器や胎児などの断層画像を表示可能に構成してもよい。なおこの場合、使用する超音波プローブに応じて、パルス発生回路11から出力するパルス信号の周波数を切り替えるよう超音波診断装置1, 31を構成すればよい。

40

【0060】

次に、特許請求の範囲に記載された技術的思想のほかに、前述した各実施の形態によって把握される技術的思想を以下に列挙する。

【0061】

(1) 請求項1において、前記表示ステップでは、前記微細血管の面積割合を求め、そ

50

の割合を表示することを特徴とする超音波微細血管可視化方法。

【0062】

(2) 請求項1において、前記断層画像を取得する生体の拍動に基づいて、前記複数のフレーム間の時間間隔を設定することを特徴とする超音波微細血管可視化方法。

【0063】

(3) 請求項1において、前記超音波プローブは超音波振動子を1次元または2次元に多数並べて配列したアレイ探触子を有し、各超音波振動子から照射される超音波が1次元または2次元に電子走査されることを特徴とする超音波微細血管可視化方法。

【0064】

(4) 請求項1において、前記超音波プローブは1つの超音波振動子を有し、機械的走査手段により、その超音波振動子から照射される超音波が1次元または2次元に走査されることを特徴とする超音波微細血管可視化方法。

10

【0065】

(5) 請求項5または6において、前記断層画像を取得する生体の拍動を検出するセンサを備え、前記画像取得手段は、前記センサの検出結果に基づいて、前記拍動に同期しないタイミングで複数フレームの断層画像を取得することを超音波微細血管可視化装置。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】本発明を具体化した第1の実施の形態の超音波診断装置を示す概略構成図。

【図2】断層画像を示す説明図。

20

【図3】断層画像を表示するためのフローチャート。

【図4】本発明を具体化した第2の実施の形態の超音波診断装置を示す概略構成図。

【図5】(a)は各断層画像を示す斜視図、(b)は、各断層画像をつなぎ合わせた立体画像を示す斜視図。

【符号の説明】

【0067】

1, 31 ... 超音波微細血管可視化装置としての超音波診断装置

3, 32 ... 超音波プローブ

6 ... 超音波振動子

8 ... 生体組織

30

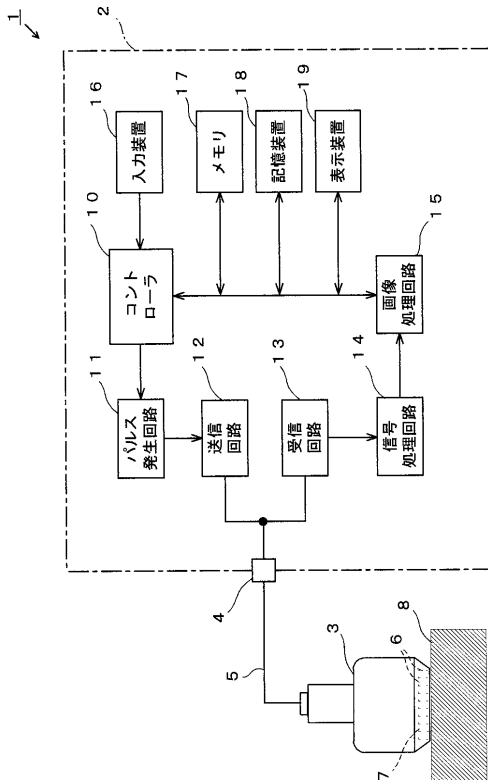
10 ... 画像取得手段及び表示手段としてのコントローラ

15 ... 判定手段としての画像処理回路

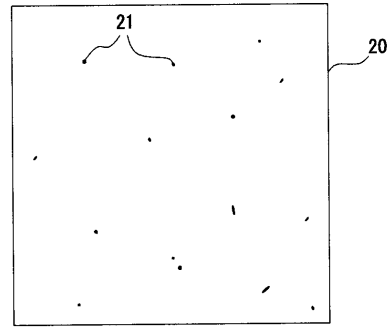
20 ... 断層画像

21 ... 微細血管

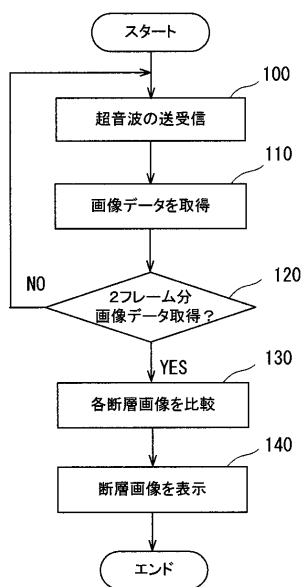
【図 1】



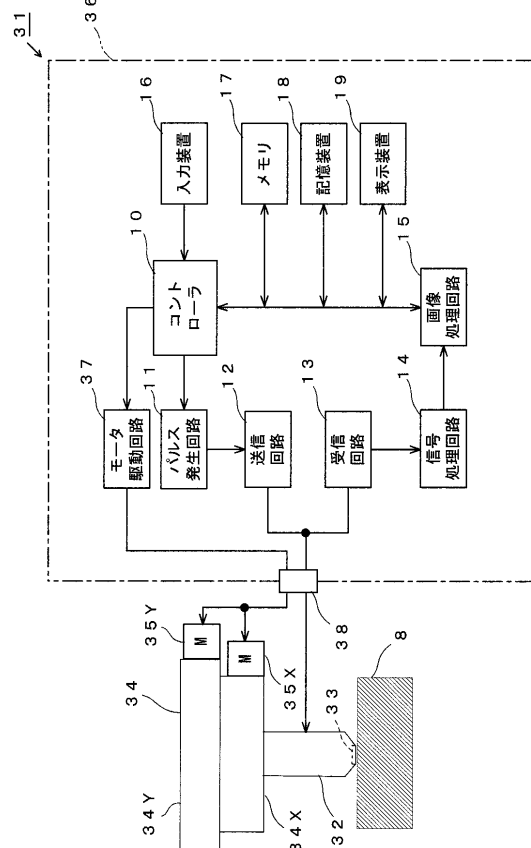
【図 2】



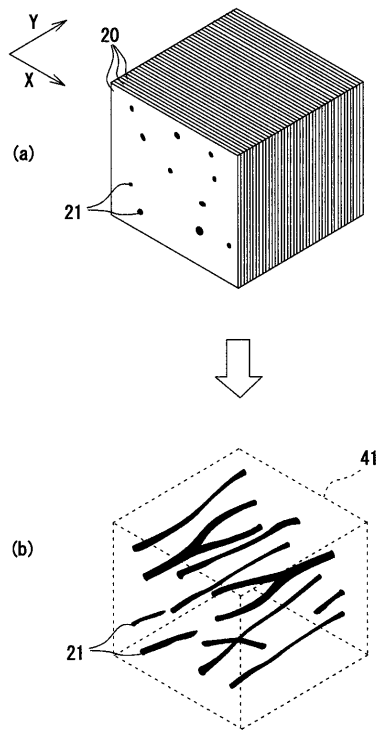
【図 3】



【図 4】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (72)発明者 山家 智之
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
- (72)発明者 白石 泰之
宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
- (72)発明者 田中 明
福島県福島市金谷川1番地 国立大学法人福島大学内
- (72)発明者 小林 和人
愛知県豊橋市大岩町小山塚20番地 本多電子株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 BB09 BB13 BB21 DD14 EE01 EE06 GB04
GB06 HH06 JB36 JC25 KK02 KK12 KK22 KK24 LL04

专利名称(译)	超音波微细血管可视化方法及び装置		
公开(公告)号	JP2008104497A	公开(公告)日	2008-05-08
申请号	JP2006287512	申请日	2006-10-23
[标]申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	本多电子株式会社 国立大学法人东北大学 国立大学法人福島大学		
[标]发明人	西條 芳文 山家 智之 白石 泰之 田中 明 小林 和人		
发明人	西條 芳文 山家 智之 白石 泰之 田中 明 小林 和人		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB13 4C601/BB21 4C601/DD14 4C601/EE01 4C601/EE06 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH06 4C601/JB36 4C601/JC25 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/LL04		
其他公开文献	JP4817315B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声微血管可视化装置，其能够容易地确认活组织中微血管的存在或不存在。超声波诊断装置（1）使用具有多个超声波换能器（6）的超声波探头（3），并根据通过收发超声波而得到的反射波信号来显示生物体组织（8）的断层图像。要做。在超声诊断设备1中，以时间间隔获取相同部位的多个断层图像。通过比较断层图像，每个断层图像的不同部分被确定为微血管，并且断层图像中的微血管以与周围组织不同的颜色显示。[选型图]图1

