

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブからの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、
外部装置又は前記超音波プローブからの出力の時間方向における特異な変化を検出する
検出部と、

前記検出部による前記特異な変化の検出に応じて、表示部に表示されている前記超音波
画像と実質的に同じ位置の医用画像を含む参照画像を前記表示部に表示する制御部と
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記検出部は、前記画像生成部により生成される時系列の超音波画像から前記特異な変
化を検出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記検出部は、画像化される前の時系列の受信データから前記特異な変化を検出する、
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記特異な変化は、外部装置の影響により生じるノイズである、請求項 1 に記載の超音
波診断装置。

【請求項 5】

前記影響は、ラジオ波焼灼術による影響を含む、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記影響は、電気メスによる影響を含む、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 7】

前記参照画像は、前記特異な変化の検出された時点よりも前に前記画像生成部により生
成された超音波画像を含む、請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置
。

【請求項 8】

前記参照画像は、他の医用診断装置により収集された医用画像である、請求項 1 乃至 7
のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記特異な変化のパターンを示すパターンデータを記憶する記憶部を備え、

30

前記検出部は、前記超音波プローブからの出力と前記パターンデータとの比較に基づい
て前記特異な変化を検出する、請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装
置。

【請求項 10】

前記制御部は、前記参照画像を前記超音波画像と並べて表示する、請求項 1 乃至 9 のう
ちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記制御部は、前記参照画像を前記超音波画像に重畳して表示する、請求項 1 乃至 9 の
うちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

40

コンピュータにより実行されるプログラムであって、前記コンピュータに、

超音波プローブからの出力に基づいて超音波画像を生成させ、

外部装置又は前記超音波プローブからの出力の時間方向における特異な変化を検出させ

、

前記特異な変化の検出に応じて、表示部に表示されている前記超音波画像と実質的に同
じ位置の医用画像を含む参照画像を前記表示部に表示させる、
プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

50

本発明の実施形態は、超音波診断装置およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は種々の術式と組み合わせて用いられる。例えば肝臓がん治療に適用されるラジオ波焼灼術（Radio Frequency Ablation：RFA）は、超音波診断装置を用いることの多い術式の一つである。RFAは、患者の体内に挿入された電極針に高周波を印加し、電子レンジの原理で生じる熱で病巣部を焼くという術式である。医師は、肝臓内の腫瘍の位置と、肝臓内に挿入される電極針の位置とを超音波診断装置で観察しながら電極針を患部に挿入する。超音波画像を参照することで、医師は、腫瘍の位置を確認しながら電極針を適切な位置に差し込むことができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-45708号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、RFAにおいて、電極針から発生するラジオ波の帯域は、超音波プローブで送受信される超音波の周波数帯域と干渉しやすい。つまり電極針をオンするとラジオ波に起因するノイズが超音波画像に現れ、画質の劣化をもたらすことがある。このほか種々の要因により画像にノイズが生じることがあり、同様に画質の劣化をもたらす。画質が劣化すると視認性も悪化し、電極針の位置を見失うなどの虞があるので何らかの対処が望まれている。

20

本発明が解決しようとする課題は、診断を妨げ得る状況が発生した場合において診断を支援することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態によれば、超音波診断装置は、画像生成部と、検出部と、制御部とを具備する。画像生成部は、超音波プローブからの出力に基づいて超音波画像を生成する。検出部は、外部装置又は超音波プローブからの出力の時間方向における特異な変化を検出する。制御部は、検出部による特異な変化の検出に応じて、表示部に表示されている超音波画像と実質的に同じ位置の医用画像を含む参照画像を表示部に表示する。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、実施形態に係る超音波診断装置1の一例を示す機能ブロック図である。

【図2】図2は、図1のモニタ14に表示される超音波画像の一例を示す図である。

【図3】図3は、超音波画像に混入する高周波ノイズの一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図5】図5は、ノイズ混入時のモニタ14の表示例を示す図である。

40

【図6】図6は、ノイズ混入時のモニタ14の他の表示例を示す図である。

【図7】図7は、ノイズ混入時のモニタ14の他の表示例を示す図である。

【図8】図8は、ノイズ混入時のモニタ14の他の表示例を示す図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図10】図10は、被検体内の焼灼後に、超音波画像に高輝度領域が発生することを説明するための図である。

【図11】図11は、要治療領域と高輝度領域とを重ねた画像の一例を示す図である。

【図12】図12は、心電図モニタに示される波形の一例を示す図である。

【図13】図13は、心臓の超音波画像にノイズが生じ得ることを説明するための図であ

50

る。

【発明を実施するための形態】

【0007】

図1は、実施形態に係る超音波診断装置1の一例を示す機能ブロック図である。この超音波診断装置1は、電極針（以下、穿刺針と称する）を用いるRFAに適用されることが可能である。

【0008】

超音波診断装置1は、装置本体11と、この装置本体11に接続される超音波プローブ12、モニタ14、およびユーザインタフェース回路13を備える。また実施形態では、装置本体11に穿刺針位置センサ42を接続することができる。さらに、走査断面位置センサ41が、超音波プローブ12とセットで使用される。

10

【0009】

装置本体11は、送受信回路22、Bモード回路23、ドプラモード回路24、画像生成回路26、画像処理回路28、記憶回路33、制御回路30、位置合わせ回路36、およびインタフェース回路39とを備える。これらバス21を介して互いに接続される。すなわち超音波診断装置1はメモリおよびCPU（Central Processing Unit）を備えるコンピュータであり、ソフトウェアに基づくCPUの計算処理により実施形態に係る機能が実現される。

【0010】

超音波プローブ12は、被検体Pに超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信する。超音波プローブ12から被検体Pに送信された超音波は、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12に受信される。エコー信号の振幅は、反射され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、移動する血流で反射された超音波パルスのエコーは、ドプラ効果により、移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存する周波数偏移を受ける。

20

【0011】

ユーザインタフェース回路13は、装置本体11に接続され、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装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有する。

30

【0012】

モニタ14は、画像生成回路26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、図2に示されるような超音波画像として表示する。図2は、解剖学的部位としての肝臓の超音波画像の一例を示す図であり、穿刺針がクリアに表示されている。

【0013】

送受信回路22は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有する。トリガ発生回路は、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トリガパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各トリガパルスに与える。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ12に駆動パルスを印加する。

40

【0014】

また、送受信回路22は、図示しない受信回路、A/D（アナログ/ディジタル）変換器、遅延回路、加算器等を有する。受信回路は、超音波プローブ12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し、増幅されたアナログのエコー信号を直交位相検波して複素信号（I信号及びQ信号）を生成する。A/D変換器は、I信号及びQ信号をそれぞれディジタル信号に変換し、時系列の受信データとしてのIデータおよびQデータを生成する。RAWデータを含むこれらのデータは記憶回路33に記憶される。

【0015】

遅延回路は、ディジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナ

50

ミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与える。このようにして処理されたエコー信号は、加算器により加算される。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。

【 0 0 1 6 】

ちなみに、超音波プローブ 1 2 で送受信される超音波の周波数帯域は数 M H z 程度であり、R F A において穿刺針から発生するラジオ波の周波数は 4 5 0 k H z 程度である。よって両者は直接干渉する帯域に無いが、ラジオ波の 2 次高調波、3 次高調波あるいはそれ以上の高調波成分が超音波帯域に侵入し、図 3 に示すように縞状のノイズとなって現れることがある。このような高周波ノイズは視認性を悪化させるので、その対処について説明する。

10

【 0 0 1 7 】

B モード回路 2 3 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。B モード回路 2 3 は、送受信回路 2 2 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、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。

【 0 0 1 8 】

ドブラモード回路 2 4 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。ドブラモード回路 2 4 は、送受信回路 2 2 から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常 C F M (Color Flow Mapping) で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

20

【 0 0 1 9 】

記憶回路 3 3 は、上記 I データおよび Q データに加え、B モード回路 2 3 から受け取った複数の B モードデータに基づき生成される B モード R A W データ、あるいはドブラモード回路 2 4 から受け取った複数の血流データに基づき生成される血流 R A W データなども記憶する。R A W データは、例えばスキャンコンバージョン前のデータを指す。

【 0 0 2 0 】

画像生成回路 2 6 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。画像生成回路 2 6 は、画像生成に関する各種プログラムを記憶回路 3 3 から読み出す。各種プログラムを読み出した画像生成回路 2 6 は、図 1 に示されるように、画像生成機能 2 6 a を有する。すなわち画像生成回路 2 6 は、画像生成機能 2 6 a に関する画像生成プログラムを記憶回路 3 3 から読み出す。画像生成回路 2 6 は、読み出した画像生成プログラムを自身のメモリにロードし、実行して画像生成機能 2 6 a を実現する。このとき、画像生成回路 2 6 は、画像生成部として機能する。

30

【 0 0 2 1 】

画像生成回路 2 6 は、例えば、空間的な位置情報を加味した補間処理を含む R A W - ボクセル変換を実行することにより、B モードボリュームデータ、血流ボリュームデータを生成する。すなわち画像生成回路 2 6 は、超音波プローブ 1 2 からの出力に基づいて超音波画像を生成する。生成された画像データは画像データ 3 3 b として記憶回路 3 3 に記憶される

40

画像処理回路 2 8 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。画像処理回路 2 8 は、画像生成回路 2 6 から受け取るボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示 (M P R : multi planar reconstruction)、最大値投影表示 (M I P : maximum intensity projection) 等の所定の画像処理を行う。

【 0 0 2 2 】

画像処理回路 2 8 は、画像処理に関する各種プログラムを記憶回路 3 3 から読み出す。各種プログラムを読み出した画像処理回路 2 8 は、図 1 に示されるように、検出機能 2 8 a を有する。すなわち画像処理回路 2 8 は、検出機能 2 8 a に関する画像処理プログラムを記憶回路 3 3 から読み出す。画像処理回路 2 8 は、読み出した画像生成プログラムを自身のメモリにロードし、実行して検出機能 2 8 a を実現する。このとき、画像処理回路 2

50

8 は、検出部として機能する。検出機能 28 a は、外部装置又は超音波プローブ 12 からの出力の、時間方向における特異な変化を検出する。

【0023】

すなわち画像処理回路 28 は、画像生成回路 26 により生成される時系列の超音波画像から、上記特異な変化を検出する。あるいは画像処理回路 28 は、画像化される前の時系列の受信データ、すなわち記憶回路 33 に記憶された I データおよび Q データあるいは RAW データから上記特異な変化を検出する。

【0024】

特異な変化とは、例えば外部装置の影響により生じるノイズを含む。外部装置としては穿刺針位置センサ 42、高周波発生器、心電図モニタあるいは電気メスなどが挙げられる。または、特異な変化とは、ラジオ波焼灼術に関連して生じるラジオ波による影響、ガス発生による影響や、電気メスによる影響などによるノイズを含む。これらの影響は、例えば超音波画像や超音波画像の元となるデータにノイズとして現れる。

【0025】

超音波画像に現れるノイズは、例えばパターン認識技術を利用して検知することができる。すなわちノイズを含む超音波画像のデータ（パターンデータ 33 d）を予め記憶回路 33 に記憶し、画像生成回路 26 により逐次生成される超音波画像とこのパターンデータ 33 d とを比較して類似度を求める。そして、この類似度が既定の閾値以上になった場合に、ノイズが発生したと結論付けることができる。このように超音波画像そのものからノイズの発生を検知することができる。

【0026】

あるいは、穿刺針から放射される高周波ノイズを直接、電波として受信し、その強度を用いた閾値判定によってもノイズの発生を検知することができる。

【0027】

制御回路 30 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。制御回路 30 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、超音波診断装置 1 の動作を制御する。制御回路 30 は、画像処理回路 28 において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、 γ カーブ補正、RGB 変換等の処理を実行する。

【0028】

また、制御回路 30 は、制御処理に関する各種プログラムを記憶回路 33 から読み出す。各種プログラムを読み出した制御回路 30 は、図 1 に示されるように、表示制御機能 30 a を有する。すなわち制御回路 30 は、表示制御機能 30 a に関する表示制御プログラムを記憶回路 33 から読み出す。

【0029】

制御回路 30 は、読み出した表示制御プログラムを自身のメモリにロードし、実行して表示制御機能 30 a を実現する。このとき、制御回路 30 は、制御部として機能する。制御回路 30 は、画像処理回路 28 により特異な変化の検出されたことに応じて、モニタ 14 に参照画像を表示する。

【0030】

参照画像は、モニタ 14 に表示されている超音波画像と実質的に同じ位置の医用画像である。参照画像は、同じ患者の医用画像であることが好ましい。また、同じ患者の画像であっても超音波画像とできる限り時間的に近い画像であることが好ましい。

【0031】

一例として、参照画像は、上記特異な変化の検出された時点よりも前に生成された超音波画像を含むことができる。つまり縞状ノイズの生じたフレームの一つまたは数フレーム前の画像を、参照画像として用いることができる。または、参照画像は、他のモダリティ（例えば、X 線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、X 線診断装置等）により収集された医用画像であってもよい。参照画像のデータ（参照画像データ 33 c）は、制御回路 30 による読み出しに備えて記憶回路 33 に記憶される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

制御回路 3 0 は、画像処理回路 2 8 により特異な変化が検出されると、記憶回路 3 3 から参照画像データ 3 3 c を読み出し、超音波画像とともに参照画像をモニタ 1 4 に表示する。

【 0 0 3 3 】

記憶回路 3 3 は、診断情報（患者 I D、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件などの各種のデータや、映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブルなどを記憶する。さらに、記憶回路 3 3 は、プログラム 3 3 a、画像データ 3 3 b、参照画像データ 3 3 c、およびパターンデータ 3 3 d を記憶する。プログラム 3 3 a は、例えば、ノイズ検知機能（後述する）を実現するための専用プログラム、スペックル除去機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラムなどを含むことができる。

10

【 0 0 3 4 】

位置合わせ回路 3 6 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。位置合わせ回路 3 6 は、現在の走査断面とモニタリングに利用する（他のモダリティによって取得された）ボリュームデータとの位置合わせ（キャリブレーション）を行う。

【 0 0 3 5 】

インタフェース回路 3 9 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。インタフェース回路 3 9 は、ネットワーク、および外部装置に関するインタフェースである。例えば、記憶回路 3 3 に記憶されるデータはインタフェース回路 3 9 を経由してネットワーク経由で他の装置へ転送されることが可能である。

20

【 0 0 3 6 】

走査断面位置センサ 4 1 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。走査断面位置センサ 4 1 は、超音波プローブ 1 2 の所定位置に設けられ、走査断面の位置を計算する。計算された走査断面の位置は、インタフェース回路 3 9 を介して装置本体 1 1 内ヘリアルタイムに送り出される。

【 0 0 3 7 】

穿刺針位置センサ 4 2 は、例えば所定のプロセッサとメモリとから構成される。穿刺針位置センサ 4 2 は、穿刺針の針先、針元、或いは穿刺針と常に一定の相対的位置関係を維持する穿刺針アダプタ等に設けられ、穿刺針の針先位置を計算する。計算された穿刺針の針先位置は、インタフェース回路 3 9 を介して装置本体 1 1 内ヘリアルタイムに送り出される。次に、上記構成を基礎として複数の実施形態を説明する。

30

【 0 0 3 8 】

〔 第 1 の実施形態 〕

図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順の一例を示すフローチャートである。図 4 において、穿刺スキャンが開始されると、超音波診断装置は超音波画像にノイズが混入しているか否かを検知する（ステップ S 1）。混入していなければステップ S 3 でスキャンの継続の可否が判定され、終了であれば処理は終了する（ステップ S 4）。一方、ステップ S 1 でノイズの混入が検知されると（Y e s）処理手順はステップ S 2 に移行し、超音波診断装置は記憶回路 3 3 に予め記憶した参照画像データ 3 3 c を読み出してモニタ 1 4 に参照画像を表示する。

40

【 0 0 3 9 】

図 5 はノイズ混入時のモニタ 1 4 の表示例を示す図である。リアルタイムスキャンで逐次表示される動画像（リアルタイム画像）にノイズが混入すると、制御回路 3 0 は、リアルタイム画像と参照画像とを並べてモニタ 1 4 に表示する。あるいは、図 6 に示されるようにリアルタイム画像よりもサイズを縮小した参照画像を表示するようにしても良い。

【 0 0 4 0 】

また、図 7 に示されるように、リアルタイム画像とは種別の異なる画像（異種画像）を参照画像として表示しても良い。異種画像としては例えば C T 画像が挙げられるが、このほか M R I 画像や他のモダリティにより取得された画像であっても良い。さらには、図 8

50

に示されるように 3 枚以上の関連する画像を共通のモニタ 14 に表示するようにしても良い。画面に表示する画像の種別（リアルタイム画像、CT 画像、MR 画像などの種別）や画面表示のレイアウトなどは、ユーザの要望に応じて予め超音波診断装置 1 に設定しておくことが可能である。

【0041】

以上説明したように第 1 の実施形態では、生体画像としての超音波画像に特異な変化が生じると、そのことを検知し、診断を支援する画像としての参照画像を、リアルタイム画像とともに表示するようにしている。

【0042】

生体画像におけるノイズ混入を検知するためには、例えばノイズパターンを含む画像と超音波画像との逐次比較によるパターンマッチングの結果を利用することができる。あるいは、ラジオ波の発生源である穿刺針、または高周波発生器のノイズ周波数成分が超音波画像に生じたことを検知しても良い。

【0043】

参照画像としては、ノイズを検知されたフレームの直前のフレームを用いることができる。あるいは、ノイズを検知されたフレームよりも過去の一定期間にわたる動画像であっても良い。この動画像は、例えばノイズを検知されたフレームの直前のフレームを含む、心拍に同期した 1 拍動周期分、あるいは複数周期分の動画像であっても良い。

【0044】

このように第 1 の実施形態では、超音波画像にノイズが生じるとそれが放置されることなく、参照画像がモニタ 14 に表示される。従ってユーザは、画像にノイズが混入しても参照画像を一助としながら対象臓器を把握する事ができる。つまり、目的の部位を見失うことなく観察し、穿刺針の位置などを継続して把握できるようになる。これらのことから、画像ノイズによる視認性の悪化を防止し、治療ミスを防止したり、安全性の向上を図り得る超音波診断装置を実現することが可能になる。従って、診断を妨げ得る状況が発生した場合において診断を支援することが可能になる。

【0045】

[第 2 の実施形態]

第 1 の実施形態では超音波画像に生じる高周波ノイズを検知した。第 2 の実施形態では、超音波画像に生じる局所的な輝度変化を検知した場合の対処につき説明する。RFA は熱により生体を焼灼するという術式であるので CO₂ などのガスを発生させる。ガス領域の音響インピーダンスは生体組織とは著しく異なるので超音波画像においては局所的な高輝度エリアとして映り、このエリアは焼灼後少なくとも数分間は継続して現れる。高輝度エリアは画像ノイズの一つであり、超音波画像の視認性を低下させる。つまり、診断が妨げられる。第 2 の実施形態ではこのような事態への対処について述べる。

【0046】

第 2 の実施形態において、画像処理回路 28 は、画像生成回路 26 により生成される時系列の超音波画像から、特異な変化としての局所的な輝度の変化を検出する。この輝度変化は、例えば直前の画像フレームとの画素ごとの比較によって検知することができる。

【0047】

図 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順の一例を示すフローチャートである。図 9 において、例えば穿刺針への通電が停止されると、超音波診断装置 1 は、例えば直前の画像フレームとの画素ごとの比較により超音波画像に局所的な輝度変化が生じているか否かを検知する（ステップ S11）。高輝度領域が生じていなければステップ S13 でスキップの継続の可否が判定され、終了であれば処理は終了する。一方、ステップ S11 で輝度変化が検知されると（Yes）処理手順はステップ S12 に移行し、超音波診断装置 1 は記憶回路 33 に予め記憶した参照画像データを読み出してモニタ 14 に参照画像を表示する。

【0048】

図 10 (a) の参照画像に示される点線領域を病巣部（要治療領域）とし、この領域が

10

20

30

40

50

焼灼されると10(b)に示されるように、発生したガスが高輝度領域として映り込む。高輝度領域は数分間継続して現れるので、その間、穿刺針の先端部が見えなくなったりして確実に焼灼できているかなどの判断を下すことが難しくなる。

【0049】

そこで第2の実施形態では、超音波画像に局所的な高輝度領域が生じるとそのことを検知し、参照画像を、リアルタイム画像とともに表示するようにしている。高輝度領域は、対象とする画像フレームの輝度値とその直前の画像フレームの輝度値とを画素ごとに比較することによって検知されることができる。

【0050】

図11は、要治療領域と高輝度領域とを重ねた画像の一例を示す図である。つまり図10(a)および図10(b)を重ね合わせると図11に示されるような画像が生成される。図11の画像によれば、治療すべき領域と、実際に焼灼された領域とのマージンが適切に確保されているかどうかを判断することが容易になる。

10

【0051】

このように第2の実施形態によっても、画像ノイズによる視認性の悪化を防止でき、治療ミスを防止したり、安全性の向上を図り得る超音波診断装置を実現することが可能になる。従って、診断を妨げ得る状況が発生した場合において診断を支援することが可能になる。

【0052】

[第3の実施形態]

20

第3の実施形態では、外部装置として患者に装着された心電図モニタの波形に基づいて特異な変化を検出する手法を開示する。

【0053】

図12は、心電図モニタに示される波形の一例を示す図である。図12(a)区間においては通常の心電波形が示されているが、図12(b)区間では特異な波形が観測されている。図12(b)区間の波形は明らかに不整脈によるものではなく、原因として高周波ノイズの混入が疑われる。

【0054】

図13(a)は図12(a)の波形に対応する超音波画像であり、例えば患者の食道に挿入して使用される超音波プローブにより取得される。この種のプローブを用いて心臓をスキャン中に電気メスが使用されると、図13(b)に示されるように高周波ノイズの影響が画像にもたらされることがあり、好ましくない。

30

【0055】

そこで第3の実施形態では、外部装置としての心電図モニタに特異な波形が観測されるとそのことを検知し、参照画像を、リアルタイム画像とともに表示するようにしている。特異な波形の発生は、例えばFFT(高速フーリエ変換)技術を用いたスペクトラム解析により検知することが可能である。この種の処理は例えばドプラモード回路24において、IデータおよびQデータに対するFFTデータを用いることができる。あるいはRAWデータ処理の段階、またはスキャンコンバージョン後の画像化された段階におけるデータを用いることもできる。

40

【0056】

以上のことから第3の実施形態によっても、画像ノイズによる視認性の悪化を防止し得る超音波診断装置を提供することが可能となる。従って、診断を妨げ得る状況が発生した場合において診断を支援することが可能になる。

【0057】

なお、この発明は上記実施の形態に限定されるものではない。例えば、参照画像として切り替え表示するための画像は、Fusion処理された断面またはボリューム像であっても良い。この種の画像を用いれば、ユーザ(医師、術者または操作者など)は対象臓器を観察しながら術式を実施する事が可能である。また、Fusion機能を用いなくとも、穿刺針の位置を把握できていればRFAにおける照射位置を確認することができる。

50

【 0 0 5 8 】

また、画像生成回路 2 6、画像処理回路 2 8、および制御回路 3 0を、コンピュータとしての超音波診断装置 1により実行されるプログラムにより実現される機能として実装することも可能である。このプログラムは、超音波診断装置 1に、超音波プローブ 1 2からの出力に基づいて超音波画像を生成させ、外部装置又は超音波プローブ 1 2からの出力の時間方向における特異な変化を検出させ、この特異な変化の検出に応じて、モニタ 1 4に表示されている超音波画像と実質的に同じ位置の医用画像を含む参照画像をモニタ 1 4に表示させる。

【 0 0 5 9 】

また、超音波診断装置 1を実現するためのプログラムをコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して、この記録媒体に記録されたプログラムをコンピュータシステムに読み込ませ、実行することにより、実行処理を行ってもよい。なお、ここでいう「コンピュータシステム」とは、OS (Operating System) や周辺機器等のハードウェアを含むものであってもよい。

【 0 0 6 0 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (central processing unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、上記各実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで 1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、上記各実施形態における複数の構成要素を 1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【 0 0 6 1 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は例として提示するものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 2 】

1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 装置本体、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... ユーザインタフェース回路、 1 4 ... モニタ、 2 1 ... バス、 2 2 ... 送受信回路、 2 3 ... Bモード回路、 2 4 ... ドプラモード回路、 2 6 ... 画像生成回路、 2 6 a ... 画像生成機能、 2 8 ... 画像処理回路、 2 8 a ... 検出機能、 3 0 ... 制御回路、 3 0 a ... 表示制御機能、 3 3 ... 記憶回路、 3 3 a ... プログラム、 3 3 b ... 画像データ、 3 3 c ... 参照画像データ、 3 3 d ... パターンデータ、 3 6 ... 位置合わせ回路、 3 9 ... インタフェース回路、 4 1 ... 走査断面位置センサ、 4 2 ... 穿刺針位置センサ

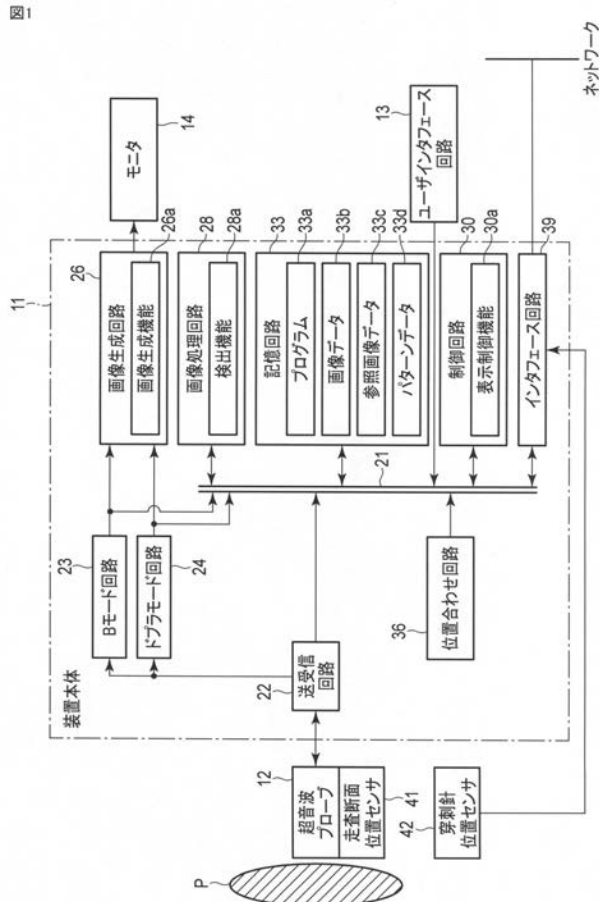
10

20

30

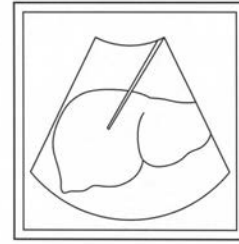
40

【図 1】



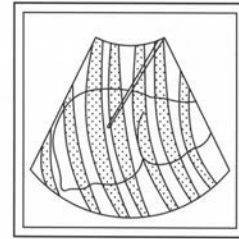
【図 2】

図2



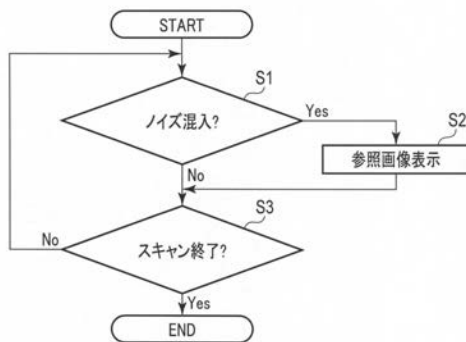
【図 3】

図3



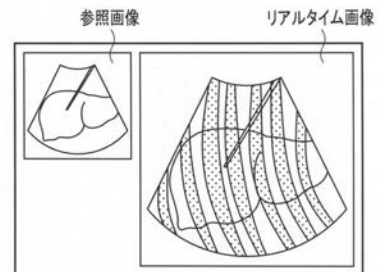
【図 4】

図4



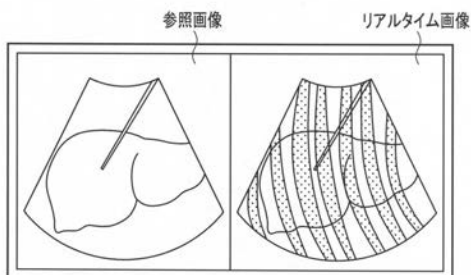
【図 6】

図6



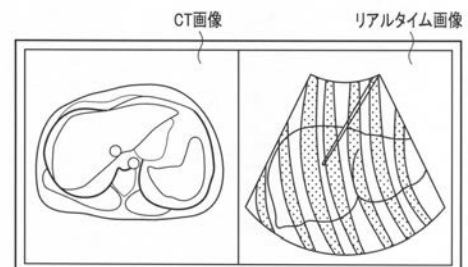
【図 5】

図5



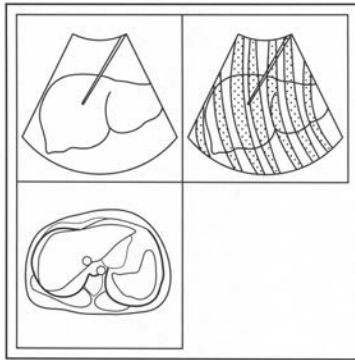
【図 7】

図7



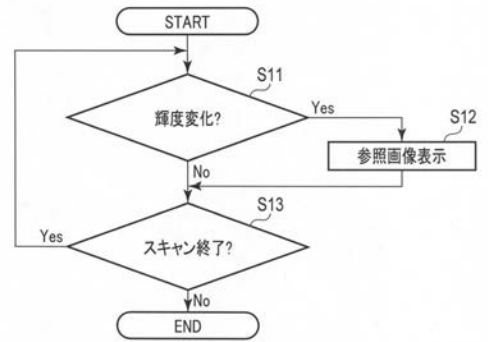
【図 8】

図8



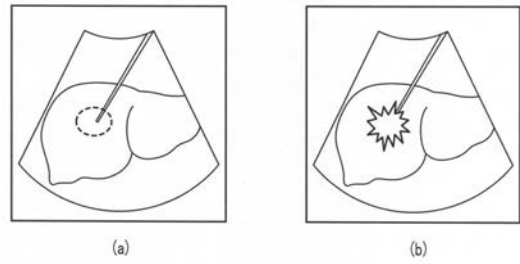
【図 9】

図9



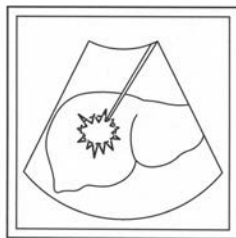
【図 10】

図10



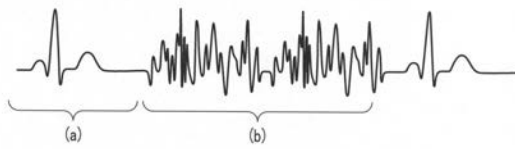
【図 11】

図11



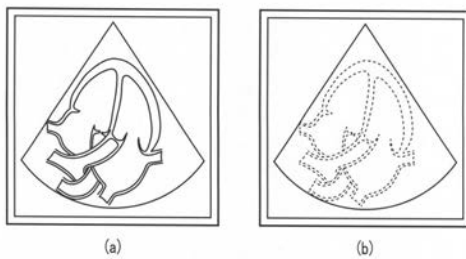
【図 12】

図12



【図 13】

図13



フロントページの続き

(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

(72)発明者 黒岩 幸治
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内

(72)発明者 栗田 康一郎
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内

(72)発明者 深澤 雄志
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内

(72)発明者 松永 智史
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内

(72)発明者 望月 史生
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内

(72)発明者 福田 省吾
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内

F ターム(参考) 4C601 EE02 FF06 FF13 FF16 GA20 JC06 JC18 JC20 JC23 KK24
KK25

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2017080040A	公开(公告)日	2017-05-18
申请号	JP2015211129	申请日	2015-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	黒岩幸治 栗田康一郎 深澤雄志 松永智史 望月史生 福田省吾		
发明人	黒岩 幸治 栗田 康一郎 深澤 雄志 松永 智史 望月 史生 福田 省吾		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/FF06 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/JC06 4C601/JC18 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/KK24 4C601/KK25		
代理人(译)	河野直树 井上 正 岡田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够防止噪声引起的能见度恶化的超声波诊断装置。根据实施例，超声诊断设备包括图像生成单元，检测单元和控制单元。图像生成单元基于来自超声波探头的输出生成超声波图像。检测单元检测来自外部设备或超声波探头的输出的时间方向的特殊变化。控制单元响应于检测单元检测到的特殊变化，在显示单元上显示包括医学图像的参考图像，该医学图像位于与显示在显示单元上的超声图像基本相同的位置。点域1

