

(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2010-227336

(P2010-227336A)

(43) 公開日 平成22年10月14日(2010.10.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F1
A61B 8/08

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 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-79040 (P2009-79040)
(22) 出願日 平成21年3月27日 (2009.3.27)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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
(71) 出願人 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 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三

最終頁に続く

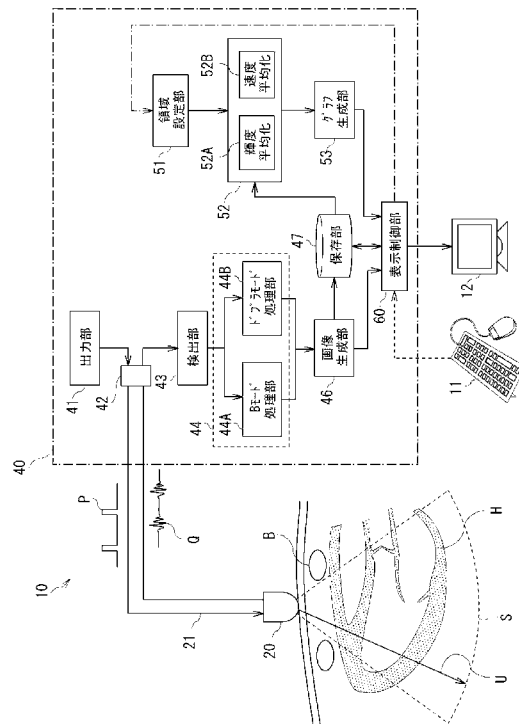
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、方法、及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】患者への負荷を付与する前と後における心臓の動きを、定量化して一画面に対比可能にグラフ表示する超音波診断技術を提供する。

【解決手段】超音波診断装置10において、周期的な運動をする被検体Hにこの周期よりも細かい間隔で超音波Uを走査してその反射波を検出するプローブ20と、この反射波を処理し超音波Uの走査面Sにおける被検体Hの断層画像Dを生成する画像生成部46と、走査面Sの一部について関心領域Rを設定する領域設定部51と、複数の断層画像Dにおけるそれぞれの関心領域Rを数値化した数値データを出力する定量化部52と、数値データのポイントを時系列にプロットしたグラフを生成するグラフ生成部53と、グラフから一周期分を抽出した第1抽出グラフ及びこの第1抽出グラフとは異なる時間帯の一周期分を抽出した第2抽出グラフを表示する抽出グラフ割付部66と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

周期的な運動をする被検体にこの周期よりも細かい間隔で超音波を走査してその反射波を検出するプローブと、

前記検出された反射波を処理し前記超音波の走査面における前記被検体の断層画像を生成する画像生成部と、

前記走査面の一部について関心領域を設定する領域設定部と、

前記生成した複数の断層画像におけるそれぞれの前記関心領域を数値化した数値データを出力する定量化部と、

前記出力された数値データのポイントを時系列にプロットした時系列グラフを生成するグラフ生成部と、

前記生成した時系列グラフから一周期分を抽出した第 1 抽出グラフ及びこの第 1 抽出グラフとは異なる時間帯の一周期分を抽出した第 2 抽出グラフを表示する抽出グラフ割付部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記抽出された第 1 抽出グラフ及び第 2 抽出グラフに表示される複数の前記ポイントの中から指定されるポイントに対応する前記断層画像を表示する画像割付部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記抽出グラフ割付部は、前記第 1 抽出グラフ及び前記第 2 抽出グラフをオーバーラップさせて表示することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記抽出グラフ割付部は、前記第 1 抽出グラフ及び前記第 2 抽出グラフにおいてそれぞれの開始端及び終了端が一致するように、いずれか一方のスケールを相対的に変更して表示することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記数値化は、前記関心領域の輝度情報に基づいて演算されることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記数値化は、前記関心領域の速度情報に基づいて演算されることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

周期的な運動をする被検体にこの周期よりも細かい間隔で超音波を走査してその反射波を処理しこの超音波の走査面における前記被検体の断層画像を生成する第 1 画像生成ステップと、

前記被検体に負荷を付与する負荷ステップと、

前記負荷を付与した後に、前記被検体に前記間隔で前記超音波を走査してこの超音波の走査面における前記被検体の断層画像を生成する第 2 画像生成ステップと、

前記走査面の一部について関心領域を設定する領域設定ステップと、

前記第 1 画像生成ステップ及び第 2 画像生成ステップにおいて前記生成した複数の断層画像におけるそれぞれの前記関心領域を数値化した数値データを出力する定量化ステップと、

40

前記出力された数値データのポイントを時系列にプロットした時系列グラフを生成するグラフ生成ステップと、

前記第 1 画像生成ステップで生成した前記時系列グラフから一周期分を抽出した第 1 抽出グラフ、及び前記第 2 画像生成ステップで生成した前記時系列グラフから一周期分を抽出した第 2 抽出グラフを表示する抽出グラフ割付ステップと、を含むことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 8】

コンピュータが、

50

周期的な運動をする被検体にこの周期よりも細かい間隔で超音波を走査させる超音波出力手段、

前記超音波の反射波を処理しこの超音波の走査面における前記被検体の断層画像を生成する画像生成手段、

前記走査面の一部について関心領域を設定する領域設定手段、

前記生成した複数の断層画像におけるそれぞれの前記関心領域を数値化した数値データを出力する定量化手段、

前記出力された数値データのポイントを時系列にプロットした時系列グラフを生成するグラフ生成手段、

前記生成した時系列グラフから一周期分を抽出した第1抽出グラフ及びこの第1抽出グラフとは異なる時間帯の一周期分を抽出した第2抽出グラフを表示する抽出グラフ割付手段、として機能することを特徴とする超音波診断プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の断層画像を得る超音波画像診断技術に関し、特に、周期的な運動をする被検体の診断技術に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、虚血性心疾患(心筋梗塞・狭心症等)の診断において、機能の低下部位(虚血心筋)を局所的に評価することが行われている。

20

そして、超音波診断装置を用いた虚血性心疾患の診断は、左室壁運動の評価を基本とするが、医師の主観による定性的な判断に頼らざるをえない状況である。

このために、断層画像といった定性情報をもたらす超音波診断において、数値的な定量情報により客観的な評価を行うニーズが高まっている。

ところで、最近の研究により、心臓の虚血性の発作が発生した場合、収縮機能が回復しても、局所拡張機能障害が持続する事実が報告されている。

この事実を利用し、心臓に負荷をかけた前後の心筋の動きを、超音波画像により比較評価するという手法が注目されている。

【0003】

30

一方、超音波診断装置から得られる定量情報として、心筋の動きを数値化しその周期的な変化を観察するTCA(Time Curve Analysis)が知られている。

ここでTCAとは、対象部位の信号(速度や輝度)の時間的な変化をグラフ表示するアプリケーションである。

そして、心臓の検診において、患者に薬物もしくは運動による負荷を付与し、負荷前と負荷後にTCAを実施し、それぞれ得られたグラフを比較観察することにより、有効な診断結果が得られると示唆される。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

40

【非特許文献1】東芝メディカルレビュー71号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、従来 of 超音波診断装置においては、診療現場の一つのモニタに、断層画像及びグラフを並べて表示するだけで画面領域がほぼ占有されてしまうのが実情である。

このために、二つのグラフの対比が実質的に不可能であるとともに、このような対比表示を強引に実施すると他の有用情報(心容積、駆出率等)がモニタ表示できなくなり、かえって正確な診断の妨げとなる。

そこで、従来においては、負荷前と負荷後のグラフを別々にプリントアウトして対比し

50

たり、モニタ表示できない重要情報を手書メモに頼ったりしていた。

これにより従来においては、診断能率の低下、時間延滞を引き起こし、さらには診断の正確性の低下を引き起こす問題が指摘される。

【0006】

本発明は、前記したような問題を解決することを課題とし、繰り返し運動を行う心臓（被検体）の動きを定量化して表示するグラフを、負荷前と負荷後において一画面に対比可能に表示することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

前記した課題を解決するために本発明は、超音波診断装置において、周期的な運動をする被検体にこの周期よりも細かい間隔で超音波を走査してその反射波を検出するプローブと、前記検出された反射波を処理し前記超音波の走査面における前記被検体の断層画像を生成する画像生成部と、前記走査面の一部について関心領域を設定する領域設定部と、前記生成した複数の断層画像におけるそれぞれの前記関心領域を数値化した数値データを出力する定量化部と、前記出力された数値データのポイントを時系列にプロットした時系列グラフを生成するグラフ生成部と、前記生成した時系列グラフから一周期分を抽出した第1抽出グラフ及びこの第1抽出グラフとは異なる時間帯の一周期分を抽出した第2抽出グラフを表示する抽出グラフ割付部と、を備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0008】

このように発明が構成されることにより、繰り返し運動を行う心臓（被検体）の動きを定量化し、異なる時間帯における対比を容易化し、有効な診断が実施される超音波診断技術が提供される。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明に係る超音波診断装置（プログラム）の実施形態を示すブロック構成図。

【図2】本発明に係る超音波診断装置（プログラム）の構成要素である表示制御部の実施形態を示すブロック構成図。

【図3】撮像された超音波画像における関心領域の部分を定量化（数値化）して時系列にプロットしたものであって、（a）は患者に対する負荷の付与前、（b）は付与後の時系列グラフ。

30

【図4】第1実施形態に係る超音波診断装置（プログラム）の表示画面。

【図5】第2実施形態に係る超音波診断装置（プログラム）の表示画面。

【図6】第3実施形態に係る超音波診断装置（プログラム）の表示画面。

【図7】本発明に係る超音波診断方法の実施形態を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0010】

（第1実施形態）

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

図1のブロック構成図に示されるように超音波診断装置10は、入力部11と、表示部12と、プローブ20と、装置本体40とから構成される。

40

このように超音波診断装置10が構成されることにより、プローブ20から被検体H（心臓H）へ超音波Uを照射し、被検体Hの音響インピーダンスの不連続面で反射する反射波を検出して信号処理し、被検体Hの断面の断層像、血流の状況、解析値、及びグラフなどの生体の定性的・定量的情報が表示部12に表示される。

【0011】

入力部11は、複数のスイッチ、キーボード、マウス、トラックボール等を備え（タッチスクリーンも含まれる）、オペレータが、各種設定、指示事項の入力、画面操作等をするものである。

通常の医療診断においては、ユーザが右手に持ったプローブ20を体表に当てて、表示

50

部 1 2 に画像を表示させ、所望する操作を、入力部 1 1 において左手で行う。

【 0 0 1 2 】

表示部 1 2 は、図 3 ~ 図 6 に例示される画面を表示し、超音波診断装置 1 0 により取得された断層画像 D (生体の形態像や、血流像) をリアルタイム表示したり、保存した断層画像 D を再生表示させたりする。

さらに、表示部 1 2 に表示される生体情報として、断層画像 D のような定性情報の他、超音波 U の走査面 S の一部に設定した関心領域 R (R O I ; Region of Interest) から導出される時系列グラフ G (図 3 参照) のような定量情報がある。

また、表示部 1 2 には、表示されている画像に関する検査情報 F (図 5 参照) や、操作画面等の各種表示画面なども表示される。

10

【 0 0 1 3 】

図 1 に戻って説明を続ける。

プローブ 2 0 は、ケーブル 2 1 の先端に設けられ、このケーブル 2 1 の終端は接続部 4 2 を介して装置本体 4 0 に接続されている。

プローブ 2 0 は、当接面に多数の超音波振動子 (図示略) が並列に配列され、被検体 H に超音波 U を照射しその反射波を受信して電気信号に変換するものである。

この超音波振動子は、圧電セラミック等の音波と電気信号を可逆的に変換する素子である。

そして超音波振動子は、後記する出力部 4 1 からの電気パルス信号 P を入力して固有の音波振動を被検体 H に向けて出力し、反射した音波振動を入力してこの振動に同期した電気信号 Q を出力する。

20

【 0 0 1 4 】

さらに、複数に配列した超音波振動子により、直進性の優れた超音波 U のビームが出力され、それぞれの超音波振動子の出力タイミングを制御して、放射状 (扇形状) に走査 (スキャン) することができる。

このようにして、この扇形状の走査面 S における被検体 H の断層画像 D (図 4) をリアルタイムに表示することができる。

【 0 0 1 5 】

また、この超音波 U の走査間隔 t は、周期的な運動をする心臓 H の周期 T よりも細かい間隔で設定されているために、刻一刻と変形する心臓の断層画像 D を走査間隔 t ごとに撮像し観察することができる。

30

なお、プローブ 2 0 は、観察対象となる被検体 H の種類に応じて、形状、超音波振動子の配列、スキャン方式等を最適化した複数の型式が準備されている。

【 0 0 1 6 】

装置本体 4 0 は、出力部 4 1 と、接続部 4 2 と、検出部 4 3 と、信号処理部 4 4 と、画像生成部 4 6 と、保存部 4 7 と、領域設定部 5 1 と、定量化部 5 2 と、グラフ生成部 5 3 と、表示制御部 6 0 とから構成される。

このように構成される装置本体 4 0 の各機能部は、ハードウェア素子で実現される場合の他、プログラムに基づいて所定の演算やデータ処理で実行される機能手段である場合も含まれる。

40

また、このようなプログラムを実行させるコンピュータで、装置本体 4 0 の一部を構成することもできる。

【 0 0 1 7 】

出力部 4 1 は、図示略のクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路などを含んで構成され、プローブ 2 0 に設けられる複数の超音波振動子のそれぞれに対し電気パルス信号 P を出力するものである。

クロック発生回路は、超音波の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。

【 0 0 1 8 】

送信遅延回路は、超音波の送信タイミングに対し超音波振動子毎に異なる遅延を掛け、

50

超音波ビームのフォーカスやスキャンを実施する回路である。

パルス回路は、複数の超音波振動子に接続するそれぞれの素線（図示略）に個別に設けられ、前記クロック発生回路及び送信遅延回路で設定された条件に従った高周波の電気パルス信号 P を、各素線に出力するものである。

【 0 0 1 9 】

接続部 4 2 は、先端にプローブ 2 0 が支持されるケーブル 2 1 の終端と、着脱自在に接続するものである。そして、接続部 4 2 は、超音波診断の種類に応じて選択（交換）される種々のプローブ 2 0 との互換性を有している。

【 0 0 2 0 】

検出部 4 3 は、複数の超音波振動子のそれぞれから出力されるアナログ形式の電気信号 Q を増幅し、この増幅信号を、A / D 変換器（図示略）によってデジタル信号に変換し、さらに受信遅延・加算処理などを行った上で、信号処理部 4 4 に信号送信する。

ここで、受信遅延演算は、超音波振動子に入力した反射波の受信指向性に配慮して、電気信号 Q の受信に遅延時間を与えて所定方向からの反射成分を強調する。

【 0 0 2 1 】

信号処理部 4 4 は、B モード処理部 4 4 A と、ドプラモード処理部 4 4 B とから構成される。

このように構成される信号処理部 4 4 は、検出部 4 3 で処理された電気信号 Q のデジタル信号に対して各種診断モードに対応する処理を行う。なお、記載したモードは例示であって、これらに限定されるものではない。

【 0 0 2 2 】

B モード処理部 4 4 A は、B (Brightness) モードと呼ばれる扇形状の輝度分布で表される断層画像 D の表示をするための信号処理を実行するものである。

B モード処理部 4 4 A では、検出部 4 3 から入力した反射波の強度情報を変換して断層画像 D の画素の輝度情報とし、反射波の到達時間情報を変換して断層画像 D 内における画素の位置情報とする。

【 0 0 2 3 】

ドプラモード処理部 4 4 B は、ドプラ (Doppler) モードと呼ばれる被検体 H の動作部分に関する速度情報を表示させる信号処理を実行するものである。

このドプラモードは、血流や心臓壁などの移動表面で反射した反射波の周波数が、ドプラ効果により、当該移動速度に依存して変化する現象を利用するものであって、生体組織の運動及び血流に関する有益な情報を得ることができる。

ドプラモード処理部 4 4 B では、検出部 4 3 から入力した反射波の周波数情報を変換して断層画像 D の画素の速度情報とし、反射波の到達時間情報を変換して断層画像 D 内における画素の位置情報とする。

【 0 0 2 4 】

画像生成部 4 6 は、信号処理部 4 4 で処理された反射波に基づいて、走査面 S における心臓 H の断層画像 D をデータとして生成するものである。

具体的に断層画像 D は、医療情報交換に関する標準規格である D I C O M (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に準拠する画像データとして取り扱われる。

そして、生成した断層画像 D のデータファイルは、後記する表示制御部 6 0 の機能に基づき表示部 1 2 上にリアルタイム表示されるか、若しくは、保存部 4 7 に格納され、適時読み出されて表示部 1 2 上に再生表示される。

【 0 0 2 5 】

領域設定部 5 1 は、ユーザが表示部 1 2 に表示される断層画像 D に基づいて、入力部 1 1 を操作して、走査面 S の一部について関心領域 R（図 4 参照）を設定するものである。

また、領域設定部 5 1 は、表示される断層画像 D に基づいて所定のアルゴリズムに従って自動的に関心領域 R を設定する場合もある。

【 0 0 2 6 】

10

20

30

40

50

定量化部 5 2 は、輝度平均化部 5 2 A と、速度平均化部 5 2 B とから構成される。

このように構成される定量化部 5 2 は、定性情報である関心領域 R の画像を数値化して定量情報とするものであって、撮像した複数の断層画像 D から関心領域 R を数値データに変換し出力するものである。

具体的に定量化部 5 2 は、関心領域 R を形成する輝度情報、速度情報及び位置情報のうちいずれかの情報に基づき数値化を実行するが、これらの情報に限定されることはない。

【 0 0 2 7 】

グラフ生成部 5 3 は、関心領域 R から変換された数値データのポイント K を時系列にプロットした時系列グラフ G (G 1 , G 2) を生成するものである (図 3 参照) 。

そして、ポイント K は、超音波 U の走査間隔 t と同じ離散間隔でプロットされ、これらポイント K を結んで表される時系列グラフ G の軌跡は、周期 T , T ' で繰り返し運動をする心臓の動きを反映している。

【 0 0 2 8 】

表示制御部 6 0 は、図 2 のブロック構成図に示されるように、リアル像割付部 6 1 と、画像割付部 6 2 と、時系列グラフ割付部 6 3 と、抽出部 6 4 と、カーソル描画部 6 5 と、抽出グラフ割付部 6 6 と、スクロール部 6 7 と、画像呼出部 6 8 と、画像表示部 6 9 とから構成される。

このように構成される表示制御部 6 0 は、入力部 1 1 の操作を反映させつつ、断層画像 D、時系列グラフ G 及び抽出グラフ J 等の図形データを、表示部 1 2 の画面上に表示させるものである。

【 0 0 2 9 】

リアル像割付部 6 1 は、プローブ 2 0 から順次送られてくる電気信号 Q (図 1 参照) に基づいて、画像生成部 4 6 で生成された断層画像 D を、表示部 1 2 の所定位置でリアルタイムに再生するものである。

すなわち、その場の心臓 H の周期的な運動をリアルタイム動画で観測する。

また、このリアルタイム動画の画面 (図示略) は、入力部 1 1 の操作に基づいて、表示部 1 2 内の任意の位置・大きさに割り付けることができ、非表示とすることもできる。

【 0 0 3 0 】

画像割付部 6 2 は、保存部 4 7 に保存されている断層画像 D を呼び出して、表示部 1 2 の所定位置に割り付けるものである。

【 0 0 3 1 】

時系列グラフ割付部 6 3 は、グラフ生成部 5 3 で生成した時系列グラフ G (図 3 参照) を表示部 1 2 の所定の位置に割り付けるものである。

ここで、一つの連続する時系列グラフ G は、プローブ 2 0 を押し当てた計測の一回分に相当し、この一回の計測で連続的に撮像された複数の断層画像 D から作成される。

通常、心臓の超音波診断においては、一回の計測において 1 0 ~ 2 0 心拍分の断層画像 D を連続的に撮像するために、一つの時系列グラフ G も周期 T が計測した心拍数分だけ繰り返し表示されることになる。

【 0 0 3 2 】

そして、時間間隔を空けて複数回にわたり計測して得た複数の時系列グラフ G (G 1 , G 2) も、図 3 に示すように並べて表示させることができる。

ここで図 3 (a) は患者に負荷を付与する前のグラフを示し、図 3 (b) は付与した後のグラフを示している。

一般に、負荷を付与することにより、患者の心拍数は上昇するために、付与後の時系列グラフ G 2 の繰り返し周期 T ' は、付与前の時系列グラフ G 2 の繰り返し周期 T よりも短くなっている。

【 0 0 3 3 】

抽出部 6 4 は、時系列グラフ G (G 1 , G 2) (図 3 参照) の中から、一周期分の波形である抽出グラフ J (J 1 , J 2) (図 4 参照) を抽出するものである。

この抽出は、表示部 1 2 に表示させた時系列グラフ G の波形から、入力部 1 1 を操作す

10

20

30

40

50

るユーザの判断で選択が行われることにより実行される。

カーソル描画部 6 5 は、表示画面上で抽出グラフ J (J 1 , J 2) をトレースするカーソル C (図 4 参照) をこの表示画面に描画するものである。

【 0 0 3 4 】

抽出グラフ割付部 6 6 は、第 1 抽出グラフ割付部 6 6 A と、第 2 抽出グラフ割付部 6 6 B とから構成される。

このように構成される抽出グラフ割付部 6 6 は、抽出部 6 4 により抽出された一周期分の波形を、抽出グラフ J (J 1 , J 2) として画面に割り付けるものである。

【 0 0 3 5 】

第 1 抽出グラフ割付部 6 6 A は、任意に抽出された第 1 抽出グラフ J 1 を画面に割り付けるものである。

第 2 抽出グラフ割付部 6 6 B は、この第 1 抽出グラフ J 1 とは異なる時間帯の一周期分を抽出した第 2 抽出グラフ J 2 を画面に割り付けるものである。

【 0 0 3 6 】

また、抽出グラフ割付部 6 6 は、同一の時系列グラフ G から、一周期分の波形を複数抽出して画面に割り付けることができ、またそれぞれ別個の計測による時系列グラフ G 1 , 2 から、それぞれ別々に抽出された第 1 抽出グラフ J 1 及び第 2 抽出グラフ J 2 を並べて割り付けることもできる。

このように、抽出グラフ J として一周期分の波形を抽出するのは、心臓の動きは周期的な運動であるために、心臓の動きを解析するのにこれで十分であるとともに、画面の占有面積を小さくして二つの抽出グラフ J 1 , J 2 を対比するのが容易になるからである。

【 0 0 3 7 】

スクロール部 6 7 は、入力部 1 1 を操作するユーザにより、画面表示されるカーソル C を動かすと、このカーソルに直近のポイント K をハイライト等させて注目させるとともに、この注目したポイント K に対応する断層画像 D の識別情報を得る。

画像呼出部 6 8 は、スクロール部 6 7 が得た識別情報に基づいて、対応する断層画像 D を保存部 4 7 の中から検索し、画像割付部 6 2 に送って、表示部 1 2 に表示させる。

【 0 0 3 8 】

これにより、画像割付部 6 2 は、抽出部 6 4 により抽出された第 1 抽出グラフ J 1 及び第 2 抽出グラフ J 2 に表示される複数のポイント K の中から、カーソル C で指定されるものに対応する断層画像 D を、保存部 4 7 から呼び出して、表示部 1 2 に表示させることができる。

よって、抽出グラフ J (J 1 , J 2) のポイント K を指示するカーソル C の動きに連動して、断層画像 D をスクロール表示することができる。

また逆に、表示部 1 2 に表示させる断層画像 D のスクロールに連動して抽出グラフ J (J 1 , J 2) 中の対応するポイント K を注目することができる。

【 0 0 3 9 】

画像表示部 6 9 は、各割付部 6 1 , 6 2 , 6 3 , 6 6 及びスクロール部 6 7 から出力された画像データのフォーマットを、表示部 1 2 の表示フォーマットに変換し、画像信号として出力するものである。

【 0 0 4 0 】

(第 2 実施形態)

図 5 は、第 2 実施形態に係る表示画面を示している。

第 2 実施形態における第 1 実施形態との相違点は、抽出グラフ割付部 6 6 (図 2) は、図 5 に示されるように、第 1 抽出グラフ J 1 及び第 2 抽出グラフ J 2 をオーバーラップさせて表示する点にある。

そして、カーソル C を移動させると、このカーソル C が指示する抽出グラフ J 1 , J 2 上のポイント K 1 , K 2 にそれぞれ対応する、断層画像 D , D ' が画面上にスクロール表示される。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

このように発明が構成されることにより、表示画面の空領域を確保して、検査情報 F のようなその他の重要情報を表示画面に同時に表示することができる。

さらに、オーバーラップされた二つの第 1 抽出グラフ J 1 及び第 2 抽出グラフ J 2 の上をポイント K 1 , K 2 を一つのカーソル C で指示するので、その動きに連動して、対応する二つの断層画像 D , D ' を同時にスクロールすることができる。

これにより、周期的な運動の中の注目時点を一致させて時期的に異なる二つの心臓の動作を対比観察することができる。

【 0 0 4 2 】

(第 3 実施形態)

図 6 は、第 3 実施形態に係る表示画面を示している。

10

第 3 実施形態における第 2 実施形態との相違点は、抽出グラフ割付部 6 6 (図 2) は、図 6 に示されるように、第 1 抽出グラフ J 1 及び第 2 抽出グラフ J 2 においてそれぞれの開始端及び終了端が一致するように、いずれか一方 (図 6 では第 2 抽出グラフ J 2) のスケールを相対的に変更して表示する点にある。

【 0 0 4 3 】

このように発明が構成されることにより、心臓の負荷検査を実施する場合、負荷の付与後は、一般に、心拍数が上昇して周期 T , T ' が一致しないが、対比される二つの抽出グラフ J 1 , J 2 を視覚的に一致させ、心臓の動きを対比観察することができる。

これにより、周期的な運動の中の注目時点を一致させて時期的に異なる二つの心臓の動作を、さらに正確に対比観察することができる。

20

【 0 0 4 4 】

図 7 のフローチャートに基づいて超音波診断装置 (プログラム) の動作、及び超音波診断方法の説明を行う。

まず、医師や技師は、患者が安静な状態で、心臓 H の断層画像 D を収集する (S 1 1 ; 第 1 画像生成ステップ) 。

つまり、周期的な運動をする心臓 H にこの周期よりも細かい間隔 t で超音波 U を走査してその反射波を処理しこの超音波 U の走査面 S における心臓 H の断層画像 D を生成する。

【 0 0 4 5 】

次に、医師や技師は、患者に対して運動もしくは薬物によって負荷を付与した後 (S 1 2 ; 負荷ステップ) 、再度、患者の心臓 H の断層画像 D を収集する (S 1 3 ; 第 2 画像生成ステップ) 。

30

次に、収集した断層画像 D を参照しつつ入力部 1 1 を操作して関心領域 R を設定する (S 1 4 ; 領域設定ステップ) 。

そして、負荷を付与する前後にわたり収集した複数の断層画像 D におけるそれぞれの関心領域 R を数値化した数値データを出力する (S 1 5 ; 定量化ステップ) 。

次に、出力された数値データのポイントを時系列にプロットした時系列グラフ G (G 1 , G 2) を生成し画面表示する (S 1 6 ; グラフ生成ステップ) 。

そして、負荷の付与前に生成した時系列グラフ G 1 から一周期分の第 1 抽出グラフ J 1 を抽出して画面表示する。続いて負荷の付与後に生成した時系列グラフ G 2 から一周期分の第 2 抽出グラフ J 2 を抽出して画面表示する (S 1 7 ; 抽出グラフ割付ステップ) 。

抽出された二つの抽出グラフ J 1 , J 2 を画面上において並列表示したり、重畳表示したりして、対比観察する (S 1 8) 。

40

【 0 0 4 6 】

なお本発明は前記した実施形態に限定されるものでなく、共通する技術思想の範囲内において、適宜変形して実施することができる。

例えば、被検体として、心臓を例示したが、これに限定されることなく、周期的な運動をする臓器もしくは血管であれば適宜採用することができる。

【 0 0 4 7 】

また、実施形態では、負荷を付与する前後に二回に分けて実施した連続撮像からそれぞれ

50

れ、一周期分を抽出して対比観察している。

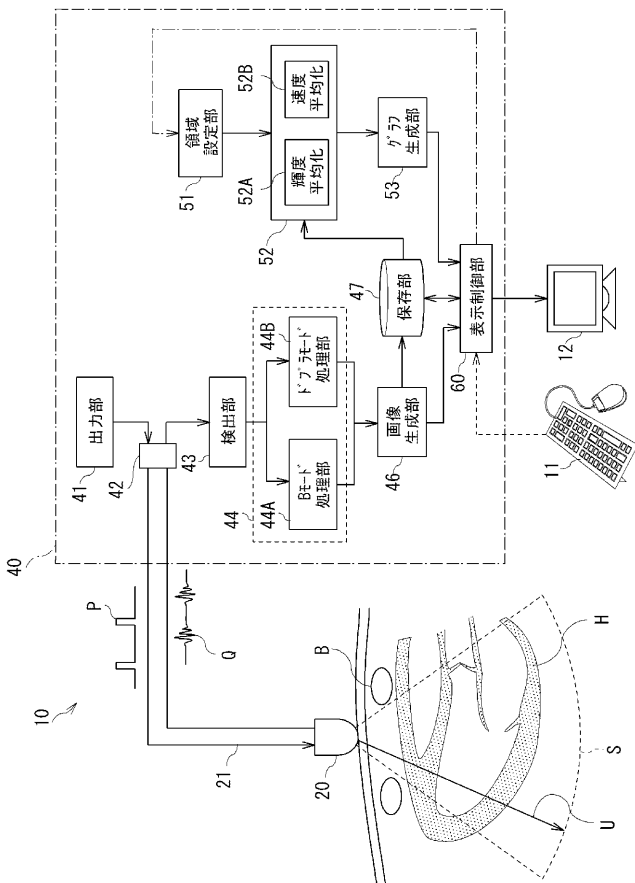
しかし本発明は、このような負荷試験に限定されず適用でき、一回の連続撮像の中から二つ以上の一周期分の抽出グラフJを対比観察することもでき、三回以上の連続撮像の中からそれぞれ抽出された抽出グラフJを対比観察することもできる。

【符号の説明】

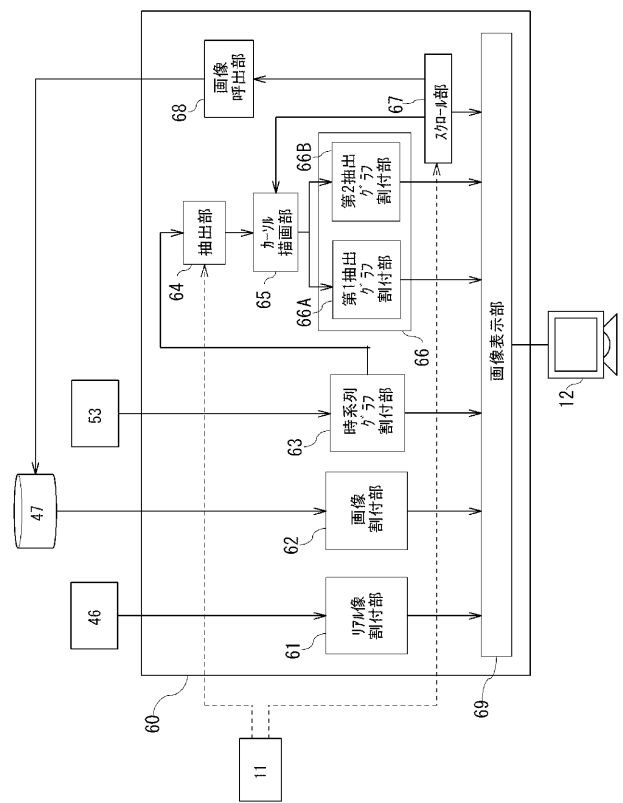
【0048】

10...超音波診断装置、11...入力部、12...表示部、20...プローブ、21...ケーブル、40...装置本体、41...出力部、42...接続部、43...検出部、44...信号処理部、44A...Bモード処理部、44B...ドプラモード処理部、46...画像生成部、47...保存部、51...領域設定部、52...定量化部、52A...輝度平均化部、52B...速度平均化部、53...グラフ生成部、60...表示制御部、61...リアル像割付部、62...画像割付部、63...時系列グラフ割付部、64...抽出部、65...カーソル描画部、66...抽出グラフ割付部、66A...第1抽出グラフ割付部、66B...第2抽出グラフ割付部、67...スクロール部、68...画像呼出部、69...画像表示部、C...カーソル、D...断層画像、F...検査情報、G、G1、G2...時系列グラフ、H...心臓(被検体)、J、J1...第1抽出グラフ(抽出グラフ)、J、J2...第2抽出グラフ(抽出グラフ)、P...電気パルス信号、K、K1、K2...ポイント、Q...電気信号、R...関心領域、S...走査面、T、T'...周期、U...超音波。

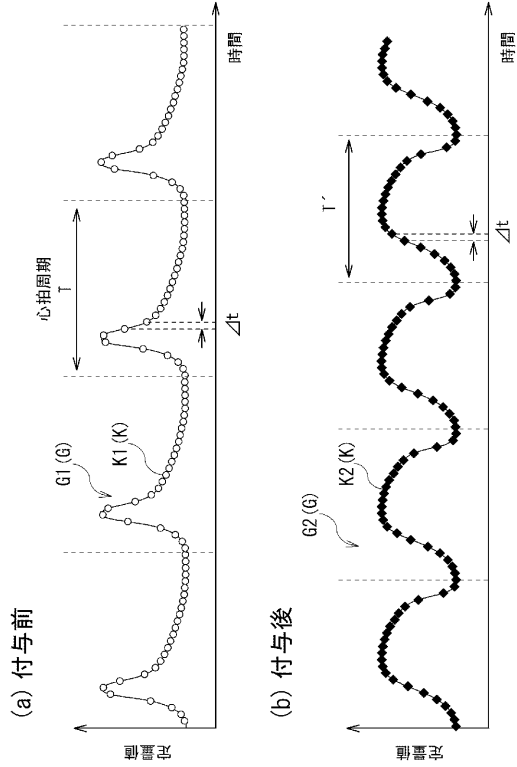
【図1】



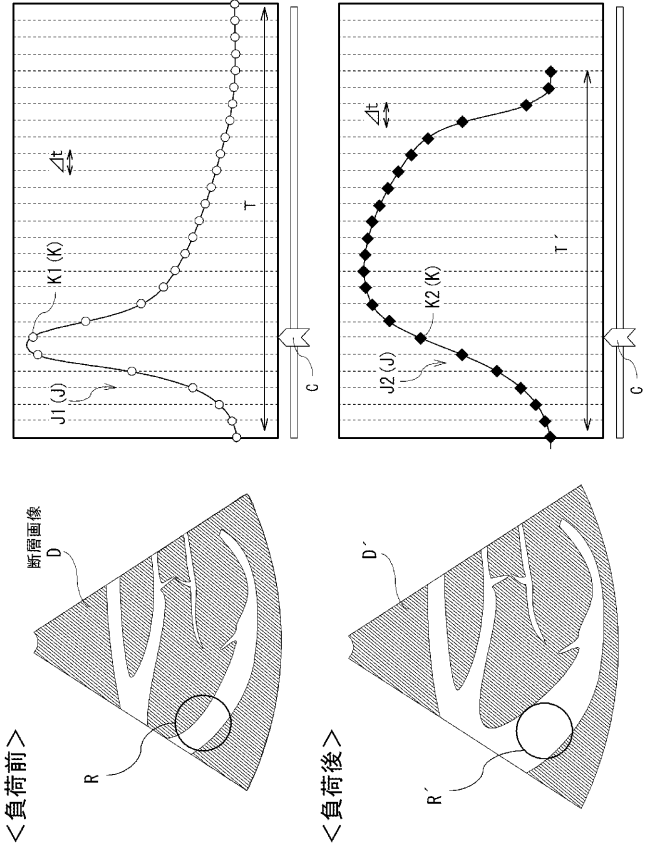
【図2】



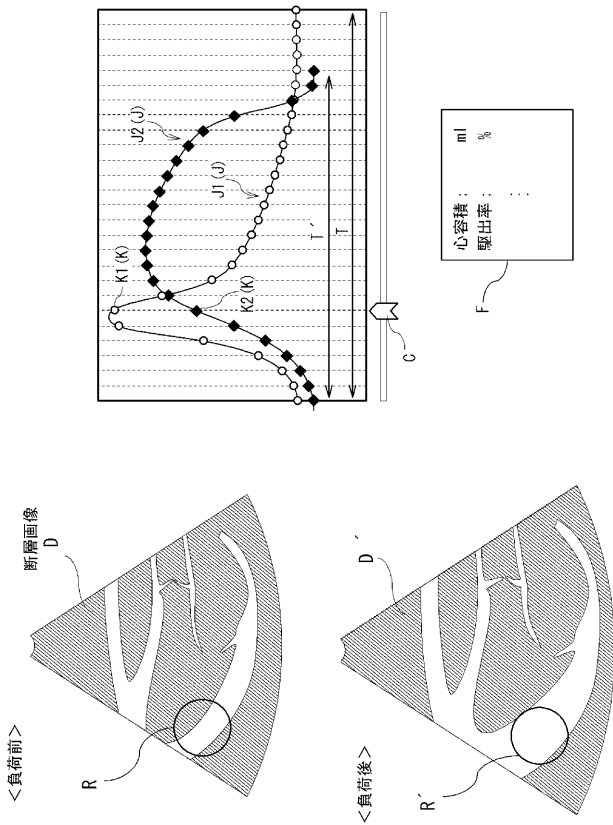
【 図 3 】



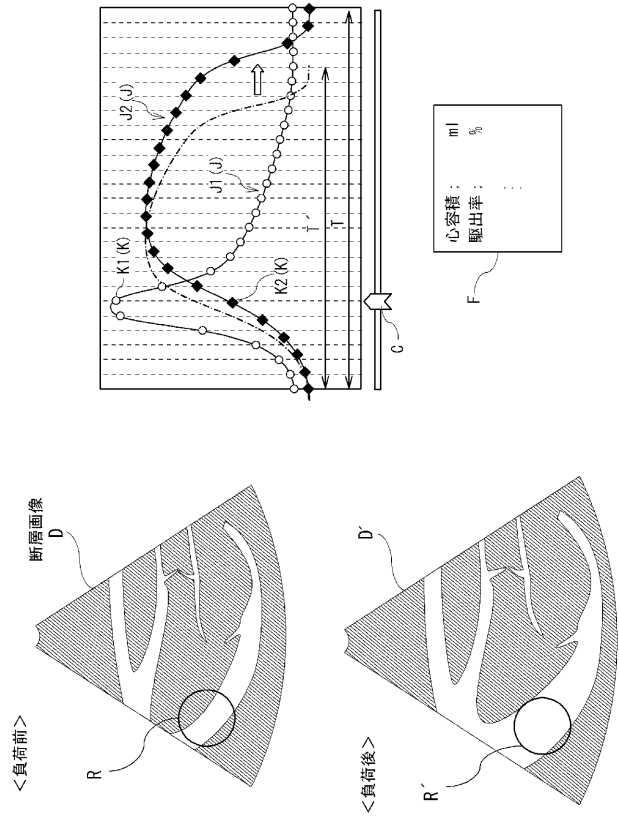
【 図 4 】



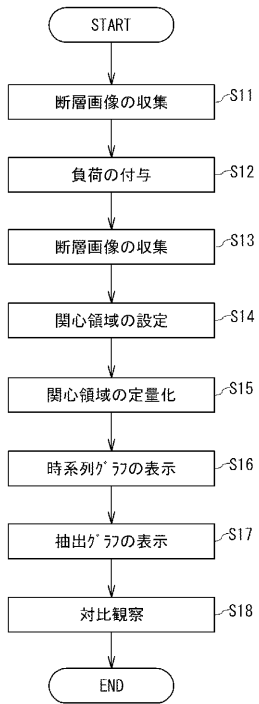
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(74)代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74)代理人 100130731

弁理士 河村 修

(72)発明者 黒崎 樹

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 戸村 英輔

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 杉尾 武

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 増田 貴志

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

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD15 DD27 DE04 FF08 HH13 JC37 KK12 KK18 KK25

KK28 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置，方法和程序		
公开(公告)号	JP2010227336A	公开(公告)日	2010-10-14
申请号	JP2009079040	申请日	2009-03-27
[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		
[标]发明人	黑崎樹 戸村英輔 杉尾武 増田貴志		
发明人	黑崎 樹 戸村 英輔 杉尾 武 増田 貴志		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/FF08 4C601/HH13 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断技术，用于量化对患者施加负荷之前和之后的心脏运动，并以图形形式显示它，以便可以在一个屏幕上进行比较。 解决方案：在超声诊断设备10中，探头20以比该周期更短的间隔扫描用超声波U周期性移动的被检体H，并检测反射波并处理反射波。 图像生成单元46在超声波U的扫描平面S上生成对象H的断层图像D，区域设置单元51为多个扫描平面S的一部分设置关注区域R，以及多个断层图像D 量化单元52输出对每个关注区域R进行量化的数值数据，图形生成单元53生成对数值数据的点按时间序列进行绘制的图形的图形生成单元53，以及从图形中提取一个周期的第一时段 提取图和提取图分配单元66用于显示通过提取与第一提取图不同的时间周期的一个周期而获得的第二提取图。 [选型图]图1

