

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5639321号
(P5639321)

(45) 発行日 平成26年12月10日(2014.12.10)

(24) 登録日 平成26年10月31日(2014.10.31)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-538558 (P2014-538558)
(86) (22) 出願日 平成26年5月1日(2014.5.1)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2014/062101
審査請求日 平成26年8月8日(2014.8.8)
(31) 優先権主張番号 特願2013-133888 (P2013-133888)
(32) 優先日 平成25年6月26日(2013.6.26)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(74) 代理人 100101661
弁理士 長谷川 靖
(74) 代理人 100135932
弁理士 篠浦 治
(72) 発明者 三宅 達也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測システム、超音波観測システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ超音波を送信し、前記被検体により反射された前記超音波を受信して、受信した前記超音波から超音波信号を生成する超音波振動子と、

前記被検体の弾性画像を生成するために、前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測する変位計測部と、

前記変位計測部の計測結果に基づき前記被検体の弾性率を演算する弾性率演算部と、

前記被検体に押圧力を加えて加圧変位を発生させる加圧部と、

前記被検体の自発変位に基づく信号の波形から、前記被検体の周期的な動きを解析する信号波形解析部と、

前記信号波形解析部により解析された前記被検体の周期的な動きに基づいて、前記弾性率演算部により前記弾性率が演算される際に、前記被検体の前記自発変位の影響を低減させるように、前記加圧部が前記被検体に対して押圧力を加えて前記加圧変位を発生させるよう前記加圧部を制御する加圧制御部と、

を具備したことを特徴とする超音波観測システム。

【請求項 2】

前記信号波形解析部は、前記被検体の前記自発変位に基づく信号の波形を解析して、前記自発変位の極大点および変位周期を含む解析結果を取得し、

前記加圧制御部は、前記解析結果に基づき、前記変位周期に同期して、前記自発変位の極大点に合わせたタイミングで前記加圧部に加圧を行わせるよう制御する、

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測システム。

【請求項 3】

前記加圧制御部は、前記自発変位の極大点と同一のタイミングで前記加圧部に加圧を行わせるよう制御する、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測システム。

【請求項 4】

前記超音波信号に基づき前記被検体の変位量を算出して出力する変位量フィードバック部をさらに具備し、

前記加圧制御部は、前記変位量フィードバック部から得られる前記変位量に基づいて、前記被検体への加圧変位量をさらに制御することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測システム。

10

【請求項 5】

前記加圧制御部は、前記信号波形解析部により解析された前記被検体の周期的な動きに基づき、前記加圧部に前記自発変位の極大点と同一のタイミングで加圧を行わせるための第 1 のトリガー信号及び、前記加圧部に連続する 2 つの前記自発変位の極大点の間のタイミングで加圧を行わせるための第 2 のトリガー信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測システム。

【請求項 6】

前記加圧部は、第 1 の加圧部と第 2 の加圧部とを有し、

前記加圧制御部は、前記信号波形解析部により解析された前記被検体の周期的な動きに基づき、前記第 1 の加圧部に前記第 1 のトリガー信号と、前記第 2 の加圧部に前記第 2 のトリガー信号と、を生成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測システム。

20

【請求項 7】

前記加圧制御部は、前記第 1 のトリガー信号による加圧の結果として前記変位量フィードバック部から得られる前記変位量に、前記第 2 のトリガー信号による加圧変位量が近づくように自動制御することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波観測システム。

【請求項 8】

前記加圧制御部は、前回の、前記第 1 のトリガー信号または前記第 2 のトリガー信号による加圧の結果として前記変位量フィードバック部から得られる前記変位量に、次の、前記第 2 のトリガー信号または前記第 1 のトリガー信号による加圧の結果の変位量が近づくように自動制御することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波観測システム。

30

【請求項 9】

前記加圧制御部は、前記第 1 のトリガー信号及び前記第 2 のトリガー信号による加圧の結果として前記変位量フィードバック部から得られる前記変位量が、目標変位量に近づくように自動制御することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波観測システム。

【請求項 10】

前記加圧制御部は、前記変位量フィードバック部から得られる前記変位量が目標変位量に近づくように自動制御することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波観測システム。

【請求項 11】

前記自発変位の極大点の間のタイミングは、連続する 2 つの前記自発変位の極大点の期間を 2 以上に等分割するタイミングであることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波観測システム。

40

【請求項 12】

前記被検体の自発変位に基づく信号は、心電信号またはパルスウェーブドプラ信号であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測システム。

【請求項 13】

超音波振動子が、被検体へ超音波を送信し、前記被検体により反射された前記超音波を受信して、受信した前記超音波から超音波信号を生成し、

変位計測部が、前記被検体の弾性画像を生成するために、前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測し、

50

弾性率演算部が、前記変位計測部の計測結果に基づき前記被検体の弾性率を演算し、
加圧部が、前記被検体に押圧力を加えて加圧変位を発生させ、
信号波形解析部が、前記被検体の自発変位に基づく信号の波形から、前記被検体の周期的な動きを解析し、
加圧制御部が、前記信号波形解析部により解析された前記被検体の周期的な動きに基づいて、前記弾性率演算部により前記弾性率が演算される際に、前記被検体の前記自発変位の影響を低減させるように、前記加圧部が前記被検体に対して押圧力を加えて前記加圧変位を発生させるよう前記加圧部を制御する、
ことを特徴とする超音波観測システムの作動方法。

【請求項 1 4】

10

前記信号波形解析部が、前記被検体の前記自発変位に基づく信号の波形を解析して、前記自発変位の極大点および変位周期を含む解析結果を取得し、
前記加圧制御部が、前記解析結果に基づき、前記変位周期に同期して、前記自発変位の極大点に合わせたタイミングで前記加圧部に加圧を行わせるよう制御する、
ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波観測システムの作動方法。

【請求項 1 5】

前記加圧制御部が、前記自発変位の極大点と同一のタイミングで前記加圧部に加圧を行わせるよう制御する、
ことを特徴とする請求項 1 4 に記載の超音波観測システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して得られる超音波信号に基づき画像を生成する超音波観測システム、超音波観測システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波内視鏡を有する超音波診断装置において、組織の弾性を表示するエラストグラフィ機能を備えるものが実用化されている。こうした超音波診断装置は、圧迫力により生じる生体組織の歪み量から、生体組織の硬さあるいは軟らかさを表す弾性画像（エラストグラフィモード画像）を生成するようになっている。

30

【0003】

弾性画像を生成するための弾性率は、術者が探触子を生体に押し当てることにより生じる生体組織の変位量や、拍動（脈動）により生じる生体組織の変位量から求められる。

【0004】

しかし、術者が探触子を生体に押し当てる用手的な組織圧迫方法では、押し当てる力加減を一定に維持しようとしても難しく、安定した弾性画像を得ることが困難であった。

【0005】

一方、超音波内視鏡での弾性画像表示は、拍動（脈動）による変位を利用することが考えられるが、拍動（脈動）による変位だけでは変位量が十分でなく、安定した弾性画像を得られない場合がある。また、拍動（脈動）による変位とは別に自動加圧を行い変位を発生させる場合でも、拍動（脈動）のタイミングを考慮しないと安定した弾性画像を取得できないことがある。

40

【0006】

例えば、日本国特開 2010-82337 号公報には、生体組織の弾性を表示する超音波観測装置において、バルーンに流体を出し入れして生体組織を圧迫する技術が記載されている。このとき、バルーン内部の圧力を計測する圧力センサを設けて圧力の推移やバルーンの膨張及び収縮度合をモニタに表示し、検査者が視覚的に把握することができるようになっている。さらに該公報には、検査者の手動のレバー操作による流体の出し入れだけでは、被検体の生体組織に対する圧迫が適正にならない場合に、補助的に流体を出し入れる制御調整部を用いることにより適切な圧迫操作を行うのをサポートする実施例が記載さ

50

れている。

【 0 0 0 7 】

また、日本国特開 2 0 0 6 - 2 3 0 6 1 8 号公報には、組織の弾性等の性状を計測する超音波観測装置において、心臓等の周期的に変形する組織であっても安定した計測を可能にするために、心電計等により測定される心臓の拍動周期に同期して超音波の信号の利得を変化させ、受信レベルが組織の変形に伴って変動するのを抑制する技術が記載されている。また、該公報には他の実施例として、能動的には変形しない静止臓器を加振装置により周期的に変形させ、弾性測定を行う技術が記載されている。

【 0 0 0 8 】

さらに、国際公開公報 W O 2 0 1 1 / 0 3 4 0 0 5 号には、組織の弾性を表示する超音波観測装置において、変位データや弾性データ、心電波形等に基づき適切な圧迫状態における組織の画像を抽出して表示する技術が記載されている。

10

【 0 0 0 9 】

上述したように、心臓等の能動的に変位する被検体の動きは弾性測定に用いられることがあるが、それだけでは変位が不足して安定した弾性画像を得るのが難しい場合もあると考えられる。また、被検体の能動的な動きとは無関係に被検体を加圧する場合には、タイミングによって被検体の能動的な動きが重畳されてしまうことがあり、やはり安定した弾性画像を得るのが難しい場合が生じる。そこで、より安定した弾性画像を得ることが求められている。

【 0 0 1 0 】

20

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、被検体の変位を考慮した上で、より安定した弾性画像を得ることができる超音波観測システム、超音波観測システムの作動方法を提供することを目的としている。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

本発明のある態様による超音波観測システムは、被検体へ超音波を送信し、前記被検体により反射された前記超音波を受信して、受信した前記超音波から超音波信号を生成する超音波振動子と、前記被検体の弾性画像を生成するために、前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測する変位計測部と、前記変位計測部の計測結果に基づき前記被検体の弾性率を演算する弾性率演算部と、前記被検体に押圧力を加えて加圧変位を発生させる加圧部と、前記被検体の自発変位に基づく信号の波形から、前記被検体の周期的な動きを解析する信号波形解析部と、前記信号波形解析部により解析された前記被検体の周期的な動きに基づいて、前記弾性率演算部により前記弾性率が演算される際に、前記被検体の前記自発変位の影響を低減させるように、前記加圧部が前記被検体に対して押圧力を加えて前記加圧変位を発生させるよう前記加圧部を制御する加圧制御部と、を具備する。

30

【 0 0 1 2 】

本発明のある態様による超音波観測システムの作動方法は、超音波振動子が、被検体へ超音波を送信し、前記被検体により反射された前記超音波を受信して、受信した前記超音波から超音波信号を生成し、変位計測部が、前記被検体の弾性画像を生成するために、前記超音波信号に基づき前記被検体の変位を計測し、弾性率演算部が、前記変位計測部の計測結果に基づき前記被検体の弾性率を演算し、加圧部が、前記被検体に押圧力を加えて加圧変位を発生させ、信号波形解析部が、前記被検体の自発変位に基づく信号の波形から、前記被検体の周期的な動きを解析し、加圧制御部が、前記信号波形解析部により解析された前記被検体の周期的な動きに基づいて、前記弾性率演算部により前記弾性率が演算される際に、前記被検体の前記自発変位の影響を低減させるように、前記加圧部が前記被検体に対して押圧力を加えて前記加圧変位を発生させるよう前記加圧部を制御する。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 本発明の実施形態 1 における超音波観測システムの構成を示すブロック図。

50

【図 2】上記実施形態 1 において、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行ったときの変位量の時間変化の例を示す線図。

【図 3】上記実施形態 1 において、心電計により検出される心電信信号の例を示す線図。

【図 4】上記実施形態 1 において、検出された心電信信号に基づくタイミングでトリガー信号を発生させ、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行う例を示す線図。

【図 5】上記実施形態 1 において、検出された P W 信号に基づくタイミングでトリガー信号を発生させ、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行う例を示す線図。

【図 6】上記実施形態 1 における弾性画像生成処理を示すフローチャート。

【図 7】上記実施形態 1 における自動加圧制御の処理を示すフローチャート。

【図 8】本発明の実施形態 2 における超音波観測システムの構成を示すブロック図。

10

【図 9】本発明の実施形態 3 における超音波観測システムの構成を示すブロック図。

【図 10】上記実施形態 3 において、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行うと共にさらに自発変位の間の期間に自動加圧を行うときのトリガー信号および変位量の時間変化の例を示す線図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0015】

[実施形態 1]

図 1 から図 7 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は超音波観測システム 1

20

の構成を示すブロック図である。

【0016】

まず、図 1 には、例えば心電計 50 からの心電信信号が入力される超音波観測システム 1 の構成が示されている。ただし、心電計 50 は必須ではなく、下記に説明するように、心電計 50 からの心電信信号に代えて、受信回路 25 からのパルスウェーブドプラ信号（以下、P W 信号という）を用いることも可能となっている。

【0017】

この超音波観測システム 1 は、被検体へ超音波を送信し、被検体により反射された超音波を受信して、受信した超音波から得られる超音波信号に基づき画像を生成するシステムであって、超音波内視鏡 10 と、超音波観測装置 20 と、モニタ 40 と、を備えている。

30

【0018】

超音波内視鏡 10 は、超音波振動子 11 と、第 1 自動加圧機構 12 と、を備えたプローブである。なお、ここでは体内挿入式の超音波内視鏡 10 を用いているが、体外式の超音波プローブを用いて超音波観測システム 1 を構成しても構わない。

【0019】

超音波振動子 11 は、被検体へ超音波を送信し、被検体により反射された超音波を受信して、受信した超音波から超音波信号を生成するものであり、例えば、多数の振動素子を配列した振動子アレイとして構成されている。

【0020】

第 1 自動加圧機構 12 は、後述する加圧機構制御回路 32 からのトリガー信号を基準としたタイミングで被検体に押圧力を加えて、加圧変位を発生させる加圧部である。この第 1 自動加圧機構 12 は、例えば、バルーンに流体（超音波振動子 11 により送受信される超音波を減衰させないようにすることを考慮すれば、液体が好ましい）を出入させて、被検体に当接する加圧面となるバルーン表面を振動させる構成でも良いし、モータ等の駆動源を用いて被検体に当接する加圧面を振動させる構成であっても構わないし、その他の構成を採用しても良い。

40

【0021】

超音波観測装置 20 は、送信回路 21 と、送受信切替回路 24 と、受信回路 25 と、整相加算回路 26 と、信号処理回路 27 と、弾性画像生成用変位計測回路 28 と、弾性率演算回路 29 と、信号波形解析回路 31 と、加圧機構制御回路 32 と、を備えている。

50

【 0 0 2 2 】

送信回路 2 1 は、送信波形生成回路 2 2 と、送信遅延回路 2 3 と、を含んでいる。

【 0 0 2 3 】

送信波形生成回路 2 2 は、超音波振動子 1 1 を構成する各振動素子を駆動するための信号波形を生成して出力するものである。

【 0 0 2 4 】

送信遅延回路 2 3 は、超音波振動子 1 1 を構成する各振動素子の駆動タイミングを調節するものである。これにより、超音波振動子 1 1 から送信される超音波ビームの焦点と方向が制御され、超音波を所望の位置（深度）に収束させることができる。

【 0 0 2 5 】

送受信切替回路 2 4 は、例えば、超音波の送受波を行うための複数の振動素子を順次選択するマルチプレクサを含み、送信回路 2 1 からの駆動信号を超音波振動子 1 1 へ送信すると共に、超音波振動子 1 1 からの超音波信号（エコー信号）を受信回路 2 5 へ送信する。

【 0 0 2 6 】

受信回路 2 5 は、送受信切替回路 2 4 からの超音波信号を受信して、例えば増幅やデジタル信号への変換などの処理を行う。

【 0 0 2 7 】

整相加算回路 2 6 は、超音波信号を遅延させて位相を合わせてから加算する。

【 0 0 2 8 】

信号処理回路 2 7 は、超音波診断モードにおいては、整相加算回路 2 6 からの超音波信号に座標変換や補間処理を行って、超音波画像を表示用画像として作成する。さらに、信号処理回路 2 7 は、弾性画像観察モードにおいては、弾性率演算回路 2 9 からの弾性画像を表示用画像として作成するか、または、弾性画像を超音波画像に重畳して表示用画像を作成する。

【 0 0 2 9 】

弾性画像生成用変位計測回路 2 8 は、超音波信号に基づき被検体の画像用変位量（被検体の弾性画像を生成するための変位量）を計測する変位計測部である。

【 0 0 3 0 】

弾性率演算回路 2 9 は、弾性画像生成用変位計測回路 2 8 により計測された画像用変位量に基づき、被検体の弾性率を演算する弾性率演算部である。この弾性率演算回路 2 9 は、被検体の各座標毎に弾性率を演算するために、演算結果は 2 次元座標上に弾性率が分布する弾性画像となる。

【 0 0 3 1 】

信号波形解析回路 3 1 は、被検体の変位に基づく信号（例えば、心電計 5 0 からの心電信号、または受信回路 2 5 からの P W 信号など）を解析して、被検体の周期的な動きを解析する信号波形解析部である。具体的に、信号波形解析回路 3 1 は、自発変位に基づく被検体の変位の極大点および変位周期を含む解析結果（すなわち、さらに解析を行ってその他の情報を解析結果として取得しても構わない）を取得する。

【 0 0 3 2 】

加圧機構制御回路 3 2 は、信号波形解析回路 3 1 の解析結果に基づき、被検体の周期的な動きに応じて第 1 自動加圧機構 1 2 に被検体の動きの弾性率の演算結果への影響を低減するための加圧を行わせるよう制御する加圧制御部である。加圧機構制御回路 3 2 は、信号波形解析回路 3 1 の解析結果に基づき、取得された変位周期に同期して、変位の極大点に合わせたタイミングで（例えば、変位の極大点（望ましくは、1 周期内における極大点の中の最大点）と同一のタイミングで）第 1 自動加圧機構 1 2 に加圧を行わせるよう制御する。具体的に、加圧機構制御回路 3 2 は、被検体の自発変位に基づく変位量が予め設定された閾値 T_h （図 4、図 5 等参照）以上となるタイミングに基づいて、第 1 自動加圧機構 1 2 が変位の極大点と同一のタイミングで加圧を行うようなトリガー信号 $t_r 1$ （図 4、図 5 等参照）を生成して、生成したトリガー信号 $t_r 1$ を第 1 自動加圧機構 1 2 へ出力

10

20

30

40

50

する。なお、本実施形態においては、被検体の変位の極大点と同一のタイミングで第 1 自動加圧機構 12 に加圧を行わせているが、極大点から幾らかずれたタイミングで加圧を行わせてもある程度の効果を得ることはできるために、同一のタイミングで加圧を行わせるに限定されるものではない。

【0033】

モニタ 40 は、信号処理回路 27 からの表示用画像を表示する。

【0034】

図 2 は、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行ったときの変位量の時間変化の例を示す線図である。

【0035】

図 2 において、実線は被検体の自発変位による変位量（例えば、被検体の拍動や脈動のみによる変位量）の時間変化の様子を示している。

【0036】

また、点線は、実線で示す被検体の自発変位量に、自動加圧による加圧変位量を加えたときの被検体の変位量（従って点線で示す変位量は、自発変位量と加圧変位量との両方を含んでいる）の時間変化の様子を示している。上述したように第 1 自動加圧機構 12 からの加圧は、被検体の自発変位の極大点と例えば同一のタイミングとなるように行われている。

【0037】

図 3 は、心電計 50 により検出される心電信号の例を示す線図である。

【0038】

心電信号として得られる波形には、心房の電氣的興奮を反映する波形と考えられる P 波、心室の電氣的興奮を反映する波形と考えられる QRS 波、などがある。ただし、これらに限らず、他の例としては T 波や U 波などもある。これらの各波の中で、最も振幅が大きいのは QRS 波を構成する Q 波、R 波、および S 波の内の、R 波であり、R 波の波頭が被検体の自発変位の極大点（特に、1 周期内の最大点）を与える。従って、弾性画像を生成するための変位として、R 波を利用することが合理的であると考えられるために、本実施形態においては R 波（ただし、R 波に限定されるものではない）に同期して加圧変位を加えるものとする。

【0039】

そして、R 波を含む QRS 波に時間的に先行して得られる波は、図 3 に示すように P 波である。そこで例えば、図 4 に示すようなタイミングでトリガー信号を生成し、自動加圧を行うことが考えられる。ここに、図 4 は、検出された心電信号に基づくタイミングでトリガー信号 t_{r1} を発生させ、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行う例を示す線図である。

【0040】

すなわち、R 波に先行する P 波が、所定の閾値 T_h 以上となるタイミング t_1 を測定する。変位周期が既に取得済みであれば、このタイミング t_1 から、R 波が発生するタイミング t_3 を推定することができる。従って、推定したタイミング t_3 に第 1 自動加圧機構 12 から加圧が行われるタイミングとなるように、加圧機構制御回路 32 がトリガー信号 t_{r1} を生成してタイミング t_2 において第 1 自動加圧機構 12 へ印加する。

【0041】

これにより、タイミング t_3 で第 1 自動加圧機構 12 による自動加圧が行われ、自動加圧による変位が R 波による変位に重畳される（図 2 参照）。

【0042】

なお、T 波は振幅が比較的大きい（例えば、P 波よりも大きい）ために、P 波に代えて T 波に基づき R 波の発生タイミングを推定しても良いし、R 波の周期が安定している場合には、前回の R 波の発生タイミングに基づき、次の R 波の発生タイミングを推定するようにしても構わないし、その他の推定方法を用いても良い。

【0043】

10

20

30

40

50

一方、図 5 は、検出された P W 信号に基づくタイミングでトリガー信号を発生させ、被検体の自発変位に同期して自動加圧を行う例を示す線図である。

【 0 0 4 4 】

被検体の自発変位は、勿論、心電計 5 0 からの心電信信号により検出されるに限るものではなく、例えば受信回路 2 5 からの P W 信号により検出することも可能である。この P W 信号として、例えば図 5 に示すような信号波形が得られたものとする。

【 0 0 4 5 】

この場合においても心電信信号の場合と同様に、P W 信号の信号値が所定の閾値 T_h 以上となるタイミング t_1 を測定する（ただし、閾値 T_h は P W 信号に応じた値となり、心電信信号の場合に用いる閾値 T_h の値とは、一般に異なる）。

10

【 0 0 4 6 】

変位周期が既に取得済みであれば、このタイミング t_1 から、次に被検体の自発変位が発生するタイミング（つまり、次に P W 信号の信号値が所定の閾値 T_h 以上となるタイミング） t_3 を推定することができ、推定したタイミング t_3 に第 1 自動加圧機構 1 2 から加圧が行われるタイミングとなるように、加圧機構制御回路 3 2 がトリガー信号 $t_r 1$ を生成してタイミング t_2 において第 1 自動加圧機構 1 2 へ印加するのは上述と同様である。

【 0 0 4 7 】

なお、上述では「被検体の変位に基づく信号」として心電信信号、または P W 信号を例に挙げているが、これらに限るものではなく、例えば、弾性画像生成用変位計測回路 2 8 により計測される画像用変位量に基づいてトリガー信号を生成して自動加圧を行うようにしても構わないし、その他の信号に基づいても良い。

20

【 0 0 4 8 】

次に、図 6 は、弾性画像生成処理を示すフローチャートである。

【 0 0 4 9 】

超音波観測システム 1 が弾性画像観察モードに設定されると、図 6 に示す処理が開始される。

【 0 0 5 0 】

するとまず、図 7 に示す自動加圧制御処理を起動する（ステップ S 1 ）。

【 0 0 5 1 】

30

そして、超音波振動子 1 1 から超音波の送受信を行い（ステップ S 2 ）、診断対象となる被検体の変位量（画像用変位量）を弾性画像生成用変位計測回路 2 8 により計測する（ステップ S 3 ）。

【 0 0 5 2 】

次に、ステップ S 3 で計測された画像用変位量に基づいて、弾性率演算回路 2 9 は、被検体の弾性率を、被検体の各座標毎に演算する（ステップ S 4 ）。

【 0 0 5 3 】

演算された弾性率は、座標と共に信号処理回路 2 7 へ送信されて、表示用の弾性画像として構成される（ステップ S 5 ）。この弾性画像は、必要に応じてさらに超音波画像と重畳されて表示用画像が作成され、モニタ 4 0 に表示される。

40

【 0 0 5 4 】

その後、処理を終了するか否かを判定し（ステップ S 6 ）、まだ終了しない場合には、次のフレームの弾性画像を生成するために、ステップ S 2 へ行って上述したような処理を繰り返して行う。

【 0 0 5 5 】

一方、処理を終了すると判定された場合には、図 7 に示す自動加圧制御処理へ終了シグナルを送信して終了させてから（ステップ S 7 ）、この弾性画像生成処理を終了する。

【 0 0 5 6 】

続いて、図 7 は、自動加圧制御の処理を示すフローチャートである。

【 0 0 5 7 】

50

上述したステップ S 1 においてこの自動加圧制御処理が起動されることにより開始されると、まず、この自動加圧制御処理を終了するか否かを判定する（ステップ S 1 1）。

【 0 0 5 8 】

ここでまだ終了しない場合には、信号波形解析回路 3 1 は、被検体の変位に基づく信号として、例えば心電信号、または P W 信号等を取得する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 5 9 】

次に、信号波形解析回路 3 1 は、取得された心電信号または P W 信号の解析を行い、変位の極大点および変位周期を含む解析結果を取得する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 6 0 】

そして、信号波形解析回路 3 1 は、心電信号または P W 信号が所定の閾値 T_h 以上となったか否かを判定する（ステップ S 1 4）。 10

【 0 0 6 1 】

ここで所定の閾値 T_h 以上となったと判定した場合には、信号波形解析回路 3 1 は、さらに、所定の閾値 T_h 以上となったタイミングが、取得した変位周期に基づき妥当であると考えられる範囲内のタイミングであるか否か、つまり、ノイズ等に基づく誤検出でないか否かをさらに判定する（ステップ S 1 5）。

【 0 0 6 2 】

ここで、予測される範囲内のタイミングである場合には、信号波形解析回路 3 1 は、所定の閾値 T_h 以上となったタイミング（図 4 または図 5 のタイミング t_1 参照）が検出された旨を加圧機構制御回路 3 2 へ報知する。 20

【 0 0 6 3 】

加圧機構制御回路 3 2 は、信号波形解析回路 3 1 により検出されたタイミング t_1 に基づき、トリガー信号 $t_r 1$ を生成して図 4 または図 5 に示すタイミング t_2 で第 1 自動加圧機構 1 2 へ印加する（ステップ S 1 6）。

【 0 0 6 4 】

第 1 自動加圧機構 1 2 はトリガー信号 $t_r 1$ を受けて、図 4 または図 5 に示すタイミング t_3 で被検体へ自動加圧を行い変位させる（ステップ S 1 7）。

【 0 0 6 5 】

こうしてステップ S 1 7 の処理が行われた場合、ステップ S 1 4 において所定の閾値 T_h 以上でない場合、またはステップ S 1 5 において予測される範囲内のタイミングでない場合には、上述したステップ S 1 1 の処理へ戻って上述したような処理を繰り返して行う。 30

【 0 0 6 6 】

その後、ステップ S 1 1 において、上述したステップ S 7 の処理からの終了シグナルを受信した場合には、この自動加圧制御処理を終了する。

【 0 0 6 7 】

このような実施形態 1 によれば、被検体の変位に基づく信号の波形を解析して、被検体の周期的な動きを解析し、解析結果に基づき、被検体の周期的な動きに応じて第 1 自動加圧機構 1 2 に加圧を行わせるようにしたために、被検体の動きの弾性率の演算結果への影響を低減することができ、被検体の変位を考慮した上で、より安定した弾性画像を得ることができる。 40

【 0 0 6 8 】

このとき、変位の極大点および変位周期を含む解析結果を取得し、変位周期に同期して、変位の極大点に合わせたタイミングで第 1 自動加圧機構 1 2 に加圧を行わせることで、被検体の自発変位を有効に利用することができ、自動加圧において発生させる加圧変位を小さくすることが可能となる。

【 0 0 6 9 】

さらにこのとき、変位の極大点と同一のタイミングで自動加圧するようにしたために、被検体の自発変位の有効利用を最適化することができる。

【 0 0 7 0 】

このとき、被検体の変位に基づく信号として心電信号を用いる場合には、心臓の変位を直接正確に取得することができる。

【 0 0 7 1 】

また、被検体の変位に基づく信号として P W 信号を用いる場合には、外部の心電計 5 0 を超音波観測装置 2 0 に接続する必要がなく、事前の準備を簡便化することが可能となる。

【 0 0 7 2 】

[実施形態 2]

図 8 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、超音波観測システム 1 の構成を示すブロック図である。

10

【 0 0 7 3 】

この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 7 4 】

本実施形態の超音波観測システム 1 は、上述した実施形態 1 の超音波観測システム 1 の超音波観測装置 2 0 に変位量フィードバック回路 3 3 を追加して、自動加圧を加えるタイミングだけでなく、さらに自動加圧の振幅（加圧の強さ）も制御するようにしたものとなっている。

【 0 0 7 5 】

すなわち、超音波観測装置 2 0 には、整相加算回路 2 6 からの超音波信号に基づき被検体の変位量を算出して出力する変位量フィードバック回路 3 3 が変位量フィードバック部として設けられている。この変位量フィードバック回路 3 3 は、被検体の変位量として、図 2 の点線に示したような、自発変位と加圧変位とを加算した変位量を測定して、測定した変位量を加圧機構制御回路 3 2 へフィードバックする。

20

【 0 0 7 6 】

加圧機構制御回路 3 2 は、信号波形解析回路 3 1 の解析結果に基づいて第 1 自動加圧機構 1 2 に加圧させるタイミングを決定すると共に、変位量フィードバック回路 3 3 からフィードバックされた変位量に基づいて、変位量が一定値を保つように第 1 自動加圧機構 1 2 による被検体への加圧変位量を制御する。

【 0 0 7 7 】

ここに、加圧機構制御回路 3 2 による変位量が一定値を保つような制御としては、例えば、変位量フィードバック回路 3 3 から得られる変位量が目標変位量に近付くような自動制御が挙げられる。ここに目標変位量は、加圧機構制御回路 3 2 が内部に予め記憶しておいても良いし、あるいは外部からの入力操作により所望の値に設定可能となるようにしても構わない。

30

【 0 0 7 8 】

またあるいは、変位量フィードバック回路 3 3 から前回得られた変位量に近付くような自動制御を行っても構わない。

【 0 0 7 9 】

こうして、第 1 自動加圧機構 1 2 は、変位量が一定値を保つように回路への印加電圧等を制御して自動加圧を行う。

40

【 0 0 8 0 】

このような実施形態 2 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、さらに被検体の変位量が一定となるように制御しているために、より一層安定した弾性画像を得ることができる。

【 0 0 8 1 】

[実施形態 3]

図 9 および図 1 0 は本発明の実施形態 3 を示したものであり、図 9 は超音波観測システム 1 の構成を示すブロック図、図 1 0 は被検体の自発変位に同期して自動加圧を行うと共にさらに自発変位の間の期間に自動加圧を行うときのトリガー信号および変位量の時間変

50

化の例を示す線図である。

【 0 0 8 2 】

この実施形態 3 において、上述の実施形態 1 , 2 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 0 8 3 】

本実施形態の超音波観測システム 1 は、上述した実施形態 2 の超音波観測システム 1 の超音波内視鏡 1 0 に第 2 自動加圧機構 1 3 を追加して、被検体の自発変位に同期するタイミングで自動加圧を行うだけでなく、さらに被検体の自発変位の間の期間にも自動加圧を行うようにしたものとなっている。

【 0 0 8 4 】

すなわち、超音波内視鏡 1 0 は、超音波振動子 1 1 および第 1 の加圧部である第 1 自動加圧機構 1 2 を備えると共に、さらに第 2 の加圧部である第 2 自動加圧機構 1 3 を備えている。この第 2 自動加圧機構 1 3 は、被検体の自発変位の間の期間に自動加圧を行うものである。

【 0 0 8 5 】

なお、図 9 においては、第 1 自動加圧機構 1 2 と第 2 自動加圧機構 1 3 とを別の構成要素として記載しているが、実際の構成においては、1 つの自動加圧機構が第 1 自動加圧機構 1 2 と第 2 自動加圧機構 1 3 とを兼ねるように構成しても勿論構わない。

【 0 0 8 6 】

加圧機構制御回路 3 2 は、信号波形解析回路 3 1 の解析結果に基づいて、第 1 自動加圧機構 1 2 に被検体の自発変位の極大点と例えば同一のタイミングで加圧を行わせるための第 1 のトリガー信号 $t_r 1$ と、第 2 自動加圧機構 1 3 に被検体の連続する 2 つの自発変位の極大点の間のタイミングで加圧を行わせるための第 2 のトリガー信号 $t_r 2$ と、を図 1 0 に示すように生成する。

【 0 0 8 7 】

ここに、第 2 のトリガー信号 $t_r 2$ に基づいて第 2 自動加圧機構 1 3 が自動加圧を行うタイミング（被検体の変位の極大点の間のタイミング）は、被検体の連続する 2 つの変位の極大点の期間を 2 以上に等分割するタイミングであることが、等時間間隔の弾性画像を取得することができる観点から好ましい。

【 0 0 8 8 】

さらに、加圧機構制御回路 3 2 は、変位置フィードバック回路 3 3 からフィードバックされた変位置に基づいて、変位置が一定値を保つように第 1 自動加圧機構 1 2 による被検体への加圧変位置および第 2 自動加圧機構 1 3 による被検体への加圧変位置を制御する。

【 0 0 8 9 】

ここに、加圧機構制御回路 3 2 による変位置が一定値を保つような制御としては、例えば、第 1 自動加圧機構 1 2 および第 2 自動加圧機構 1 3 による加圧の結果として変位置フィードバック回路 3 3 から得られる変位置が、目標変位置に近付くような自動制御が挙げられる。この目標変位置が、所定値であっても外部からの入力値であっても構わないのは上述した実施形態 2 と同様である。この場合には、変位置フィードバック回路 3 3 から得られる変位置は、第 1 自動加圧機構 1 2 および第 2 自動加圧機構 1 3 の両方の制御に反映される。

【 0 0 9 0 】

また他の制御の例として、第 1 自動加圧機構 1 2 による加圧の結果として変位置フィードバック回路 3 3 から得られる変位置に、第 2 自動加圧機構 1 3 による加圧変位置が近付くような自動制御が挙げられる。この制御は、図 1 0 の 1 点鎖線矢印で示す第 2 自動加圧機構 1 3 による自動加圧変位置が、図 1 0 の実線矢印で示すような、第 1 自動加圧機構 1 2 による自動加圧変位置および被検体の自発変位置を加算した変位置に近付くようにする制御（前者を後者に合わせ込む制御）となる。この場合には、変位置フィードバック回路 3 3 から得られる変位置は、第 2 自動加圧機構 1 3 の制御にのみ反映される。

【 0 0 9 1 】

さらに他の制御の例として、前回の、第1自動加圧機構12または第2自動加圧機構13による加圧の結果として変位量フィードバック回路33から得られる変位量に、次の、第2自動加圧機構13または第1自動加圧機構12による加圧の結果の変位量が近付くような自動制御が挙げられる。この制御は、変位量が、自発変位量および加圧変位量を加算した変位量と、加圧変位のみに起因する変位量との何れであっても、前回の変位量に近付くように交互に合わせ込む制御である。この場合にも、変位量フィードバック回路33から得られる変位量は、第1自動加圧機構12および第2自動加圧機構13の両方の制御に反映される。

【0092】

こうして、第1自動加圧機構12および第2自動加圧機構13は、加圧機構制御回路32の制御に基づいて、変位量が一定値を保つように回路への印加電圧等を制御して自動加圧を行う。

【0093】

なお、被検体の変位に基づく信号として、心電信号やPW信号に限らず、例えば、弾性画像生成用変位計測回路28により計測される画像用変位量（さらにあるいは、その他の信号）を用いて、第1のトリガー信号tr1だけでなく第2のトリガー信号tr2のタイミングを決定するようにしても構わないのは上述した各実施形態と同様である。

【0094】

このような実施形態3によれば、上述した実施形態1、2とほぼ同様の効果を奏するとともに、さらに、被検体の自発変位のタイミング以外のタイミングでも弾性画像を取得することが可能となり、より動きの滑らかな弾性画像を観察することができる。

【0095】

さらに、被検体の自発変位の周期の等分割時点で第2自動加圧機構13により自動加圧を行う場合には、等時間間隔の被検体変位が得られ、より好ましい弾性画像を得ることが可能となる。

【0096】

なお、上述では主として超音波観測システムについて説明したが、超音波観測システムを上述したように作動させる作動方法であっても良いし、コンピュータに超音波観測システムの作動方法を実行させるための処理プログラム、該処理プログラムを記録するコンピュータにより読み取り可能な一時的でない記録媒体、等であっても構わない。

【0097】

また、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明の態様を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても良い。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【0098】

本出願は、2013年6月26日に日本国に出願された特願2013-133888号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

【要約】

被検体へ超音波を送受信して超音波信号を生成する超音波振動子(11)と、被検体に押圧力を加えて加圧変位を発生させる第1自動加圧機構(12)と、超音波信号に基づき被検体の画像用変位量を計測する弾性画像生成用変位計測回路(28)と、画像用変位量に基づき被検体の弾性率を演算する弾性率演算回路(29)と、被検体の変位に基づく信号の波形を解析して変位の極大点および変位周期を取得する信号波形解析回路(31)と、信号波形解析結果に基づき変位周期に同期して変位の極大点と同一のタイミングで第1自動加圧機構(12)に加圧を行わせる加圧機構制御回路(32)と、を備えた超音波観

10

20

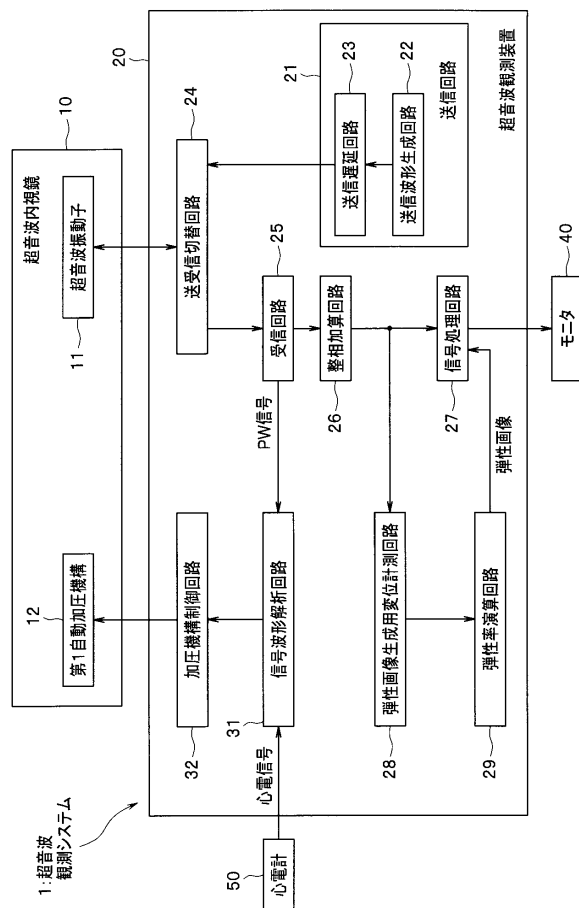
30

40

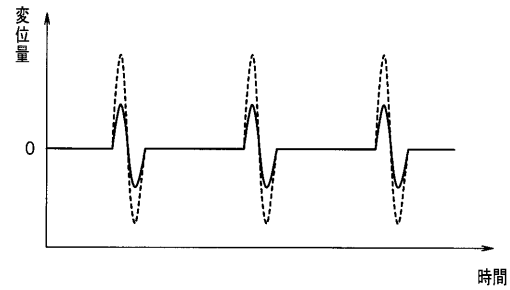
50

測システム（１）。

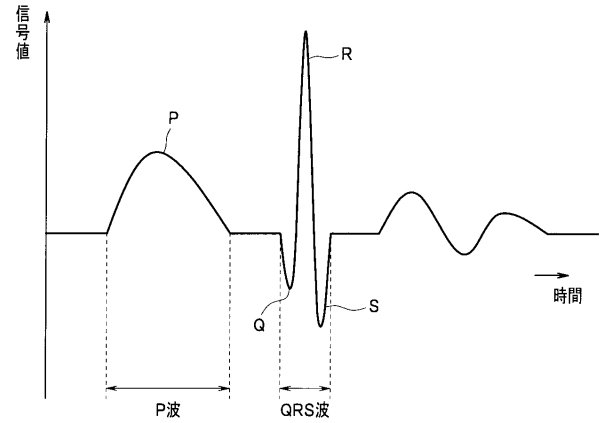
【図１】



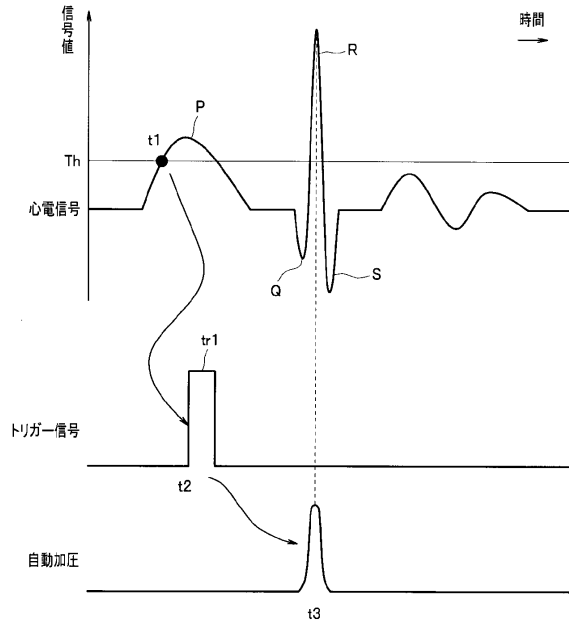
【図２】



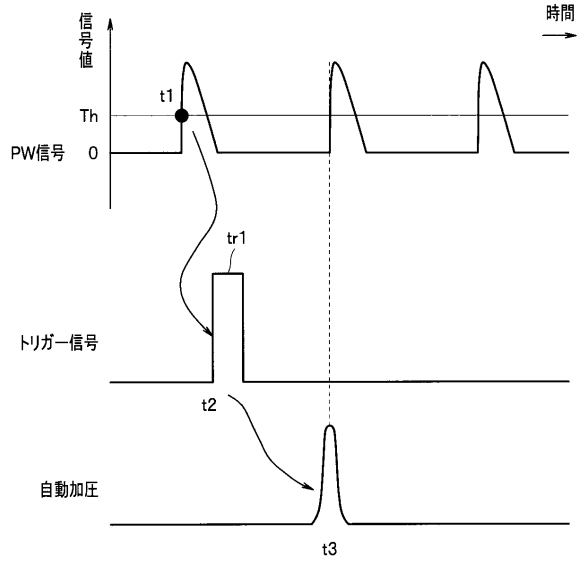
【図３】



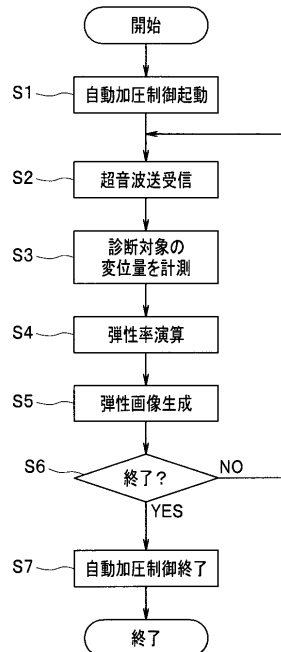
【図 4】



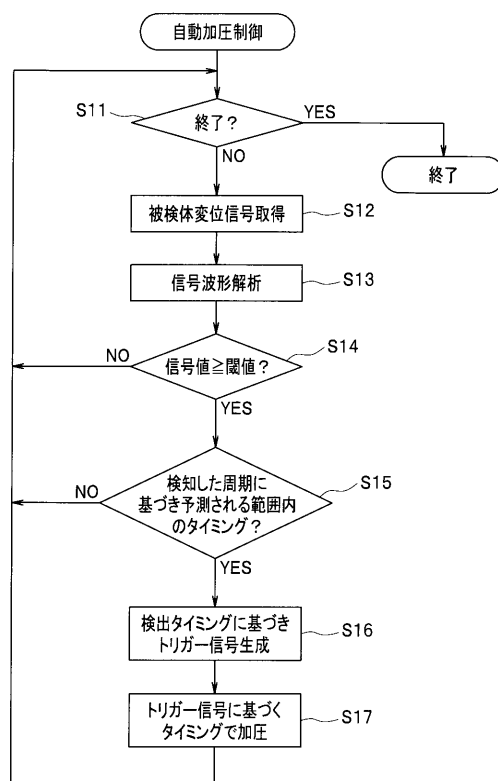
【図 5】



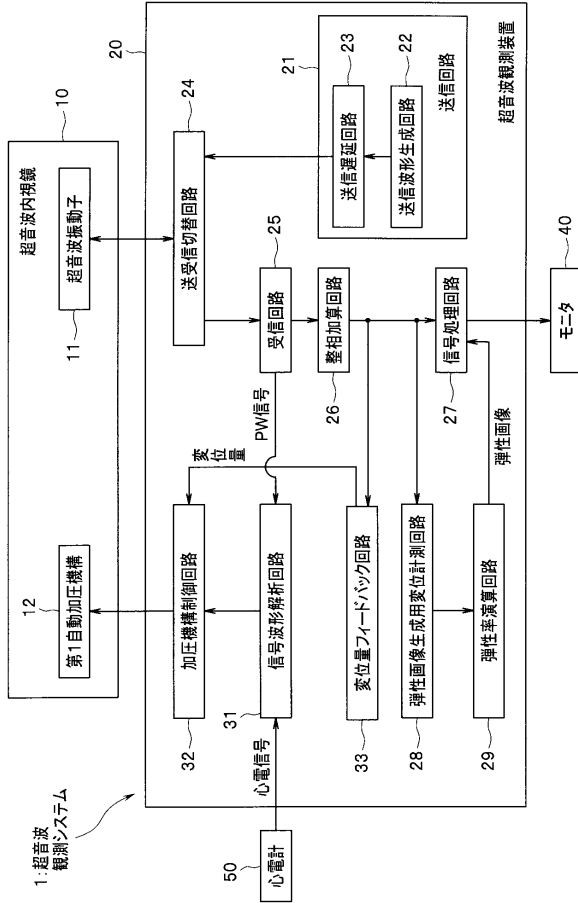
【図 6】



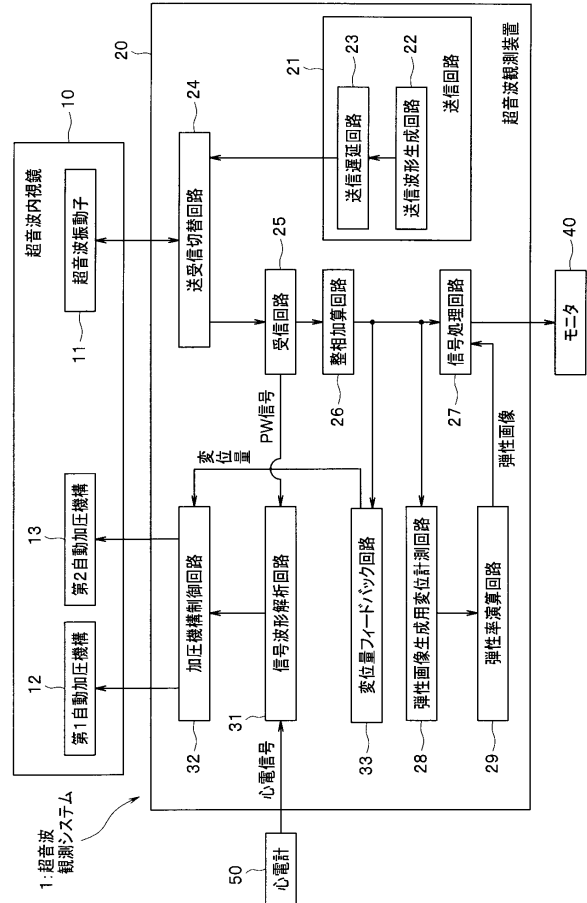
【図 7】



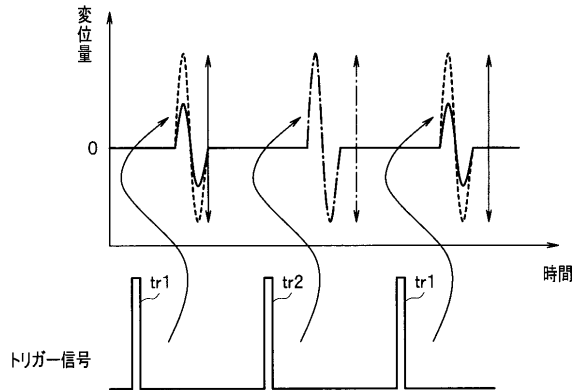
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 1 3 2 8 3 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 8 2 7 2 5 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 4 9 7 7 6 (J P , A)
特表 2 0 1 2 - 5 2 8 6 1 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 7 / 1 0 0 1 0 7 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 0 9 / 1 1 8 7 9 8 (W O , A 1)

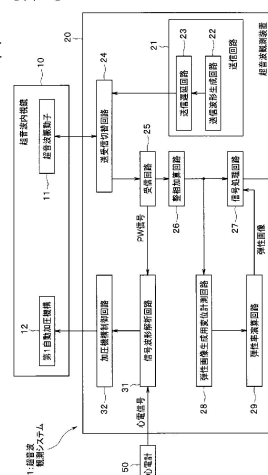
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声波观察系统，超声波观测系统的操作方法		
公开(公告)号	JP5639321B1	公开(公告)日	2014-12-10
申请号	JP2014538558	申请日	2014-05-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	三宅達也		
发明人	三宅 達也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B5/0051 A61B5/0053 A61B5/0402 A61B8/02 A61B8/12 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5276 A61B8/5284 A61B8/54 A61B8/543		
FI分类号	A61B8/08		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2013133888 2013-06-26 JP		
其他公开文献	JPWO2014208199A1		
外部链接	Espacenet		

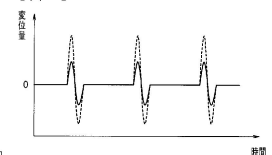
摘要(译)

提供了一种超声观察系统（1），包括：超声换能器（11），其将超声发送到对象并从对象接收超声并产生超声信号；以及 第一自动加压机构（12），其对被检体施加按压力以产生加压位移。用于弹性图像生成的位移测量电路（28），其基于超声信号测量对象的图像的位移量；弹性模量计算电路（29），其基于图像的位移量来计算对象的弹性模量；信号波形分析电路（31），其分析基于被摄体的位移的信号的波形，并获取该位移的局部最大值和位移周期；加压机构控制电路（32），其基于信号波形分析结果，使第一自动加压机构（12）与位移周期同步地在与位移的局部最大点相同的时刻进行加压。

【图1】



【图2】



【图3】

