

(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2020-647
(P2020-647A)

(43) 公開日 令和2年1月9日(2020.1.9)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F I

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2018-124668 (P2018-124668)
(22) 出願日 平成30年6月29日 (2018. 6. 29)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 岡田 知
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 森本 康彦
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

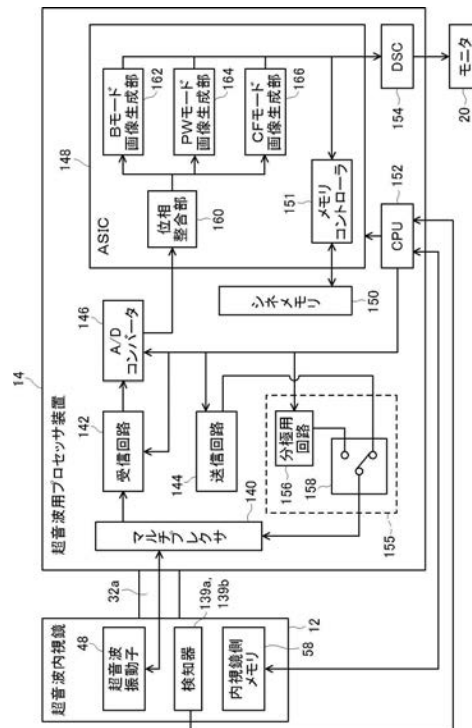
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び、超音波診断装置の作動方法

(57) 【要約】

【課題】超音波診断の所要時間に影響を及ぼさずに各超音波振動子の受信感度を良好に維持することが可能な超音波診断装置、及び、超音波診断装置の作動方法を提供する。

【解決手段】複数の超音波振動子を備え、被検体の内部で超音波を送信し、且つ超音波を受信する超音波振動子ユニットと、超音波振動子ユニットとともに被検体の内部に配置され、膨縮及び収縮することが可能なバルーンと、複数の超音波振動子のうちの分極対象振動子を分極するために、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する分極用電圧供給部と、を有し、バルーンが膨張又は収縮している間に、分極用電圧供給部が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波振動子を備え、被検体の内部で超音波を送信し、且つ超音波を受信する超音波振動子ユニットと、

前記超音波振動子ユニットとともに前記被検体の内部に配置され、膨縮及び収縮することが可能なバルーンと、

前記複数の超音波振動子のうちの分極対象振動子を分極するために、前記分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する分極用電圧供給部と、を有し、

前記バルーンが膨張又は収縮している間に、前記分極用電圧供給部が前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波振動子ユニットから超音波を送信するために、前記複数の超音波振動子のうちの駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給する送信回路を有し、

前記分極用電圧供給部は、前記送信回路によって構成されており、前記送信回路が前記駆動対象振動子に対して前記駆動電圧を供給する期間以外の期間に、前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波振動子ユニットから超音波を送信するために、前記複数の超音波振動子のうちの駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給する送信回路を有し、

前記分極用電圧供給部は、前記送信回路とは別に設けられた分極用回路によって構成されており、前記送信回路が前記駆動対象振動子に対して前記駆動電圧を供給する期間以外の期間に、前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記バルーンを膨張又は収縮させる際にユーザによって操作される押しボタンと、

前記バルーンを膨張又は収縮させるための操作が前記押しボタンにて行われたことを検知する検知器と、を有し、

前記バルーンを膨張又は収縮させるための操作が前記押しボタンにて行われたことを前記検知器が検知した場合に、前記分極用電圧供給部は、前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給する、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記超音波振動子ユニットが超音波を受信した際に前記駆動対象振動子が出力する電気信号に基づいて、前記被検体の内部の断層画像を生成する画像生成部を有し、

前記画像生成部は、前記バルーンが映り込んだ前記断層画像を生成し、

前記断層画像を解析して、前記断層画像中における前記バルーンのサイズの変化を特定する画像解析部をさらに有し、

前記バルーンのサイズの変化が前記画像解析部によって特定された場合に、前記分極用電圧供給部は、前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給する、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波診断装置の動作モードは、第一モード及び第二モードを含み、

前記分極用電圧供給部は、前記動作モードが前記第二モードであるときに限り、前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給し、

前記動作モードが前記第一モードになってからの前記駆動対象振動子の駆動時間が予め設定された時間に達すると、前記動作モードが前記第一モードから前記第二モードに移行する、請求項 2 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記動作モードが前記第二モードである期間において前記分極用電圧が前記分極対象振動子に対して供給された分極用電圧供給時間、及び、前記動作モードが前記第一モードになってからの前記駆動時間の関係が予め設定された条件を満たしたときに、前記動作モー

50

ドが前記第二モードから前記第一モードに移行する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記動作モードが前記第二モードである期間中、前記駆動電圧が前記駆動対象振動子に対して供給される期間以外の期間に、前記バルーンが膨張又は収縮し、且つ、前記分極用電圧供給部が前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給する、請求項 6 又は請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記バルーンは、水が前記バルーンの内部に送水されることで膨張し、水が前記バルーンの内部から排水されることで収縮する、請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記バルーンは、前記超音波振動子ユニットを覆う位置に配置されている、請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波診断装置の作動方法であって、

前記超音波診断装置は、

複数の超音波振動子を備え、被検体の内部で超音波を送信し、且つ超音波を受信する超音波振動子ユニットと、

前記超音波振動子ユニットとともに前記被検体の内部に配置され、膨縮及び収縮することが可能なバルーンと、

20

前記複数の超音波振動子のうちの分極対象振動子を分極するために、前記分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する分極用電圧供給部と、を有し、

前記バルーンが膨張又は収縮している間に、前記分極用電圧供給部が前記分極対象振動子に対して前記分極用電圧を供給するステップを有することを特徴とする超音波診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、及び、超音波診断装置の作動方法に係り、特に、超音波振動子ユニットとともに被検体の内部に配置されて膨張及び収縮するバルーンを備えた超音波診断装置、及びその超音波診断装置の作動方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

被検体の内部（例えば、患者の体内）において複数の超音波振動子をそれぞれ駆動させて超音波を送受信することで被検体の内部の超音波画像を取得する超音波診断装置は、既に知られている。上記の超音波診断装置において複数の超音波振動子は、例えば、圧電素子である単結晶振動子によって構成されており、通常、分極した状態で用いられる。単結晶振動子によって構成された超音波振動子は、高感度にて超音波を受信することが可能であるが、駆動時間が長くなるにつれて分極の度合いが低下する脱分極現象が生じることがある。脱分極現象が生じると、超音波振動子の受信感度が低下してしまい、超音波画像の画質に影響を及ぼす虞がある。

40

【0003】

特に、被検体の内部において各超音波振動子を駆動して超音波を送受信する場合、超音波の周波数を 7 ~ 8 MHz レベルの高周波帯域に設定する必要があるため、比較的厚みが薄い振動子を用いることになるが、振動子の厚みが薄くなるほど、脱分極現象が発生する可能性が高くなる。

【0004】

そのため、これまでに、超音波診断装置における脱分極に対する対策技術が開発されてきている。一例を挙げると、特許文献 1 に記載の超音波診断装置（特許文献 1 では、「圧電センサー装置」と表記）は、圧電体及びこの圧電体を挟む一对の電極を有する圧電素子

50

と、圧電素子から出力された検出信号を検出する検出処理を実施する検出回路と、圧電素子に分極用電圧を印加して分極処理を実施する分極処理回路とを有する。このような構成の特許文献1に記載の超音波診断装置では、例えば、電源投入されるタイミング、検出処理を実施する旨の要求信号が入力されるタイミング（毎受信タイミング）、あるいは検出処理の終了後に所定の待機移行時間が経過したタイミングで分極処理が実施される。これにより、圧電素子に脱分極現象が生じたとしても、その圧電素子を再度分極させることができ、圧電素子の受信感度を維持することができる。

【0005】

別の例を挙げると、特許文献2に記載の超音波診断装置（特許文献2では、「超音波センサー」と表記）は、圧電素子と、圧電素子を駆動する駆動回路とを有し、駆動回路は、第1工程～第6工程を有する駆動波形によって圧電素子を駆動する。第1工程は、第1の電位V1によって圧電素子の分極を維持する工程である。第2工程は、第1工程の後に行われ、圧電素子に超音波を送信させる工程である。第3工程は、第2工程の後に行われ、第2の電位V2で圧電素子を待機させる工程である。第4工程は、第3工程の後に行われ、第2の電位V2から第3の電位V3へ上昇させる工程である。第5工程は、第4工程の後に行われ、圧電素子が超音波を受信する間、第3の電位V3を維持する工程である。第6工程は、第5工程の後に行われ、第3の電位V3から第1の電位V1へ戻す工程である。このような構成の特許文献2に記載の超音波診断装置では、上記の第1工程～第6工程を有する駆動波形によって圧電素子を駆動することで、圧電素子の分極を維持しながら圧電素子を駆動することが可能となる。

10

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2013-005137号公報

【特許文献2】特開2017-143353号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

以上のように、特許文献1及び2の各々に記載の超音波診断装置では、圧電素子の分極を維持又は回復することが可能である。しかしながら、特許文献1に記載の超音波診断装置では、電源投入タイミング、毎受信タイミング又は検出処理の終了後に所定の待機移行時間が経過したタイミングで分極処理が実施されるため、分極処理に要する時間分、その後の処理の開始を遅延させてしまう。例えば、電源投入タイミング又は毎受信タイミングで分極処理を実施する場合、分極処理が終了するまで検出処理を開始させることができず待機しなければならない。また、検出処理の終了後に所定の待機移行時間が経過したタイミングで分極処理を実施する場合には、待機移行時間の経過を待ち、さらに分極処理の終了まで待機することになり、その分、以後の処理の開始が遅れてしまう。その結果、超音波診断の所要時間が余計に長くなる。

30

【0008】

また、特許文献2に記載の超音波診断装置では、駆動波形中に直流成分が含まれているため（具体的には、第1、第3及び第5工程）、その分、パルス長が長くなり、一般的な駆動波形に比して、超音波画像への影響が大きくなる場合がある。また、駆動波形中に分極維持用の波形を加えるため、圧電素子の駆動時間が長くなるので、超音波診断の所要時間が余計に長くなる。なお、上記のように駆動波形を利用して脱分極を抑える場合には、画質と脱分極発生リスクとがトレードオフの関係となる。

40

【0009】

本発明は、上記の事情に鑑みてなされたものであり、以下に示す目的を解決することを課題とする。

すなわち、本発明は、上記従来技術の問題点を解決し、超音波診断の所要時間に影響を及ぼさずに各超音波振動子の受信感度を良好に維持することが可能な超音波診断装置、及

50

び、超音波診断装置の作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備え、被検体の内部で超音波を送信し、且つ超音波を受信する超音波振動子ユニットと、超音波振動子ユニットとともに被検体の内部に配置され、膨縮及び収縮することが可能なバルーンと、複数の超音波振動子のうちの分極対象振動子を分極するために、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する分極用電圧供給部と、を有し、バルーンが膨張又は収縮している間に、分極用電圧供給部が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給することを特徴とする。

10

【0011】

また、上記の超音波診断装置において、超音波振動子ユニットから超音波を送信するために、複数の超音波振動子のうちの駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給する送信回路を有し、分極用電圧供給部は、送信回路によって構成されており、送信回路が駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給する期間以外の期間に、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給すると、より好適である。

【0012】

また、上記の超音波診断装置において、超音波振動子ユニットから超音波を送信するために、複数の超音波振動子のうちの駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給する送信回路を有し、分極用電圧供給部は、送信回路とは別に設けられた分極用回路によって構成されており、送信回路が駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給する期間以外の期間に、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給すると、より好適である。

20

【0013】

また、上記の超音波診断装置において、バルーンを膨張又は収縮させる際にユーザによって操作される押しボタンと、バルーンを膨張又は収縮させるための操作が押しボタンにて行われたことを検知する検知器と、を有し、バルーンを膨張又は収縮させるための操作が押しボタンにて行われたことを検知器が検知した場合に、分極用電圧供給部は、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給すると、より好適である。

【0014】

また、上記の超音波診断装置において、超音波振動子ユニットが超音波を受信した際に駆動対象振動子が出力する電気信号に基づいて、被検体の内部の断層画像を生成する画像生成部を有し、画像生成部は、バルーンが映り込んだ断層画像を生成し、断層画像を解析して、断層画像中におけるバルーンのサイズの変化を特定する画像解析部をさらに有し、バルーンのサイズの変化が画像解析部によって特定された場合に、分極用電圧供給部は、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給すると、より好適である。

30

【0015】

また、上記の超音波診断装置において、超音波診断装置の動作モードは、第一モード及び第二モードを含み、分極用電圧供給部は、動作モードが第二モードであるときに限り、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給し、動作モードが第一モードになってからの駆動対象振動子の駆動時間が予め設定された時間に達すると、動作モードが第一モードから第二モードに移行すると、より好適である。

40

【0016】

また、上記の超音波診断装置において、動作モードが第二モードである期間において分極用電圧が分極対象振動子に対して供給された分極用電圧供給時間、及び、動作モードが第一モードになってからの駆動時間の関係が予め設定された条件を満たしたときに、動作モードが第二モードから第一モードに移行すると、より好適である。

【0017】

また、上記の超音波診断装置において、動作モードが第二モードである期間中、駆動電圧が駆動対象振動子に対して供給される期間以外の期間に、バルーンが膨張又は収縮し、且つ、分極用電圧供給部が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給すると、より好適で

50

ある。

【0018】

また、上記の超音波診断装置において、バルーンは、水がバルーンの内部に送水されることで膨張し、水がバルーンの内部から排水されることで収縮すると、より好適である。

また、上記の超音波診断装置において、バルーンは、超音波振動子ユニットを覆う位置に配置されていると、より好適である。

【0019】

また、前述の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置の作動方法は、超音波診断装置の作動方法であって、超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備え、被検体の内部で超音波を送信し、且つ超音波を受信する超音波振動子ユニットと、超音波振動子ユニットとともに被検体の内部に配置され、膨縮及び収縮することが可能なバルーンと、複数の超音波振動子のうちの分極対象振動子を分極するために、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する分極用電圧供給部と、を有し、バルーンが膨張又は収縮している間に、分極用電圧供給部が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給するステップを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明の超音波診断装置及び超音波診断装置の作動方法によれば、超音波診断の所要時間に影響を及ぼさずに各超音波振動子の受信感度を良好に維持することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【図2】超音波内視鏡の挿入部の先端部及びその周辺を示す平面図である。

【図3】超音波内視鏡の挿入部の先端部を図2に図示のI-I断面にて切断したときの断面を示す図である。

【図4】超音波内視鏡内に設けられた管路を示す模式的な断面図である。

【図5】超音波内視鏡に設けられた吸引ボタンの断面図である。

【図6】超音波内視鏡に設けられた送気送水ボタンの断面図である。

【図7】超音波用プロセッサ装置の構成を示すブロック図である。

【図8】超音波診断装置を用いた診断処理の流れを示す図である。

【図9】診断処理中の診断ステップの手順を示す図である。

【図10】超音波振動子の駆動時間及び分極用電圧供給時間と、超音波振動子の受信感度との関係を示す説明図である。

【図11】第二実施形態に係る超音波用プロセッサ装置の構成を示すブロック図である。

【図12】画像解析部の解析対象となる断層画像を示す図である。

【図13】画像解析部の解析対象となる断層画像の輝度プロファイルを示す図である。

【図14】第三実施形態に係る超音波用プロセッサ装置の構成を示すブロック図である。

【図15】第三実施形態において供給される分極用電圧の波形を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

本発明の一実施形態（本実施形態）に係る超音波診断装置について、添付の図面に示す好適な実施形態を参照しながら、以下に詳細に説明する。

なお、本実施形態は、本発明の代表的な実施態様であるが、あくまでも一例に過ぎず、本発明を限定するものではない。

【0023】

また、本明細書において、「～」を用いて表される数値範囲は、「～」の前後に記載される数値を下限値及び上限値として含む範囲を意味する。

【0024】

<< 超音波診断装置の概要 >>

本実施形態に係る超音波診断装置10について、図1乃至図4を参照しながら、その概

10

20

30

40

50

要を説明する。図 1 は、超音波診断装置 10 の概略構成を示す図である。図 2 は、超音波内視鏡 12 の挿入部 22 の先端部及びその周辺を拡大して示した平面図である。なお、図 2 では、図示の都合上、後述のバルーン 37 を破線にて図示している。図 3 は、超音波内視鏡 12 の挿入部 22 の先端部 40 を図 2 に図示の I - I 断面にて切断したときの断面を示す断面図である。図 4 は、超音波内視鏡 12 内に設けられた送気送水用及び吸引用の管路を示す図であり、超音波内視鏡 12 の模式的な断面図である。なお、図 4 では、各管路を容易に区別できるようにするために、管路以外の部分（中空部を含む）を斜線で表示している。

【0025】

超音波診断装置 10 は、超音波内視鏡システムであり、超音波を用いて、被検体である患者の体内の観察対象部位の状態を観察（以下、超音波診断とも言う。）するために用いられる。ここで、観察対象部位は、患者の体表側（外側）からは検査が困難な部位であり、例えば胆嚢又は膵臓である。超音波診断装置 10 を用いることにより、患者の体腔である食道、胃、十二指腸、小腸、及び大腸等の消化管を経由して、観察対象部位の状態及び異常の有無を超音波診断することが可能である。

10

【0026】

超音波診断装置 10 は、図 1 に示すように、超音波内視鏡 12 と、超音波用プロセッサ装置 14 と、内視鏡用プロセッサ装置 16 と、光源装置 18 と、モニタ 20 と、操作卓 100 とを有する。また、図 1 及び図 4 に示すように、超音波診断装置 10 の付属機器として、送水タンク 21a、吸引ポンプ 21b 及び送気ポンプ 21c が設けられている。さらに、図 4 に示すように、超音波内視鏡 12 内には、水及び気体の流路となる管路が形成されている。

20

【0027】

超音波内視鏡 12 は、内視鏡スコープであり、患者の体腔内に挿入される挿入部 22 と、医師又は技師等の術者（ユーザ）によって操作される操作部 24 と、を有する。挿入部 22 の先端部 40 には、図 2 及び図 3 に示すように、複数の超音波振動子 48 を備える超音波振動子ユニット 46 が取り付けられている。

【0028】

超音波内視鏡 12 の機能により、術者は、患者の体腔内壁の内視鏡画像と、観察対象部位の超音波画像とを取得することができる。内視鏡画像は、患者の体腔内壁を光学的手法によって撮影することで得られる画像である。超音波画像は、患者の体腔内から観察対象部位に向かって送信された超音波の反射波（エコー）を受信し、その受信信号を画像化することで得られる画像である。なお、超音波内視鏡 12 については、後の項で詳しく説明する。

30

【0029】

超音波用プロセッサ装置 14 は、図 1 に示すように、ユニバーサルコード 26 及びその端部に設けられた超音波用コネクタ 32a を介して超音波内視鏡 12 に接続される。超音波用プロセッサ装置 14 は、超音波内視鏡 12 の超音波振動子ユニット 46 を制御して超音波振動子ユニット 46 に超音波を送信させる。また、超音波用プロセッサ装置 14 は、超音波の反射波（エコー）を超音波振動子ユニット 46 が受信したときの受信信号を画像化して超音波画像を生成する。なお、超音波用プロセッサ装置 14 については、後の項で詳しく説明する。

40

【0030】

内視鏡用プロセッサ装置 16 は、図 1 に示すように、ユニバーサルコード 26 及びその端部に設けられた内視鏡用コネクタ 32b を介して超音波内視鏡 12 に接続される。内視鏡用プロセッサ装置 16 は、超音波内視鏡 12（詳しくは、後述する固体撮像素子 86）によって撮像された観察対象隣接部位の画像データを取得し、取得した画像データに対して所定の画像処理を施して内視鏡画像を生成する。なお、観察対象隣接部位とは、患者の体腔内壁のうち、観察対象部位と隣り合う位置にある部分である。

【0031】

50

光源装置 18 は、図 1 に示すように、ユニバーサルコード 26 及びその端部に設けられた光源用コネクタ 32c を介して超音波内視鏡 12 に接続される。光源装置 18 は、超音波内視鏡 12 を用いて観察対象隣接部位を撮像する際に、赤光、緑光及び青光の三原色光からなる白色光又は特定波長光を照射する。光源装置 18 が照射した光は、ユニバーサルコード 26 に内包されたライトガイド（不図示）を通じて超音波内視鏡 12 内を伝搬し、超音波内視鏡 12（詳しくは、後述する照明窓 88）から出射される。これにより、観察対象隣接部位が光源装置 18 からの光によって照らされる。

【0032】

なお、本実施形態では、超音波用プロセッサ装置 14 及び内視鏡用プロセッサ装置 16 が、別々に設けられた二台の装置（コンピュータ）によって構成されている。ただし、これに限定されるものではなく、一台の装置によって超音波用プロセッサ装置 14 及び内視鏡用プロセッサ装置 16 の双方が構成されてもよい。

10

【0033】

モニタ 20 は、図 1 に示すように、超音波用プロセッサ装置 14 及び内視鏡用プロセッサ装置 16 に接続されており、超音波用プロセッサ装置 14 により生成された超音波画像、及び内視鏡用プロセッサ装置 16 により生成された内視鏡画像を表示する。超音波画像及び内視鏡画像の表示に関して言うと、いずれか一方の画像を切り替えてモニタ 20 に表示してもよく、両方の画像を同時に表示してもよい。また、これらの表示方式を任意に選択及び変更できる構成であってもよい。

なお、本実施形態では、一台のモニタ 20 に超音波画像及び内視鏡画像を表示するが、超音波画像表示用のモニタと、内視鏡画像表示用のモニタとが別々に設けられてもよい。また、モニタ 20 以外の表示形態、例えば、術者が携帯する個人用端末のディスプレイに超音波画像及び内視鏡画像を表示する形態であってもよい。

20

【0034】

操作卓 100 は、術者が超音波診断に際して必要な情報を入力したり、術者が超音波用プロセッサ装置 14 に対して超音波診断の開始指示を行ったりするために設けられた入力装置である。操作卓 100 は、例えば、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド及びタッチパネルによって構成されている。操作卓 100 が操作されると、その操作内容に応じて超音波用プロセッサ装置 14 の CPU 152 が装置各部（例えば、後述の受信回路 142 及び送信回路 144）を制御する。

30

【0035】

具体的に説明すると、術者は、超音波診断を開始する前段階で、検査情報（例えば、年月日及びオーダ番号を含む検査オーダ情報、及び、患者 ID 及び患者名を含む患者情報）を操作卓 100 にて入力する。検査情報の入力完了後、術者が操作卓 100 を通じて超音波診断の開始を指示すると、超音波用プロセッサ装置 14 の CPU 152 が、入力された検査情報に基づいて超音波診断が実施されるように超音波用プロセッサ装置 14 各部を制御する。

【0036】

また、術者は、超音波診断の実施に際して、各種の制御パラメータを操作卓 100 にて設定することが可能である。制御パラメータとしては、例えば、ライブモード及びフリーズモードの選択結果、表示デプス（深度）の設定値、及び、超音波画像生成モードの選択結果等が挙げられる。

40

ここで、「ライブモード」は、所定のフレームレートにて得られる超音波画像（動画画像）を逐次表示（リアルタイム表示）するモードである。「フリーズモード」は、過去に取得した 1 フレーム分の超音波画像（静止画像）を、後述のシネメモリ 150 から読み出して表示するモードである。

【0037】

本実施形態において選択可能な超音波画像生成モードは、複数存在し、具体的には、B（Brightness）モード、CF（Color Flow）モード及び PW（Pulse Wave）モードである。B モードは、超音波エコーの振幅を輝度に変換して断

50

層画像を表示するモードである。CFモードは、平均血流速度、フロー変動、フロー信号の強さ又はフローパワー等を様々な色にマッピングしてBモード画像に重ねて表示するモードである。PWモードは、パルス波の送受信に基づいて検出される超音波エコー源の速度（例えば、血流速度）を表示するモードである。

なお、上述した超音波画像生成モードは、あくまでも一例であり、上述した3種類のモード以外のモード、例えば、A（Amplitude）モード及びM（Motion）モード等が更に含まれてもよい。

【0038】

以上のように構成された超音波診断装置10は、電源投入後に、検査情報を入力する入力ステップと、超音波診断を行う診断ステップと、超音波診断準備等のために待機する待機ステップと、を実施する。超音波診断装置10の起動時には、先ず、入力ステップが実施される。入力ステップでは、術者が操作卓100を操作することにより、上述した検査情報の入力が行われる。検査情報の入力終了後、術者が操作卓100によって超音波診断の開始を指示すると、診断ステップが開始される。また、検査情報の入力終了してから超音波診断の開始指示があるまでの間は、待機ステップが実施される。

10

【0039】

また、入力ステップの実施後には、超音波診断装置10の動作モード（以下、単に動作モードと言う。）の設定がなされる。本実施形態において、動作モードは、第一モード及び第二モードを含んでおり、超音波診断装置10は、いずれか一方のモードに従って動作する。第一モードは、通常の手順にて超音波診断を実施するモードである。第二モードは、超音波診断を実施する一方で、超音波診断の実施期間以外の期間（以下、非診断期間と言う。）に後述の分極処理を実施するモードである。

20

【0040】

<<超音波内視鏡の構成>>

次に、超音波内視鏡12の構成について図1乃至4を参照しながら説明する。超音波内視鏡12は、挿入部22及び操作部24を有する。挿入部22は、図1に示すように先端側（自由端側）から順に、先端部40、湾曲部42及び軟性部43を備える。先端部40には、図2に示すように超音波観察部36及び内視鏡観察部38が設けられている。

【0041】

また、図2に示すように、先端部40には処置具導出口44が設けられている。処置具導出口44は、鉗子、穿刺針、若しくは高周波メス等の処置具（不図示）の出口となり、且つ、血液及び体内汚物等の吸引物を吸引する際の吸引口にもなる。

30

【0042】

さらに、図1及び図2等に示すように、先端部40において、超音波振動子ユニット46を覆う位置にバルーン37が着脱自在に装着されている。このバルーン37は、膨張及び収縮可能な袋体であり、超音波振動子ユニット46とともに患者の体腔内に配置され、体腔内で膨張及び収縮する。

なお、バルーン37については、後の項で詳しく説明する。

【0043】

湾曲部42は、挿入部22において先端部40よりも基端側（超音波振動子ユニット46が設けられている側とは反対側）に設けられた部分であり、湾曲自在である。軟性部43は、湾曲部42と操作部24との間を連結している部分であり、可撓性を有し、細長く伸びた状態で設けられている。

40

【0044】

挿入部22及び操作部24の各々の内部には、図4に示すように送気送水用の管路及び吸引用の管路が、それぞれ複数形成されている。さらに、図3及び図4に示すように、挿入部22及び操作部24の各々の内部には、一端が処置具導出口44に通じる処置具チャンネル45が形成されている。

【0045】

次に、超音波内視鏡12の構成要素のうち、超音波観察部36、内視鏡観察部38、バ

50

ルーン 37、送気送水用及び吸引用の管路、並びに操作部 24 に関して詳しく説明する。

【0046】

(超音波観察部)

超音波観察部 36 は、超音波画像を取得するために設けられた部分であり、挿入部 22 の先端部 40 において先端側に配置されている。超音波観察部 36 は、図 3 に示すように超音波振動子ユニット 46 と、複数の同軸ケーブル 56 と、FPC (Flexible Printed Circuit) 60 とを備える。

【0047】

超音波振動子ユニット 46 は、超音波探触子 (プローブ) に相当し、患者の体腔内 (被検体の内部) において超音波を送受信する。具体的に説明すると、超音波振動子ユニット 46 は、複数の超音波振動子 48 のうちの駆動対象振動子が駆動することにより、超音波を送受信する。駆動対象振動子とは、超音波診断時に実際に駆動 (振動) して超音波を発生し、その反射波 (エコー) を受信したときに電気信号である受信信号を出力する超音波振動子 48 である。

なお、本実施形態では、超音波振動子ユニット 46 が内視鏡と一体化されており、内視鏡とともに患者の体腔内に挿入されることになっているが、これに限定されるものではない。例えば、超音波振動子ユニット 46 が内視鏡とは分離しており、内視鏡とは別に患者の体腔内に挿入されるものであってもよい。

【0048】

本実施形態に係る超音波振動子ユニット 46 は、図 3 に示すように複数の超音波振動子 48 が円弧状に配置されたコンベックス型の探触子であり、放射状 (円弧状) に超音波を送信する。ただし、超音波振動子ユニット 46 の種類 (型式) については特に限定されるものではなく、超音波を送受信できるものであれば他の種類でもよく、例えば、セクタ型、リニア型及びラジアル型等であってもよい。

【0049】

超音波振動子ユニット 46 は、図 3 に示すようにバッキング材層 54 と、超音波振動子アレイ 50 と、音響整合層 76 と、音響レンズ 78 とを積層させることで構成されている。

【0050】

超音波振動子アレイ 50 は、一次元アレイ状に配列された複数の超音波振動子 48 (超音波トランスデューサ) からなる。より詳しく説明すると、超音波振動子アレイ 50 は、N 個 (例えば $N = 128$) の超音波振動子 48 が先端部 40 の軸線方向 (挿入部 22 の長手軸方向) に沿って凸湾曲状に等間隔で配列されることで構成されている。なお、超音波振動子アレイ 50 は、複数の超音波振動子 48 を二次元アレイ状に配置したものであってもよい。

【0051】

N 個の超音波振動子 48 の各々は、圧電素子である単結晶振動子の両面に電極を配置することで構成されている。単結晶振動子としては、水晶、ニオブ酸リチウム、マグネシウムニオブ酸鉛 (PMN)、亜鉛ニオブ酸鉛 (PZN)、インジウムニオブ酸鉛 (PIN)、チタン酸鉛 (PT)、タンタル酸リチウム、ランガサイト、酸化亜鉛、マグネシウムニオブ酸鉛 - チタン酸鉛 (PMN - PT)、及び亜鉛ニオブ酸鉛 - チタン酸鉛 (PZN - PT) などが用いられる。

電極は、複数の超音波振動子 48 の各々に対して個別に設けられた個別電極 (不図示) と、複数の超音波振動子 48 に共通のグランド電極 (不図示) とからなる。また、電極は、同軸ケーブル 56 及び FPC 60 を介して超音波用プロセッサ装置 14 と電氣的に接続される。

【0052】

なお、本実施形態に係る超音波振動子 48 は、患者の体腔内の超音波画像を取得する理由から、7 MHz ~ 8 MHz レベルの比較的高周波数で駆動 (振動) する必要がある。そのため、超音波振動子 48 を構成する圧電素子の厚みは、比較的薄く設計されており、

10

20

30

40

50

例えば、75 ~ 125 μm であり、好ましくは90 ~ 125 μm である。

【0053】

各超音波振動子48には、パルス状の駆動電圧が、入力信号として超音波用プロセッサ装置14から同軸ケーブル56を通じて供給される。この駆動電圧が超音波振動子48の電極に印加されると、圧電素子が伸縮して超音波振動子48が駆動(振動)する。この結果、超音波振動子48からパルス状の超音波が出力される。このとき、超音波振動子48から出力される超音波の振幅は、その超音波振動子48が超音波を出力した際の強度(出力強度)に応じた大きさとなっている。ここで、出力強度は、超音波振動子48から出力された超音波の音圧の大きさとして定義される。

【0054】

また、各超音波振動子48は、超音波の反射波(エコー)を受信すると、これに伴って振動(駆動)し、各超音波振動子48の圧電素子が電気信号を発生する。この電気信号は、超音波の受信信号として各超音波振動子48から超音波用プロセッサ装置14に向けて出力される。このとき、超音波振動子48から出力される電気信号の大きさ(電圧値)は、その超音波振動子48が超音波を受信した際の受信感度に応じた大きさとなっている。ここで、受信感度は、超音波振動子48が送信する超音波の振幅に対する、その超音波振動子48が超音波を受信して出力した電気信号の振幅の比として定義される。

【0055】

本実施形態では、N個の超音波振動子48をマルチプレクサ140などの電子スイッチで順次駆動させることで、超音波振動子アレイ50が配された曲面に沿った走査範囲、例えば曲面の曲率中心から数十mm程度の範囲で超音波が走査される。より詳しく説明すると、例えば超音波画像としてBモード画像(断層画像)を取得する場合には、マルチプレクサ140のチャンネル選択により、N個の超音波振動子48のうち、連続して並ぶm個(例えば、 $m = 2 / N$)の駆動対象振動子に駆動電圧が供給される。これにより、m個の駆動対象振動子の各々が駆動し、各駆動対象振動子から超音波が開口から出力される。出力されたm個の超音波は、直後に合成され、その合成波(超音波ビーム)が観察対象部位に向けて送信される。その後、m個の駆動対象振動子の各々は、観察対象部位にて反射された超音波(エコー)を受信し、その時点での受信感度に応じた電気信号(受信信号)を出力する。

【0056】

上記一連の工程(すなわち、駆動電圧の供給、超音波の送受信、及び電気信号の出力)は、マルチプレクサ140での開口チャンネルを切り替えて駆動対象振動子の位置を1つずつ(1個の超音波振動子48ずつ)ずらしながら繰り返し行われる。例えば、1フレーム分のBモード画像を取得するにあたり、上記一連の工程(以下、便宜的にパスと言う。)は、N個の超音波振動子48のうち、一端側の超音波振動子48から他端側の超音波振動子48に向かって計N回繰り返され、各パスによってBモード画像を構成する各画像片が形成される。ここで、画像片とは、略扇状のBモード画像をその外縁である円弧に沿ってN等分したものである。

【0057】

バックング材層54は、超音波振動子アレイ50を裏側(音響整合層76とは反対側)から支持する。また、バックング材層54は、超音波振動子48から発せられた超音波、若しくは観察対象部位にて反射された超音波(エコー)のうち、超音波振動子アレイ50の裏側に伝播した超音波を減衰させる機能を有する。なお、バックング材は、硬質ゴムの剛性を有する材料からなり、超音波減衰材(フェライト及びセラミックス等)が適量添加されている。

【0058】

音響整合層76は、患者の人体と駆動対象振動子との間の音響インピーダンス整合をとるために設けられたものである。音響整合層76は、超音波振動子アレイ50(つまり、複数の超音波振動子48)の外側に配置され、厳密には、超音波振動子アレイ50の上に重ねられている。音響整合層76が設けられていることにより、超音波の透過率を高める

10

20

30

40

50

ことが可能となる。音響整合層 76 の材料としては、音響インピーダンスの値が超音波振動子 48 の圧電素子に比して、より患者の人体のものに近い様々な有機材料を用いることができる。音響整合層 76 の材料としては、具体的にはエポキシ系樹脂、シリコンゴム、ポリイミド及びポリエチレン等が挙げられる。

【0059】

音響整合層 76 上に重ねられた音響レンズ 78 は、駆動対象振動子から発せられる超音波を観察対象部位に向けて収束させるためのものである。なお、音響レンズ 78 は、例えば、シリコン系樹脂（ミラブル型シリコンゴム（HTVゴム）、液状シリコンゴム（RTVゴム）等）、ブタジエン系樹脂、及びポリウレタン系樹脂等からなり、必要に応じて酸化チタン、アルミナ若しくはシリカ等の粉末が混合される。

10

【0060】

なお、駆動対象振動子から送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの違いにより、音響レンズ 78 の境界位置にて反射する。このため、超音波振動子 48 は、音響レンズ 78 の境界位置にて反射した超音波を受信し、その受信信号を出力することになる。この結果、超音波画像（詳しくは、断層画像）には、音響レンズ 78 の境界が映り込むことになる（例えば、図 12 参照）。

【0061】

FPC60 は、各超音波振動子 48 が備える電極と電氣的に接続される。複数の同軸ケーブル 56 の各々は、その一端にて FPC60 に配線されている。超音波内視鏡 12 が超音波用コネクタ 32a を介して超音波用プロセッサ装置 14 に接続されると、各同軸ケーブル 56 は、その他端（FPC60 側とは反対側）にて超音波用プロセッサ装置 14 と電氣的に接続される。

20

【0062】

さらに、超音波内視鏡 12 は、内視鏡側メモリ 58（図 7 参照）を備えている。内視鏡側メモリ 58 には、超音波診断時に駆動対象振動子が駆動した駆動時間が記憶される。より厳密に説明すると、内視鏡側メモリ 58 には、超音波診断装置 10 の動作モードが第一モードになってからの駆動対象振動子の駆動時間（厳密には、述べ駆動時間）が記憶される。

なお、本実施形態では、術者が超音波診断の開始指示を行ってから超音波診断が終了するまでの時間（より詳しくは、ライブモードで超音波診断が実施された時間）を駆動時間として取り扱うこととする。ただし、これに限定されるものではなく、実際に駆動対象振動子に対して駆動電圧を供給した時間を駆動時間としてもよい。

30

【0063】

超音波内視鏡 12 が超音波用プロセッサ装置 14 と接続された状態では、超音波用プロセッサ装置 14 の CPU 152 が内視鏡側メモリ 58 にアクセスし、内視鏡側メモリ 58 に記憶された駆動時間を読み取ることが可能である。また、超音波用プロセッサ装置 14 の CPU 152 は、内視鏡側メモリ 58 に記憶された駆動時間を初期値に書き換えたり（すなわち、クリアしたり）、超音波診断の実施に伴って駆動時間が増えた場合には新たな駆動時間に更新したりする。

【0064】

（内視鏡観察部）

内視鏡観察部 38 は、内視鏡画像を取得するために設けられた部分であり、挿入部 22 の先端部 40 において超音波観察部 36 よりも基端側に配置されている。内視鏡観察部 38 は、図 2 及び図 3 に示すように観察窓 82、対物レンズ 84、固体撮像素子 86、照明窓 88、洗浄ノズル 90 及び配線ケーブル 92 等によって構成されている。

40

【0065】

観察窓 82 は、挿入部 22 の先端部 40 において軸線方向（挿入部 22 の長手軸方向）に対して斜めに傾けられた状態に取り付けられている。観察窓 82 から入射されて観察対象隣接部位にて反射された光は、対物レンズ 84 で固体撮像素子 86 の撮像面に結像される。

50

【 0 0 6 6 】

固体撮像素子 8 6 は、観察窓 8 2 及び対物レンズ 8 4 を透過して撮像面に結像された観察対象隣接部位の反射光を光電変換して、撮像信号を出力する。固体撮像素子 8 6 としては、CCD (Charge Coupled Device : 電荷結合素子)、及び CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor : 相補形金属酸化膜半導体) 等が利用可能である。固体撮像素子 8 6 で出力された撮像画像信号は、挿入部 2 2 から操作部 2 4 まで延設された配線ケーブル 9 2 を経由して、ユニバーサルコード 2 6 により内視鏡用プロセッサ装置 1 6 に伝送される。

【 0 0 6 7 】

照明窓 8 8 は、図 2 に示すように観察窓 8 2 の両脇位置に設けられている。照明窓 8 8 には、ライトガイド (不図示) の出射端が接続されている。ライトガイドは、挿入部 2 2 から操作部 2 4 まで延設され、その入射端は、ユニバーサルコード 2 6 を介して接続された光源装置 1 8 に接続されている。光源装置 1 8 で発せられた照明光は、ライトガイドを伝わり、照明窓 8 8 から観察対象隣接部位に向けて照射される。

10

【 0 0 6 8 】

洗浄ノズル 9 0 は、観察窓 8 2 及び照明窓 8 8 の表面を洗浄するために挿入部 2 2 の先端部 4 0 に形成された噴出孔であり、洗浄ノズル 9 0 からは、空気又は洗浄用液体が観察窓 8 2 及び照明窓 8 8 に向けて噴出される。なお、本実施形態において、洗浄ノズル 9 0 から噴出される洗浄用液体は、水、特に脱気水である。ただし、洗浄用液体については、特に限定されるものではなく、他の液体、例えば、通常の水 (脱気されていない水) であ

20

【 0 0 6 9 】

(バルーン)

バルーン 3 7 は、膨縮自在な筒状のゴム材からなり、挿入部 2 2 の先端部 4 0 の外周面において超音波振動子ユニット 4 6 を覆う位置に配置されている。具体的に説明すると、バルーン 3 7 の開口端には伸縮自在な止着リング 3 9 が形成されている。先端部 4 0 の外面には、止着リング 3 9 の位置に合わせて円環状の嵌合溝 4 1 が形成されている。止着リング 3 9 の直径は、嵌合溝 4 1 の直径よりも僅かに短くなっている。そして、止着リング 3 9 を嵌合溝 4 1 に嵌合させると、バルーン 3 7 が先端部 4 0 の外周面に圧着するようになる。

30

【 0 0 7 0 】

バルーン 3 7 は、その内部に超音波伝達媒体が注入されることで膨張する。また、挿入部 2 2 の先端部 4 0 が患者の体腔内に挿入された状態でバルーン 3 7 が膨張すると、バルーン 3 7 は、体腔内壁 (例えば、観察対象隣接部位の周辺) に当接する。これにより、超音波振動子ユニット 4 6 と体腔内壁との間から空気が排除されるようになり、空気中での超音波及びその反射波 (エコー) の減衰を防止することが可能となる。

【 0 0 7 1 】

本実施形態において、超音波伝達媒体は、液状媒体であり、具体的には水 (厳密には、脱気水) である。ただし、超音波伝達媒体については、特に限定されるものではなく、超音波を良好に伝達させ得る液状媒体であれば制限なく利用可能である。

40

【 0 0 7 2 】

また、超音波伝達媒体である脱気水は、挿入部 2 2 の先端部 4 0 において超音波振動子ユニット 4 6 付近に形成された送水口 4 7 を通じてバルーン 3 7 内に注水される。これにより、バルーン 3 7 が膨張する。一方、患者の体腔内から挿入部 2 2 を引き出す際には、バルーン 3 7 内の脱気水を送水口 4 7 から吸引することにより、バルーン 3 7 の内部から脱気水を排水してバルーン 3 7 を収縮させる。

【 0 0 7 3 】

なお、バルーン 3 7 の膨張及び収縮は、患者の体内に超音波内視鏡 1 2 が挿入された状態で繰り返し行われる場合がある。例えば、観察対象部位を変えて超音波診断を実施する場合には、超音波内視鏡 1 2 を体腔内に挿入したままの状態ですべての超音波内視鏡 1 2 の挿入量

50

を変えたり超音波内視鏡 1 2 の操作部 2 4 を操作したりして、超音波振動子ユニット 4 6 が接触する部位（すなわち、観察対象隣接部位）を変えることになる。この場合、膨張状態のバルーン 3 7 をいったん収縮させ、新たな観察対象隣接部位に超音波振動子ユニット 4 6 を接触させてから、バルーン 3 7 を再度膨張させることになる。

【 0 0 7 4 】

また、駆動対象振動子から送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの違いによりバルーン 3 7 にて反射する。このため、駆動対象振動子は、バルーン 3 7 にて反射した超音波を受信し、その受信信号を出力することになる。この結果、超音波画像（詳しくは、断層画像）には、バルーン 3 7 が映り込むことになる（例えば、図 1 2 参照）。

【 0 0 7 5 】

（送気送水用及び吸引用の管路）

送気送水用及び吸引用の管路について説明するにあたり、超音波診断装置 1 0 が備える送気送水用及び吸引用の設備、具体的には送水タンク 2 1 a、吸引ポンプ 2 1 b 及び送気ポンプ 2 1 c について説明する。

【 0 0 7 6 】

送水タンク 2 1 a は、脱気水を貯留するタンクである。なお、脱気水は、洗浄ノズル 9 0 から噴出される洗浄用液体として用いられると共に、バルーン 3 7 内に注水される超音波伝達媒体としても用いられる。ただし、これに限定されるものではなく、洗浄用液体と超音波伝達媒体とを分けて用意し、それぞれを別々のタンクに貯留してもよい。

【 0 0 7 7 】

吸引ポンプ 2 1 b は、処置具導出口 4 4 を通じて体腔内の吸引物（洗浄用に供給された脱気水を含む）を吸引する。送気ポンプ 2 1 c は、所定の送気先に空気を送気する。送気ポンプ 2 1 c によって送られる空気の送気先については、切り替え可能であり、例えば、洗浄ノズル 9 0 を通じて患者の体腔内に送気することが可能である。また、送気ポンプ 2 1 c から送水タンク 2 1 a 内に送気することも可能である。この場合には送水タンク 2 1 a 内が加圧され、加圧されたタンク内圧力を利用して送水タンク 2 1 a 内の脱気水をバルーン 3 7 内に送水することができる。

なお、吸引ポンプ 2 1 b 及び送気ポンプ 2 1 c は、超音波診断装置 1 0 の起動中、常時作動する。

【 0 0 7 8 】

次に、挿入部 2 2 及び操作部 2 4 の各々の内部に設けられた管路について図 4 を参照しながら説明する。挿入部 2 2 及び操作部 2 4 内には、図 4 に示すように、処置具チャンネル 4 5 と送気送水管路 6 2 とバルーン管路 6 3 とが設けられている。

【 0 0 7 9 】

処置具チャンネル 4 5 は、操作部 2 4 に設けられた処置具挿入口 3 0 と処置具導出口 4 4 との間を連絡している。また、処置具チャンネル 4 5 からは吸引管路 6 4 が分岐している。吸引管路 6 4 は、操作部 2 4 に設けられた吸引ボタン 2 8 b に接続している。送気送水管路 6 2 は、その一端側で洗浄ノズル 9 0 に通じており、他端側では送気管路 6 5 と送水管路 6 6 とに分岐している。送気管路 6 5 及び送水管路 6 6 は、操作部 2 4 に設けられた送気送水ボタン 2 8 a に接続している。

【 0 0 8 0 】

バルーン管路 6 3 は、その一端側が送水口 4 7 に接続されていてバルーン 3 7 内部と連通しており、他端側ではバルーン送水管路 6 7 とバルーン排水管路 6 8 とに分岐している。バルーン送水管路 6 7 は、送気送水ボタン 2 8 a に接続しており、バルーン排水管路 6 8 は、吸引ボタン 2 8 b に接続している。

【 0 0 8 1 】

また、図 4 に示すように、送気送水ボタン 2 8 a には、送気管路 6 5、送水管路 6 6、及びバルーン送水管路 6 7 のほかに、送気ポンプ 2 1 c に通じる送気源管路 6 9 の一端と、送水タンク 2 1 a に通じる送水源管路 7 0 の一端とが接続されている。送気源管路 6 9 の他端は、光源用コネクタ 3 2 c 内で分岐管路 7 1 によって分岐されている。分岐管路 7

10

20

30

40

50

1は、送水タンク21aの入口に接続されている。また、送水源管路70の他端は、分岐管路71内を通過して送水タンク21a内に挿入されている。そして、分岐管路71を介して送気ポンプ21cからの送気により、送水タンク21aの内部圧力が上昇すると、送水タンク21a内の水(脱気水)が送水源管路70へ送水される。

【0082】

吸引ボタン28bには、吸引管路64及びバルーン排水管路68のほかに、吸引ポンプ21bに通じる吸引源管路72の一端が接続されている。

【0083】

(操作部)

操作部24は、超音波診断開始時、診断中及び診断終了時等に術者によって操作される部分であり、その一端にはユニバーサルコード26の一端が接続されている。操作部24は、図1に示すように送気送水ボタン28a、吸引ボタン28b、一对のアングルノブ29及び処置具挿入口(鉗子口)30を有する。

10

【0084】

一对のアングルノブ29の各々を回動すると、湾曲部42が遠隔的に操作されて湾曲変形する。この変形操作により、超音波観察部36及び内視鏡観察部38が設けられた挿入部22の先端部40を所望の方向に向けることができる。処置具挿入口30は、鉗子等の処置具(不図示)を挿通するために形成された孔であり、処置具チャンネル45を介して処置具導出口44と連絡している。処置具挿入口30に挿入された処置具は、処置具チャンネル45を通過した後に処置具導出口44から体腔内に導入される。

20

【0085】

送気送水ボタン28a及び吸引ボタン28bは、2段切り替え式の押しボタンであり、挿入部22及び操作部24の各々の内部に設けられた管路の開閉を切り替えるために操作される。特に、本実施形態では、送気送水ボタン28a及び吸引ボタン28bを操作することで、バルーン37を膨張又は収縮させることができる。換言すると、送気送水ボタン28a及び吸引ボタン28bは、バルーン37を膨張又は収縮させる際に術者によって操作される押しボタンである。

【0086】

以下、送気送水ボタン28a及び吸引ボタン28bの各々の詳細構成について図5及び図6を参照しながら説明する。図5は、吸引ボタン28bの断面図である。図6は、送気送水ボタン28aの断面図である。なお、送気送水ボタン28aの構成は、吸引ボタン28bの構成と類似しているため、図6に図示した送気送水ボタン28aの構成部品のうち、吸引ボタン28bが有する部品と同じ部品には、吸引ボタン28bが有する部品と同一の符号が付けられている。

30

【0087】

送気送水ボタン28aは、その頂部に設けられた操作キャップ112が操作されていないときには、送水源管路70を遮断すると共に、送気源管路69を操作キャップ112の排気孔110に連通される。この状態において、操作キャップ112に形成された排気孔110が術者の指等によって塞がれると(図6参照)、送気源管路69と送気管路65とが連通する。これにより、送気管路65へ空気が送られて洗浄ノズル90から空気が噴出される。

40

【0088】

また、送気送水ボタン28aは、操作キャップ112が半押し操作(一段階操作)されたときに、送気源管路69を遮断すると共に、送水源管路70を送水管路66のみに連通させる。これにより、送水源管路70から送られる脱気水が送水管路66を流れて洗浄ノズル90から噴出される。また、送気送水ボタン28aは、操作キャップ112が全押し操作(二段階操作)されたときに、送気源管路69の遮断が継続された状態で、送水源管路70をバルーン送水管路67のみに連通させる。これにより、送水源管路70から送られる脱気水がバルーン送水管路67を流れてバルーン37内へ送水される。

【0089】

50

吸引ボタン 28b は、その頂部に設けられた操作キャップ 112 が操作されていないときは、吸引源管路 72 を大気に連通させる。また、吸引ボタン 28b は、操作キャップ 112 が半押し操作（一段階操作）されたとき、吸引源管路 72 を吸引管路 64 のみに連通させる。これにより、吸引管路 64 及び処置具チャンネル 45 の負圧吸引力が上昇し、処置具導出口 44 から吸引物が吸引される。また、吸引ボタン 28b は、操作キャップ 112 が全押し操作（二段階操作）されたとき、吸引源管路 72 をバルーン排水管路 68 のみに連通させる。これにより、バルーン排水管路 68 及びバルーン管路 63 の負圧吸引力が上昇し、バルーン 37 内の水が排水される。

【0090】

吸引ボタン 28b は、図 5 に示すように、シリンダ 114 内にピストン 116 がスライド自在に収容され、シリンダ 114 に設けられたシリンダキャップ 118 によってピストン 116 が位置決めされるように構成されている。シリンダ 114 には、吸引管路 64、バルーン排水管路 68、及び吸引源管路 72 が接続されている。また、シリンダ 114 内には、その軸方向に延びたシリンダ管路 120 が形成されている。シリンダ管路 120 の一端は、開口端となっており、シリンダ管路 120 の他端には、吸引管路 64 に通じる吸引接続口 73 が設けられている。さらに、シリンダ管路 120 内には、他端側から一端側に向かって吸引源管路 72 に通じる吸引源接続口 74 と、バルーン排水管路 68 に通じる排水接続口 75 とが開口している。

【0091】

ピストン 116 は、シリンダ管路 120 の一端である開口端から突出した軸先端部 122 と、シリンダ管路 120 内に常時収容される軸本体部 124 とからなる。軸先端部 122 の頂部には、押圧操作を受ける操作キャップ 112 が固定されている。軸本体部 124 には、その軸後端面に形成された後端面開口 126 と、側面に形成された側面開口 128 と、後端面開口 126 及び側面開口 128 を連通する内部管路 130 とが設けられている。側面開口 128 は、操作キャップ 112 が半押し操作されたときに吸引源接続口 74 と略対向する位置に形成されている。また、軸本体部 124 の側面において、側面開口 128 よりも軸先端部 122 により近い部分には、環状の周溝 132 が形成されている。周溝 132 は、操作キャップ 112 が全押し操作されたときに排水接続口 75 及び吸引源接続口 74 と略対向する位置に形成されている。

【0092】

ピストン 116 は、操作キャップ 112 が押圧操作されていないときの位置（以下、非押圧位置）と、操作キャップ 112 が全押し操作されたときの位置（以下、全押し位置）との間でスライド移動する。そして、ピストン 116 が非押圧位置にあるとき、吸引源接続口 74 と吸引接続口 73 との連通を遮断し、且つ、吸引源接続口 74 と排水接続口 75 との連通を遮断する遮断状態にある。また、ピストン 116 は、全押し位置に至ると、周溝 132 により吸引源接続口 74 に対して排水接続口 75 のみを連通されるバルーン排水状態となる。バルーン排水状態時には、排水接続口 75 が吸引源接続口 74 と連通することで、吸引源管路 72 がバルーン排水管路 68 及びバルーン管路 63 と連通する。そして、吸引源管路 72 からバルーン管路 63 に至る範囲で負圧吸引力が上昇して、バルーン 37 内から脱気水が排水されてバルーン 37 が収縮する。バルーン 37 から排水された脱気水は、超音波内視鏡 12 の外へ排出される。また、ピストン 116 は、操作キャップ 112 が半押し操作されたとき、非押圧位置と全押し位置との間に位置する半押し位置に移動する。この際、ピストン 116 は、内部管路 130 によって吸引源接続口 74 に吸引接続口 73 のみを連通させる吸引状態になる。

【0093】

また、ピストン 116 は、シリンダキャップ 118 内に設けられた 2 つのコイルバネ 134a、134b によって操作キャップ 112 側に付勢される。これにより、ピストン 116 は、操作キャップ 112 が操作されていないときには、非押圧位置で維持される。また、ピストン 116 を非押圧位置から半押し位置へ移動させるとき、ピストン 116 を全押し位置へ更に移動させるときには、コイルバネ 134a、134b の付勢力に抗して操

10

20

30

40

50

作キャップ 1 1 2 を押圧することになる。ここで、ピストン 1 1 6 は、非押圧位置から半押し位置までの範囲にある間には、2つのコイルバネ 1 3 4 a、1 3 4 b の一方のみから付勢され、半押し位置から全押し位置までの範囲にある間には、2つのコイルバネ 1 3 4 a、1 3 4 b の双方から付勢される。このため、ピストン 1 1 6 を非押圧位置から全押し位置に移動させる途中、具体的には、ピストン 1 1 6 が半押し位置に至った際に、ピストン 1 1 6 に掛かる付勢力が変わる。これにより、ピストン 1 1 6 が半押し位置に至った時点で操作キャップ 1 1 2 を一時停止させることが可能となる。

【0094】

また、シリンダ管路 1 2 0 内の吸引接続口 7 3 側の端部（後端部）には、図 5 に示すように検知器 1 3 9 a が配置されている。この検知器 1 3 9 a は、バルーン 3 7 を収縮させるための操作（すなわち、全押し操作）が吸引ボタン 2 8 b にて行われたことを検知する。具体的に説明すると、検知器 1 3 9 a は、ピストン 1 1 6 が全押し位置に至ったときにピストン 1 1 6 と接触し、その際に検知信号を超音波用プロセッサ装置 1 4 の CPU 1 5 2 に向けて出力する。

10

【0095】

送気送水ボタン 2 8 a は、図 6 に示すように、シリンダ 1 1 4 と、シリンダ 1 1 4 内に収容されたピストン 1 1 6 と、ピストン 1 1 6 の先端に取り付けられた操作キャップ 1 1 2 と、シリンダ 1 1 4 に取り付けられるシリンダキャップ 1 1 8 とを有する。シリンダ 1 1 4 は、有底筒状に形成されており、シリンダ管路 1 2 0 を有する。シリンダ管路 1 2 0 には、送気管路 6 5 との接続口 1 2 1 a、送気源管路 6 9 との接続口 1 2 1 b、送水管路 6 6 との接続口 1 2 1 c、送水源管路 7 0 との接続口 1 2 1 d、及びバルーン送水管路 6 7 との接続口 1 2 1 e が設けられている。

20

送気送水ボタン 2 8 a の操作キャップ 1 1 2 には排気孔 1 1 0 が形成されており、排気孔 1 1 0 は、ピストン 1 1 6 の貫通穴 1 3 6 と連通している。

【0096】

送気送水ボタン 2 8 a のピストン 1 1 6 は、吸引ボタン 2 8 b の場合と同様に操作キャップ 1 1 2 が操作されることで移動し、非押圧位置、半押し位置及び全押し位置に変位する。ピストン 1 1 6 が非押圧位置にあるときには、送気ポンプ 2 1 c からの空気が操作キャップ 1 1 2 の排気孔 1 1 0 から排出される。このとき、図 6 に示すように排気孔 1 1 0 が指等によって塞がれると、送気管路 6 5 から送られてくる空気がピストン 1 1 6 内に滞留し、これによってピストン 1 1 6 内の圧力が上昇する。この結果、ピストン 1 1 6 の、操作キャップ 1 1 2 とは反対側の端部に取り付けられた逆止弁 1 3 8 が開き、ピストン 1 1 6 内の空気が送気管路 6 5 へ送気される。

30

【0097】

操作キャップ 1 1 2 が半押し操作されると、ピストン 1 1 6 が半押し位置に移動する。これにより、送水管路 6 6 と送水源管路 7 0 とが互いに接続された状態になり、ノズル送水が行われ、洗浄ノズル 9 0 から脱気水が噴出される。このとき、送気管路 6 5 及び送気源管路 6 9 は遮断されている。また、操作キャップ 1 1 2 が全押し操作されると、ピストン 1 1 6 が全押し位置に移動する。これにより、バルーン送水管路 6 7 と送水源管路 7 0 とが互いに接続された状態になり、送水タンク 2 1 a に貯留された脱気水が送水源管路 7 0、バルーン送水管路 6 7、及びバルーン管路 6 3 を経由して送水口 4 7 からバルーン 3 7 内に注水される。このときも、送気管路 6 5 及び送気源管路 6 9 は遮断されている。

40

【0098】

また、吸引ボタン 2 8 b と同様に、送気送水ボタン 2 8 a のシリンダ管路 1 2 0 内の吸引接続口 7 3 側の端部にも、図 6 に示すように検知器 1 3 9 b が配置されている。この検知器 1 3 9 b は、バルーン 3 7 を膨張させるための操作（すなわち、全押し操作）が送気送水ボタン 2 8 a にて行われたことを検知する。具体的に説明すると、検知器 1 3 9 b は、ピストン 1 1 6 が全押し位置に至ったときにピストン 1 1 6 と接触し、その際に検知信号を超音波用プロセッサ装置 1 4 の CPU 1 5 2 に向けて出力する。

【0099】

50

<< 超音波用プロセッサ装置の構成 >>

超音波用プロセッサ装置 14 は、超音波振動子ユニット 46 に超音波を送受信させ、且つ、超音波受信時に駆動対象素子が出力した受信信号に基づいて超音波画像を生成する。また、超音波用プロセッサ装置 14 は、生成した超音波画像をモニタ 20 に表示する。

【0100】

さらに、本実施形態において、超音波用プロセッサ装置 14（厳密には、後述の分極処理部 155）は、分極処理を実施し、N個の超音波振動子 48のうちに分極対象振動子に対して分極用電圧を供給して分極対象振動子に分極する。分極処理の実施により、超音波診断の繰り返し実施によって脱分極した超音波振動子 48を再度分極することができ、これにより、超音波振動子 48の超音波に対する受信感度を良好なレベルまで回復させることが可能となる。

10

【0101】

超音波用プロセッサ装置 14 は、図 7 に示すように、マルチプレクサ 140、受信回路 142、送信回路 144、A/Dコンバータ 146、ASIC 148、シネメモリ 150、メモリコントローラ 151、CPU (Central Processing Unit) 152、DSC (Digital Scan Converter) 154、及び分極処理部 155を有する。

【0102】

受信回路 142 及び送信回路 144 は、マルチプレクサ 140 を介して超音波内視鏡 12 の超音波振動子アレイ 50 と電氣的に接続する。マルチプレクサ 140 は、N個の超音波振動子 48 の中から最大 m 個の駆動対象振動子を選択し、そのチャンネルを開口させる。

20

【0103】

送信回路 144 は、超音波振動子ユニット 46 から超音波を送信するために、マルチプレクサ 140 により選択された駆動対象振動子に対して超音波送信用の駆動電圧を供給する回路である。駆動電圧は、パルス状の電圧信号であり、ユニバーサルコード 26 及び同軸ケーブル 56 を介して駆動対象振動子の電極に印加される。

【0104】

受信回路 142 は、超音波（エコー）を受信した駆動対象振動子から出力される電気信号、すなわち受信信号を受信する回路である。また、受信回路 142 は、CPU 152 から送られてくる制御信号に従って、超音波振動子 48 から受信した受信信号を増幅し、増幅後の信号を A/Dコンバータ 146 に引き渡す。A/Dコンバータ 146 は、受信回路 142 と接続しており、受信回路 142 から受け取った受信信号をアナログ信号からデジタル信号に変換し、変換後のデジタル信号を ASIC 148 に出力する。

30

【0105】

ASIC 148 は、A/Dコンバータ 146 と接続しており、図 7 に示すように、位相整合部 160、Bモード画像生成部 162、PWモード画像生成部 164 及び CFモード画像生成部 166 を構成している。

なお、本実施形態では、ASIC 148 等のようなハードウェア回路によって上述の機能（具体的には、位相整合部 160、Bモード画像生成部 162、PWモード画像生成部 164 及び CFモード画像生成部 166）を実現しているが、これに限定されるものではない。中央演算装置（CPU）と各種データ処理を実行させるためのソフトウェア（コンピュータプログラム）とを協働させることで上記の機能を実現させてもよい。

40

【0106】

位相整合部 160 は、A/Dコンバータ 146 によりデジタル信号化された受信信号（受信データ）に対して遅延時間を与えて整相加算する（受信データの位相を合わせてから加算する）処理を実施する。整相加算処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成される。

【0107】

Bモード画像生成部 162、PWモード画像生成部 164 及び CFモード画像生成部 1

50

66は、超音波振動子ユニット46が超音波を受信した際に駆動対象振動子が出力する電気信号（厳密には、受信データを整相加算することで生成された音声信号）に基づいて、超音波画像を生成する。

【0108】

Bモード画像生成部162は、患者の内部（体腔内）の断層画像であるBモード画像を生成する画像生成部である。Bモード画像生成部162は、順次生成される音線信号に対し、STC（Sensitivity Time gain Control）によって、超音波の反射位置の深度に応じて伝搬距離に起因する減衰の補正を施す。また、Bモード画像生成部162は、補正後の音線信号に対して包絡線検波処理及びLog（対数）圧縮処理を施して、Bモード画像（画像信号）を生成する。

10

【0109】

PWモード画像生成部164は、所定方向における血流速度を表示する画像を生成する画像生成部である。PWモード画像生成部164は、位相整合部160によって順次生成される音線信号のうち、同一方向における複数の音線信号に対して高速フーリエ変換を施すことで周波数成分を抽出する。その後、PWモード画像生成部164は、抽出した周波数成分から血流速度を算出し、算出した血流速度を表示するPWモード画像（画像信号）を生成する。

【0110】

CFモード画像生成部166は、所定方向における血流の情報を表示する画像を生成する画像生成部である。CFモード画像生成部166は、位相整合部160によって順次生成される音線信号のうち、同一方向における複数の音線信号の自己相関を求めることで、血流に関する情報を示す画像信号を生成する。その後、CFモード画像生成部166は、上記の画像信号をBモード画像信号に組み込むことにより、血流に関する情報を重畳させたカラー画像としてのCFモード画像（画像信号）を生成する。

20

【0111】

DSC154は、ASIC148に接続されており、Bモード画像生成部162、PWモード画像生成部164又はCFモード画像生成部166が生成した画像の信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後にモニタ20に出力する。

【0112】

メモリコントローラ151は、ASIC148に接続されており、Bモード画像生成部162、PWモード画像生成部164又はCFモード画像生成部166が生成した画像信号をシネメモリ150に格納する。シネメモリ150は、1フレーム分又は数フレーム分の画像信号を蓄積するための容量を有する。ASIC148が生成した画像信号は、DSC154に出力される一方で、メモリコントローラ151によってシネメモリ150にも格納される。フリーズモード時には、メモリコントローラ151がシネメモリ150に格納された画像信号を読み出し、DSC154に出力する。これにより、フリーズモード時には、シネメモリ150から読み出された画像信号に基づく超音波画像（静止画像）がモニタ20に表示されるようになる。

30

【0113】

分極処理部155は、分極処理を実施するものであり、図7に示すように分極用回路156及び回路切り替え器158によって構成されている。分極用回路156は、分極用電圧供給部を構成しており、分極対象振動子を分極するために、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する。分極用電圧は、分極対象振動子（厳密には、分極対象振動子が有する圧電素子）を分極するための電圧であり、分極対象振動子が有する電極に印加されることで分極対象振動子が分極される（すなわち、分極子の方向が一方向に揃えられる）。

40

【0114】

分極用回路156は、ユニバーサルコード26及び同軸ケーブル56を介して複数の超音波振動子48の各々と電氣的に接続される。また、本実施形態において、分極用回路156は、送信回路144とは別に設けられており、送信回路144が駆動対象振動子に対

50

して駆動電圧を供給する期間以外の期間（非診断期間）に、分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する。また、分極用電圧は、分極用回路156からマルチプレクサ140を經由して分極対象振動子に供給されるが、本実施形態においてマルチプレクサ140を通じて分極用電圧を同時に供給することが可能な分極対象振動子の数は、最大m個である。

【0115】

なお、分極用電圧は、直流電圧であってもよく、若しくは交流電圧であってもよい。また、分極用電圧が交流電圧である場合、その波形は、連続波形であってもよく、若しくはパルス波形であってもよい。また、分極用電圧の波形がパルス波形である場合、ユニポーラパルスであってもよく、若しくはバイポーラパルスであってもよい。

【0116】

回路切り替え器158は、図7に示すように、マルチプレクサ140の手前位置で送信回路144及び分極用回路156の双方に接続されており、送信回路144及び分極用回路156のうち、マルチプレクサ140に接続させる回路を切り替えるスイッチである。回路切り替え器158は、通常時には送信回路144のみをマルチプレクサ140に接続させる。この状態において、駆動対象振動子に対して超音波送信用の駆動電圧が供給される。

一方、分極処理の実施時には、回路切り替え器158がマルチプレクサ140に接続させる回路を送信回路144から分極用回路156へ切り替える。この状態において、分極対象振動子に対して分極用電圧が供給される。

【0117】

CPU152は、超音波用プロセッサ装置14の各部を制御する制御部として機能し、受信回路142、送信回路144、A/Dコンバータ146、ASIC148、分極用回路156及び回路切り替え器158と接続しており、これらの機器を制御する。具体的に説明すると、CPU152は、操作卓100と接続しており、超音波診断時には、操作卓100にて入力された検査情報及び制御パラメータに従って超音波用プロセッサ装置14各部を制御する。これにより、術者によって指定された超音波画像生成モードに応じた超音波画像が取得されるようになり、特にライブモード時には一定のフレームレートにて超音波画像が随時取得される。

【0118】

また、CPU152は、超音波内視鏡12が超音波用コネクタ32aを介して超音波用プロセッサ装置14に接続されると、PnP(Plug and Play)等の方式により超音波内視鏡12を自動認識する。その後、CPU152は、超音波内視鏡12の内視鏡側メモリ58にアクセスし、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間を読み取る。さらに、CPU152は、超音波診断終了時に内視鏡側メモリ58にアクセスし、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間を、直前に実施していた超音波診断の所要時間の分だけ加算した値に更新する。

【0119】

なお、本実施形態では、超音波内視鏡12側に駆動時間が記憶されることとしたが、これに限定されるものではなく、超音波用プロセッサ装置14側に駆動時間が超音波内視鏡12別に記憶されてもよい。

【0120】

さらにまた、CPU152は、動作モードが第二モードである期間中、非診断期間を利用して分極処理を分極処理部155に実施させる。つまり、本実施形態では、超音波診断が実施されていない期間（換言すると、駆動電圧が駆動対象振動子に対して供給される期間以外の期間）に分極処理が実施されることになっている。より詳しく説明すると、本実施形態では、バルーン37が膨張又は収縮している間に、分極用回路156が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給することになっている。

【0121】

分極用電圧の大きさ（電位）及びその供給時間は、分極対象振動子の仕様（詳しくは、圧電素子の厚み及び材質等）に応じて、CPU152が適当な値に設定することになって

10

20

30

40

50

いる。その後、CPU 152は、上記の設定値に基づいて分極処理部155を制御する。具体的に説明すると、CPU 152は、分極処理の実施に際して、超音波用プロセッサ装置16側に記憶された条件テーブル（不図示）を参照する。条件テーブルには、超音波内視鏡12別に設定された分極処理の実施条件（例えば、分極用電圧の電位等）が予め規定されている。そして、CPU 152は、条件テーブルに記載された分極処理の実施条件のうち、超音波内視鏡12と対応する条件に則って分極処理を実施する。

【0122】

<<超音波診断装置の動作例について>>

次に、超音波診断装置10の動作例として、超音波診断に関する一連の処理（以下、診断処理とも言う。）の流れを、図8及び図9を参照しながら説明する。図8は、超音波診断装置10を用いた診断処理の流れを示す図である。図9は、診断処理中の診断ステップの手順を示す図である。

10

【0123】

超音波内視鏡12が超音波用プロセッサ装置14、内視鏡用プロセッサ装置16及び光源装置18に接続された状態で超音波診断装置10各部の電源が投入されると、それをトリガーとして診断処理が開始される。診断処理では、図8に示すように、先ず入力ステップが実施される（S001）。入力ステップでは、術者が操作卓100を通じて検査情報及び制御パラメータ等を入力する。入力ステップが完了すると、診断開始の指示があるまで、待機ステップが実施される（S002）。待機ステップにおいて、超音波用プロセッサ装置14のCPU 152が、超音波内視鏡12の内視鏡側メモリ58から駆動時間を読み取る（S003）。

20

【0124】

その後、CPU 152は、読み取った駆動時間が規定時間以上であるかどうかを判定する（S004）。規定時間は、予め設定された時間であり、超音波用プロセッサ装置14側で記録されている。なお、規定時間は、超音波内視鏡12毎に異なってもよく、あるいは、超音波内視鏡12間で共通した値であってもよい。また、術者が操作卓100を通じて規定時間を変更することが可能な構成であってもよい。

【0125】

読み取った駆動時間が規定時間未満であると判定した場合（S004でNo）、CPU 152は、動作モードを第一モードに設定する（S005）。なお、本実施形態では、初期設定の段階で動作モードが第一モードに設定されていることとする。

30

【0126】

動作モードが第一モードに設定された場合、以後のステップ（具体的には、ステップS006、S007、S008）が通常の手順にて行われる。具体的に説明すると、術者からの診断開始指示があると（S006でYes）、CPU 152が超音波用プロセッサ装置14各部を制御して診断ステップを実施する（S007）。診断ステップは、図9に図示の流れに沿って進行する。詳しく説明すると、CPU 152は、指定された超音波画像生成モードがBモードである場合には（S031でYes）、Bモード画像を生成するように超音波用プロセッサ装置14各部を制御し（S032）、指定された超音波画像生成モードがCFモードである場合には（S033でYes）、CFモード画像を生成するように超音波用プロセッサ装置14各部を制御し（S034）、指定された超音波画像生成モードがPWモードである場合には（S035でYes）、PWモード画像を生成するように超音波用プロセッサ装置14各部を制御する（S036）。

40

【0127】

各モードによる超音波画像の生成は、診断終了条件が成立するまで繰り返し実施される（S037）。診断終了条件としては、例えば、術者が操作卓100を通じて診断終了を指示すること等が挙げられる。

【0128】

診断終了条件が成立すると（S037でYes）、CPU 152は、それまで実施していた超音波診断の所要時間を、ステップ003で内視鏡側メモリ58から読み取った駆動

50

時間に加算し、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間を加算後の駆動時間に更新する(S038)。診断ステップにおける上記一連の工程(すなわち、ステップS031からステップS038までの工程)が終了した時点で診断ステップが終了する。その後、超音波診断装置10各部の電源がオフとなると(S008でYes)、診断処理が終了する。一方、超音波診断装置10各部の電源がオン状態で維持される場合には(S008でNo)、入力ステップS001に戻る。なお、診断開始の指示がなされないまま(S006でNo)、電源がオフになった場合にも診断処理は終了する。

【0129】

診断処理のステップS004に戻って説明すると、内視鏡側メモリ58から読み取った駆動時間が規定時間以上であると判定した場合(S004でYes)、CPU152は、動作モードを第一モードから第二モードに移行させる(S009)。動作モードが第二モードである間には、超音波診断が実施される一方で、非診断期間中に分極処理が実施される。つまり、本実施形態では、動作モードが第二モードであるときに限り、分極用回路156が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給することになっている。このような構成を採用している理由について、図10を参照しながら、以下に説明する。図10は、超音波振動子48の駆動時間及び分極用電圧供給時間と、超音波振動子48の受信感度との関係を示す説明図である。なお、図中の記号Sは、診断ステップの実施期間を表しており、図中の記号Qは、待機ステップの実施期間を表しており、図中の記号Rは、分極処理の実施期間を表している。

10

【0130】

超音波振動子48は、初期の時点(例えば、工場出荷時点)では、所定のレベルまで分極されており、その分極度合いに応じた送受信感度(以下、初期感度 P_i)にて超音波を送受信することが可能である。一方、超音波振動子48が超音波の送受信のために駆動すると、図10に示すように、駆動時間が増加するにつれて脱分極が進行し、それに伴って受信感度も低下する。このような傾向は、超音波振動子48が単結晶振動子である場合に顕著であり、特に、超音波振動子48の厚みが薄く高周波数(7MHz~8MHz)にて振動する場合には、より顕著である。

20

ここで、超音波振動子48の駆動時間(厳密には、延べ駆動時間)を T_a とすると、 T_a は、各回の超音波診断の所要時間(図10中の t_{a1} 、 t_{a2} 、 t_{an})の合計時間として表されるが、駆動時間 T_a が規定時間を超えると、図10に示すように、超音波振動子48の受信感度が下限感度 P_l を下回るようになる。下限感度 P_l は、超音波画像の画質を維持する上で満たすべき受信感度の下限レベルに相当する。換言すると、上記の規定時間は、下限感度 P_l に対応する時間として設定されている。

30

【0131】

そこで、本実施形態では、駆動時間 T_a が規定時間以上となったとき(つまり、超音波振動子48の受信感度が下限感度 P_l 以下となったとき)に、動作モードを第一モードから第二モードに移行させ、第二モードにおいて分極処理を適宜実施することとした。これにより、脱分極した超音波振動子48を再分極し、超音波振動子48の受信感度を回復することが可能となる。

【0132】

診断処理の説明に戻ると、動作モードが第二モードである間中、駆動電圧が駆動対象振動子に対して供給される期間以外の期間(非診断期間)にバルーン37が膨張又は収縮すると(S010)、CPU152は、バルーン37の膨張中又は収縮中に分極処理を分極処理部155に実施させる(S011)。このように本実施形態では、動作モードが第二モードである期間中の非診断期間にバルーン37が膨張又は収縮し、且つ、分極用回路156が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給することになっている。

40

【0133】

上記のステップS010及びS011についてより詳しく説明すると、超音波診断の実施の前段階で、術者は、超音波内視鏡12が患者の体腔内に挿入された状態で操作部24の送気送水ボタン28a又は吸引ボタン28bを全押し操作してバルーン37を膨張又は

50

収縮する。送気送水ボタン 28 a 又は吸引ボタン 28 b が全押し操作されると、それぞれの内部に搭載された検知器 139 a、139 b が全押し操作を検知して検知信号を CPU 152 に向けて出力する。CPU 152 は、検知信号を受信すると、これをトリガーとして分極処理部 155 を制御して分極処理部 155 に分極処理を実施させる。分極処理では、分極用回路 156 が分極対象振動子に対して分極用電圧を一定時間供給する。なお、1 回の分極処理では、N 個の超音波振動子 48 の全てを分極対象振動子とする。より詳しく説明すると、分極処理の前半において、N 個の超音波振動子 48 のうちの半分 (m 個) に対して分極用電圧を供給し、後半において、残り半分 (m 個) の超音波振動子 48 に対して分極用電圧を供給する。

【0134】

また、本実施形態では、動作モードが第二モードである間にバルーン 37 が繰り返し膨張又は収縮すると、その都度、分極処理が実施される。例えば、超音波診断の実施に際してバルーン 37 を膨張させるときには、その時点で分極処理が実施され、超音波診断の終了後にバルーン 37 を収縮させるときには、その時点で分極処理が再度実施される。その後、超音波診断を新たに実施する際に上記の手順と同様の手順にてバルーン 37 が膨張又は収縮すると、分極処理が再び実施される。

【0135】

分極処理の実施後、CPU 152 は、分極用電圧が分極対象振動子に対して供給された分極用電圧供給時間 (以下、分極用電圧供給時間 T_r)、及び、動作モードが第一モードになってから現時点までの駆動時間 T_a (図 10 では t_{a1} 、 t_{a2} 、 t_{a3} 及び t_{a4} の合計値) の関係が予め設定された条件を満たすかどうかを判断する (S012)。分極用電圧供給時間 T_r は、動作モードが第二モードになってからの分極処理の累積実施時間である。つまり、分極用電圧供給時間 T_r は、動作モードが第二モードである期間中に繰り返し実施される分極処理の実施時間 (図 10 では t_{r1} 、 t_{r2} 、 t_{r3}) の合計時間である。

【0136】

ステップ S012 について具体的に説明すると、CPU 152 は、分極用電圧供給時間 T_r と駆動時間 T_a との関係が次式 (1) を満たしているかどうかを判定する。

$$T_a \geq T_r \quad (1)$$

ここで、上式 (1) における係数 α は、1 より大きい値であり、予め超音波用プロセッサ装置 14 に記憶されている。なお、係数 α は、超音波内視鏡 12 の仕様 (具体的には、超音波振動子 48 を構成する圧電素子の種類) に応じて決定され、超音波内視鏡 12 毎に記憶されている。ただし、これに限定されるものではなく、係数 α は、超音波内視鏡 12 間で共通した値であってもよい。また、術者が操作卓 100 を通じて係数 α を変更することが可能な構成であってもよい。

【0137】

CPU 152 は、分極処理の実施が終了すると、係数 α を読み出し、且つ、その時点での分極用電圧供給時間 T_r 及び駆動時間 T_a を特定し、上記の関係式 (1) が成立するかを判定する。そして、上記の関係式 (1) が成立しないと CPU 152 が判定した場合 (S012 で No)、診断開始の指示を待って診断ステップが実施される (S007)。他方、上記の関係式 (1) が成立すると判定した場合 (S012 で Yes)、CPU 152 は、図 8 に示すように、動作モードを第二モードから第一モードに戻す (S005)。つまり、本実施形態では、分極用電圧供給時間 T_r を α 倍した時間が駆動時間 T_a 以上となると、動作モードが第二モードから第一モードに移行する。これは、上記の関係式 (1) が成立した時点では、脱分極した超音波振動子 48 が十分に分極されたと考えられるためである。このことについて、以下、図 10 を参照しながら具体的に説明する。

【0138】

動作モードが第一モードになってから超音波診断が実施される度に駆動時間 T_a が各診断の所要時間 (図 10 中の t_{a1} 、 t_{a2}) の分だけ増加する。そして、駆動時間 T_a が増加すると、その増加量に応じて各超音波振動子 48 の分極レベル及び受信感度が低下す

10

20

30

40

50

ることになる。一方、動作モードが第二モードに移行すると、非診断期間、厳密にはバルーン37が膨張又は収縮する期間に分極処理が実施される。これにより、図10に示すように、動作モードが第二モードである期間中には、各超音波振動子48の分極レベル及び受信感度が分極処理の実施時間(図10中の t_{r1} 、 t_{r2} 、 t_{r3})に応じた分だけ回復する。なお、動作モードが第一モードから第二モードに切り替わった後にも、診断開始の指示があると超音波診断が実施され、それに伴って、各診断の所要時間(図10中の t_{a3} 、 t_{a4})の分だけ駆動時間 T_a が増加する。つまり、動作モードが第二モードである間には、超音波振動子48が脱分極する期間と、超音波振動子48を再分極する期間とが併存することになる。

【0139】

換言すると、動作モードが第二モードである間には、図10に示すように分極処理と、脱分極を伴う超音波診断とが実施され、特に、分極処理は、超音波診断が実施されていない期間を利用して実施される。この結果、分極用電圧供給時間 $T_r (= t_{r1} + t_{r2} + t_{r3})$ は、徐々に増加し、やがて駆動時間 T_a との間で上記の関係式(1)を満たすようになる。この時点では、図10から明らかなように、受信感度が初期感度 P_i のレベルとなるまで各超音波振動子48が分極されている。かかる状態になれば、もはや分極処理を実施する必要がなくなるので、本実施形態では、上記の関係式(1)が成立したことを契機として動作モードを第二モードから第一モードに戻す(移行する)こととしている。

【0140】

CPU152は、動作モードを第二モードから第一モードに移行させるに際して、内視鏡側メモリ58にアクセスし、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間 T_a をクリアして初期値(ゼロ)に書き換える(S013)。なお、このステップS013は、動作モードを第二モードから第一モードに移行させた後に行われてもよい。

【0141】

<<本発明の超音波診断装置の有効性について>>

本発明の超音波診断装置の特徴は、バルーン37が膨張又は収縮している間に分極対象振動子に対して分極用電圧を供給することにある。

【0142】

つまり、本発明の超音波診断装置では、超音波診断の前段階におけるバルーン37の膨張時間又は収縮時間を利用して分極処理を実施する。これにより、本発明の超音波診断装置では、特許文献1に記載の超音波診断装置のように分極処理の実施が原因で以後の処理の開始が遅延するような事態が回避される。また、本発明の超音波診断装置では、特許文献2に記載の超音波診断装置のように駆動波形中に分極用の直流成分を含ませるために超音波診断の所要時間が長くなるような事態が回避される。

以上により、本発明の超音波診断装置によれば、超音波診断の所要時間に影響を及ぼさずに超音波振動子48の受信感度を良好に維持する(より詳しくは、分極処理によって受信感度を回復させる)ことが可能である。

【0143】

<<第二実施形態>>

上述の実施形態では、バルーン37の膨張及び収縮を検知するために、送気送水ボタン28a及び吸引ボタン28bの各々に検知器139a、139bを設けている。そして、送気送水ボタン28a又は吸引ボタン28bにて全押し操作が行われたことを検知器139a、139bが検知すると、これをトリガーとしてCPU152が分極用回路156を制御し、分極用回路156が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給することとした。ただし、これに限定されるものではなく、バルーン37の膨張及び収縮を検知する方法は、他にも考えられる。

【0144】

以下では、バルーン37の膨張及び収縮を検知する第二の方法を採用した実施形態(以下、第二実施形態と言う。)について、図11乃至図13を参照しながら説明する。図11は、第二実施形態に係る超音波用プロセッサ装置14xの構成を示すブロック図である

10

20

30

40

50

。図12は、後述する画像解析部168の解析対象となる断層画像を示す図である。図13は、画像解析部168の解析対象となる断層画像の輝度プロファイルを示す図である。なお、図13の横軸は、断層画像各部の表示深度(デプス)をmm単位で示しており、縦軸は、断層画像各部の輝度を示している。

以下では、第二実施形態について、上述の実施形態と相違する点について説明することとする。また、第二実施形態に関して、上述の実施形態と共通する要素には、図11にて上述の実施形態での符号と同じ符号を付けており、その説明については省略することとする。

【0145】

第二実施形態の超音波内視鏡12xには、図11に示すように送気送水ボタン28a及び吸引ボタン28bに検知器139a、139bが設けられていない。一方、第二実施形態の超音波用プロセッサ装置14xが有するASIC148は、位相整合部160、Bモード画像生成部162、PWモード画像生成部164及びPWモード画像生成部164に加えて、画像解析部168を更に構成している。画像解析部168は、上述の画像生成部(具体的には、Bモード画像生成部162)に接続しており、Bモード画像生成部162が生成した断層画像であるBモード画像を解析する。そして、第二実施形態では、画像解析部168による画像解析を通じてバルーン37の膨張及び収縮を検知する。

【0146】

より詳しく説明すると、第二実施形態では、動作モードが第二モードである間において、術者が超音波診断の実施に際して送気送水ボタン28a又は吸引ボタン28bを全押し操作をすると、バルーン37が膨張又は収縮する。CPU152は、これに連動する形で、送信回路144を制御して超音波振動子ユニット46に超音波を送受信させる。これにより、超音波振動子ユニット46の駆動対象振動子が超音波を受信して受信信号を出力する。受信回路142、A/Dコンバータ146及びASIC148(厳密には、位相整合部160及びBモード画像生成部162)は、協働して、駆動対象振動子から出力された受信信号に基づいて、断層画像であるBモード画像を生成する。

【0147】

上記のBモード画像について図12を参照しながら説明すると、Bモード画像には、観察対象部位(図12中、記号Gが付された部分)の他に音響レンズ78及びバルーン37が映り込んでいる。つまり、Bモード画像生成部162は、音響レンズ78及びバルーン37が映り込んだBモード画像(断面画像)を生成することになる。

【0148】

Bモード画像生成部162により生成されたBモード画像(厳密には、画像信号)は、画像解析部168に送られて画像解析に供される。具体的に説明すると、画像解析部168は、Bモード画像中、超音波の走査範囲と交差する一つの方向(例えば、図12中のA-A線が示す方向)における輝度プロファイルを抽出する。ここで、Bモード画像の輝度プロファイルには、音響レンズ78の位置に対応する輝度ピーク(図13中、記号P1が付されたピーク)と、バルーン37の位置に対応する輝度ピーク(図13中、記号P2が付されたピーク)と、観測対象部位Gの位置に対応する輝度ピーク帯(図13中、記号P3が付されたピーク帯)とが現れている。

【0149】

また、Bモード画像は、Bモード画像生成部162により一定速度にて複数回繰り返し生成され、画像解析部168は、Bモード画像が生成される都度、上記の画像解析を実施する。そして、画像解析部168は、各Bモード画像の解析結果から、Bモード画像中におけるバルーン37のサイズの変化を特定する。具体的に説明すると、図12に図示のBモード画像において、例えば、バルーン37が図12の実線位置から破線位置まで膨張するとき、図13に図示の輝度プロファイルでは、バルーン37の位置に対応する輝度ピークP2が、図13中、実線で示す輝度ピークP2から破線で示す輝度ピークP2まで変位する。画像解析部168は、この輝度ピークP2の変位からバルーン37のサイズの変化(すなわち、バルーン37の膨張)を特定する。また、図12に図示のBモード画像にお

10

20

30

40

50

いて、例えば、バルーン 37 が図 12 の破線位置から一点鎖線位置まで収縮するとき、画像解析部 168 は、上記と同様の手順により輝度ピーク P2 の変位からバルーン 37 のサイズの変化（すなわち、バルーン 37 の収縮）を特定する。

【0150】

そして、バルーンのサイズの変化が画像解析部 168 によって特定された場合、CPU 152 が分極処理部 155 に分極処理を実施させ、分極用回路 156 が分極対象振動子に対して分極用電圧を供給するようになる。

以上のように、第二実施形態では、Bモード画像の解析を通じてバルーン 37 の膨張及び収縮を検知している。つまり、第二実施形態では、バルーン 37 のサイズ変化を実際に特定するので、バルーン 37 の膨張及び収縮をより正確に検知することが可能となる（換言すると、誤検知を回避することができる）。

なお、第二実施形態は、バルーン 37 の膨張及び収縮を検知する手法が異なる点以外は上述の実施形態と共通しており、上述の実施形態と同様の効果を発揮するものである。

【0151】

<< 第三実施形態 >>

上述の実施形態では、分極用電圧供給部が、送信回路 144 とは別に設けられた分極用回路 156 によって構成されていることとしたが、これに限定されるものではない。例えば、送信回路 144 が分極用電圧供給部として兼用される実施形態（以下、第三実施形態と言う。）も考えられる。

【0152】

以下では、第三実施形態に係る超音波診断装置について、図 14 及び図 15 を参照しながら説明する。図 14 は、第三実施形態に係る超音波プロセッサ装置 14y の構成を示すブロック図である。図 15 は、第三実施形態において供給される分極用電圧の波形を示す図である。

以下では、第三実施形態について、上述の実施形態と相違する点について説明することとする。また、第三実施形態に関して、上述の実施形態と共通する要素には、図 14 にて上述の実施形態での符号と同じ符号を付けており、その説明については省略することとする。

【0153】

第三実施形態の超音波プロセッサ装置 14y は、図 14 に示すように、分極処理部 155 に相当する機器を備えていない。他方、第三実施形態では、送信回路 144 が、分極用電圧供給部を構成しており、動作モードが第二モードである期間において非診断期間中（詳しくは、バルーン 37 が膨張又は収縮している間）に分極対象振動子に対して分極用電圧を供給する。つまり、第三実施形態では、CPU 152 が送信回路 144 を制御し、超音波診断時には駆動電圧を送信回路 144 に出力させ、非診断期間中には分極用電圧を送信回路 144 に出力させる。

【0154】

第三実施形態において、送信回路 144 が供給する分極用電圧は、駆動電圧と同様のパルス波状の電圧、より詳しくはユニポーラパルスの電圧である。また、第三実施形態において、CPU 152 は、効率よく分極を行う目的から、図 15 に示すように、ユニポーラパルスである分極用電圧が送信回路 144 から断続的に複数回供給されるように送信回路 144 を制御する。ここで、パルス波の間隔（図 15 中の w）は、送信回路 144 に入力されるクロック信号の複数個分に相当し、具体的には、断続的に並ぶ複数の分極用電圧の波形が疑似的に直流波形をなす程度の間隔となっている。上記の間隔については、分極用電圧の波形を直流波形に近づける理由から、極力短くなっているのが好ましく、特に、最小クロック数に相当する間隔に設定されるのがよい。

【0155】

以上のように、第三実施形態では、送信回路 144 が分極用電圧供給部を構成しているため、既存の送信回路 144 を利用して超音波振動子 48 を分極することが可能である。これにより、分極用回路 156 を別途設ける必要がなく、その分、超音波プロセッサ装置

10

20

30

40

50

14yのハードウェア構成が簡素化される。かかる点においては、第三実施形態の方が好ましい。

一方で、送信回路144と分極用回路156とを別々に設ければ、分極処理の時間を短縮できる等の利点があり、かかる点では、上述の実施形態の方が好ましい。

【0156】

なお、第三実施形態は、送信回路144が分極用電圧供給部を構成している点では上述の実施形態と相違するものの、それ以外の点では上述の実施形態と共通しており、上述の実施形態と同様の効果を発揮するものである。

【符号の説明】

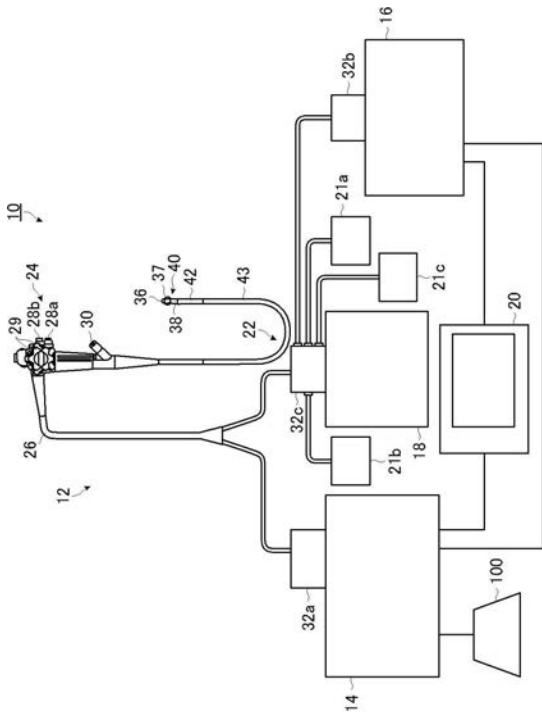
【0157】

10	超音波診断装置	
12	超音波内視鏡	
12x	超音波内視鏡	
14	超音波用プロセッサ装置	
14x	超音波用プロセッサ装置	
14y	超音波プロセッサ装置	
16	内視鏡用プロセッサ装置	
18	光源装置	
20	モニタ	
21a	送水タンク	20
21b	吸引ポンプ	
21c	送気ポンプ	
22	挿入部	
24	操作部	
26	ユニバーサルコード	
28a	送気送水ボタン	
28b	吸引ボタン	
30	処置具挿入口	
32a	超音波用コネクタ	
32b	内視鏡用コネクタ	30
32c	光源用コネクタ	
36	超音波観察部	
37	バルーン	
38	内視鏡観察部	
39	止着リング	
40	先端部	
41	嵌合溝	
42	湾曲部	
43	軟性部	
44	処置具導出口	40
45	処置具チャンネル	
46	超音波振動子ユニット	
47	送水口	
48	超音波振動子	
50	超音波振動子アレイ	
54	バックリング材層	
56	同軸ケーブル	
58	内視鏡側メモリ	
60	FPC	
62	送気送水管路	50

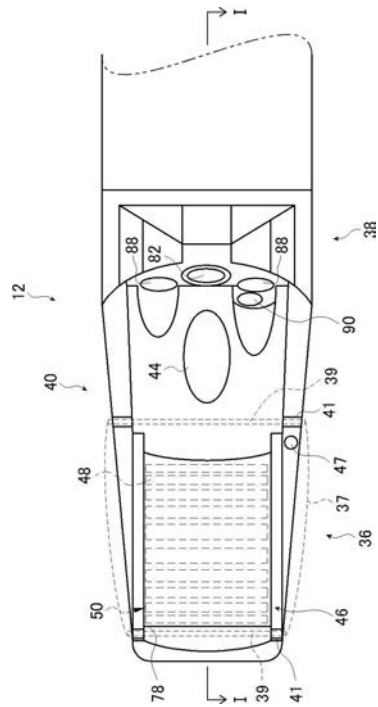
6 3	バルーン管路	
6 4	吸引管路	
6 5	送気管路	
6 6	送水管路	
6 7	バルーン送水管路	
6 8	バルーン排水管路	
6 9	送気源管路	
7 0	送水源管路	
7 1	分岐管路	
7 2	吸引源管路	10
7 3	吸引接続口	
7 4	吸引源接続口	
7 5	排水接続口	
7 6	音響整合層	
7 8	音響レンズ	
8 2	観察窓	
8 4	対物レンズ	
8 6	固体撮像素子	
8 8	照明窓	
9 0	洗浄ノズル	20
9 2	配線ケーブル	
1 0 0	操作卓	
1 1 0	排気孔	
1 1 2	操作キャップ	
1 1 4	シリンダ	
1 1 6	ピストン	
1 1 8	シリンダキャップ	
1 2 0	シリンダ管路	
1 2 1 a , 1 2 1 b , 1 2 1 c , 1 2 1 d , 1 2 1 e	接続口	
1 2 2	軸先端部	30
1 2 4	軸本体部	
1 2 6	後端面開口	
1 2 8	側面開口	
1 3 0	内部管路	
1 3 2	周溝	
1 3 4 a、1 3 4 b	コイルバネ	
1 3 6	貫通穴	
1 3 8	逆止弁	
1 3 9 a	検知器	
1 3 9 b	検知器	40
1 4 0	マルチプレクサ	
1 4 2	受信回路	
1 4 4	送信回路	
1 4 6	A / Dコンバータ	
1 4 8	A S I C	
1 5 0	シネメモリ	
1 5 1	メモリコントローラ	
1 5 2	C P U	
1 5 4	D S C	
1 5 5	分極処理部	50

- 156 分極用回路
- 158 回路切り替え器
- 160 位相整合部
- 162 Bモード画像生成部
- 164 PWモード画像生成部
- 166 CFモード画像生成部
- 168 画像解析部
- G 観察対象部位

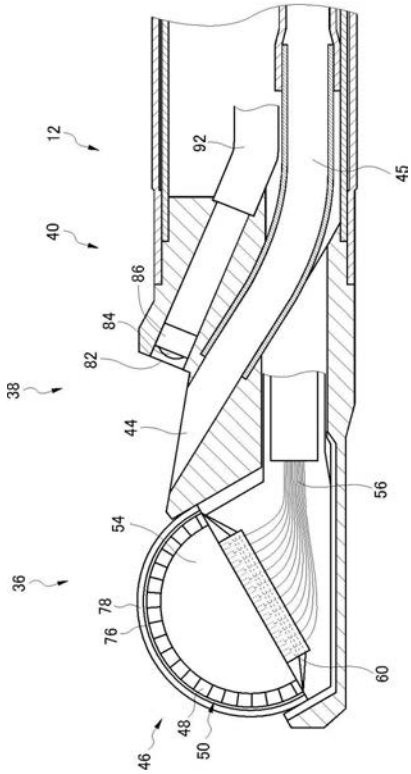
【 図 1 】



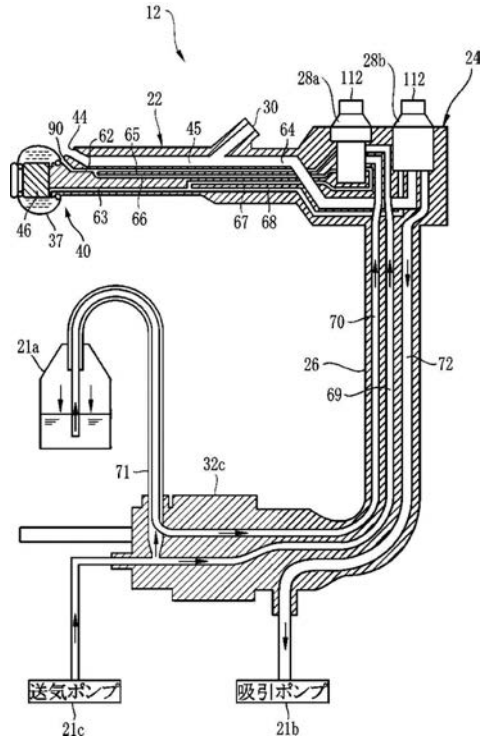
【 図 2 】



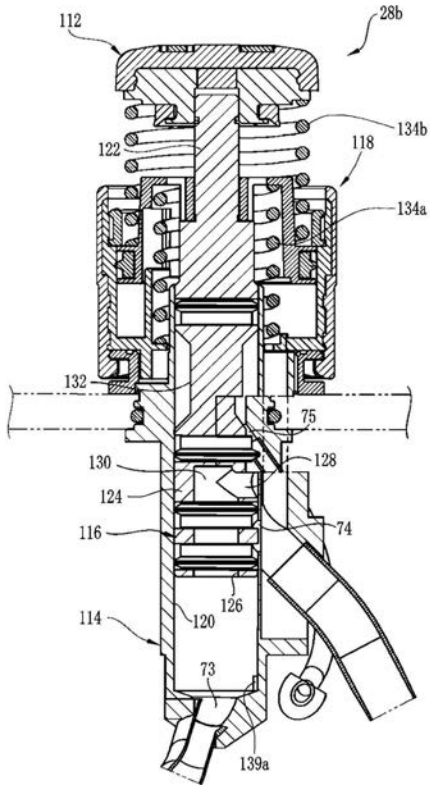
【図3】



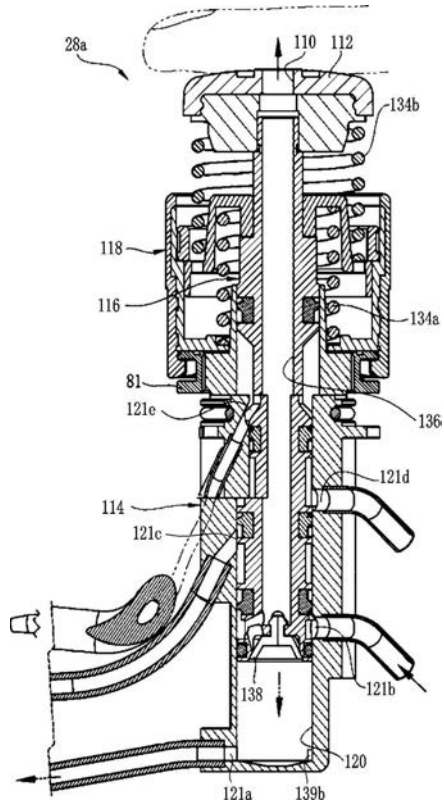
【図4】



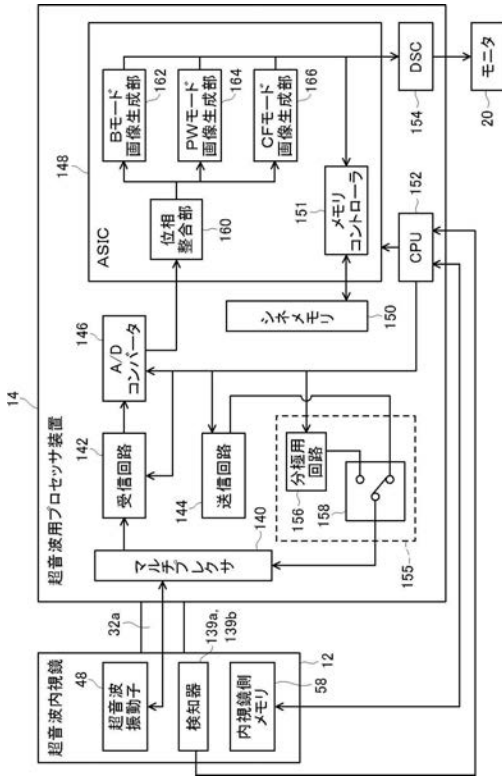
【図5】



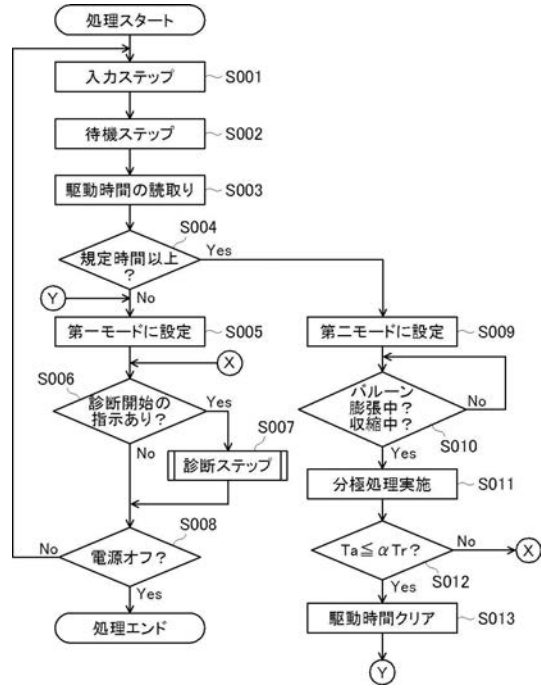
【図6】



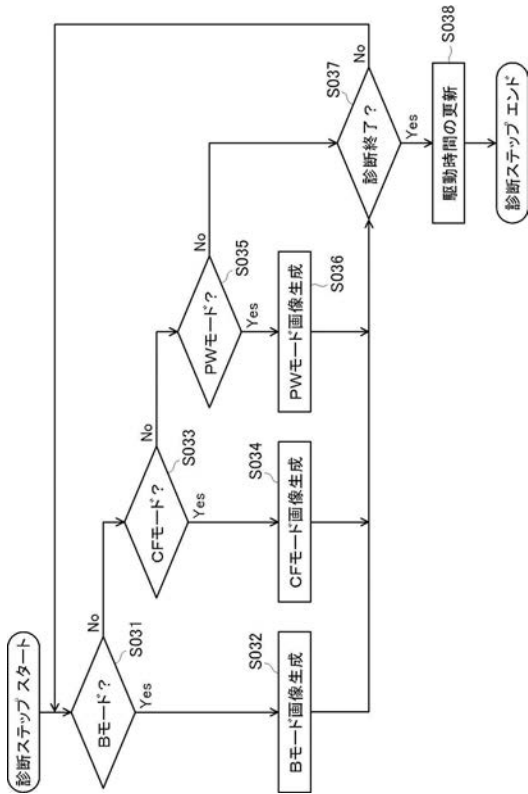
【図7】



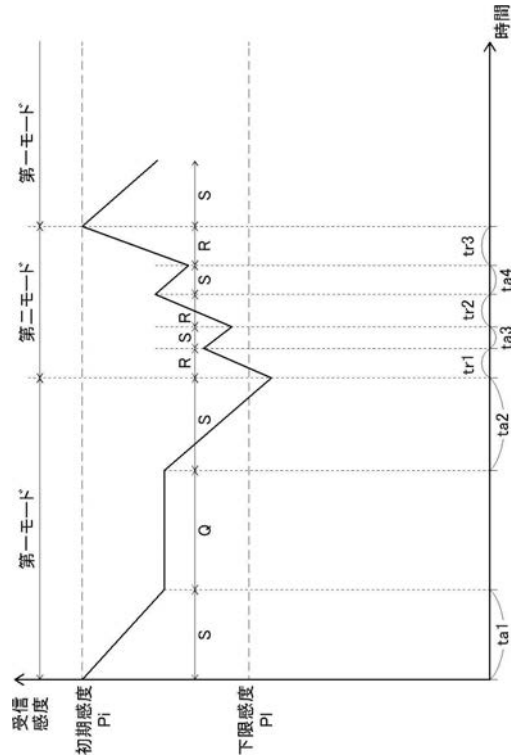
【図8】



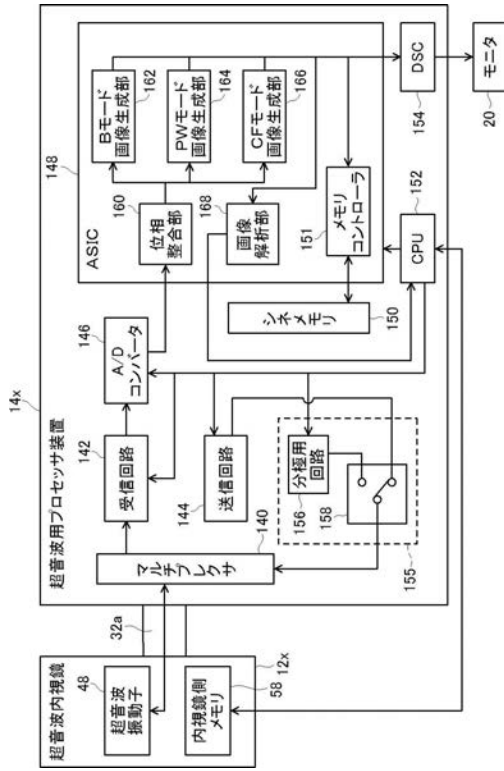
【図9】



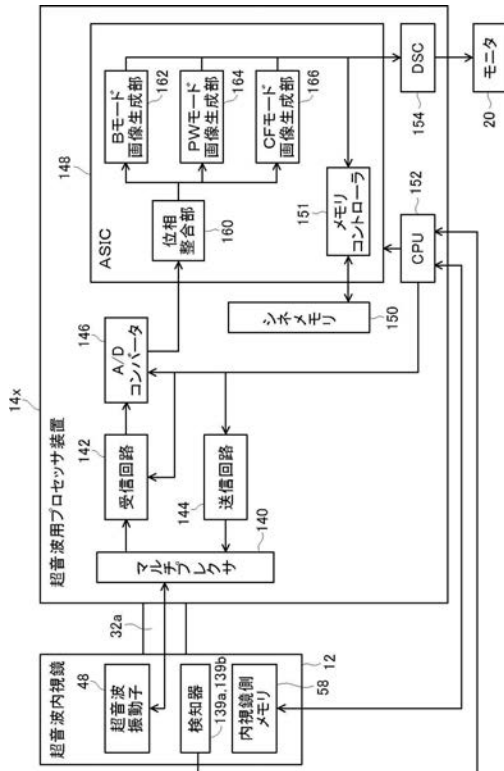
【図10】



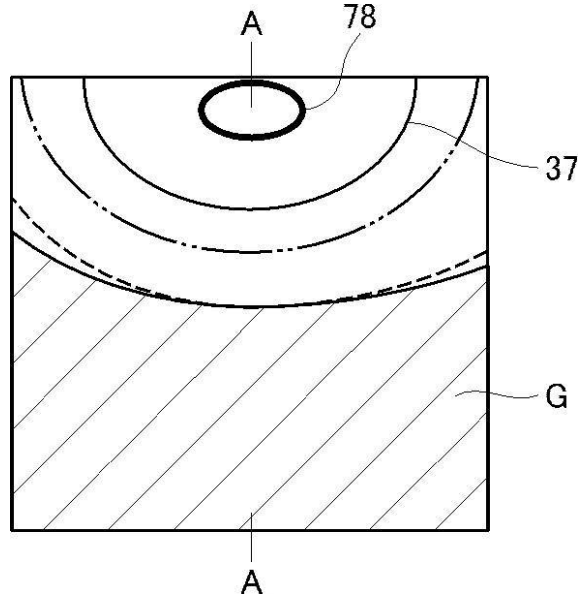
【図 1 1】



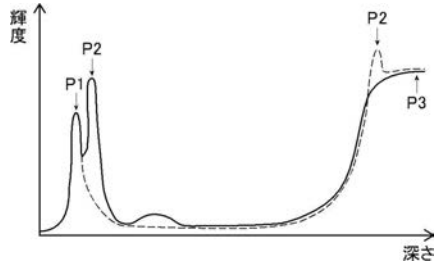
【図 1 4】



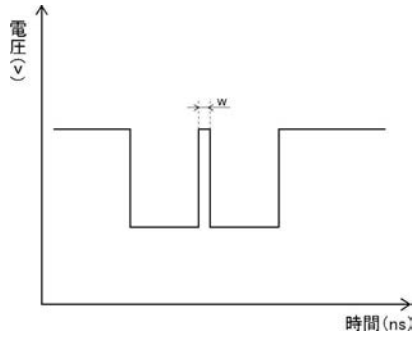
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 5】



フロントページの続き

(72)発明者 山本 勝也

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB22 EE10 EE21 FE02 GB40 GC12 JB35

专利名称(译)	超声诊断设备和操作超声诊断设备的方法		
公开(公告)号	JP2020000647A	公开(公告)日	2020-01-09
申请号	JP2018124668	申请日	2018-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	岡田知 森本康彦 山本勝也		
发明人	岡田 知 森本 康彦 山本 勝也		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE10 4C601/EE21 4C601/FE02 4C601/GB40 4C601/GC12 4C601/JB35		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在不影响超声诊断所需时间的情况下将每个超声换能器的接收灵敏度维持在良好的状态，并且还提供一种操作这种超声诊断设备的方法。诊断设备包括：超声换能器单元，其包括多个超声换能器，该超声换能器单元在对象内发送超声并接收超声。与超声换能器单元一起布置在对象内的可膨胀和可收缩的气球；极化电压提供单元，用于将极化电压提供给多个超声换能器中的极化目标换能器以极化极化目标换能器。当气球膨胀或收缩时，极化电压供应单元将极化电压提供给极化目标换能器。图7

