

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7265593号
(P7265593)

(45)発行日 令和5年4月26日(2023.4.26)

(24)登録日 令和5年4月18日(2023.4.18)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 11 (全30頁)

(21)出願番号	特願2021-150883(P2021-150883)	(73)特許権者	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
(22)出願日	令和3年9月16日(2021.9.16)	(74)代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
(62)分割の表示	特願2018-124632(P2018-124632))の分割	(74)代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
原出願日	平成30年6月29日(2018.6.29)	(72)発明者	佐藤 良彰 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
(65)公開番号	特開2021-191503(P2021-191503 A)	(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
(43)公開日	令和3年12月16日(2021.12.16)	審査官	最首 祐樹
審査請求日	令和3年10月15日(2021.10.15)		
前置審査			

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波システム、及び、超音波画像生成方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の超音波トランスデューサを用いて1つ以上の超音波画像生成モードを実行して超音波診断を行い、

前記1つ以上の超音波画像生成モードの実行による前記超音波診断の開始前、前記超音波診断の終了後、又は1つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断と次の1つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断との間の所望のタイミングにおいて、再分極のための分極処理のモードを複数の前記超音波トランスデューサにおいて実行することからなり、

更に、前記1つの超音波画像生成モードの実行と前記次の1つの超音波画像生成モードの実行との間に、それぞれの前記超音波トランスデューサの受信感度から求めた感度レベルを決定することを含み、

前記分極処理のモードは、前記1つ以上の超音波画像生成モードとは異なる別のものであり、

前記分極処理のモードを実行することは、前記感度レベルが閾値感度レベルに低下した際に、多数の再分極パルスを適用することを含む超音波画像生成方法。

【請求項2】

前記再分極パルスは、ユニポーラパルスである請求項1に記載の超音波画像生成方法。

【請求項3】

前記1つ以上の超音波画像生成モードを実行することは、超音波画像生成に適合した画

10

20

像化の入力信号を前記超音波トランスデューサの超音波振動子に送信することを含む、請求項 1、又は 2 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 4】

前記分極処理のモードを実行することは、前記超音波トランスデューサの再分極に適合した 1 つ以上の分極用電圧を、前記超音波トランスデューサの超音波振動子に供給することを含み、

前記分極用電圧の信号は、前記画像化の入力信号とは異なる別のものである、請求項 3 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 5】

前記分極処理のモードを実行することは、前記所望のタイミングにおいて、受信したユーザ入力に応じて行われる、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像生成方法。

10

【請求項 6】

前記分極処理のモードを実行することは、前記 1 つ以上の超音波画像生成モードのある 1 つの超音波画像生成モードの終了後に、かつ前記超音波画像生成モードの後続の超音波画像生成モードを実行する前に、前記感度レベルが前記閾値感度レベル以下であると決定された時に行われる、請求項 1 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 7】

複数の超音波トランスデューサに画像化に適合された 1 つ以上の画像化送信パルスを適用することによって超音波画像生成モードを実行し、

先の前記超音波画像生成モードの実行と、後の前記超音波画像生成モードの実行との間に、それぞれの前記超音波トランスデューサの感度に基づく判定値を決定し、

20

前記判定値が閾値レベルまで低下したことに応じて、前記実行された超音波画像生成モードの終了に続いて、それぞれの前記超音波トランスデューサに分極処理のモードを実行することからなり、

前記分極処理のモードを実行することは、再分極に適合された 1 以上の再分極送信パルスを前記超音波トランスデューサに適用することを含む超音波画像生成方法。

【請求項 8】

前記再分極送信パルスは、前記 1 以上の画像化送信パルスとは異なり、別々に発生するものである、請求項 7 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 9】

30

前記再分極送信パルスは、ユニポーラパルスである請求項 7、又は 8 に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 10】

複数の超音波トランスデューサを使用して 1 以上の超音波画像生成モードを実行して超音波診断を行い、

前記 1 以上の超音波画像生成モードの実行による前記超音波診断の開始前、前記超音波診断の終了後、又は 1 つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断と次の 1 つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断との間の所望のタイミングにおいて、それぞれの前記超音波トランスデューサの受信感度から超音波プローブの感度レベルを決定し、

前記所望のタイミングにおいて、分極処理のモードをそれぞれの前記超音波トランスデューサに適用することからなり、

40

前記分極処理のモードは、前記 1 以上の超音波画像生成モードから分離されており、

前記分極処理のモードの適用は、前記決定された感度レベルが閾値感度レベルに低下した際に行われ、

前記分極処理のモードの適用は、多数の再分極パルスを適用することを含む超音波画像生成方法。

【請求項 11】

前記再分極パルスは、ユニポーラパルスである請求項 10 に記載の超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波システム、及び、超音波画像生成方法に係り、特に、複数の超音波振動子が被検体の内部に配置されて駆動して超音波を送受信する超音波システム、及びその超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

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。

10

【 0 0 0 3 】

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7～8MHz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利用することになるが、振動子の厚みが薄くなるほど、脱分極現象の発生リスクが高くなる。

【 0 0 0 4 】

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。

20

30

【 0 0 0 5 】

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、「圧電センサー装置」と表記）は、圧電素子と、圧電素子の分極状態を確認する分極確認素子と、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部と、分極処理部の分極タイミングを制御する制御部と、を有する。制御部は、装置電源がオンになると、分極確認素子の分極量に応じた特性値を取得し、この特性値に基づいて、圧電素子の分極特性が不安定であるかどうかを判定し、圧電素子が不安定であると判定された場合に、分極処理部に分極処理を実施させる。これにより、圧電素子の分極特性が不安定状態になった場合でも、圧電素子が分極処理されるため、圧電素子の分極特性を劣化前の状態に戻すことができ、超音波診断装置の性能低下を防止することが可能である。

40

【 0 0 0 6 】

ただし、特許文献1及び2の各々に記載された超音波診断装置では、圧電素子の状態（脱分極）を判定したり再分極したりするタイミングが、電源投入時等、予め決められたタイミングに設定されている。したがって、特許文献1及び2の各々に記載された超音波診断装置では、圧電素子の分極を回復させるのに上記のタイミングを待つ必要があり、それが原因となって、超音波診断全体の所要時間が余分に長くなる可能性がある。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献2に記載の超音波診断装置では、圧電素子の分極状態を確認するために分極確認素子が別途設けられている。かかる場合には、圧電確認素子が備えられる分、装置において患者の体内に挿入される超音波プローブ（超音波プローブ）が大型化するので

50

、その操作性（具体的には、体内への挿入し易さ）が損なわれる虞がある。

【0008】

一方、特許文献1及び2に記載の超音波診断装置とは異なり、所望のタイミングにて圧電素子の状態を判定することが可能な技術が既に開発されている（例えば、特許文献3参照）。

特許文献3に記載の超音波診断装置は、圧電素子を含む超音波プローブと、圧電素子の脱分極の程度に伴い変化する物理量（具体的には、受信信号の電圧値）の閾値を記憶する記憶部と、超音波プローブにおける上記物理量を検出する検出部とを有する。特許文献3に記載の超音波診断装置では、例えばユーザが所定のスイッチを操作すると、上記物理量の検出結果と、記憶部に記憶された閾値とを比較する。このように特許文献3の超音波診断装置では、ユーザが要求するタイミング（具体的には、スイッチ操作時点）にて、圧電素子の分極状態を確認することが可能となる。なお、特許文献3に記載の超音波診断装置では、特許文献2に記載の装置とは異なり、超音波診断用の圧電素子とは別の分極確認素子が設けられることがないので、装置（具体的には、超音波プローブ）の大型化が抑制される。

10

【0009】

また、特許文献3に記載の超音波診断装置は、圧電素子を再分極化するための高電圧を圧電素子の電極に印加する高電圧印加部を更に有する。そして、上記物理量が閾値以下である場合には、高電圧印加部に制御信号を送信し、圧電素子を再分極させる高電圧を圧電素子の電極に印加させる。これにより、圧電素子の脱分極が進行して超音波プローブの性能が劣化したときに、圧電素子の再分極化を実施することができ、圧電素子の脱分極に対して好適なタイミングで対処することが可能となる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【文献】特開2013-005137号公報

特開2013-161955号公報

特開2012-139460号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0011】

ところで、超音波プローブには通常、圧電素子を有する超音波振動子が複数備えられている。また、超音波振動子の脱分極の程度に伴い変化する物理量、例えば、受信信号の電圧については、素子間で駆動時間が異なる等の理由から素子間でばらつく傾向がある。そのため、上記の物理量を用いて超音波振動子の分極状態を判定する（換言すると、超音波振動子の分極の要否を判定する）場合には、上記の物理量が圧電素子間でばらつくことを考慮する必要がある。しかし、上述の特許文献3に記載の超音波診断装置では、そのような物理量のばらつきが考慮されていないため、分極の要否について妥当な判定結果が得られない虞がある。

【0012】

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。

40

すなわち、本発明は、上記従来技術の問題点を解決し、高い自由度で再分極のための分極処理を行うことができる超音波システム、及び、超音波画像生成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】

【0013】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波システムは、超音波振動子のアレイを含む超音波プローブと、超音波振動子に結合された送信チャネルを有する送信回路と、超音波システムの動作中に実行されるとき、不揮発性メモリに格納されたコンピュータプログ

50

ラムを実行するコントローラと、を備えた超音波システムであって、送信回路を介して超音波プローブに1以上のモードの画像化送信信号を実行して超音波診断を行い、1以上のモードの画像化送信信号の実行による超音波診断の開始前、超音波診断の終了後、又は1つのモードの画像化送信信号の実行による超音波診断と次の1つのモードの画像化送信信号の実行による超音波診断との間の所望のタイミングにおいて、1以上のモードの再分極送信信号を、送信回路を介して、超音波プローブに適用する。

また、上記の超音波システムにおいて、画像化送信信号は、再分極送信信号とは異なる別のものであり、再分極送信信号は、パルス波形であると、より好適である。

また、再分極送信信号のパルス波形は、ユニポーラパルス波形であると、より好適である。

また、画像化送信信号は、Bモードパルス信号、CFモードパルス信号、PWモードパルス信号、Aモードパルス信号、及びMモードパルス信号のうちの1つを含むと、より好適である。

【0014】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波画像生成方法は、超音波トランスデューサを用いて1つ以上の超音波画像生成モードを実行して超音波診断を行い、1つ以上の超音波画像生成モードの実行による超音波診断の開始前、超音波診断の終了後、又は1つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断と次の1つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断との間の所望のタイミングにおいて、再分極のための分極処理のモードを超音波トランスデューサにおいて実行することからなり、分極処理のモードは、1つ以上の超音波画像生成モードとは異なる別のものであり、分極処理のモードを実行することは、多数の再分極パルスを適用することを含むものである。

また、上記の超音波画像生成方法において、再分極パルスは、ユニポーラパルスであると、より好適である。

また、上記の超音波画像生成方法において、1つ以上の超音波画像生成モードを実行することは、超音波画像生成に適合した画像化の入力信号を超音波トランスデューサの超音波振動子に送信することを含むと、より好適である。

また、上記の超音波画像生成方法において、分極処理のモードを実行することは、超音波トランスデューサの再分極に適合した1つ以上の分極用電圧を、超音波トランスデューサの超音波振動子に供給することを含み、分極用電圧の信号は、画像化の入力信号とは異なる別のものであると、より好適である。

【0015】

また、上記の超音波画像生成方法において、分極処理のモードを実行することは、所望のタイミングにおいて、受信したユーザ入力に応じて行われると、より好適である。

また、上記の超音波画像生成方法において、更に、1つ以上の超音波画像生成モードの実行と次の1つの超音波画像生成モードの実行との間に超音波トランスデューサの感度レベルを決定することを含み、分極処理のモードを実行することは、決定された感度レベルが閾値感度レベルに低下した際に行われると、より好適である。

また、上記の超音波画像生成方法において、分極処理のモードを実行することは、1つ以上の超音波画像生成モードのある1つの超音波画像生成モードの終了後に、かつ超音波画像生成モードの後続の超音波画像生成モードを実行する前に、超音波トランスデューサの感度レベルが閾値感度レベル以下であると決定された時に行われると、より好適である。

【0016】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波画像生成方法は、超音波トランスデューサに画像化に適合された1つ以上の画像化送信パルスを適用することによって超音波画像生成モードを実行し、先の超音波画像生成モードの実行と、後の超音波画像生成モードの実行との間に超音波トランスデューサの感度を決定し、決定された感度が閾値レベルまで低下したことに応じて、実行された超音波画像生成モードの終了に続いて、超音波トランスデューサに分極処理のモードを実行することからなり、分極処理のモードを実行することは、再分極に適合された1以上の再分極送信パルスを超音波トランスデューサに適用することを含む。

10

20

30

40

50

また、上記の超音波画像生成方法において、再分極送信パルスは、1以上の画像化送信パルスとは異なり、別々に発生するものであると、より好適である。

また、上記の超音波画像生成方法において、再分極送信パルスは、ユニポーラパルスであると、より好適である。

【0017】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波画像生成方法は、超音波トランスデューサを使用して1以上の超音波画像生成モードを実行して超音波診断を行い、1以上の超音波画像生成モードの実行による超音波診断と次の1つの超音波画像生成モードの実行による超音波診断との間の所望のタイミングにおいて超音波プローブの感度レベルを決定し、所望のタイミングにおいて、分極処理のモードを超音波トランスデューサに適用することからなり、分極処理のモードは、1以上の超音波画像生成モードから分離されており、分極処理のモードの適用は、決定された感度レベルが閾値感度レベルに低下した際に行われ、分極処理のモードの適用は、多数の再分極パルスを適用することを含む。

10

【0018】

また、上記の超音波画像生成方法において、再分極送信パルスは、ユニポーラパルスであると、より好適である。

【発明の効果】

【0019】

本発明の超音波システム、及び、超音波画像生成方法によれば、高い自由度で再分極のための分極処理を行うことが可能である。

20

【図面の簡単な説明】

【0020】

【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】超音波内視鏡及び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5】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6】診断処理中の診断ステップの手順を示す図である。

【図7】診断処理中のスコープ確認ステップの手順を示す図である。

30

【図8A】超音波振動素子別の受信感度を示す図である(その1)。

【図8B】超音波振動素子別の受信感度を示す図である(その2)。

【図9】第二実施形態に係る超音波内視鏡及び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10】第三実施形態における状態確認用走査の説明図である。

【図11】第四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】第四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】

【0021】

本発明の超音波システム、及び、超音波画像生成方法について以下に説明する。

40

本発明の超音波システムの一実施形態(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、

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。

【0022】

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。

【0023】

<<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

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図である。図 4 は、超音波内視鏡 12 及び超音波用プロセッサ装置 14 の構成を示すブロック図である。

【0024】

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

【0025】

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 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、超音波内視鏡 12 内には、水及び気体の流路となる管路（不図示）が形成されている。

20

【0026】

超音波内視鏡 12 は、内視鏡スコープであり、図 1 に示すように、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。また、図 2 及び図 3 に示すように、挿入部 22 の先端部 40 には、複数の超音波振動子 48 を備えた超音波振動子ユニット 46 が取り付けられている。

【0027】

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

【0028】

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。

【0029】

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。

40

【0030】

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

50

からなる白色光又は特定波長光を照射する。光源装置 1 8 が照射した光は、ユニバーサルコード 2 6 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 1 2 内を伝搬し、超音波内視鏡 1 2（詳しくは、後述する照明窓 8 8）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 1 8 からの光によって照らされる。

【 0 0 3 1 】

なお、本実施形態では、超音波用プロセッサ装置 1 4 及び内視鏡用プロセッサ装置 1 6 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 1 4 及び内視鏡用プロセッサ装置 1 6 の双方が構成されてもよい。

【 0 0 3 2 】

モニタ 2 0 は、図 1 に示すように、超音波用プロセッサ装置 1 4 及び内視鏡用プロセッサ装置 1 6 に接続されており、超音波用プロセッサ装置 1 4 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 1 6 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 2 0 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 2 0 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 2 0 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。

【 0 0 3 3 】

操作卓 1 0 0 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 1 4 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 1 0 0 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おり、図 4 に示すように超音波用プロセッサ装置 1 4 の CPU 1 5 2 に接続されている。操作卓 1 0 0 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 1 4 の CPU 1 5 2 が装置各部（例えば、後述の受信回路 1 4 2 及び送信回路 1 4 4）を制御する。

【 0 0 3 4 】

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 1 0 0 にて入力する。検査情報の入力完了後、術者が操作卓 1 0 0 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 1 4 の CPU 1 5 2 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 1 4 各部を制御する。

【 0 0 3 5 】

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 1 0 0 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。

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 1 5 0 から読み出して表示するモードである。

【 0 0 3 6 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0037】

さらに、本実施形態において、操作卓100には、図4に示すように確認用操作部102及び閾値入力部104が設けられている。確認用操作部102は、超音波内視鏡12の状態、特に超音波振動子ユニット46の状態を確認するために術者によって操作される部分である。ここで、超音波振動子ユニット46の状態とは、超音波振動子ユニット46の性能に関する状態のことであり、具体的には、超音波振動子ユニット46の脱分極の進行度合いである。

10

なお、確認用操作部102は、操作卓100に設けられた物理的な押しボタン又はスイッチであってもよく、あるいは、操作卓100がタッチパッド又はタッチパネルによって構成された場合において操作卓100の表示画面に描画されたボタン画像であってもよい。

【0038】

閾値入力部104は、後述する分極処理の要否判定に用いられる閾値を設定するために術者によって操作される部分である。すなわち、閾値入力部104を備えた操作卓100は、上記の閾値に関する術者の入力操作を受け付けることになる。閾値入力部104は、操作卓100に設けられたキーボード、数値キーパッド又はマウスによって構成されてもよく、あるいは、操作卓100がタッチパッド又はタッチパネルによって構成された場合において操作卓100の表示画面に描画された入力ウィンドウ又は入力ボックスによって構成されてもよい。

20

【0039】

以上のように構成された超音波診断装置10では、電源が投入されると、まず、術者が操作卓100を操作して上述した検査情報の入力が行われる。

【0040】

検査情報の入力完了後、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、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。）が第一モードに移行される。その後、術者は、超音波内視鏡12の挿入部22を患者の体腔内に挿入する。これにより、超音波振動子ユニット46が有する複数の超音波振動子48が患者の体腔内に配置される。動作モードが第一モードである間には、診断ステップが実施される。診断ステップでは、超音波診断装置10によって超音波診断が行われる。すなわち、動作モードが第一モードである間には、超音波画像及び内視鏡画像の各々が検査情報に従って取得される。

30

【0041】

一方、電源投入後、術者が超音波診断の開始を指示するまでの間、動作モードは、第二モードに設定される。本実施形態において、動作モードが第二モードである間、超音波振動子ユニット46を含む超音波内視鏡12は、患者の体腔の外（つまり、患者の外部）に位置している。そして、動作モードが第二モードである間にスコープ確認ステップが実施される。スコープ確認ステップでは、超音波内視鏡12の状態、特に超音波振動子ユニット46の状態を確認し、その確認結果から超音波振動子48の分極の要否を判定する。分極が必要であるという判定結果が得られた場合には、超音波用プロセッサ装置14は、超音波振動子48を分極（再分極）する分極処理を実施する。

40

【0042】

分極処理は、超音波振動子48に対して分極用電圧を供給することで、その超音波振動子48を分極（再分極）する処理である。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。

【0043】

50

以上のように、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いる。ただし、動作モードは、上記のモードに限定されるものではなく、少なくとも第一モード及び第二モードを含んでいればよく、上述したモード以外のモード（例えば、超音波診断装置 10 各部をメンテナンスするためのモードなど）が更に含まれていてもよい。

【0044】

<<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、図 1 に示すように挿入部 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。

10

【0045】

また、図 2 及び図 3 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。

【0046】

また、図 2 に示すように先端部 40 には観察窓 82 及び照明窓 88 の表面を洗浄するために形成された洗浄ノズル 90 が設けられている。洗浄ノズル 90 からは空気又は洗浄用液体が観察窓 82 及び照明窓 88 に向けて噴出される。

【0047】

さらに、図 1 及び図 2 に示すように、先端部 40 には、超音波振動子ユニット 46 を覆う位置に、膨張及び収縮可能なバルーン 37 が装着されている。バルーン 37 は、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ている。そして、先端部 40 において超音波振動子ユニット 46 付近に形成された送水口 47 から、超音波伝達媒体としての水（詳しくは、脱気水）がバルーン 37 内に注水されることで、バルーン 37 が膨張する。膨張したバルーン 37 が体腔内壁（例えば、観察対象隣接部位の周辺）に当接すると、超音波振動子ユニット 46 と体腔内壁との間から空気が排除される。これにより、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。

20

【0048】

湾曲部 42 は、図 1 に示すように、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、図 1 に示すように、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。

30

【0049】

操作部 24 には、図 1 に示すように、一对のアングルノブ 29、及び処置具挿入口 30 が設けられている。各アングルノブ 29 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（図 3 参照）を介して処置具導出口 44 と連絡している。

40

【0050】

操作部 24 には、図 1 に示すように、送水タンク 21 a から伸びた送気送水管路（図示せず）を開閉する送気送水ボタン 28 a、及び吸引ポンプ 21 b から伸びた吸引管路（図示せず）を開閉する吸引ボタン 28 b が設けられている。送気送水管路には、送気ポンプ 21 c から送られてくる空気等の気体、及び送水タンク 21 a 内の水が流れる。送気送水ボタン 28 a を操作すると、送気送水管路のうち、開通する部分が切り替わり、これに対応する形で、気体及び水の噴出口も洗浄ノズル 90 及び送水口 47 の間で切り替わる。つまり、送気送水ボタン 28 a の操作を通じて、内視鏡観察部 38 の洗浄及びバルーン 37 の膨張を選択的に実施することができる。

【0051】

50

吸引管路は、洗浄ノズル 90 から吸引した体腔内の吸引物を吸引したり、送水口 47 を通じてバルーン 37 内の水を吸引したりするために設けられている。吸引ボタン 28b を操作すると、吸引管路のうち、開通する部分が切り替わり、これに対応する形で、吸引口も洗浄ノズル 90 及び送水口 47 の間で切り替わる。つまり、吸引ボタン 28b の操作を通じて、吸引ポンプ 21b によって吸引される対象物を切り替えることができる。

【0052】

ユニバーサルコード 26 の他端部には、図 1 に示すように、超音波用プロセッサ装置 14 に接続される超音波用コネクタ 32a と、内視鏡用プロセッサ装置 16 に接続される内視鏡用コネクタ 32b と、光源装置 18 に接続される光源用コネクタ 32c とが設けられている。超音波内視鏡 12 は、これらの各コネクタ 32a、32b、及び 32c を介してそれぞれ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 に着脱自在に接続される。

10

【0053】

次に、超音波内視鏡 12 の構成要素のうち、超音波観察部 36 及び内視鏡観察部 38 に関して詳しく説明する。

【0054】

(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、図 2 及び図 3 に示すように、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 とを備えている。

20

【0055】

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、患者の体腔内において、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。

30

【0056】

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。

【0057】

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。

40

【0058】

超音波振動子アレイ 50 は、図 3 に示すように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。

【0059】

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

50

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、及び酸化亜鉛のいずれかが用いられる。

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FPC60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。

【0060】

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、7MHz～8MHz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、例えば、75～125μmであり、好ましくは90～125μmである。

10

【0061】

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。

20

【0062】

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。

【0063】

本実施形態の超音波振動子ユニット46は、前述したように、コンベックス型である。つまり、本実施形態では、超音波振動子ユニット46が有する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。

30

【0064】

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。

40

【0065】

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

50

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。

【 0 0 6 6 】

バッキング材層 54 は、図 3 に示すように、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、バッキング材層 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、バッキング材は、硬質ゴム等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。

10

【 0 0 6 7 】

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、図 3 に示すように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。

20

【 0 0 6 8 】

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、超音波振動子ユニット 46 は、音響レンズ 78 の境界位置にて反射した超音波を駆動対象振動子にて受信することになる。この際、各駆動対象振動子は、その時点での受信感度にて超音波を受信し、受信感度に応じた受信信号を出力する。

【 0 0 6 9 】

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り、図 3 に示すように音響整合層 76 上に重ねられている。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。

30

【 0 0 7 0 】

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、図 3 に示すように、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。

【 0 0 7 1 】

さらに、超音波内視鏡 12 は、図 4 に示すように、メモリ（以下、内視鏡側メモリ 58）を備えている。内視鏡側メモリ 58 には、動作モードが第一モードである期間中における駆動対象振動子の駆動時間の累積値（すなわち、延べ駆動時間）が記憶される。

40

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。

【 0 0 7 2 】

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 CPU152 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の累積値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 CPU152 は、内視鏡側メモリ 58 に記憶された駆動時間の累積値を初期値

50

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の累積値が増えた場合には駆動時間の累積値を更新したりする。

【 0 0 7 3 】

（内視鏡観察部）

内視鏡観察部 3 8 は、内視鏡画像を取得するために設けられた部分であり、図 2 及び図 3 に示すように、挿入部 2 2 の先端部 4 0 において超音波観察部 3 6 よりも基端側に配置されている。内視鏡観察部 3 8 は、図 2 及び図 3 に示すように観察窓 8 2、対物レンズ 8 4、固体撮像素子 8 6、照明窓 8 8、洗浄ノズル 9 0 及び配線ケーブル 9 2 等によって構成されている。

【 0 0 7 4 】

観察窓 8 2 は、図 3 に示すように、挿入部 2 2 の先端部 4 0 において軸線方向（挿入部 2 2 の長手軸方向）に対して斜めに傾けられた状態で取り付けられている。観察窓 8 2 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 8 4 で固体撮像素子 8 6 の撮像面に結像される。

【 0 0 7 5 】

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 7 6 】

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。

【 0 0 7 7 】

<< 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 1 4 は、超音波振動子ユニット 4 6 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を画像化して超音波画像を生成する。また、超音波用プロセッサ装置 1 4 は、生成した超音波画像をモニタ 2 0 に表示する。

【 0 0 7 8 】

さらに、本実施形態において、超音波用プロセッサ装置 1 4（厳密には、後述の分極処理部 1 5 5）は、分極処理を実施し、各超音波振動子 4 8 に対して分極用電圧を供給して分極（再分極）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 4 8 を再度分極することができ、これにより、超音波振動子 4 8 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。

【 0 0 7 9 】

なお、本実施形態において、分極処理は、超音波診断が行われていない期間、具体的には、動作モードが第二モードである期間中に実施されることになっており、より詳しくは、スコープ確認ステップの中で実施される。

【 0 0 8 0 】

超音波用プロセッサ装置 1 4 は、図 4 に示すように、マルチプレクサ 1 4 0、受信回路 1 4 2、送信回路 1 4 4、A/Dコンバータ 1 4 6、ASIC 1 4 8、シネメモリ 1 5 0、メモリコントローラ 1 5 1、CPU（Central Processing Unit）1 5 2、DSC（Digital Scan Converter）1 5 4、及び分極処理部 1 5 5 を有する。

【 0 0 8 1 】

10

20

30

40

50

受信回路 142 及び送信回路 144 は、図 4 に示すように、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。

【0082】

送信回路 144 は、駆動電圧供給部を構成しており、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。

10

【0083】

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、図 4 に示すように受信回路 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。

【0084】

ASIC 148 は、図 4 に示すように A/D コンバータ 146 と接続しており、図 4 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、CF モード画像生成部 166 及び脱分極判定部 170 を構成している。

20

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、CF モード画像生成部 166 及び脱分極判定部 170）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。

【0085】

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）処理を実行する。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。

30

【0086】

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 は、超音波振動子ユニット 46 が超音波を受信した際に複数の超音波振動子 48 のうちの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。

【0087】

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。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。

40

【0088】

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。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。

50

【 0 0 8 9 】

C Fモード画像生成部 1 6 6 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。C Fモード画像生成部 1 6 6 は、位相整合部 1 6 0 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、C Fモード画像生成部 1 6 6 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C Fモード画像（画像信号）を生成する。

【 0 0 9 0 】

なお、各画像形成モードにおいて駆動対象振動子となる超音波振動子 4 8 の数及び駆動頻度等は、超音波画像形成モードの種類に応じて決まる。例えば、Bモードにおいて1フ
10
レーム分の画像（Bモード画像）を生成するには、N個の超音波振動子 4 8 の全てを駆動対象振動子とするが、N個の超音波振動子 4 8 のうち、端側の超音波振動子 4 8 では中央付近の超音波振動子 4 8 よりも駆動頻度が多くなる。

【 0 0 9 1 】

また、P Wモードでは、術者が指定した方向に対応する超音波振動子 4 8 を駆動対象振動子とするため、その超音波振動子 4 8 の駆動頻度が他の超音波振動子 4 8 の駆動頻度よりも多くなる。また、C Fモードでは、上記のカラー画像（C Fモード画像）を生成するにあたり、N個の超音波振動子 4 8 の全てを駆動対象振動子とするが、術者が指定した方向に対応する超音波振動子 4 8 をより多く駆動する。そのため、C Fモードでは、端側の
20
超音波振動子 4 8 では中央付近の超音波振動子 4 8 よりも駆動頻度が多くなり、また、術者が指定した方向に対応する超音波振動子 4 8 の駆動頻度が他の超音波振動子 4 8 の駆動頻度よりも多くなる。

【 0 0 9 2 】

以上のように、駆動対象振動子の数及び駆動頻度が超音波画像形成モードの種類に応じて変わり、これに起因して、各超音波振動子 4 8 の駆動頻度（換言すると、駆動時間）が超音波振動子 4 8 間でばらつくことになる。また、駆動時間の経過に伴って超音波振動子 4 8 では脱分極が進行することになる。つまり、超音波振動子 4 8 間における駆動時間のばらつきは、脱分極の進行度合いが超音波振動子 4 8 間でばらつくことを意味する。

【 0 0 9 3 】

脱分極判定部 1 7 0 は、超音波振動子ユニット 4 6 の状態、具体的には、超音波振動子 4 8 の脱分極の進行度合いを判定する。脱分極判定部 1 7 0 は、脱分極の進行度合いを判定するにあたり、その指標値である脱分極判定値を求める。また、脱分極判定部 1 7 0 は、求めた脱分極判定値が数値条件を満たすかを判定する。数値条件は、脱分極判定値に関して設定されたものであり、超音波用プロセッサ装置 1 4 側で記録されている。また、脱分極判定部 1 7 0 は、図 4 に示すように、C P U 1 5 2 に接続しており、脱分極判定値が数値条件を満たすと判定した場合には、その判定結果をC P U 1 5 2 に向けて伝送する。
30

なお、脱分極判定部 1 7 0 による一連の処理（脱分極判定値の算出、及び、脱分極判定値に関する条件判定）については、後の「超音波診断装置の動作例について」の項で詳しく説明する。

【 0 0 9 4 】

D S C 1 5 4 は、図 4 に示すように、A S I C 1 4 8 に接続されており、Bモード画像生成部 1 6 2、P Wモード画像生成部 1 6 4 又はC Fモード画像生成部 1 6 6 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 2 0 に出力する。
40

【 0 0 9 5 】

メモリコントローラ 1 5 1 は、図 4 に示すように、A S I C 1 4 8 に接続されており、Bモード画像生成部 1 6 2、P Wモード画像生成部 1 6 4 又はC Fモード画像生成部 1 6 6 が生成した画像信号をシネメモリ 1 5 0 に格納する。シネメモリ 1 5 0 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。A S I C 1 4 8 が生成した画像信号は、D S C 1 5 4 に出力される一方で、メモリコントローラ 1 5 1 によってシ
50

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、DSC 154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。

【0096】

分極処理部 155は、分極処理を実行するものであり、図4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、超音波振動子 48に対して分極用電圧を供給する。分極用電圧は、超音波振動子 48（厳密には、超音波振動子 48が有する圧電素子）を分極するための電圧であり、超音波振動子 48が有する電極に印加されることで超音波振動子 48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）。

10

【0097】

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の全て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、図4に示すように送信回路 144とは別に設けられており、動作モードが第二モードである期間に超音波振動子 48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を經由して超音波振動子 48に供給されるが、本実施形態では、マルチプレクサ 140により同時に選択されたm個の分極対象振動子に供給されることになっている。

【0098】

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。

20

【0099】

回路切り替え器 158は、図4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。

30

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、分極用電圧が分極対象の超音波振動子 48に対して供給される。

【0100】

CPU 152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、図4に示すように受信回路 142、送信回路 144、A/Dコンバータ 146、ASIC 148、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、CPU 152は、図4に示すように操作卓 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。

40

【0101】

また、CPU 152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、CPU 152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の累積値を読み取る。さらに、CPU 152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の累積値を、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。

50

【 0 1 0 2 】

なお、本実施形態では、超音波内視鏡 1 2 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 1 4 側に駆動時間が超音波内視鏡 1 2 別に記憶されてもよい。

【 0 1 0 3 】

さらにまた、CPU 1 5 2 は、動作モードが第二モードである期間において所定の条件が成立すると、分極処理部 1 5 5 (具体的には、分極用回路 1 5 6 及び回路切り替え器 1 5 8) を制御して分極処理部 1 5 5 に分極処理を実施させる。分極処理では、分極用回路 1 5 6 が分極対象の超音波振動子 4 8 に対して分極用電圧を供給する。分極処理において超音波振動子 4 8 に供給される分極用電圧の大きさ (電位) 及びその供給時間は、その超音波振動子 4 8 の仕様 (詳しくは、圧電素子の厚み及び材質等) に応じて、CPU 1 5 2 が適当な値に設定することになっている。その後、CPU 1 5 2 は、上記の設定値に基づいて分極処理部 1 5 5 を制御する。

10

なお、分極用電圧の大きさ及び供給時間については、CPU 1 5 2 により自動的に設定されることに限定されず、術者が操作卓 1 0 0 を通じて入力することで任意の値に設定してもよい。

【 0 1 0 4 】

< < 超音波診断装置の動作例について > >

次に、超音波診断装置 1 0 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 5 乃至図 7 を参照しながら説明する。図 5 は、超音波診断装置 1 0 を用いた診断処理の流れを示す図である。図 6 は、診断処理中の診断ステップの手順を示す図である。図 7 は、診断処理中のスコープ確認ステップの手順を示す図である。

20

【 0 1 0 5 】

超音波内視鏡 1 2 が超音波用プロセッサ装置 1 4、内視鏡用プロセッサ装置 1 6 及び光源装置 1 8 に接続された状態で超音波診断装置 1 0 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。診断処理が開始されると、図 5 に示すように、先ず動作モードが第二モードに設定され (S 0 0 1)、入力ステップが実施される (S 0 0 2)。入力ステップでは、術者が操作卓 1 0 0 を通じて検査情報及び制御パラメータ等を入力する。

30

【 0 1 0 6 】

入力ステップ終了後に診断開始の指示があると (S 0 0 3 で Y e s)、動作モードが第一モードに設定される (S 0 0 4)。その後、術者が超音波内視鏡 1 2 の挿入部 2 2 を患者の体腔内に挿入し、その状態の下で、CPU 1 5 2 が超音波用プロセッサ装置 1 4 各部を制御して診断ステップを実施する (S 0 0 5)。診断ステップは、図 6 に図示の流れに沿って進行する。詳しく説明すると、CPU 1 5 2 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 (S 0 1 1 で Y e s)、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 1 4 各部を制御し (S 0 1 2)、指定された超音波画像生成モードが C F モードである場合には (S 0 1 3 で Y e s)、C F モード画像を生成するように超音波用プロセッサ装置 1 4 各部を制御し (S 0 1 4)、指定された超音波画像生成モードが P W モードである場合には (S 0 1 5 で Y e s)、P W モード画像を生成するように超音波用プロセッサ装置 1 4 各部を制御する (S 0 1 6)。

40

【 0 1 0 7 】

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 (S 0 1 7)。診断終了条件としては、例えば、術者が操作卓 1 0 0 を通じて診断終了を指示することが挙げられる。

【 0 1 0 8 】

診断終了条件が成立すると (S 0 1 7 で Y e s)、CPU 1 5 2 は、図 6 に示すように、内視鏡側メモリ 5 8 にアクセスし、それまで実施していた超音波診断の所要時間を、内視鏡側メモリ 5 8 に記憶された駆動時間の累積値に加算して当該累積値を更新する (S 0

50

18)。診断ステップにおける上記一連の工程（具体的にはステップS011からステップS018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った時点で（S007でYes）、診断処理が終了する。

【0109】

診断処理のステップS003に戻って説明すると、入力ステップ終了後に診断開始の指示がない場合（S003でNo）、スコープ確認ステップが実施される（S006）。スコープ確認ステップは、図7に図示の流れに沿って進行する。詳しく説明すると、スコープ確認ステップにおいて、術者によって操作卓100の確認用操作部102が操作された場合（S021でYes）、その操作（以下、確認用操作）を操作卓100が検知し、その検知結果を超音波用プロセッサ装置14のCPU152に送信する。

10

【0110】

CPU152は、確認用操作の検知結果を受信すると、図7に示すように、送信回路144を制御して状態確認用走査を実施する（S022）。状態確認用走査とは、N個の超音波振動子48の全てを駆動対象振動子とし、N個の超音波振動子48の各々に対して駆動電圧が供給されるように送信回路144を制御することである。より具体的に説明すると、状態確認用走査では、N個の超音波振動子48のうち、一端の超音波振動子48を駆動対象振動子として駆動電圧を供給し、以降、駆動対象振動子を一つずつずらしていき、他端の超音波振動子48に至るまで駆動電圧の供給を繰り返す。これにより、N個の超音波振動子48が一つずつ順番に駆動して超音波を送受信する。

【0111】

20

なお、本実施形態において、状態確認用走査は、超音波振動子ユニット46を含む超音波内視鏡12が患者の体腔の外部に位置しているときに行われる。つまり、状態確認用走査は、超音波診断装置10が配置された部屋（以下、診断室）において超音波振動子ユニット46が露出した状態で実施され、より詳しくは、超音波振動子ユニット46が診断室中の好適な場所（例えば、人が居ない場所）を向いた状態で実施される。このとき、駆動対象振動子である各超音波振動子48は、超音波の反射波（エコー）として、音響整合層76にて反射された超音波を受信する。

【0112】

状態確認用走査の実施直後には、図7に示すように、脱分極判定部170が脱分極判定値を算出する（S023）。本ステップS023では、脱分極判定部170が、状態確認用走査中に超音波振動子ユニット46が超音波（厳密には、音響整合層76にて反射された超音波）を受信したときの受信感度を、超音波振動子48別に算出する。具体的に説明すると、脱分極判定部170は、図4に示すようにA/Dコンバータ146に接続している。状態確認用走査中に各超音波振動子48が出力した受信信号は、A/Dコンバータ146によってデジタル変換され、超音波振動子48別に脱分極判定部170に送られる。脱分極判定部170は、デジタル変換された受信信号（受信データ）に基づいて、受信感度を超音波振動子48別に算出する。このようにして算出される超音波振動子48別の受信感度は、N個の超音波振動子48の全てを駆動対象振動子として超音波振動子ユニット46が超音波を受信したときの受信感度に相当する。

30

【0113】

40

ここで、各超音波振動子48の受信感度について説明すると、受信感度は、超音波振動子48の脱分極の進行度合いを反映している。詳しく説明すると、脱分極は、超音波振動子48の駆動時間が長くなるほど進行し、脱分極が進行するほど受信感度が低下する。また、各超音波振動子48の受信感度は、超音波診断の実施回数が増えるにつれて、図8Aに示すようにばらつくようになる。これは、超音波診断において形成される超音波画像の種類（モード）に応じて駆動対象振動子の数、及び各超音波振動子48の駆動頻度が変わることを反映している。

なお、図8Aは、超音波振動子48別の受信感度を示す図であり、図中の#1、#2、・・・#Nは、各超音波振動子48を識別するために便宜的に割り当てられた番号を示し、各番号の超音波振動子48の直上にある白丸プロットがその超音波振動子48の受

50

信感度を示している。

【 0 1 1 4 】

次に、脱分極判定部 1 7 0 は、超音波振動子 4 8 別に算出した受信感度から脱分極判定値を求める。脱分極判定部 1 7 0 は、脱分極判定値として、下記の (d 1) ~ (d 7) のいずれかを求める。

- (d 1) 超音波振動子 4 8 別の受信感度の分散値 (以下、分散値と言う。)
- (d 2) 超音波振動子 4 8 別の受信感度の平均値 (以下、平均値と言う。)
- (d 3) 分散値及び平均値
- (d 4) 超音波振動子 4 8 別の受信感度の中の最小値 (以下、最小値と言う。)
- (d 5) 分散値及び最小値
- (d 6) 平均値及び最小値
- (d 7) 分散値、平均値及び最小値

10

分散値は、統計学上の分散であり、N 個の超音波振動子 4 8 の全てを母集団として算出され、N 個の超音波振動子 4 8 の各々の受信感度から求められる。平均値は、N 個の超音波振動子 4 8 の各々の受信感度から求められる算術平均値である。超音波振動子 4 8 別の受信感度の中の最小値は、N 個の超音波振動子 4 8 の各々の受信感度の中で最小となった値 (0 に最も近い値) である。

なお、以下では、脱分極判定部 1 7 0 が上記 (d 3) に示す脱分極判定値 (すなわち、分散値及び平均値) を求めるケースを例に挙げて説明するが、以下の内容は、他の脱分極判定値 (具体的には (d 1)、(d 2)、及び (d 4) ~ (d 7) のうちのいずれかに示す脱分極判定値) を求めるケースにも適用可能であることは、勿論である。

20

【 0 1 1 5 】

脱分極判定値の算出後、図 7 に示すように、脱分極判定部 1 7 0 は、脱分極判定値が数値条件を満たすか否かを判定する (S 0 2 4)。数値条件は、脱分極判定値に関して設定されたものであり、超音波用プロセッサ装置 1 4 側で記録されている。脱分極判定値として複数種類の値が算出される場合、上記の数値条件は、脱分極判定値別に設定される。例えば、脱分極判定値として分散値が算出される場合、数値条件として上限値が設定されており、脱分極判定部 1 7 0 は、分散値が上限値を超えるかどうかを判定する。また、脱分極判定値として平均値及び最小値のうちの少なくとも一つが算出される場合、数値条件として下限値が設定されており、脱分極判定部 1 7 0 は、算出した値 (すなわち、平均値及び最小値のうちの少なくとも一つ) が下限値を下回るかどうかを判定する。

30

なお、数値条件は、超音波内視鏡 1 2 毎に異なってもよく、あるいは、超音波内視鏡 1 2 間で共通していてもよい。また、術者が操作卓 1 0 0 を通じて数値条件を新たに設定したり、変更したりすることができてもよい。

【 0 1 1 6 】

そして、脱分極判定値が数値条件を満たすと判定した場合 (S 0 2 4 で Y e s)、脱分極判定部 1 7 0 は、その判定結果を C P U 1 5 2 に伝送する。なお、脱分極判定値として複数種類の値 (例えば、分散値及び平均値) が算出される場合には、いずれか一つの判定値が数値条件を満たしていると判定したとき、脱分極判定部 1 7 0 は、その判定結果を C P U 1 5 2 に伝送する。

40

【 0 1 1 7 】

上記一連の工程、すなわち、確認用走査の実施ステップ S 0 2 2、脱分極判定値の算出ステップ S 0 2 3、及び、脱分極判定値に関する条件判定ステップ S 0 2 4 は、動作モードが第二モードである期間に術者が確認用操作部 1 0 2 を通じて確認用操作を行うことをトリガーとして実施される。そして、ステップ S 0 2 2、S 0 2 3 及び S 0 2 4 の実施により、脱分極の進行度合いが評価され、脱分極分極値が上記の数値条件を満たしている場合には脱分極が進行していることになる。ここで、脱分極処理の進度合いは、通常、超音波振動子 4 8 の受信感度に基づいて評価されるが、超音波振動子ユニット 4 6 における各超音波振動子 4 8 の受信感度は、超音波振動子 4 8 間でばらつき、超音波振動子ユニット 4 6 がコンベックス型の探触子である場合には、ばらつきが顕著になる。このため、脱分

50

極の進行度合いを判定する上では、いずれかの超音波振動子48の受信感度のみで判定するだけでは不十分であり、上記のばらつきを踏まえて判定する必要がある。そこで、本実施形態では、前述のように、N個の超音波振動子48の各々の受信感度を算出し、超音波振動子48別の受信感度から求めた脱分極判定値に基づいて、脱分極の進行度合いを判定している。

【0118】

スコープ確認ステップの説明に戻ると、図7に示すように、CPU152は、脱分極判定値が数値条件を満たすという判定結果を受け取ると、分極処理部155（すなわち、分極用回路156及び回路切り替え器158）を制御し、分極処理部155に分極処理を実施させる（S025）。つまり、脱分極判定値が数値条件を満たすと脱分極判定部170が判定したとき、分極用電圧供給部である分極用回路156は、マルチプレクサ140を通じて分極対象の超音波振動子48に対して分極用電圧を供給する。本実施形態では、N個の超音波振動子48の全てを対象として分極処理が実施され、具体的には、分極処理の前半に、N個の超音波振動子48のうちの半分（すなわち、m個）の超音波振動子48を分極し、後半に残り半分の超音波振動子48を分極する。

10

【0119】

分極処理の実施により、図8Bに示すように、各超音波振動子48が分極（再分極）され、各超音波振動子48の受信感度が回復し、且つ、受信感度が超音波振動子48間で略揃うようになる。

なお、図8Bは、分極処理実施直後における超音波振動子48別の受信感度を示す図であり、図8Aと対応した図である。

20

【0120】

なお、脱分極判定値として分散値及び平均値を算出した場合には、少なくとも一方の値が数値条件を満たしていれば、分極処理が実施される。これにより、例えば、N個の超音波振動子48の受信感度が全体的に低下した場合に、分散値が上限値を超えていなかったとしても、平均値が下限値を下回っていれば、分極処理を実施して各超音波振動子48の受信感度を回復させることが可能となる。

【0121】

分極処理において分極用回路156がN個の超音波振動子48の各々に分極用電圧を供給した後、CPU152は、図7に示すように、内視鏡側メモリ58にアクセスして、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間の累積値をクリアする（S026）。これにより、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間の累積値は、初期値（すなわち、ゼロ（零））に設定される。

30

そして、駆動時間の累積値をクリアした時点でスコープ確認ステップが終了する。なお、ステップS024にて脱分極判定値が数値条件を満たしていないと脱分極判定部170が判定した場合においても（S024でNo）、スコープ確認ステップは、終了する。

【0122】

一方、ステップS021において確認用操作がなされていない場合（S021でNo）、CPU152は、内視鏡側メモリ58から駆動時間の累積値を読み出し、当該累積値が閾値以上であるかどうかを判定する（S027）。閾値は、術者が操作卓100の閾値入力部104を通じて行った入力操作に基づいて設定され、例えば、超音波用プロセッサ装置14側に記憶されている。なお、閾値は、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。

40

【0123】

そして、上記の累積値が閾値以上であると判定した場合、CPU152は、図7に示すように、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（S025）。つまり、内視鏡側メモリ58に記憶された駆動時間の累積値が閾値以上であると、分極用回路156は、マルチプレクサ140を通じて分極対象の超音波振動子48に対して分極用電圧を供給する。この場合にも、N個の超音波振動子48の全てを対象として分極処理が実施され、分極処理の前半及び後半にそれぞれm個ずつ超音波振動子48を分極

50

する。

【 0 1 2 4 】

分極処理の実施後、図 7 に示すように、CPU 1 5 2 が内視鏡側メモリ 5 8 に記憶された駆動時間の累積値をクリアし (S 0 2 6)、そのステップ S 0 2 6 が完了した時点でスコープ確認ステップが終了する。なお、ステップ S 0 2 7 にて駆動時間の累積値が閾値未満であると CPU 1 5 2 が判断した場合においても (S 0 2 7 で N o)、スコープ確認ステップは、終了する。

【 0 1 2 5 】

<< 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、確認用操作部 1 0 2 が術者によって操作されると、それをトリガーとして、超音波振動子ユニット 4 6 の状態に関する指標値としての脱分極判定値を求め、その判定値から分極処理の要否を判定し、分極処理が必要であると判定した場合に分極処理を実施することにある。

つまり、本発明の超音波診断装置では、術者 (ユーザ) が確認用操作部 1 0 2 を操作したときに分極処理の要否が判定されるので、術者が希望するタイミングにて、分極処理の要否を判定することが可能となる。つまり、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タイミングが予め決められた時期に限定されないため、分極処理の実施時期について自由度が高まることになる。

【 0 1 2 6 】

また、分極処理の要否を判定する際に、超音波振動子 4 8 の駆動時間の累積値だけで判定しようとする、術者が受信感度の低下に気付いたとしても、その時点での駆動時間の累積値が閾値未満である場合には分極処理が未だ必要ではないと判定されることになる。これに対して、本発明では、術者が受信感度の低下に気付いたときに確認用操作部 1 0 2 を操作すれば、その時点で分極処理の要否が判定される。これにより、分極処理を実施すべき時期 (例えば、駆動時間の累積値が閾値未満ではあるが受信感度が著しく低下している場合) に分極処理を的確に実施することが可能となる。

【 0 1 2 7 】

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において分極処理の要否 (厳密には、脱分極の進行度合い) を判定するために超音波振動子ユニット 4 6 に設けられた参照用振動子を要しない。したがって、本発明の超音波診断装置では、特許文献 2 に記載の装置よりも超音波振動子ユニット 4 6 が小型化され、その分、操作性 (超音波内視鏡 1 2 の患者体腔内への挿入し易さ) が向上することになる。

【 0 1 2 8 】

さらに、本発明の超音波診断装置では、分極処理の要否を判定するにあたり、複数の超音波振動子 4 8 の全ての受信感度を超音波振動子 4 8 別に算出し、超音波振動子 4 8 別の受信感度から脱分極判定値と求め、脱分極判定値が数値条件を満たすかを判定する。すなわち、本発明の超音波診断装置では、受信感度 (換言すると、脱分極の進行度合い) が超音波振動子 4 8 間でばらつくことを踏まえ、複数の超音波振動子 4 8 の全ての受信感度から脱分極判定値を求め、その判定値に基づいて分極処理の要否を判断することができる。これにより、分極処理の要否判定において脱分極の進行度合いのばらつきが考慮されていない特許文献 3 に記載の超音波診断装置に比して、より妥当な判定結果が得られるようになる。

【 0 1 2 9 】

<< 第二実施形態 >>

上述の実施形態では、超音波振動子ユニット 4 6 の状態確認用の確認用操作部 1 0 2 が、超音波内視鏡 1 2 以外の機器、具体的には操作卓 1 0 0 に設けられていることとした。ただし、これに限定されるものではなく、超音波内視鏡 1 2 に確認用操作部が設けられている実施形態 (以下、第二実施形態とも言う。) も考えられる。

【 0 1 3 0 】

以下では、第二実施形態に係る超音波診断装置について、図 9 を参照しながら説明する

。図 9 は、第二実施形態に係る超音波診断装置が有する超音波内視鏡 1 2 x 及び超音波用プロセッサ装置 1 4 の構成を示すブロック図である。

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 9 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。

【 0 1 3 1 】

第二実施形態では、操作卓 1 0 0 に確認用操作部 1 0 2 が設けられていない一方で、超音波内視鏡 1 2 に確認用操作部 4 9 が設けられている。つまり、第二実施形態では、超音波振動子ユニット 4 6 の状態確認（換言すると、分極処理の要否判定）を実行するにあたり、術者が超音波内視鏡 1 2 の確認用操作部 4 9 を操作する。なお、超音波内視鏡 1 2 の確認用操作部 4 9 としては、例えば操作部 2 4 に設けられた押しボタン、スライドスイッチ、ダイヤルスイッチ、又はレバー等のハンドルによって構成されることが考えられる。

10

【 0 1 3 2 】

確認用操作部 4 9 は、CPU 1 5 2 に接続されており、動作モードが第二モードである間に操作されると CPU 1 5 2 に向けて信号を出力する。CPU 1 5 2 は、確認用操作部 4 9 からの出力信号を受信すると、状態確認用走査を実施する。以降の手順については、上述の実施形態と同様である。

以上のように、第二実施形態では、確認用操作部 4 9 が超音波内視鏡 1 2 に設けられていることで、術者は、超音波内視鏡 1 2 を操作しながら超音波振動子ユニット 4 6 の状態確認用操作を行うことができるため、術者にとって利便性が向上することになる。

20

なお、第二実施形態は、確認用操作部 4 9 が超音波内視鏡 1 2 に設けられている点を除き、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。

【 0 1 3 3 】

< < 第三実施形態 > >

上述の実施形態では、診断室において超音波振動子ユニット 4 6 が露出した状態で状態確認用走査が実施され、具体的には、超音波振動子ユニット 4 6 が診断室中の好適な場所を向いた状態で実施されることとした。また、上述の実施形態では、状態確認用走査において、駆動対象振動子である各超音波振動子 4 8 が超音波の反射波（エコー）として音響整合層 7 6 にて反射された超音波を受信することとした。ただし、これに限定されるものではなく、状態確認用走査の実施方法については、他の方法が考えられる。

30

【 0 1 3 4 】

以下では、上述の実施形態とは異なる方法によって状態確認用走査を実施する形態（以下、第三実施形態と言う。）について、図 1 0 を参照しながら説明する。図 1 0 は、第三実施形態における状態確認用走査の説明図である。

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 1 0 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。

【 0 1 3 5 】

第三実施形態では、超音波内視鏡 1 2 が患者の体腔内に挿入されていない状態、すなわち、超音波内視鏡 1 2 が患者の体の外に位置している状態で、状態確認用走査が実施される。より詳しく説明すると、第三実施形態では、図 1 0 に図示のファントム F（例えば、人体模型など）が患者の体の外に配置されている。状態確認用走査の実施に際して、術者は、図 1 0 に示すように、超音波振動子ユニット 4 6（厳密には、音響レンズ 7 8 の露出面）をファントム F に押し当てる。その後、超音波振動子ユニット 4 6 がファントム F に接した状態で確認用操作部 1 0 2 が術者によって操作されると、これをトリガーとして、CPU 1 5 2 が状態確認用走査を実施する。状態確認用走査において、超音波振動子ユニット 4 6 は、N 個の超音波振動子 4 8 の全てを駆動対象振動子として超音波を送受信する。この際、超音波振動子ユニット 4 6 は、ファントム F にて反射された超音波（エコー）を受信する。その後、脱分極判定部 1 7 0 が、状態確認用走査における N 個の超音波振動

40

50

子 4 8 の各々の受信感度を算出し、さらに脱分極判定値を算出する。以降の手順については、上述の実施形態と同様である。

【 0 1 3 6 】

以上のように、第三実施形態では、ファントム F を用いて状態確認用走査が実施され、超音波振動子ユニット 4 6 は、状態確認用走査において、ファントム F にて反射された超音波（エコー）を受信する。ファントム F にて反射された超音波の強度は、通常、音響整合層 7 6 にて反射された超音波の強度よりも大きくなるので、ファントム F を用いて状態確認用走査を実施すれば、各超音波振動子 4 8 の受信感度をより適切に算出することが可能となる。

なお、第三実施形態は、ファントム F を用いて状態確認用走査が実施される点を除き、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。

10

【 0 1 3 7 】

<< 第四実施形態 >>

上述の実施形態では、分極用電圧供給部が、送信回路 1 4 4 とは別に設けられた分極用回路 1 5 6 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 1 4 4 が分極用電圧供給部として兼用される実施形態（以下、第四実施形態と言う。）も考えられる。

【 0 1 3 8 】

以下では、第四実施形態に係る超音波診断装置について、図 1 1 及び図 1 2 を参照しながら説明する。図 1 1 は、第四実施形態に係る超音波用プロセッサ装置 1 4 x の構成を示すブロック図である。図 1 2 は、第四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。

20

以下では、第四実施形態について、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、第四実施形態に関して、上述の実施形態と共通する要素には、図 1 1 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。

【 0 1 3 9 】

第四実施形態の超音波用プロセッサ装置 1 4 x は、図 1 1 に示すように、分極処理部 1 5 5 に相当する機器を備えておらずに相当する機器を備えていない。他方、第四実施形態では、送信回路 1 4 4 が、分極用電圧供給部を構成しており、スコープ確認ステップにおいて分極条件が成立したとき（つまり、分極処理の実施が必要であると判定されたとき）に N 個の超音波振動子 4 8 の各々に対して分極用電圧を供給する。つまり、第四実施形態では、CPU 1 5 2 が送信回路 1 4 4 を制御し、診断ステップでは駆動電圧を送信回路 1 4 4 に出力させ、スコープ確認ステップでは分極用電圧を送信回路 1 4 4 に出力させる。

30

【 0 1 4 0 】

第四実施形態において、送信回路 1 4 4 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、第四実施形態において、CPU 1 5 2 は、効率よく分極を行う目的から、図 1 2 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 1 4 4 から断続的に複数回供給されるように送信回路 1 4 4 を制御する。ここで、パルス波の間隔（図 1 2 中の w）は、送信回路 1 4 4 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、最小クロックに相当する間隔に設定されるのがよい。

40

【 0 1 4 1 】

以上のように、第四実施形態では、送信回路 1 4 4 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 1 4 4 を利用して超音波振動子 4 8 を分極することが可能である。これにより、分極用回路 1 5 6 を別途設ける必要がなく、その分、超音波用プロセッサ装置 1 4 x 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、第四実施形態の方が好ましい。

50

一方で、送信回路 1 4 4 と分極用回路 1 5 6 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。

【 0 1 4 2 】

なお、第四実施形態は、送信回路 1 4 4 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】

【 0 1 4 3 】

1 0	超音波診断装置	
1 2	超音波内視鏡	10
1 2 x	超音波内視鏡	
1 4	超音波用プロセッサ装置	
1 4 x	超音波用プロセッサ装置	
1 6	内視鏡用プロセッサ装置	
1 8	光源装置	
2 0	モニタ	
2 1 a	送水タンク	
2 1 b	吸引ポンプ	
2 1 c	送気ポンプ	
2 2	挿入部	20
2 4	操作部	
2 6	ユニバーサルコード	
2 8 a	送気送水ボタン	
2 8 b	吸引ボタン	
3 0	処置具挿入口	
3 2 a	超音波用コネクタ	
3 2 b	内視鏡用コネクタ	
3 2 c	光源用コネクタ	
3 6	超音波観察部	
3 7	バルーン	30
3 8	内視鏡観察部	
4 0	先端部	
4 2	湾曲部	
4 3	軟性部	
4 4	処置具導出口	
4 5	処置具チャンネル	
4 6	超音波振動子ユニット	
4 7	送水口	
4 8	超音波振動子	
4 9	確認用操作部	40
5 0	超音波振動子アレイ	
5 4	バックリング材層	
5 6	同軸ケーブル	
5 8	内視鏡側メモリ	
6 0	F P C	
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	50

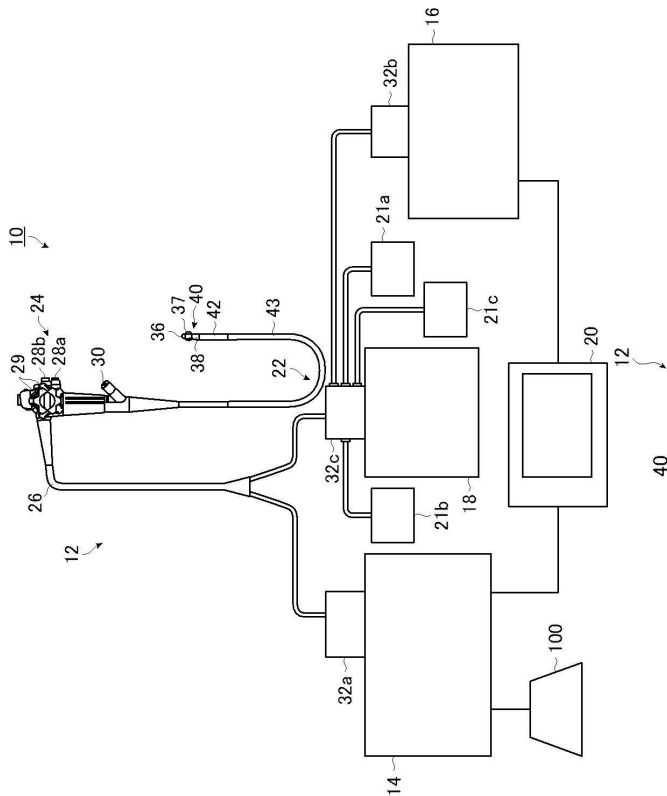
- 8 8 照明窓
- 9 0 洗浄ノズル
- 9 2 配線ケーブル
- 1 0 0 操作卓
- 1 0 2 確認用操作部
- 1 0 4 閾値入力部
- 1 4 0 マルチプレクサ
- 1 4 2 受信回路
- 1 4 4 送信回路
- 1 4 6 A / Dコンバータ
- 1 4 8 A S I C
- 1 5 0 シネメモリ
- 1 5 1 メモリコントローラ
- 1 5 2 C P U
- 1 5 4 D S C
- 1 5 5 分極処理部
- 1 5 6 分極用回路
- 1 5 8 回路切り替え器
- 1 6 0 位相整合部
- 1 6 2 Bモード画像生成部
- 1 6 4 P Wモード画像生成部
- 1 6 6 C Fモード画像生成部
- 1 7 0 脱分極判定部
- F ファントム

10

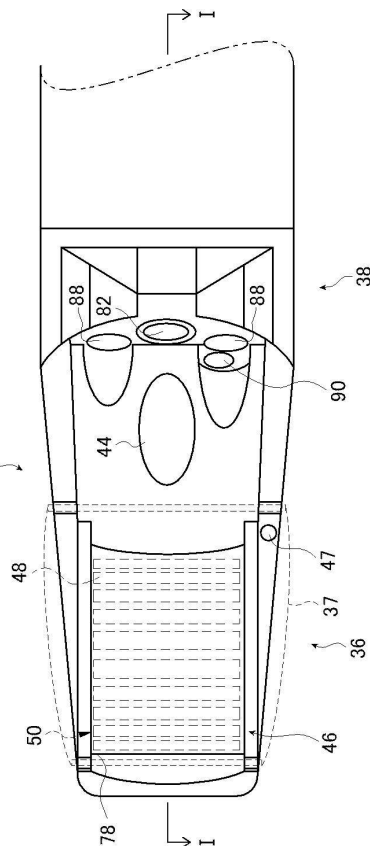
20

【図面】

【図1】



【図2】

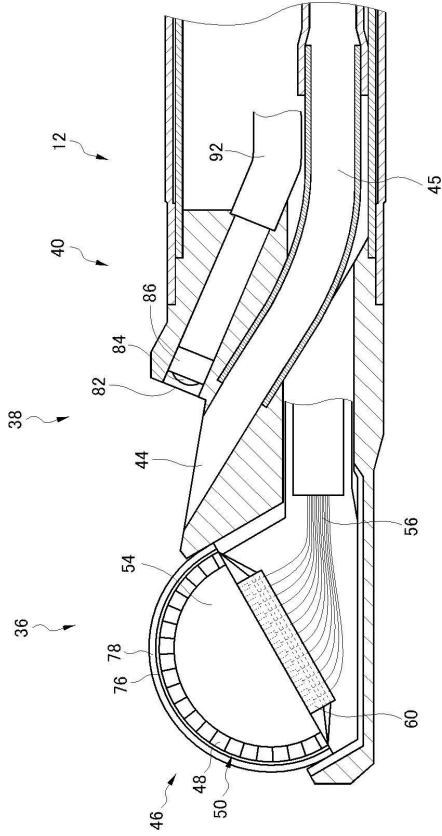


30

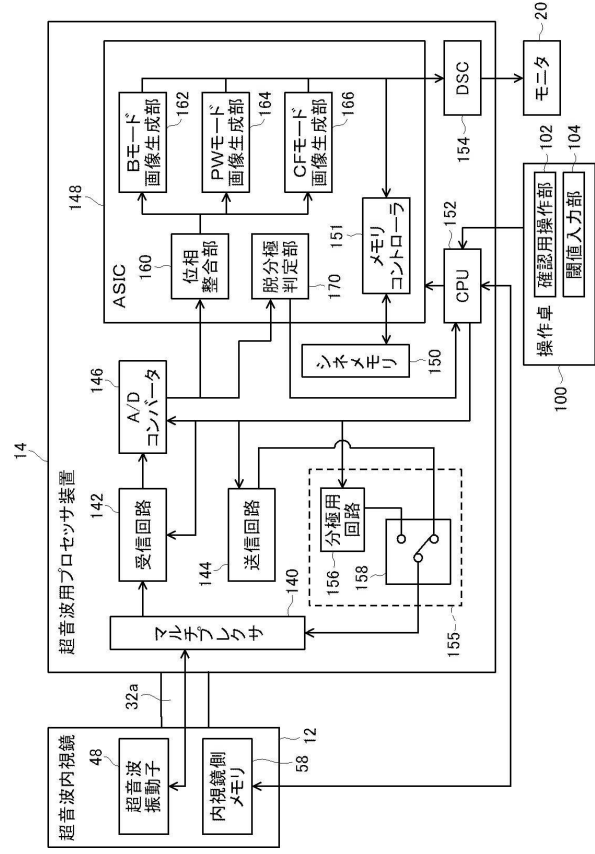
40

50

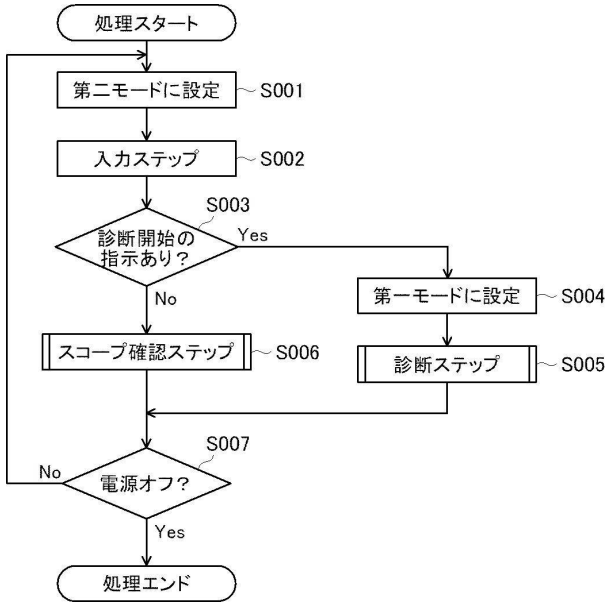
【図3】



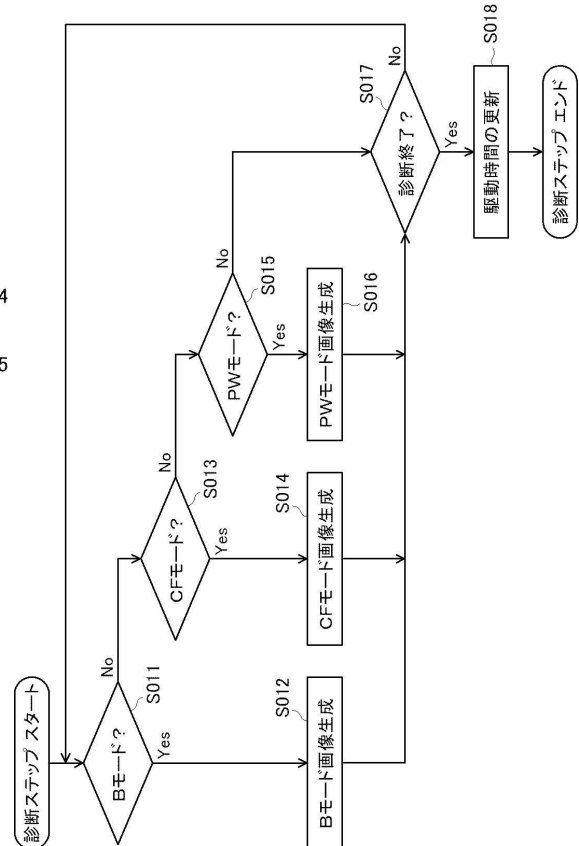
【図4】



【図5】



【図6】



10

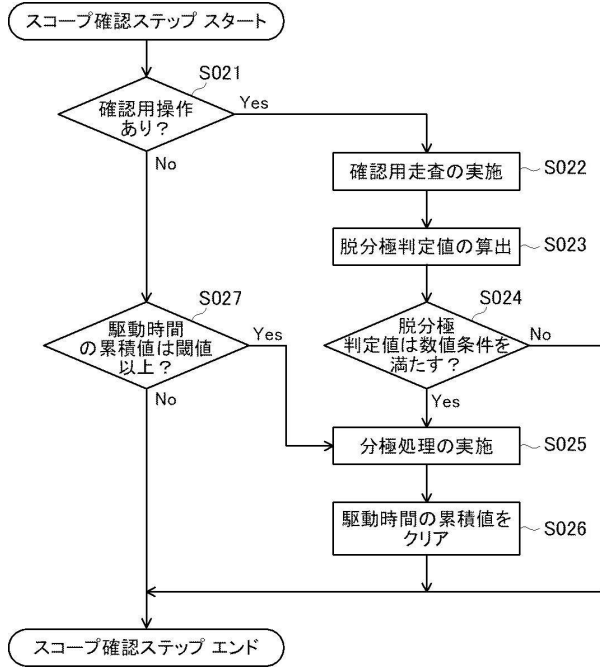
20

30

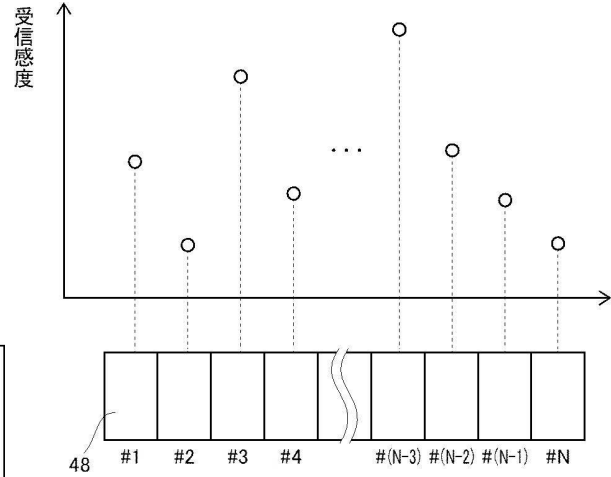
40

50

【図7】

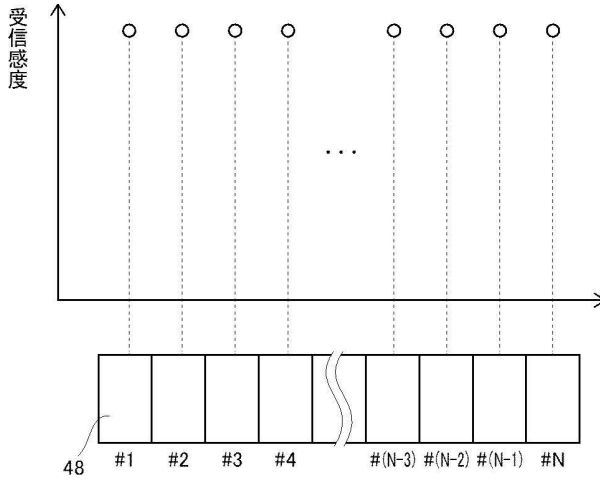


【図8A】



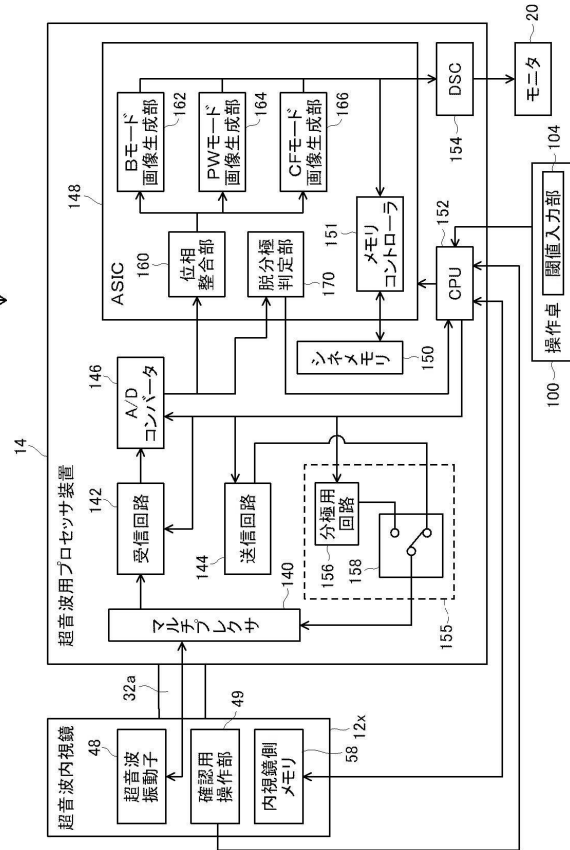
10

【図8B】



20

【図9】

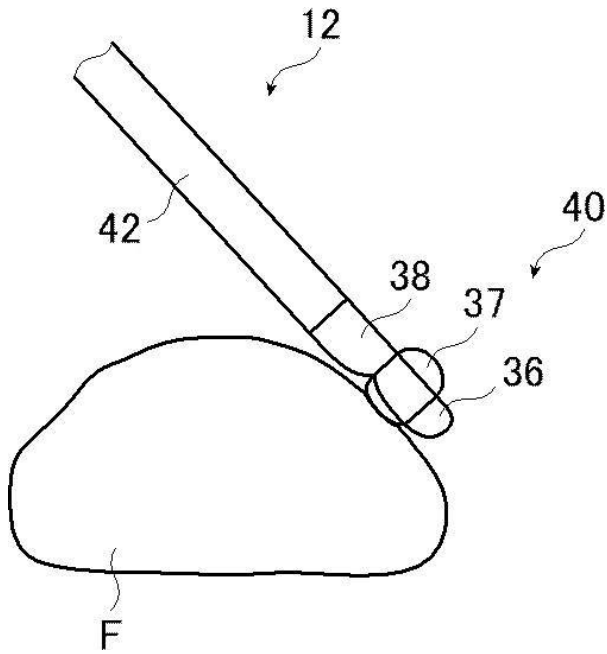


30

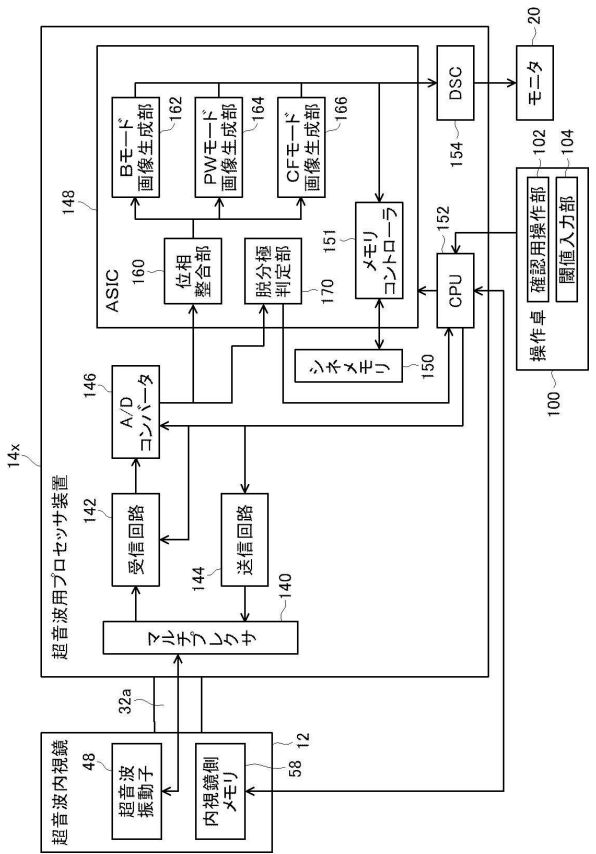
40

50

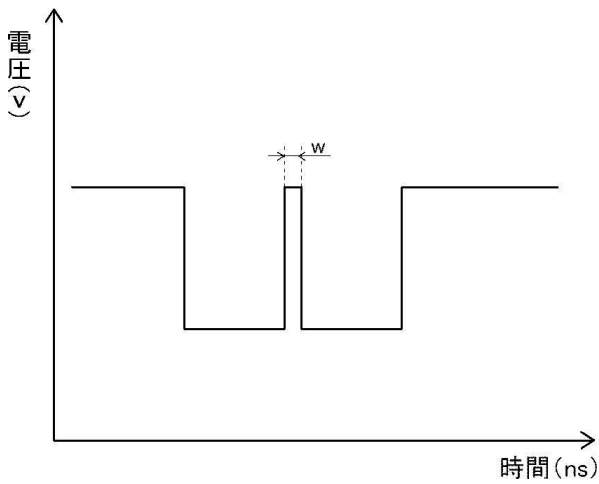
【図10】



【図11】



【図12】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2012-139460(JP,A)
特開平09-141859(JP,A)
特開2004-296784(JP,A)
特開2008-120665(JP,A)
特開2015-062621(JP,A)
特開2011-005024(JP,A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 8/12