

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/050555

発行日 平成24年3月29日 (2012. 3. 29)

(43) 国際公開日 平成22年5月6日(2010.5.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 8/12

テーマコード (参考)
4C601

審查請求 有 予備審查請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号	特願2010-524290 (P2010-524290)
(21) 国際出願番号	PCT/JP2009/068592
(22) 国際出願日	平成21年10月29日 (2009.10.29)
(31) 優先権主張番号	特願2008-282035 (P2008-282035)
(32) 優先日	平成20年10月31日 (2008.10.31)
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)

(71) 出願人 304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号

(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 鯖田 知弘
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

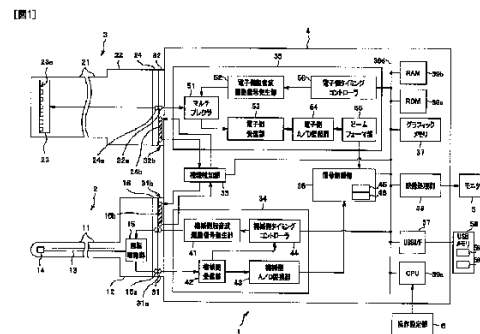
Fターム(参考) 4C601 BB03 BB13 BB14 BB17 BB26
EE11 EE22 FE01 HH12 HH15
HH17 JB53 JC33 JC37 KK23

[最終頁に続く](#)

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【要約】

超音波観測装置４は、超音波プロープ２あるいは超音波内視鏡３を被検体に対して手動で移動させ、移動に伴って時系列の複数の超音波断層画像を表示する。超音波観測装置４は、手動走査モード時に、ストローク時間当たりの超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御する制御部を有する。



- 52 ELECTRON SIDE ULTRASONIC WAVE DRIVE SIGNAL GENERATION UNIT
- 66 ELECTRON SIDE TIMING CONTROLLER
- 91 MULTIPLEXER
- 93 ELECTRON SIDE RECEPTION UNIT
- 64 ELECTRON SIDE A/D CONVERSION UNIT
- 5 BEAM FORMER UNIT
- 33 CONNECTION DETECTION UNIT
- 36 SIGNAL PROCESSING UNIT
- 11 MACHINE SIDE ULTRASONIC WAVE DRIVE SIGNAL GENERATION UNIT
- 44 MACHINE SIDE TIMING CONTROLLER
- 42 MACHINE SIDE RECEPTION UNIT
- 43 MACHINE SIDE A/D CONVERSION UNIT
- 37 GRAPHIC MEMORY
- 26 VIDEO PROCESSING UNIT
- 6 MONITOR
- 8 OPERATION SETTING UNIT
- 68 USER MEMORY
- 18 ROTATION DRIVE UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブあるいは超音波内視鏡を被検体に対して手動で移動させ、その移動に伴って時系列の複数の超音波断層画像を表示する超音波診断装置において、
手動走査モード時に、ストローク時間当たりの超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御する制御部を有することを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記手動走査モードは、操作設定部への所定の操作によって設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記制御部は、設定された所定値に基づいて、フレーム同期信号を生成することによって、前記ストローク時間当たりの前記超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記所定値は、フレーム数又はフレーム数に対応する周期であることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記超音波断層画像の画像データを格納するグラフィックメモリから生成された超音波断層画像のフレームデータの出力を制御することによって、前記ストローク時間当たりの前記超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記ストローク時間は、設定可能であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記ストローク時間は、前記ストローク時間に比例するストローク長により代替されて設定されることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記ストローク時間を設定するために生成された画面において、前記ストローク時間の設定が可能であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記超音波プローブ又は超音波内視鏡は、電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記超音波観測装置には、機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡及び電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡が接続可能であり、

前記制御部は、前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡及び前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡によるそれぞれの前記超音波断層画像の前記表示フレーム数が等しくなるように制御することを特徴とする請求項 1 に超音波観測装置。

【請求項 11】

前記前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡の接続を検知する第 1 の接続検知部と、

前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡の接続を検知する第 2 の接続検知部と、を有することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波観測装置。

【請求項 12】

前記制御部は、前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡による超音波断層画像の表示フレーム数が、前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡による超音波断層画像の表示フレーム数に等しくなるように制御することを特徴とする請求項 10 又は 11 に記載の超音波観測装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波観測装置に関し、特に、手動により複数の超音波断層画像を取得することができる超音波観測装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波観測装置は、超音波振動子から超音波パルスを生体組織に繰り返し送波し、生体組織から反射される超音波パルスのエコー信号を受波して、被検体の超音波断層画像を表示する装置として広く利用されている。

【0003】

10

近年は、超音波断層画像データから3次元画像を作成する超音波観測装置も提案されており、特に、日本特開2003-180697号公報に開示されているように、3次元画像を作成するために、電子走査式の超音波プローブの先端部の位置と配向を検出するための手段を有する装置も提案されている。

【0004】

その提案に係る装置では、プローブの先端部に磁場発生素子を設け、被検体の外に、その磁場発生素子から発生された磁場を検出する検出素子が設けられる。検出素子によって得られた磁場に基づいて、プローブ軸に直交する電子ラジアル走査の走査面の位置と配向が検出される。そして、その検出された位置と配向の情報に基づいて、ボクセルデータを生成することによって、歪みのない3次元画像を表示できるようにした。

20

【0005】

しかし、このような装置は、電子ラジアル走査の走査面の位置と配向を検出するための装置が必要であり、コストが高くなるという問題がある。

また、プローブの先端部に磁場発生素子を設けなければならないので、プローブ先端の硬質部自体の外径が大きくなりかつ長さも長くなってしまうため、プローブを飲み込み際の患者への負担が大きくなってしまいうという問題もある。

【0006】

一方、超音波観測装置には、電子走査式の他に、超音波振動子を有する先端部を機械的に回転させて体腔内を走査する機械走査式がある。

本件出願人の製造販売する装置「内視鏡用超音波観測装置EU-M2000」は、機械走査式であり、かつ所謂手引き走査によって3次元画像を生成することのできる装置である。その装置の場合は、プローブの先端部に、位置と配向を検出するための素子は設けられていないので、コスト及び先端部の大型化の問題がないという利点がある。但し、この装置は、機械走査式に限定された装置である。

30

【0007】

手引き走査は、例えば図16に示すような方法で行われる。図16は、術者がプローブを手引き走査して画像データを取得する場合を説明するための図である。術者が、プローブの先端部を所望の位置まで挿入し、その挿入されたプローブを手前に戻すように手で引くという手動走査をすることによって、複数の断層画像データが取得される。図16の場合は、先端部が、位置Aから、位置Cを経て位置Bまで引かれる場合を示している。

40

【0008】

例えば、術者は、超音波断層画像の表示レンジを12cmに設定して、フリーズを解除して、プローブを位置Aから位置Bまで手引き走査を行う。プローブが位置Bに達した時点で、画像はフリーズする。

【0009】

また、一旦得られた断層画像を見て、特定の部分、例えば腫瘍部を大きくして見たい場合は、術者は、表示レンジを例えば3cmに変更して、再度位置Aから位置Bまで上述した手順と同様の手順で、プローブの手引き走査を行う。その結果、その特定の部分は、拡大されて表示されるので、術者は、詳細な観察をすることができる。

【0010】

50

このような３次元画像を生成することができる機械走査式の装置の機能を、電子走査式のプローブが接続された超音波観測装置に適用することも考えられる。電子走査式においても上述した機械操作式の装置と同様に、手引き走査をすれば、３次元画像データの生成をすることができる。

【００１１】

しかし、上記の機械走査式の装置の機能を、そのまま電子走査式の装置に適用すると、次のような問題がある。

通常、機械走査式の超音波観測装置では、プローブの先端部を機械的に回転させるため、機械的精度等の構造上の問題から、フレームレートは一定となっている。図１７は、表示レンジが１２ｃｍの場合に機械走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。図１８は、表示レンジが３ｃｍの場合に機械走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。図１７と図１８は、モニタ画面上に表示される超音波断層画像の表示例を示し、左側は、プローブ軸に直交する走査面の断層画像を示し、右側は、プローブ軸方向に沿った断層画像を示す。

【００１２】

例えば、表示レンジを１２ｃｍに設定した被検体内の断層画像（図１７）を見てから、表示レンジを３ｃｍに変更して被検体の断層画像（図１８）を得たとしても、モニタ画面上では、画面上に表示されるフレーム数とフレームレートが一定のため、右側のプローブ軸方向の断層画像において、位置Ａから位置Ｂまで手引き走査したときのストローク時間は一定となる（図１７と図１８の場合は共に１２秒）。

【００１３】

すなわち、ストローク時間＝（フレーム数／フレームレート）なので、図１７における手引き方向に沿った断面図のストローク時間と、図１８における手引き方向に沿った断面図のストローク時間は、同じになる。

【００１４】

よって、術者は、表示レンジを変更しても（例えば、１２ｃｍから３ｃｍに変更しても）、手引き速度（位置Ａから位置Ｂまでプローブを引くときの速度）は、同じでよいことになる。

【００１５】

しかし、電子走査式の超音波観測装置の場合、その走査は電子的に行われるので、表示レンジに応じて、フレームレートは変更される。図１９は、表示レンジが１２ｃｍの場合に電子走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。図２０は、表示レンジが３ｃｍの場合に電子走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。

【００１６】

例えば、最初に表示レンジを１２ｃｍに設定して被検体内の断層画像（図１９）を見てから、表示レンジを３ｃｍに変更して被検体の断層画像（図２０）を得る場合、画面の右側の領域内に表示されるフレーム数は一定である。表示レンジが３ｃｍの場合の方が表示レンジが１２ｃｍの場合よりも、フレームレートは高い。従って、モニタ画面上では、表示レンジが１２ｃｍの場合と３ｃｍの場合とでは、図１９と図２０に示すように、ストローク時間が異なってしまう。ストローク時間は、図１９の場合は１２秒で、図２０の場合は６秒である。これは、上記の式において、ストローク時間は、上記フレーム数は一定であるので、フレームレートの値に応じて変更することから容易に分かる。

【００１７】

従って、表示レンジが小さくなると、フレームレートが高くなり、ストローク時間は短くなるので、見たい腫瘍全体が画面上に表示されなくなってしまう場合がある。図２０の場合は、表示レンジを３ｃｍにしたときに、術者が拡大して観察したい腫瘍部が半分しか表示されていない場合である。これは、術者が、表示レンジが３ｃｍの時に、表示レンジが１２ｃｍの時の手引き速度と同じ速度でプローブを操作してしまったからである。

【００１８】

従って、電子走査式のときに、図１８と同様な断層画像を表示させるためには、術者は

、表示レンジに対応した手引き速度でプローブを引かなければならないが、術者は、通常、表示レンジ毎の手引き速度を覚えて、表示レンジの変更の度に手引き速度を変えて手引き走査を実行すなわち手引きすることはほとんど不可能である。

【0019】

図20に示すような、所望でない画像が得られた場合、術者は、所望の画像が得られるまで、速度を変えて手引き走査を繰り返さなければならず、術者にとっては、繁雑であり、迅速な観測ができない。

【0020】

すなわち、従来の機械走査式の装置の手引き走査による3次元画像データの取得方法を、電子走査式の装置にそのまま適用すると、ユーザは各表示レンジに対応した手引き速度で手引きを行わなければならないという繁雑な手動走査が必要となるという問題がある。

10

【0021】

本発明は、上述した課題に鑑みてなされたもので、電子走査式の超音波観測装置において複数の超音波断層画像を生成するために、高価な装置が不要で、プローブ径の大型化を招かずに、かつ、繁雑な手動走査の必要のない超音波観測装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0022】

本発明の超音波観測装置は、超音波プローブあるいは超音波内視鏡を被検体に対して手動で移動させ、その移動に伴って時系列の複数の超音波断層画像を表示する超音波診断装置において、手動走査モード時に、ストローク時間当たりの超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御する制御部を有する。

20

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置の第1の実施の形態の動作に関する部分のブロック図である。

【図3】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の全体処理の流れの例を示すフローチャートである。

30

【図4】図3のステップS2におけるフレームレートの固定処理の一部の流れの例を示すフローチャートである。

【図5】従来の、フリーズ制御信号、フレーム同期信号F_sync、TXトリガ及びフレームレート制御信号FRM_CNTのタイミングチャートである。

【図6】本発明の第1の実施の形態の信号処理部のフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図7】本発明の第1の実施の形態の電子側タイミングコントローラのフレームレート固定制御の流れの例を示すフローチャートである。

【図8】本発明の第1の実施の形態のビームフォーマ部のフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

40

【図9】本発明の第1の実施の形態の、フリーズ制御信号、フレーム同期信号F_sync、TXトリガ及びフレームレート制御信号FRM_CNTのタイミングチャートである。

【図10】本発明の第2の実施の形態に係る映像処理部のフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図11】図10のステップS52のフレームデータ出力処理の詳細な内容を示すフローチャートである。

【図12】図10と図11の処理によって、フレームデータが出力及び破棄されることを説明するための図である。

【図13】本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置の全体処理の流れの例を示すフロ

50

ーチャートである。

【図１４】本発明の第３の実施の形態に係る、ストローク時間を入力するための入力ダイアログの例を示す図である。

【図１５】本発明の第４の実施の形態に係るフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

【図１６】術者がプローブを手引き走査して画像データを取得する場合を説明するための図である。

【図１７】表示レンジが１２ｃｍの場合に機械走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。

【図１８】表示レンジが３ｃｍの場合に機械走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。

【図１９】表示レンジが１２ｃｍの場合に電子走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。

【図２０】表示レンジが３ｃｍの場合に電子走査式で得られる断層画像の３Ｄ表示の例を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２４】

本発明の実施の形態を、図面を用いて説明する。

（第１の実施の形態）

図１は、本発明の第１の実施の形態の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。図１に示すように、本実施の形態に係る超音波診断装置１は、機械走査式の超音波プローブ２と、電子走査式の超音波内視鏡３と、超音波観測装置４とを有して構成されている。超音波観測装置４には、モニタ５と操作設定部６とが接続されている。

【００２５】

超音波観測装置４は、機械走査式の超音波内視鏡又は超音波プローブ（ここでは超音波プローブ）２及び電子走査式の超音波内視鏡３をそれぞれ着脱自在に接続可能に構成されている。超音波観測装置４は、これら接続された超音波プローブ２及び超音波内視鏡３からエコー信号を得て超音波断層画像を構築し、モニタ５に超音波断層画像を表示させる。

【００２６】

なお、以下に説明する各実施の形態では、電子走査式の装置として、超音波内視鏡を例に挙げて説明するが、以下に説明する手動による電子走査式の装置は、内視鏡でなくともよく、通常電子走査式の超音波プローブでもよい。

【００２７】

機械走査式の超音波プローブ２は、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部１１と、この挿入部１１の後端に設けた操作部１２とを有している。機械走査式の超音波プローブ２は、挿入部１１内を挿通しているフレキシブルシャフト１３の先端側に超音波振動子１４が固設されている。

【００２８】

フレキシブルシャフト１３の後端は、前記操作部１２に配設した回転駆動部１５に接続されている。回転駆動部１５は、図示しないモータにより前記フレキシブルシャフト１３を回転させることにより、超音波振動子１４を機械的に回転駆動する。この回転駆動部１５には、図示しないエンコーダ等の回転位置検出部が設けられている。なお、超音波振動子１４の周囲は、超音波を伝達（伝播）する図示しない超音波伝播媒体で満たされている。

【００２９】

操作部１２には、超音波観測装置４に着脱自在に接続される機械側コネクタ１６が設けられている。この機械側コネクタ１６は、回転駆動部１５からの信号線が接続される機械側電気接点部１６ａを有している。また、この機械側コネクタ１６には、機械走査式の超音波プローブ２が超音波観測装置４に接続されたことを、後述する接続検知部３３によって検知するための機械側接続検知突起部１６ｂが設けられている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

機械走査式の超音波プローブ 2 の超音波振動子 1 4 は、機械側コネクタ 1 6 が超音波観測装置 4 に接続されることにより、フレキシブルシャフト 1 3 内部を挿通する信号線を介して超音波観測装置 4 に電氣的に接続される。

【 0 0 3 1 】

一方、電子走査式の超音波内視鏡 3 は、被検体内等に挿入し易いように細長に形成した挿入部 2 1 と、この挿入部 2 1 の後端に設けられた操作部 2 2 とを有し、挿入部 2 1 の先端部に超音波振動子 2 3 が配置されている。超音波振動子 2 3 は、複数の振動素子 2 3 a を配列して形成されている。

【 0 0 3 2 】

操作部 2 2 には、超音波観測装置 4 に着脱自在に接続される電子側コネクタ 2 4 が設けられている。この電子側コネクタ 2 4 には、超音波振動子 2 3 からの信号線が接続される電気接点部 2 4 a が設けられている。また、この電子側コネクタ 2 4 には、電子走査式超音波内視鏡 3 が超音波観測装置 4 に接続されたことを、後述する接続検知部 3 3 によって検知するための電子側接続検知突起部 2 4 b が設けられている。電子走査式超音波内視鏡 3 の超音波振動子 2 3 は、電子側コネクタ 2 4 が超音波観測装置 4 に接続されることにより信号線を介して超音波観測装置 4 に電氣的に接続される。

【 0 0 3 3 】

なお、電子走査式の超音波内視鏡 3 は、図示しない光源装置とビデオプロセッサにも接続されている。超音波内視鏡 3 は、挿入部 2 1 の先端部に図示しない照明光学系、対物光学系及び撮像部を有している。よって、超音波内視鏡 3 は、光源装置から供給された照明光により照明光学系から体腔内を照明し、照明された体腔内からの反射光を対物光学系により被写体像として取り込んで撮像部により撮像する。撮像部からの撮像信号は、映像処理部 3 8 に供給され、撮像信号が信号処理されて標準的な映像信号を生成し、この映像信号は光学画像用モニタ（図示せず）に出力される。

【 0 0 3 4 】

さらに、超音波内視鏡 3 は、図示しない処置具挿通用チャンネルを有している。機械走査式の超音波プローブ 2 は、超音波内視鏡 3 の処置具挿通用チャンネル内に挿通され、このチャンネル開口から突出することにより、体腔内に挿入することができるようになっている。

【 0 0 3 5 】

超音波観測装置 4 は、機械走査式の超音波プローブ 2 の機械側コネクタ 1 6 が着脱自在に接続される第 1 接続部としての機械側コネクタ受け部 3 1 と、電子走査式の超音波内視鏡 3 の電子側コネクタ 2 4 が着脱自在に接続される第 2 接続部としての電子側コネクタ受け部 3 2 とを有している。

【 0 0 3 6 】

機械側コネクタ受け部 3 1 には、機械側コネクタ 1 6 の機械側電気接点部 1 6 a と接触導通する受け側電気接点部 3 1 a と、機械側コネクタ 1 6 の機械側接続検知突起部 1 6 b が嵌合する機械側嵌合凹部 3 1 b とが設けられている。

【 0 0 3 7 】

一方、電子側コネクタ受け部 3 2 には、電子側コネクタ 2 4 の電気接点部 2 4 a と接触導通する受け側電気接点部 3 2 a と、電子側コネクタ 2 4 の電子側接続検知突起部 2 4 b が嵌合する電子側嵌合凹部 3 2 b とが設けられている。

【 0 0 3 8 】

そして、超音波観測装置 4 は、接続検知部 3 3 と、機械式振動子エコー信号検出部（以下、機械式エコー信号検出部）3 4 と、電子式振動子エコー信号検出部（以下、電子式エコー信号検出部）3 5 と、信号処理部 3 6 と、グラフィックメモリ 3 7 と、映像処理部 3 8 と、中央処理装置である CPU 3 9 a と、RAM 3 9 b と、ROM 3 9 c と、USB（Universal Serial Bus）用のインターフェース（I/F）5 7 を、複数の回路部として有し、これらの回路部は、PCIバス等のバス 3 9 d により互いに電氣的に接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

接続検知部 3 3 は、機械側及び電子側嵌合部 3 1 b , 3 2 b に電氣的に接続されている。これら機械側及び電子側嵌合凹部 3 1 b , 3 2 b のそれぞれに、機械側及び電子側接続検知突起部 1 6 b , 2 4 b が嵌合すると、機械側嵌合凹部 3 1 b と電子側嵌合凹部 3 2 b のそれぞれの 2 つの接点が導通して、機械側コネクタ 1 6 及び電子側コネクタ 2 4 が接続されたことを検知する。接続検知部 3 3 は、バス 3 9 d を介して CPU 3 9 a に接続検知信号を出力する。

【 0 0 4 0 】

機械式エコー信号検出部 3 4 は、超音波プローブ 2 に内蔵される超音波振動子 1 4 から超音波パルスを生体組織に対して送波し、この生体組織から反射される超音波パルスを受波して得たエコー信号を検出する。

10

【 0 0 4 1 】

電子式エコー信号検出部 3 5 は、電子走査式超音波内視鏡 3 に内蔵される超音波振動子 2 3 から超音波パルスを生体組織に対して送波し、この生体組織から反射される超音波パルスを受波して得たエコー信号を検出する。

【 0 0 4 2 】

信号処理部 3 6 は、機械式エコー信号検出部 3 4 及び電子式エコー信号検出部 3 5 からのエコー信号を信号処理する。信号処理部 3 6 は、FPGA (Field Programmable Gate Array) 及び DSP (Digital Signal Processor) を含み、ソフトウェアも実行可能な回路である。CPU 3 9 a は、信号処理部 3 6 により信号処理されたエコー信号を極座標変換後、画像処理を行い、画像処理して得られたディスプレイ信号を、映像処理部 3 8 に出力する。

20

【 0 0 4 3 】

信号処理部 3 6 は、FPGA コンフィグレーション用のフラッシュ ROM 4 5 と DSP コンフィグレーション用のフラッシュ ROM 4 6 を含む。具体的には、信号処理部 3 6 の基板上に FPGA 及び DSP に加えて、これらのフラッシュ ROM 4 5 , 4 6 も搭載されている。これらのフラッシュ ROM 4 5 , 4 6 には、それぞれ FPGA 及び DSP のこのフィグレーションデータが記憶されている。また、フラッシュ ROM には、Log 圧縮処理のためのデータ等も記憶されている。

【 0 0 4 4 】

映像処理部 3 8 は、CPU 3 9 a で処理されたディスプレイ信号を信号処理し、スキャン変換してモニタ 5 に出力し、モニタ 5 の表示画面上に超音波断層画像が表示される。

30

【 0 0 4 5 】

グラフィックメモリ 3 7 は、信号処理部 3 6 からエコー信号の画像データを受信して格納し、映像処理部 3 8 による信号処理時に、一時的にエコー信号を 1 フレーム毎に格納する。ROM 3 9 c には、超音波観測装置 4 の各種動作を制御するためのプログラムが格納されている。

【 0 0 4 6 】

CPU 3 9 a は、ROM 3 9 c に格納されているプログラムに基づき、超音波観測装置 4 の全体を制御する。CPU 3 9 a は、設定ボタン等の操作設定部 6 から入力される設定指示に基づき、機械走査式の超音波プローブ 2 と電子走査式の超音波内視鏡 3 とのうち、どちらか一方を制御して超音波断層画像を得るように機械式エコー信号検出部 3 4 と電子式エコー信号検出部 3 5 とを制御する。

40

【 0 0 4 7 】

CPU 3 9 a は、超音波プローブ 2 による機械モードかまたは超音波内視鏡 3 による電子モードかにより、後述の機械側タイミングコントローラ 4 4 または電子側タイミングコントローラ 5 6 を制御するとともに、信号処理部 3 6 へ超音波プローブ 2 による機械モードかまたは超音波内視鏡 3 による電子モードかの走査識別情報を出力する。

【 0 0 4 8 】

USB I/F 5 7 は、USB メモリ 5 8 が接続可能となっている。USB メモリ 5 8 には、信号処理部 3 6 のコンフィグレーションデータ 5 8 a と、このコンフィグレーションデータ 5 8 a を信号処理部 3 6 のフラッシュ ROM 4 5 , 4 6 に書き込みためのアプリケーションプログ

50

ラム 5 8 b が記憶されている。

【 0 0 4 9 】

信号処理部 3 6 におけるFPGAあるいはDSPのコンフィグレーションデータを書き換えたい場合、すなわち信号処理部 3 6 の処理内容を変更したい場合には、USB I/F 5 7 に、USB メモリ 5 8 を差し込み、CPU 3 9 a により、アプリケーションプログラム 5 8 b を実行させる。アプリケーションプログラム 5 8 b は、USBメモリ 5 8 a に書かれたコンフィグレーションデータ 5 8 a を用いて、フラッシュROM 4 5 , 4 6 の内容を書き換える。その書き換えは、超音波観測装置 4 のPCIバス等の共通のバスである、バス 3 9 d を介してデータが転送されることによって行われる。

【 0 0 5 0 】

10

以上のように、信号処理部 3 6 のFPGA及びDSPのコンフィグレーションデータは、USB I/F 5 7 及びバス 3 9 d を介して、超音波観測装置 4 とは別の外部のUSBメモリ 5 8 に記憶されたアプリケーションプログラム 5 9 b とコンフィグレーションデータ 5 8 a を用いて書き換えることができる。従って、超音波観測装置 4 が起動されると、書き換えられたフラッシュROM 4 5 , 4 6 のコンフィグレーションデータに基づいて、信号処理部 3 6 のFPGA 及びDSPがコンフィグレーションされて、信号処理部 3 6 の処理内容が決定される。

さらに、コンフィグレーションデータの他に、画像処理用の各種フィルタ情報の書き換えも、同様にUSBメモリ 5 8 a を用いて行うこともできる。

【 0 0 5 1 】

また、超音波観測装置 4 は、電源オン時、FPGA及びDSPのそれぞれのコンフィグレーションが終了すると、所定のレジスタにステータス情報が書き込まれ、コンフィグレーションの完了を確認できるように構成されている。

20

【 0 0 5 2 】

具体的には、FPGA等のプログラマブルデバイスのそれぞれのコンフィグレーションが終了すると所定のレジスタに所定のステータス情報例えばビットを、ステータス検知部 (図示せず) に送信する。なお、ステータス検知部自体も、プログラマブルデバイスでもよい。ステータス検知部では、所定のステータス情報のそれぞれの、所定のレジスタに書き込まれる。

【 0 0 5 3 】

超音波観測装置 4 のアプリケーションプログラムが実行されたときに、アプリケーションプログラムがステータス検知部の各レジスタの内容をチェックすることによって、各FPGA等が正しくコンフィグレーションできたか否かを判定し、所定のレジスタに所定のステータス情報が書き込まれていないときは、その対応するFPGA等は、正しくコンフィグレーションできなかったとして、所定のエラー通知あるいは表示処理が行われる。モニタ 5 にエラー表示がされれば、どのデバイスにおいてコンフィグレーションが正しくできなかったかを、ユーザは容易に知ることができる。

30

【 0 0 5 4 】

さらになお、各プログラマブルデバイス用のコンフィグレーションデータは、バージョン情報を含む。さらに、上述した画像処理用のフィルタ情報もバージョン情報を含む。そして、これらのバージョン情報は、フラッシュROM 4 5 , 4 6 に書き込まれ、ユーザによる所定の操作によって、モニタ 5 の画面上に表示させて、確認することができるようになっている。

40

【 0 0 5 5 】

ビームフォーマ部 5 5 の処理に関してもバージョン情報があり、そのバージョン情報は、ビームフォーマ部 5 5 の基板上に埋め込まれており、同様に、モニタ 5 上に表示させることができる。

【 0 0 5 6 】

また、STC処理では、深度に応じてエコー信号に対するアンプのゲインが変更される。そのゲインに対する補正値は、CPU 3 9 a により実行されるアプリケーションソフトウェアにより、STC曲線上の数点の各々に対して、深度データ、アンプのゲイン値そして各点

50

間の勾配値が信号処理部 3 6 内のレジスタに設定されるように、超音波観測装置 4 は構成されている。信号処理部 3 6 は、その設定された各点の値から各点間のSTC値を算出（補完）し、その算出して得られたSTC値を用いて、エコー信号に対してSTC処理を施している。

【 0 0 5 7 】

すなわち、アプリケーションソフトウェアから与えられる数点の補正值のデータに基づいて、信号処理部 3 6 は、元のエコー信号に対してSTC処理を施している。よって、例えば表示レンジが 1 2 c m から 2 c m に変更された場合に、信号処理部 3 6 は、1 2 c m の画像データから 2 c m の画像データを間引きして生成するのではなく、エコー信号（間引き前の元データ）に対してSTC処理して、2 c m の画像データを生成する。その結果、表示される画像データの濃淡は、なめらかなものなる。

10

【 0 0 5 8 】

さらにまた、電子走査式で血流表示のためのドップラ効果を利用した動作が可能な場合は、STC曲線において、極めて浅い部分すなわち近点部分のゲインは低くなるように設定するのが好ましい。具体的には、振動子の近傍、例えば 2 m m までは、エコー信号の強度が大きくドップラデータを正しく検知できないので、近点部分のエコー信号に対するアンプのゲインを抑えるように、STC曲線の値が設定されるのが好ましい。これにより、ノイズ成分の除去をすることができる。

【 0 0 5 9 】

次に機械式エコー信号検出部 3 4 内部の詳細構成を説明する。

20

機械式エコー信号検出部 3 4 は、機械側超音波駆動信号発生部 4 1 と、機械側受信部 4 2 と、機械側A/D変換部 4 3 と、機械側タイミングコントローラ 4 4 とを有している。

【 0 0 6 0 】

機械側超音波駆動信号発生部 4 1 は、機械側タイミングコントローラ 4 4 からのタイミング信号に基づき、超音波振動子 1 4 を駆動するための超音波駆動パルスを生成して出力するとともに、回転駆動部 1 5 を駆動するための駆動信号を生成して出力する。

【 0 0 6 1 】

機械側受信部 4 2 は、超音波振動子 1 4 からのエコー信号を受信してアナログ信号処理を行う。

具体的に説明すると、機械側受信部 4 2 は、エコー信号を増幅する増幅器、及び前記機械側A/D変換部 4 3 でエリアシングを防止するためのLPF（ローパスフィルタ）、BPF（バンドパスフィルタ）により構成されている。

30

【 0 0 6 2 】

機械側A/D変換部 4 3 は、機械側受信部 4 2 によってアナログ信号処理されたアナログ信号をデジタル信号に変換する処理を行い、このデジタル信号を前記信号処理部 3 6 へ出力する。機械側タイミングコントローラ 4 4 は、CPU 3 9 a と、回転駆動部 1 5 に設けられた図示しない回転位置検出回路（エンコーダ等）とからの制御信号に基づき、タイミング信号を生成して機械側超音波駆動信号発生部 4 1 に出力する。

【 0 0 6 3 】

なお、機械側タイミングコントローラ 4 4 は、機械側受信部 4 2 を介して回転駆動部 1 5 の回転位置検出部からの回転位置検出信号を受信し、超音波振動子 1 4 の回転に同期した同期信号を生成して信号処理部 3 6 へ出力する。

40

【 0 0 6 4 】

次に電子式エコー信号検出部 3 5 内部の詳細構成を説明する。

電子式エコー信号検出部 3 5 は、マルチプレクサ 5 1 と、電子側超音波駆動信号発生部 5 2 と、電子側受信部 5 3 と、電子側A/D変換部 5 4 と、ビームフォーマ部 5 5 と、電子側タイミングコントローラ 5 6 とを有している。

【 0 0 6 5 】

マルチプレクサ 5 1 は、超音波振動子 2 3 の複数の振動素子 2 3 a のうち、任意の複数の振動素子に切り替えて電子側超音波駆動信号発生部 5 2 からの超音波駆動パルスを該当

50

する振動素子 2 3 a に出力するとともに、該当する振動素子 2 3 a からのエコー信号を電子側受信部 5 3 へ出力する。

【 0 0 6 6 】

電子側超音波駆動信号発生部 5 2 は、電子側タイミングコントローラ 5 6 からのタイミング信号に基づき、超音波振動子 2 3 の複数の振動素子 2 3 a のそれぞれを個別に駆動するための複数の超音波駆動パルスを生成してマルチプレクサ 5 1 を介して出力する。

【 0 0 6 7 】

電子側受信部 5 3 は、超音波振動子 2 3 の複数の振動素子 2 3 a からのエコー信号をマルチプレクサ 5 1 を介して受信し、受信したエコー信号に対してアナログ信号処理を行う。なお、電子側受信部 5 3 は、機械式エコー信号検出部 3 4 の機械側受信部 4 2 と同様な増幅器、BPF、LPF等により構成されている。

10

【 0 0 6 8 】

電子側A/D変換部 5 4 は、電子側受信部 5 3 によってアナログ信号処理されたアナログ信号をデジタル信号に変換する処理を行い、このデジタル信号を順次出力する。

ビームフォーマ部 5 5 は、電子側タイミングコントローラ 5 6 からのタイミング信号に基づき、複数の振動素子 2 3 a の駆動に応じてデジタル化された各エコー信号を遅延して合成し、この合成信号を信号処理部 3 6 へ出力する。

【 0 0 6 9 】

電子側タイミングコントローラ 5 6 は、CPU 3 9 a からの制御に基づき、タイミング信号を生成して電子側超音波駆動信号発生部 5 2 に出力する。また、電子側タイミングコントローラ 5 6 は、生成したタイミング信号をビームフォーマ部 5 5 にも出力している。なお、電子側タイミングコントローラ 5 6 は、ビームフォーマ部 5 5 により合成されるエコー信号に同期させる同期信号を生成し、信号処理部 3 6 に出力する。

20

【 0 0 7 0 】

上述したように信号処理部 3 6 は、機械式エコー信号検出部 3 4 及び電子式エコー信号検出部 3 5 がそれぞれ得た機械走査式の超音波プローブ 2 及び電子走査式の超音波内視鏡 3 からのエコー信号を信号処理する。

【 0 0 7 1 】

図 2 は、図 1 の超音波診断装置 1 の本実施の形態の動作に関する部分のブロック図である。なお、信号処理部 3 6 は、フレームレート設定レジスタ 3 6 a を有している。図 2 の回路の動作は、以下に説明する動作と共に説明する。以下に説明する各部の処理は、一部は、ソフトウェアによって実現されている。

30

【 0 0 7 2 】

CPU 3 9 a は、ソフトウェアによって各種機能の処理を実行する処理部であるが、電子側タイミングコントローラ 5 6 , ビームフォーマ部 5 5 、信号処理部 3 6 は、FPGA等を含み、ソフトウェアも実行可能な回路である。

【 0 0 7 3 】

超音波診断装置 1 を使用するユーザである術者は、電子走査式の超音波内視鏡 3 を使用するか、機械走査式の超音波プローブ 2 を使用するかを選択する。

【 0 0 7 4 】

なお、機械走査式の場合は、上述したような問題はないので、以下、術者が電子走査式の超音波内視鏡 3 を使用する場合について説明する。術者は、超音波内視鏡 3 を使用するときは、図示しない選択スイッチを押して、電子走査式の超音波内視鏡 3 を選択する。この選択により、超音波診断装置 1 は、電子走査式の場合の処理を実行する電子モードになる。

40

【 0 0 7 5 】

図 3 は、本実施の形態の超音波診断装置 1 の全体処理の流れの例を示すフローチャートである。

術者は、モニタ 5 の画面上に表示される画像を 2 D表示にするか、 3 D表示にするかの選択を、操作設定部 6 の所定のボタン等を操作することによって行う。 2 D表示は、通常の

50

断層画像の表示を行うモード時の表示である。3D表示は、3次元データすなわち複数の超音波断層画像を取得して、図19と図20に示すような断層画像の表示を行うモード時の表示である。術者は、3D表示にしてから、超音波内視鏡3を被検体に対して手動で進退させる。後述するように、その進退に伴って時系列の複数の超音波断層画像が超音波観測装置4に入力され、図19及び図20のような画像表示がモニタ5に表示されるので、術者は、被検体の関心領域を観察することができる。

【0076】

従って、まず、CPU39aは、2Dキーが押下されたのか、3Dキーが押下されたのかを判定する(ステップS1)。

3Dキーが押下されると、CPU39aは、フレームレートを、予め設定された値に、固定した後(ステップS2)、処理は、次のステップS3に進む。これにより、電子モードであっても、手動による走査の場合には、フレームレートは固定されることになる。

【0077】

また、2Dキーが押下されると、処理は、次のステップS3に進む。この場合は、通常の超音波断層画像を表示するモードであるので、フレームレートは、表示レンジ等に応じて変更される。

そして、CPU39aは、キー操作に応じた表示を開始する(ステップS3)。

【0078】

ステップS3では、2D表示の場合は、通常の断層画像の表示が行われる。

ステップS3では、3D表示の場合は、術者は、複数の超音波断層画像の取得のための所定のキー操作をすることによって、フリーズ制御信号が解除され(LOWになり)、手動による走査である手引き走査を行うことにより、図19のような表示を得ることができる。具体的には、図19の場合、術者が被検体に対して超音波内視鏡3を手動で手前に引くように、位置Aから移動を開始し位置Bで終了すると、位置Aから位置Bまでの、その手引き走査に応じた断層画像(図19の右側の画像)を、モニタ5の画面上に表示させることができる。

【0079】

図19は、2つの表示画面、すなわちデュアルプレーン画面の表示の例である。手引き走査により得られた3次元画像データすなわち複数の超音波断層画像に基づき、図19の画面表示が、行われる。右側の画面RDは、超音波内視鏡3の挿入部21の軸方向に沿った断面図である。図19の表示は、画面RD上において、術者が所望の位置Pを指定すると、その指定された位置Pにおける、軸方向に直交する断面の断層画像が、左側の画面LD上に表示されるようになっている。

【0080】

3Dキーが押下されたときの、ステップS2の処理について説明する。図4は、図3のステップS2におけるフレームレートの固定処理の一部の流れの例を示すフローチャートである。

ステップS2では、具体的には図4に示すように、制御部であるCPU39aは、信号処理部36内のフレームレート設定レジスタ36aに、所定値を設定する(ステップS11)。

【0081】

例えば、制御部としてのCPU39aは、ハードウェアであるフレームレート設定レジスタ36aに、所定値として、フレーム数あるいはそのフレーム数に対応する周期を設定する。例えば、毎秒7フレームに対応する143ミリ秒(ms)が設定される。この所定値は、予め設定された値でもよいし、あるいはユーザが設定変更できる値でもよい。

【0082】

ここで、従来の超音波診断装置における信号処理部、ビームフォーマ部及び電子側タイミングコントローラの動作について説明する。

【0083】

図5は、従来の、フリーズ制御信号、フレーム同期信号F_sync、TXトリガ及びフレームレート制御信号FRM_CNTのタイミングチャートである。従来は、表示レンジ等に応じて、

10

20

30

40

50

フレームレートは変更されていた。従って、図 5 に示すように、3 次元画像データの取得が開始されると、フリーズ制御信号がLOWとなり、フレームレートに応じたフレームレート制御信号FRM_CNTが生成される。そのフレームレート制御信号FRM_CNTに応じて、フレーム同期信号F_syncとTXトリガが生成されていた。TXトリガは、ライン同期信号である。

【 0 0 8 4 】

これに対して、本実施の形態では、フレームレートは上述したように固定されて、超音波診断装置 1 は動作する。以下、その場合の信号処理部 3 6 の処理について説明する。図 6 は、本実施の形態の信号処理部 3 6 のフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

【 0 0 8 5 】

まず、制御手段あるいは制御部である信号処理部 3 6 は、ビームフォーマ部 5 5 から入力されたフレーム同期信号F_syncと、フレームレート設定レジスタ 3 6 a に設定された所定値に基づいて、フレームレート制御信号FRM_CNTを生成する（ステップS21）。

そして、信号処理部 3 6 は、電子側タイミングコントローラ 5 6 へ、フレームレート制御信号FRM_CNTを出力する（ステップS22）。

【 0 0 8 6 】

次に、制御手段あるいは制御部である電子側タイミングコントローラ 5 6 の処理について説明する。図 7 は、本実施の形態の電子側タイミングコントローラ 5 6 のフレームレート固定制御の流れの例を示すフローチャートである。

【 0 0 8 7 】

図 7 に示すように、まず、電子側タイミングコントローラ 5 6 は、ステップS3の表示開始に応じて、フレーム同期信号F_syncとTXトリガを生成する（ステップS31）。

【 0 0 8 8 】

電子側タイミングコントローラ 5 6 は、生成したフレーム同期信号F_syncをビームフォーマ部 5 5 へ、生成したTXトリガを電子側超音波駆動信号発生部 5 2 へ出力する（ステップS32）。電子側超音波駆動信号発生部 5 2 は、入力されたTXトリガに同期して、振動子駆動信号を生成してマルチプレクサ 5 1 へ出力する。

【 0 0 8 9 】

電子側タイミングコントローラ 5 6 は、1 フレーム分のTXトリガの出力が完了したか否かを判定し（ステップS33）、完了していないときは、NOとなって、出力が完了するまで待つ。

【 0 0 9 0 】

1 フレーム分のTXトリガの出力が完了すると、電子側タイミングコントローラ 5 6 は、フレームレート制御信号FRM_CNTが、LOWになったか否かを判定し（ステップS34）、LOWでないときは、NOとなって、LOWになるまで待つ。

【 0 0 9 1 】

フレームレート制御信号FRM_CNTがLOWになると、ステップS34でYESとなりとなって、処理は、ステップS32に戻る。

【 0 0 9 2 】

図 8 は、本実施の形態のビームフォーマ部 5 5 のフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

制御手段あるいは制御部であるビームフォーマ部 5 5 は、電子側タイミングコントローラ 5 5 から入力されたフレーム同期信号F_syncを受信データに同期させて、信号処理部 3 6 へ出力する（ステップS41）。

【 0 0 9 3 】

図 9 は、本実施の形態の、フリーズ制御信号、フレーム同期信号F_sync、TXトリガ及びフレームレート制御信号FRM_CNTのタイミングチャートである。3 次元画像データの取得が開始されると、フリーズ制御信号がLOWとなり、信号処理部 3 6 は、フレームレート設定レジスタ 3 6 a に設定された所定値に応じたフレームレート制御信号FRM_CNTを生成する。そのフレームレート制御信号FRM_CNTに応じて、フレーム同期信号F_syncとTXトリガ

10

20

30

40

50

が生成される。

【0094】

図9に示すように、フレーム同期信号F_syncとTXトリガは、フレームレート制御信号FRM_CNTがLOWになると、出力される。言い換えると、電子側タイミングコントローラ56は、FRM_CNTがHIGHの間は、フレーム同期信号F_syncとTXトリガを出力しないように制御されている。

【0095】

その結果、手動走査モード時に、制御手段によって、ストローク時間当たりの超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御されるので、3D表示において、複雑な走査が必要とされない。

10

【0096】

以上のように、本実施の形態の超音波観測装置によれば、制御手段は、設定された所定値に基づいて、フレーム同期信号を生成することによって、ストローク時間当たりの超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御する。よって、電子式の超音波内視鏡においても、ユーザは、従来の電子式のような、フレームレートに応じて手引き速度を変更させる等の複雑な操作をしなくても、3次元画像データを取得することができる。

【0097】

また、図19のような3D表示時において、ストローク時間が一定になるので、表示用のアプリケーションプログラムの構成も簡素化できるという効果もある。

【0098】

20

なお、電子走査式の超音波プローブあるいは超音波内視鏡が、互いに異なるフレームレートを有している場合でも、上述したフレームレート固定制御は、それらのフレームレートが異なる超音波プローブ等にも対応することができる。よって、新規に開発され、フレームレートが異なる超音波プローブ等に対しても、上述したフレームレート固定制御は適用することができる。

【0099】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態について説明する。

第2の実施の形態に係る超音波診断装置は、第1の実施の形態に係る超音波診断装置のハードウェア構成は同じである。よって、第1の実施の形態の超音波診断装置と同じ構成要素については、同じ符号を用いて、説明は省略する。第1の実施の形態では、フレームレート固定制御を、CPU39a、信号処理部36、電子側タイミングコントローラ56を用いて実現している。これに対して、第2の実施の形態では、映像処理部38のソフトウェアにより実現している点が、第1の実施の形態と異なる。

30

【0100】

第2の実施の形態においても、術者は、3Dキーを押下することによって、上述した手引き走査を行い、図19及び図20のような表示をモニタ5上にさせることができる。術者が手引き走査した結果、複数の断層画像が取得され、グラフィックメモリ37に蓄積される。

【0101】

40

図10は、本実施の形態に係る映像処理部のフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。

手引き走査により信号処理部36において処理された画像データは、グラフィックメモリ37に転送されて記憶される。

【0102】

制御手段あるいは制御部としての映像処理部38は、信号処理部36から入力された受信データ(すなわち画像データ)を、グラフィックメモリ57を用いて座標変換し、フレーム毎の画像データすなわちフレームデータを生成する(ステップS51)。

【0103】

そして、映像処理部38は、術者により予め設定されたフレーム数あるいは周期に基づ

50

いて、表示フレームレートを計算し、フレームデータの出力を制御する（ステップS52）。なお、表示フレームレートは、予め設定されたフレームレート、例えば、最も大きな表示レンジに対応するフレームレートに設定してもよい。

【0104】

図11は、図10のステップS52のフレームデータ出力処理の詳細な内容を示すフローチャートである。まず、映像処理部38は、ステップS51で生成された1つのフレームデータを出力する（ステップS61）。

【0105】

映像処理部38は、次のフレーム表示までの時間を計測するために、タイマのカウントを開始する（ステップS62）。タイマにセットされる値は、上記計算して得られた表示フレームレートに対応する時間の値である。

10

【0106】

タイマがタイムアップしたか否かが判断され（ステップS63）、タイムアップしなければ、NOとなり、フレームデータを破棄し（ステップS64）、処理は、ステップS63に戻る。すなわち、映像処理部38では、タイマがタイムアップする前に受信したフレームデータは、破棄される。

【0107】

タイマがタイムアップしたときは、ステップS63でYESとなり、処理は、ステップS61に戻る。以上の処理が繰り返されることにより、図19の右側の画面を生成することができる。

20

【0108】

図12は、図10と図11の処理によって、フレームデータが出力及び破棄されることを説明するための図である。

図12に示すように、電子モードの場合、例えば、表示レンジがC2のときのフレーム生成間隔TF1に対して、表示レンジがC2より小さいC1のとき、フレーム生成間隔はTF2になる。たとえば、TF1は、表示レンジが12cmのときのフレーム生成間隔であり、TF2は、表示レンジが4cmのときのフレーム生成間隔である。

【0109】

このようなときに、タイマのカウント値をTF1に対応する時間を計測するように設定することにより、×印で示したタイミングで出力されるフレームデータは、破棄される。○印で示したタイミングのフレームデータは、出力される。すなわち、表示レンジがC1の場合でも、フレームデータは、C2のタイミングでのみ出力される。

30

【0110】

その結果、制御手段あるいは制御部としての映像処理部38が超音波断層画像の画像データを格納するグラフィックメモリ37から超音波断層画像のフレームデータの出力を制御することによって、表示レンジが変更されても、手動走査モード時における、ストローク時間当たりの超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御される。

【0111】

以上のように、本実施の形態によれば、第1の実施の形態と同様の効果を得ることができる。特に、本実施の形態の場合、映像処理部のソフトウェアのみを変更するだけでよいというメリットもある。

40

【0112】

（第3の実施の形態）

次に本発明の第3の実施の形態について説明する。

上述した2つの実施の形態では、フレームレートは、所定値に設定されていたが、本実施の形態では、ユーザが入力あるいは設定したストローク時間に基づいて、そのフレームレートを決定するようにしている。第3の実施の形態に係る超音波診断装置は、第1及び第2の実施の形態に係る超音波診断装置のハードウェア構成は同じである。よって、第1及び第2の実施の形態の超音波診断装置と同じ構成要素については、同じ符号を用いて、説明は省略する。

50

【 0 1 1 3 】

上述した 2 つの実施の形態では、手引き走査時におけるフレームレートは、予め設定された値でもよいし、あるいはユーザが設定変更できる値でもよい。

【 0 1 1 4 】

しかし、例えば、一回目に行った観察の結果、腫瘍部の位置あるいは範囲が分かっているならば、さらにその特定の部位の部分だけ観察する場合に、ストローク時間を入力できれば、術者にとって便利である。例えば、12 秒のストローク時間で一回目の観察を行った結果、腫瘍部の大きさが全体の 4 分の 1 程度であれば、ストローク時間を 4 分の 1 に変更すれば、その腫瘍部を拡大して観察が可能なが分かる。

【 0 1 1 5 】

そこで、術者により、ストローク時間が設定された場合には、その設定されたストローク時間に基づいて計算されたフレームレートが、上記の所定値として設定される。

【 0 1 1 6 】

図 1 3 は、本実施の形態の超音波診断装置 1 の全体処理の流れの例を示すフローチャートである。フレームレートは、入力されたストローク時間に基づいて計算される。図 1 3 において、図 3 と同じ構成要素はステップ符号が付されている。

【 0 1 1 7 】

3D キーが押下されると（ステップ S1）、CPU 39 a は、モニタ 5 の画面上に、ユーザがストローク時間を入力するための入力ダイアログを表示する（ステップ S71）。

【 0 1 1 8 】

図 1 4 は、そのストローク時間を入力するための入力ダイアログの例を示す図である。ユーザは、所定の操作を行うことによって、図 1 4 の入力ダイアログ画面 6 1 が表示される。入力ダイアログ画面 6 1 は、モニタ 5 の画面上におけるポップアップ画面等でもよい。ユーザは、入力フィールド 6 2 に所望のストローク時間を入力して、設定ボタン 6 3 を画面上でクリックすることによって、ストローク時間を設定することができる。

【 0 1 1 9 】

CPU 39 a は、入力されたストローク時間からフレームレートを計算して決定する（ステップ S72）。

フレームレートは、 $\text{フレームレート} = (\text{フレーム数} / \text{ストローク時間})$ なので、CPU 39 a は、フレームレートを計算して得る。なお、計算して得られたフレームレートは、そのまま所定値として利用してもよい、あるいはその得られたフレームレートの近傍の最適値に変更して利用してもよい。

【 0 1 2 0 】

CPU 39 a は、その計算して得られた値に、フレームレートを固定した後（ステップ S73）、処理は、次のステップ S3 に進む。これにより、電子走査式の場合に、フレームレートは固定されることになる。

【 0 1 2 1 】

以上のように、本実施の形態によれば、ストローク時間を設定可能にすることによって、第 1 及び第 2 の実施の形態と同様の効果を得られることに加えて、3D 表示モード時に、複雑な操作をすることなく、ユーザの望む速度の手引き走査が可能となる。

なお、上述した例では、設定されるには、ストローク時間であるが、ストローク時間に比例するストローク長を、ストローク時間に代えて入力するようにしてもよい。

【 0 1 2 2 】

（第 4 の実施の形態）

次に第 4 の実施の形態について説明する。

上述した第 1 から第 3 の実施の形態では、電子走査式の超音波内視鏡を用いて、3 次元画像データを生成するために手引き走査を行うときの処理は、機械走査式の超音波プローブを用いて手引き走査を行うときの処理とは独立していた。

【 0 1 2 3 】

そして、第 1 と第 2 の実施の形態は、機械走査式と電子走査式の 2 つの超音波装置が接

10

20

30

40

50

続される超音波診断装置を例に挙げて、説明したが、第１と第２の実施の形態で説明した処理内容は、機械走査式の超音波プローブを接続できない電子走査式の超音波内視鏡だけが使用可能な超音波観測装置においても適用できるものである。

【０１２４】

これに対して、本実施の形態は、機械走査式と電子走査式の２つの超音波装置が接続される超音波診断装置において、電子走査式の超音波装置が接続されたときに、上述した所定値は、機械走査式の超音波プローブのフレームレートと同じになるようにしたものである。第４の実施の形態に係る超音波診断装置は、第１から第３の実施の形態に係る超音波診断装置のハードウェア構成は同じである。よって、第１から第３の実施の形態の超音波診断装置と同じ構成要素については、同じ符号を用いて、説明は省略する。

10

【０１２５】

図１５は、本実施の形態に係るフレームレート固定制御の処理の流れの例を示すフローチャートである。図１５に示すように、CPU３９ａは、フレームレート設定レジスタ３９ａに、機械走査式の超音波プローブのフレームレートと同じ値を設定する（ステップＳ７１）。

【０１２６】

この処理は、第１の実施の形態であれば、図４のフレームレートレジスタに所定値を設定する時の処理に代えて行われる。第２の実施の形態では、図１０のステップＳ５２におけるフレームレートの計算に代えて、図１４の処理が行われる。

【０１２７】

その結果、信号処理部等の制御手段あるいは制御部は、機械走査式の超音波プローブ及び電子走査式の超音波内視鏡あるいは超音波プローブによるそれぞれの超音波断層画像の表示フレーム数が等しくなるように制御する。

20

【０１２８】

本実施の形態によれば、上述した第１の実施の形態の効果と同様の効果を得ることができるだけでなく、術者が、電子走査式の超音波内視鏡を用いて３次元画像データを生成するために手引き走査を行うとき、機械走査式の超音波プローブを用いて３次元画像データを生成するために手引き走査を行うときと同じ手引き速度で行うことになるので、ユーザは、超音波装置を替えても操作性上の違和感がないというメリットもある。

【０１２９】

以上のように、上述した各実施の形態によれば、電子走査式の超音波観測装置において３次元画像データを生成するために、高価な装置が不要で、プローブ径の大型化を招かずに、かつ、繁雑な手動走査の必要のない超音波観測装置を実現することができる。

30

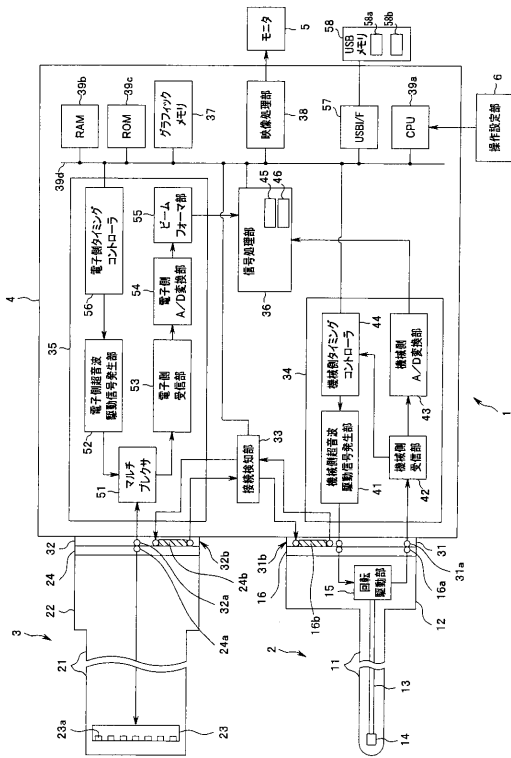
本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【０１３０】

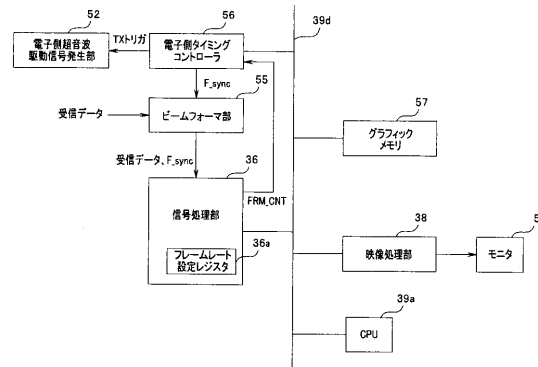
本出願は、２００８年１０月３１日に日本国に出願された特願２００８－２８２０３５号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

40

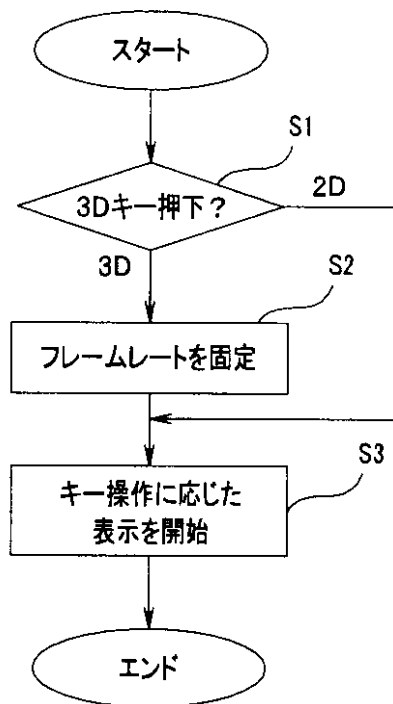
【 図 1 】



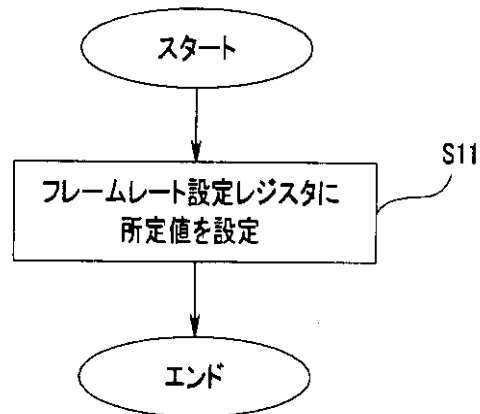
【 図 2 】



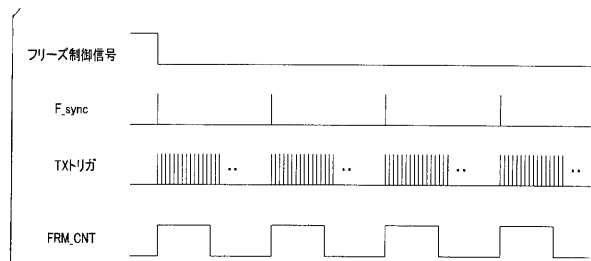
【 図 3 】



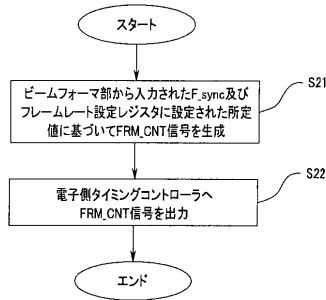
【 図 4 】



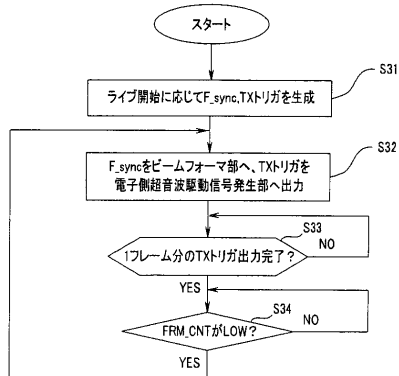
【 図 5 】



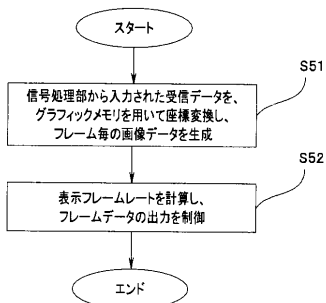
【図 6】



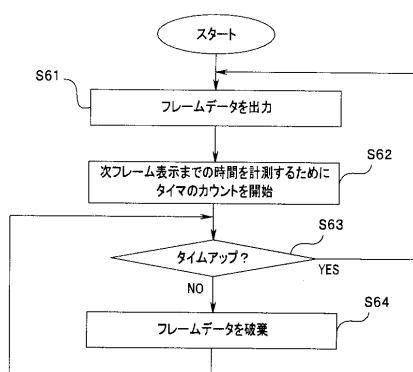
【図 7】



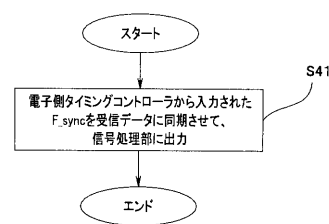
【図 10】



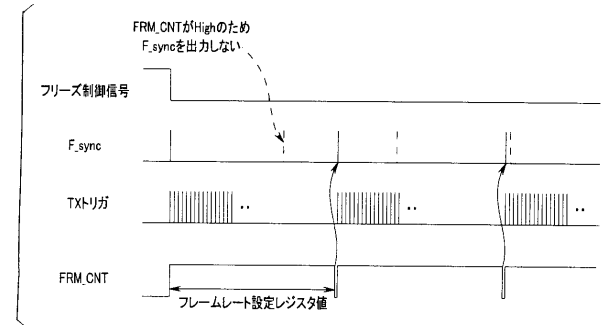
【図 11】



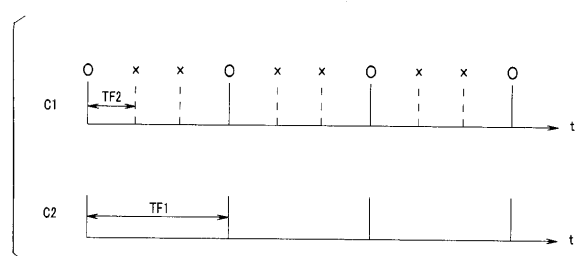
【図 8】



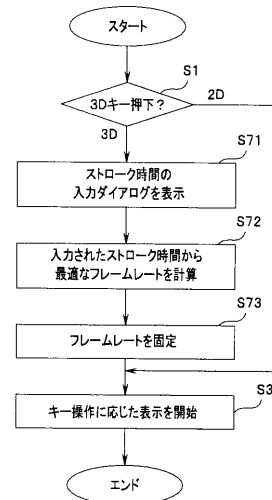
【図 9】



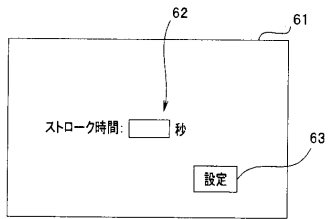
【図 12】



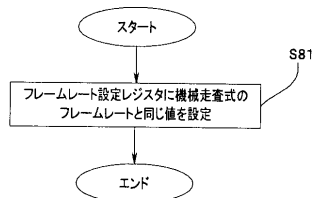
【図 13】



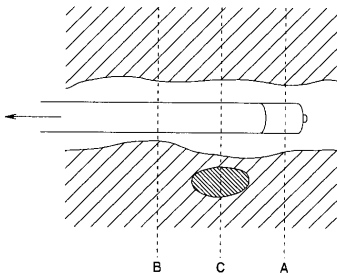
【図 14】



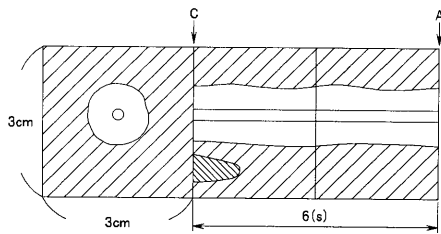
【図 15】



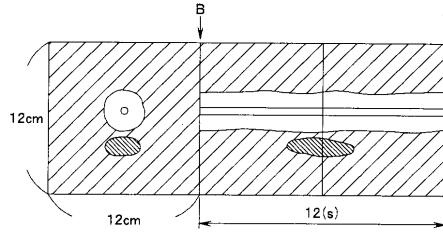
【図 16】



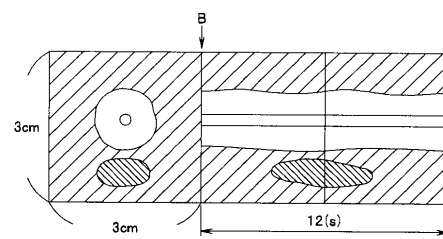
【図 20】



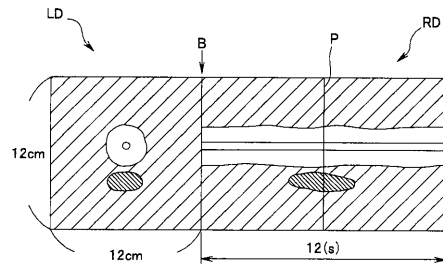
【図 17】



【図 18】



【図 19】



【手続補正書】

【提出日】平成22年6月22日(2010.6.22)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 2 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 2 2】

本発明の超音波観測装置は、第一の表示レンジが選択された際には、ストローク時間あたりの第一の表示フレーム枚数の画像を表示するように制御し、第二の表示レンジが選択された際には、前記ストローク時間あたりの表示フレーム枚数が前記第一の表示フレーム枚数より少ない表示フレーム枚数になるように制御すると共に、手動走査モード選択時には、表示レンジが前記第一の表示レンジあるいは前記第二の表示レンジであるかにかかわらず、前記ストローク時間あたり所定のフレーム枚数を表示するよう制御する制御部を有する。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブあるいは超音波内視鏡を被検体に対して手動で移動させ、その移動に伴って時系列の複数の超音波断層像を表示する超音波観測装置において、

第一の表示レンジが選択された際には、ストローク時間あたりの第一の表示フレーム枚数の画像を表示するように制御し、第二の表示レンジが選択された際には、前記ストローク時間あたりの表示フレーム枚数が前記第一の表示フレーム枚数より少ない表示フレーム枚数になるように制御すると共に、手動走査モード選択時には、表示レンジが前記第一の表示レンジあるいは前記第二の表示レンジであるかにかかわらず、前記ストローク時間あたり所定のフレーム枚数を表示するよう制御する制御部を具備したことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記制御部は、設定された所定値に基づいて、フレーム同期信号を生成することによって、前記ストローク時間あたりの前記超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記所定値は、フレーム数又はフレーム数に対応する周期であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記超音波断層画像の画像データを格納するグラフィックメモリから生成された超音波断層画像のフレームデータの出力を制御することによって、前記ストローク時間あたりの前記超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記ストローク時間は、設定可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記ストローク時間は、前記ストローク時間に比例するストローク長により代替されて設定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記ストローク時間を設定するために生成された画面において、前記ストローク時間の設定が可能であることを特徴とする請求項5に記載の超音波観測装置。

【請求項8】

前記超音波プローブ又は超音波内視鏡は、電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡であることを特徴とする請求項1に記載の超音波観測装置。

【請求項9】

前記超音波観測装置には、機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡及び電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡が接続可能であり、

前記制御部は、前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡及び前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡によるそれぞれの前記超音波断層画像の前記表示フレーム数が等しくなるように制御することを特徴とする請求項1に超音波観測装置。

【請求項10】

前記前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡の接続を検知する第1の接続検知部と、

前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡の接続を検知する第2の接続検知部と、を有することを特徴とする請求項9に記載の超音波観測装置。

【請求項11】

前記制御部は、前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡による超音波断層画像の表示フレーム数が、前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡による超音波断層画像の表示フレーム数に等しくなるように制御することを特徴とする請求項9又は10に記載の超音波観測装置。

【手続補正書】

【提出日】平成22年10月8日(2010.10.8)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0022

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0022】

本発明の超音波観測装置は、手動走査モードと異なるモード選択時において、第一の表示レンジが選択された際には、所定のストローク時間当たりの第一の表示フレーム枚数の画像を表示するように制御し、前記第一の表示レンジよりも大きい第二の表示レンジが選択された際には、前記所定のストローク時間当たりの表示フレーム枚数が前記第一の表示フレーム枚数より少ない表示フレーム枚数になるように制御し、前記第一の表示レンジよりも小さい第三の表示レンジが選択された際には、前記所定のストローク時間当たりの表示フレーム枚数が前記第一の表示フレーム枚数より多い表示フレーム枚数になるように制御すると共に、前記手動走査モード選択時には、表示レンジが前記第一の表示レンジ、前記第二の表示レンジあるいは前記第三の表示レンジであるかにかかわらず、前記所定のストローク時間当たり固定の表示フレーム枚数を表示するよう制御する制御部を有する。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブあるいは超音波内視鏡を被検体に対して手動で移動させ、その移動に伴って時系列の複数の超音波断層像を表示する超音波観測装置において、

手動走査モードと異なるモード選択時において、第一の表示レンジが選択された際には、所定のストローク時間当たりの第一の表示フレーム枚数の画像を表示するように制御し

、前記第一の表示レンジよりも大きい第二の表示レンジが選択された際には、前記所定のストローク時間当たりの表示フレーム枚数が前記第一の表示フレーム枚数より少ない表示フレーム枚数になるように制御し、前記第一の表示レンジよりも小さい第三の表示レンジが選択された際には、前記所定のストローク時間当たりの表示フレーム枚数が前記第一の表示フレーム枚数より多い表示フレーム枚数になるように制御すると共に、

前記手動走査モード選択時には、表示レンジが前記第一の表示レンジ、前記第二の表示レンジあるいは前記第三の表示レンジであるかにかかわらず、前記所定のストローク時間当たり固定の表示フレーム枚数を表示するよう制御する制御部を具備したことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記制御部は、設定された所定値に基づいて、表示フレーム同期信号を生成することによって、前記所定のストローク時間当たりの前記超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記所定値は、表示フレーム数又は表示フレーム数に対応する周期であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記超音波断層画像の画像データを格納するグラフィックメモリから生成された超音波断層画像の表示フレームデータの出力を制御することによって、前記所定のストローク時間当たりの前記超音波断層画像の表示フレーム数が一定になるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記所定のストローク時間は、設定可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記所定のストローク時間は、前記所定のストローク時間に比例するストローク長により代替されて設定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記所定のストローク時間を設定するために生成された画面において、前記所定のストローク時間の設定が可能であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 8】

前記超音波プローブ又は超音波内視鏡は、電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 9】

前記超音波観測装置には、機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡及び電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡が接続可能であり、

前記制御部は、前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡及び前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡によるそれぞれの前記超音波断層画像の前記表示フレーム数が等しくなるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 10】

前記前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡の接続を検知する第 1 の接続検知部と、

前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡の接続を検知する第 2 の接続検知部と、を有することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

前記制御部は、前記電子走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡による超音波断層画像の表示フレーム数が、前記機械走査式の超音波プローブ又は超音波内視鏡による超音波断層画像の表示フレーム数に等しくなるように制御することを特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の超音波観測装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/068592

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/12 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/12

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2008-245788 A (Olympus Medical Systems Corp.), 16 October 2008 (16.10.2008), paragraphs [0083], [0085], [0086] & US 2008/0242986 A1 & EP 1974670 A1	1-4, 6-12 5
Y	JP 2006-61694 A (General Electric Co.), 09 March 2006 (09.03.2006), paragraph [0010] & US 2006/0045318 A1 & DE 102005038394 A	5

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
08 December, 2009 (08.12.09)Date of mailing of the international search report
22 December, 2009 (22.12.09)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2009/068592	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2008-245788 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.10.16, 段落 83, 85, 86 & US 2008/0242986 A1 & EP 1974670 A1	1-4, 6-12 5	
Y	JP 2006-61694 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニー） 2006.03.09, 段落 10 & US 2006/0045318 A1 & DE 102005038394 A	5	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.12.2009		国際調査報告の発送日 22.12.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右▲高▼ 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JPWO2010050555A1	公开(公告)日	2012-03-29
申请号	JP2010524290	申请日	2009-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	鯖田知弘		
发明人	鯖田 知弘		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/14 A61B8/4438		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB17 4C601/BB26 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/FE01 4C601/HH12 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JB53 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK23		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2008282035 2008-10-31 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波观察装置4使超声波探头2或超声波内窥镜3相对于被检体手动地移动，并根据该移动显示多个时间序列的超声波断层图像。超声波观察装置4具有控制单元，该控制单元进行控制以使得在手动扫描模式下每笔行程时间的超声波断层图像的显示帧的数量变得恒定。

