

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5281737号
(P5281737)

(45) 発行日 平成25年9月4日(2013.9.4)

(24) 登録日 平成25年5月31日(2013.5.31)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2006-165215 (P2006-165215)
 (22) 出願日 平成18年6月14日(2006.6.14)
 (65) 公開番号 特開2007-330472 (P2007-330472A)
 (43) 公開日 平成19年12月27日(2007.12.27)
 審査請求日 平成21年4月20日(2009.4.20)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 御園 和裕
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な
 第1接続部と、

電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な
 第2接続部と、

前記第1接続部に接続した前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波
 内視鏡に内蔵される超音波振動子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機械式振動子エコー
 信号検出部と、

前記第2接続部に接続した前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波
 内視鏡に内蔵される超音波振動子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電子式振動子エコー
 信号検出部と、

前記機械式振動子エコー信号検出部からのエコー信号と、前記電子式振動子エコー信号
 検出部からのエコー信号とを信号処理する信号処理部と、を具備し、

前記信号処理部は、

機械走査式、電子走査式、Bモード、カラーフローモードを含む複数のモードの判別を
 行う判別部と、

前記複数のモードのうちの判別した各モードの演算量に応じて最適な信号処理を行う演

算用プロセッサと、を備え、

前記信号処理部は、Bモードのときには前記演算用プロセッサを介さずに機械走査式または電子走査式のBモード信号を中央処理装置に転送可能として演算量を少なくし、カラーフローモードを含む電子走査式特有の診断モードのときには前記演算用プロセッサの演算量を多くすることにより、機械走査式、電子走査式の両走査式の演算量に応じて最適な信号処理を行い、フレームレートを向上することを特徴とする超音波観測装置。

【請求項2】

機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡と、

電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡と、

前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡と、前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡とを接続して超音波断層画像を構築する超音波観測装置と、

前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な、前記超音波観測装置に設けた第1接続部と、

前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な、前記超音波観測装置に設けた第2接続部と、

前記第1接続部に接続した前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡に内蔵される超音波振動子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、前記超音波観測装置に設けた機械式振動子エコー信号検出部と、

前記第2接続部に接続した前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡に内蔵される超音波振動子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、前記超音波観測装置に設けた電子式振動子エコー信号検出部と、

機械走査式、電子走査式、Bモード、カラーフローモードを含む複数のモードの判別を行う判別部と、前記複数のモードのうちの判別した各モードの演算量に応じて最適な信号処理を行う演算用プロセッサとを備え、前記機械走査式の前記超音波プローブまたは超音波内視鏡及び前記電子走査式の前記超音波プローブまたは超音波内視鏡の前記超音波振動子から得たBモードエコー信号を信号処理した後、前記演算用プロセッサを介さずに中央処理装置へ転送可能とし、前記機械式振動子エコー信号検出部からのエコー信号と、前記電子式振動子エコー信号検出部からのエコー信号とを信号処理する、前記超音波観測装置に設けた信号処理部と、

を具備し、

前記信号処理部は、Bモードのときには前記演算用プロセッサを介さずに機械走査式または電子走査式のBモード信号を中央処理装置に転送可能として演算量を少なくし、カラーフローモードを含む電子走査式特有の診断モードのときには前記演算用プロセッサの演算量を多くすることにより、機械走査式、電子走査式の両走査式の演算量に応じて最適な信号処理を行い、フレームレートを向上することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子から超音波パルスを生体組織に対して送波し、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信号処理して超音波断層画像を構築する超音波観測装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波診断装置は、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、生体内の情報を可視像の超音波断層画像として表示している。

【0003】

このような超音波診断装置には、超音波内視鏡、或いは内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿通されて用いられる超音波プローブに内蔵される超音波振動子に対し、電子的に駆動して体腔内を走査する電子走査式と、機械的に回転させて体腔内を走査する機械走査式とがある。

【 0 0 0 4 】

例えば、特開平 6 - 4 7 0 4 3 号公報に記載されている電子走査式の超音波診断装置は、複数の振動素子により形成した超音波振動子を有し、この超音波振動子の各振動素子を電子的に切り替えて駆動することにより体腔内を走査して超音波断層画像を得ている。一方、特開 2 0 0 1 - 3 3 3 9 0 6 号公報に記載されている機械走査式の超音波診断装置は、1つの超音波振動子を機械的に回転駆動することにより体腔内を走査して超音波断層画像を得ている。

10

【 0 0 0 5 】

前記電子走査式の超音波診断装置に用いられる超音波観測装置は、前記電子走査式の超音波内視鏡、或いは電子走査式の超音波プローブが接続され、この接続された超音波内視鏡、或いは超音波プローブを電子的に駆動制御している。これに対して、前記機械走査式の超音波診断装置に用いられる超音波観測装置は、前記機械走査式の超音波内視鏡、或いは機械走査式の超音波プローブが接続され、この接続された超音波内視鏡、或いは超音波プローブを機械的に駆動制御している。

【 0 0 0 6 】

前記機械走査式の超音波内視鏡、或いは機械走査式の超音波プローブは、機械的に超音波振動子を全周 3 6 0 度回転して体腔内を走査しているので走査範囲を変更できず、フレームレートが一定となり走査スピードが遅くなる。また、前記機械走査式の超音波内視鏡、或いは機械走査式の超音波プローブは、超音波振動子を同一箇所に固定して複数回の送信を行うことができないため、Bモードの他にカラーフローモードを行うことができない。

20

【 0 0 0 7 】

このため、従来の機械式の超音波観測装置は、カラーフローモードを行う必要がなければ、超音波観測装置内部での演算量が比較的少なく、演算時間によるフレームレートの低下がない。

【 0 0 0 8 】

一方、前記電子走査式の超音波内視鏡、或いは電子走査式の超音波プローブは、前記超音波振動子を形成している複数の振動素子を電子的に駆動して体腔内を走査しているので走査範囲を変更でき、前記機械走査式に比べてフレームレートを速くすることが可能である。また、前記電子走査式の超音波内視鏡、或いは電子走査式の超音波プローブは、走査方法を自由に変更することが可能となり、Bモードの他にカラーフローモード、パワーフローモード等といったいろいろなモードでの走査が可能となる。

30

【 0 0 0 9 】

しかしながら、従来の電子走査式の超音波観測装置は、カラーフローモード、パワーフローモード等の電子走査式特有の診断モードを行うために、超音波観測装置内部での演算量が多大になり、この演算時間によりフレームレートが低下する。

40

【特許文献 1】特開平 6 - 4 7 0 4 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 3 3 3 9 0 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

前記従来の超音波診断装置に用いられる超音波観測装置は、単純に前記電子走査式の超音波内視鏡、或いは電子走査式の超音波プローブと、前記機械走査式の超音波内視鏡、或いは機械走査式の超音波プローブとを接続しても、上述したような理由により走査方式により演算量が変わり多大な演算量を必要とするモードの信号処理と、比較的演算量の少ないモードの信号処理とを同じ構成の超音波診断装置で行う場合、演算量の少ないモード時

50

の最適なフレームレートを得ることが困難である。

【 0 0 1 1 】

したがって、前記従来の超音波診断装置に用いられる超音波観測装置は、超音波内視鏡、或いは超音波プローブの走査方式に応じた機種が必要となる。

【 0 0 1 2 】

本発明は、前記事情に鑑みてなされたもので、機械走査式、電子走査式の走査方式の異なる超音波内視鏡、或いは超音波プローブを接続しても走査方式に応じた最適なフレームレートを得ることのできる超音波観測装置及び超音波診断装置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】

【 0 0 1 3 】

前記課題を解決するために本発明の一態様による超音波観測装置は、機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な第1接続部と、電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な第2接続部と、前記第1接続部に接続した前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡に内蔵される超音波振動子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機械式振動子エコー信号検出部と、前記第2接続部に接続した前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡に内蔵される超音波振動子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電子式振動子エコー信号検出部と、前記機械式振動子エコー信号検出部からのエコー信号と、前記電子式振動子エコー信号検出部からのエコー信号とを信号処理する信号処理部と、を具備し、前記信号処理部は、機械走査式、電子走査式、Bモード、カラーフローモードを含む複数のモードの判別を行う判別部と、前記複数のモードのうちの判別した各モードの演算量に応じて最適な信号処理を行う演算用プロセッサと、を備え、前記信号処理部は、Bモードのときには前記演算用プロセッサを介さずに機械走査式または電子走査式のBモード信号を中央処理装置に転送可能として演算量を少なくし、カラーフローモードを含む電子走査式特有の診断モードのときには前記演算用プロセッサの演算量を多くすることにより、機械走査式、電子走査式の両走査式の演算量に応じて最適な信号処理を行い、フレームレートを向上する。

また、本発明の他の態様による超音波診断装置は、機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡と、電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡と、前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡と、前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡とを接続して超音波断層画像を構築する超音波観測装置と、前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な、前記超音波観測装置に設けた第1接続部と、前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡を着脱自在に接続可能な、前記超音波観測装置に設けた第2接続部と、前記第1接続部に接続した前記機械走査式の超音波プローブまたは機械走査式の超音波内視鏡に内蔵される超音波振動子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、前記超音波観測装置に設けた機械式振動子エコー信号検出部と、前記第2接続部に接続した前記電子走査式の超音波プローブまたは電子走査式の超音波内視鏡に内蔵される超音波振動子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、前記超音波観測装置に設けた電子式振動子エコー信号検出部と、機械走査式、電子走査式、Bモード、カラーフローモードを含む複数のモードの判別を行う判別部と、前記複数のモードのうちの判別した各モードの演算量に応じて最適な信号処理を行う演算用プロセッサとを備え、前記機械走査式の前記超音波プローブまたは超音波内視鏡及び前記電子走査式の前記超音波プローブまたは超音波内視鏡の前記超音波振動子から得たBモードエコー信号を信号処理した後、前記演算用プロセッサを介さずに中央処理装置へ転送可能とし、前記機械式振動子エコー

10

20

30

40

50

一信号検出部からのエコー信号と、前記電子式振動子エコー信号検出部からのエコー信号とを信号処理する、前記超音波観測装置に設けた信号処理部と、を具備し、前記信号処理部は、Bモードのときには前記演算用プロセッサを介さずに機械走査式または電子走査式のBモード信号を中央処理装置に転送可能として演算量を少なくし、カラーフローモードを含む電子走査式特有の診断モードのときには前記演算用プロセッサの演算量を多くすることにより、機械走査式、電子走査式の両走査式の演算量に応じて最適な信号処理を行い、フレームレートを向上する。

【発明の効果】

【0014】

本発明の超音波観測装置及び超音波診断装置は、機械走査式、電子走査式の走査方式の異なる超音波内視鏡、或いは超音波プローブを接続しても走査方式に応じた最適なフレームレートを得ることができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の一実施例を説明する。

【実施例1】

【0016】

図1ないし図9は本発明の実施例1に係わり、図1は実施例1の超音波診断装置の全体構成を示すブロック図、図2は図1の信号処理部の構成を示すブロック図、図3は図2のメモリコントローラの構成を示すブロック図、図4は図2のモード検知部の構成を示すブロック図、図5は図4の第1セクタが電子走査式超音波内視鏡からのエコー信号にCPUからのヘッダ情報を付加する際の各信号のタイミングを示すタイミングチャート、図6は電子走査式超音波内視鏡からのエコー信号(Dモード信号)に対してメモリコントローラ、フレームメモリ、演算用プロセッサ及び演算用フレームメモリの各信号のタイミングを示すタイミングチャート、図7は電子走査式超音波内視鏡からのエコー信号(Bモード信号)に対してメモリコントローラ、フレームメモリ、CPU、グラフィックメモリの各信号のタイミングを示すタイミングチャート、図8は図2の信号処理部の変形例を示すブロック図、図9は図8のメモリコントローラの構成を示すブロック図である。

【0017】

図1に示すように実施例1の超音波診断装置1は、機械走査式超音波プローブ2と、電子走査式超音波内視鏡3と、超音波観測装置4とを有して構成されている。前記超音波観測装置4には、モニタ5と操作設定部6とが接続されている。本実施例では、前記電子走査式として超音波内視鏡を、機械走査式として超音波プローブを用いている。

【0018】

前記電子走査式では、5MHz程度の超音波パルスを使用することにより、比較的深達度が高く、被検体の観察深部まで画像化できてより詳細な診断が可能である。

【0019】

しかしながら、前記電子走査式では、5MHz程度の超音波パルスを使用すると、分解能において十分でない場合も多く、高周波化が望まれている。

【0020】

前記電子走査式で分解能の良い20～30MHz程度の超音波プローブは、技術的な問題が多々あり、実現できていない。

【0021】

一方、前記機械走査式では、20～30MHz程度の超音波パルスを使用可能な超音波プローブがあり、高周波数が使用可能で分解能を向上させることが可能である。

【0022】

しかしながら、前記機械走査式は、ダイナミックフォーカス、カラーフロー等電子走査式特有の診断モードがなく、例えば血流情報を得ることができない。

【0023】

したがって、超音波画像診断では、電子走査式と機械走査式との両方の走査を用いて超

10

20

30

40

50

音波パルスの低周波と高周波とを切り替えて使用、また電子走査式の血流情報、機械走査式の患部までのアプローチのしやすさが切り換え可能で診断できれば、有益でいろいろな情報が入手可能となる。

【 0 0 2 4 】

本実施例では、電子走査式超音波内視鏡 3 により（目的部位周辺）全体の超音波断層画像を取得し、次に機械走査式超音波プローブ 2 により詳細な超音波断層画像を取得するようにしている。

【 0 0 2 5 】

前記超音波観測装置 4 は、前記機械走査式超音波プローブ 2 及び前記電子走査式超音波内視鏡 3 をそれぞれ着脱自在に接続可能である。前記超音波観測装置 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、前記モニタ 5 に超音波断層画像を表示させる。

【 0 0 2 6 】

前記機械走査式超音波プローブ 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 1 1 と、この挿入部 1 1 の後端に設けた操作部 1 2 とを有している。前記機械走査式超音波プローブ 2 は、前記挿入部 1 1 内を挿通しているフレキシブルシャフト 1 3 の先端側に超音波振動子 1 4 が固設されている。

【 0 0 2 7 】

前記フレキシブルシャフト 1 3 の後端は、前記操作部 1 2 に配設した回転駆動部 1 5 に接続されている。前記回転駆動部 1 5 は、図示しないモータにより前記フレキシブルシャフト 1 3 を回転させることで前記超音波振動子 1 4 を機械的に回転駆動する。この回転駆動部 1 5 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、前記超音波振動子 1 4 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。

【 0 0 2 8 】

前記操作部 1 2 は、前記超音波観測装置 4 に着脱自在に接続する機械側コネクタ 1 6 が設けられている。この機械側コネクタ 1 6 は、前記回転駆動部 1 5 からの信号線が接続される機械側電気接点部 1 6 a を設けている。また、この機械側コネクタ 1 6 は、前記機械走査式超音波プローブ 2 が前記超音波観測装置 4 に接続されたことを検知するための機械側接続検知突起部 1 6 b を設けている。

【 0 0 2 9 】

前記機械走査式超音波プローブ 2 は、前記機械側コネクタ 1 6 が前記超音波観測装置 4 に接続されることにより、前記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前記超音波振動子 1 4 が前記超音波観測装置 4 に電氣的に接続される。

【 0 0 3 0 】

前記電子走査式超音波内視鏡 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 の後端に設けた操作部 2 2 とを有し、前記挿入部 2 1 の先端部に超音波振動子 2 3 が配置されている。前記超音波振動子 2 3 は、複数の振動素子 2 3 a を配列して形成している。

【 0 0 3 1 】

前記操作部 2 2 には、前記超音波観測装置 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 は、前記超音波振動子 2 3 からの信号線が接続される電気接点部 2 4 a を設けている。また、この電子側コネクタ 2 4 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 が前記超音波観測装置 4 に接続されたことを検知するための電子側接続検知突起部 2 4 b を設けている。前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、前記電子側コネクタ 2 4 が前記超音波観測装置 4 に接続されることにより前記信号線を介して前記超音波振動子 2 3 が前記超音波観測装置 4 に電氣的に接続される。

【 0 0 3 2 】

なお、前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、図示しない光源装置及びビデオプロセッサに接続される。前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、挿入部 2 1 の先端部に図示しない照明光

10

20

30

40

50

学系、対物光学系及び撮像部を設けている。前記電子走査式超音波内視鏡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。前記電子走査式超音波内視鏡３は、撮像信号をビデオプロセッサに出力する。ビデオプロセッサは、撮像信号を信号処理して標準的な映像信号を生成し、この映像信号を内視鏡画像用モニタに出力してこの内視鏡画像用モニタに内視鏡画像を表示するようになっている。

【００３３】

また、前記電子走査式超音波内視鏡３は、図示しない処置具挿通用チャンネルを有している。前記機械走査式超音波プローブ２は、前記電子走査式超音波内視鏡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

10

【００３４】

前記超音波観測装置４は、前記機械走査式超音波プローブ２の機械側コネクタ１６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３１と、前記電子走査式超音波内視鏡３の電子側コネクタ２４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３２とを有している。

【００３５】

前記機械側コネクタ受け部３１は、前記機械側コネクタ１６の機械側電気接点部１６ａと接触導通する受け側電気接点部３１ａと、前記機械側コネクタ１６の機械側接続検知突起部１６ｂが嵌合する機械側嵌合部３１ｂとを設けている。一方、前記電子側コネクタ受け部３２は、前記電子側コネクタ２４の電気接点部２４ａと接触導通する受け側電気接点部３２ａと、前記電子側コネクタ２４の電子側接続検知突起部２４ｂが嵌合する電子側嵌合部３２ｂとを設けている。

20

【００３６】

また、前記超音波観測装置４は、接続検知部３３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）３４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）３５と、信号処理部３６と、グラフィックメモリ３７と、映像処理部３８と、中央処理装置であるＣＰＵ３９ａと、ＲＡＭ３９ｂと、ＲＯＭ３９ｃとを有し、バス３９ｄにより電氣的に接続されている。

【００３７】

前記接続検知部３３は、前記機械側、電子側嵌合部３１ｂ、３２ｂに電氣的に接続され、これら機械側、電子側嵌合部３１ｂ、３２ｂに前記機械側、電子側接続検知突起部１６ｂ、２４ｂが嵌合されたとき導通して前記機械側コネクタ１６または前記電子側コネクタ２４が接続されたことを検知する。前記接続検知部３３は、前記バス３９ｄを介して前記ＣＰＵ３９ａに接続検知信号を出力する。

30

【００３８】

前記機械式エコー信号検出部３４は、前記機械側コネクタ受け部３１に接続された前記機械走査式超音波プローブ２に内蔵される超音波振動子１４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。

40

【００３９】

前記電子式エコー信号検出部３５は、前記電子側コネクタ受け部３２に接続された前記電子走査式超音波内視鏡３に内蔵される超音波振動子２３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。

【００４０】

前記信号処理部３６は、前記機械式エコー信号検出部３４及び前記電子式エコー信号検出部３５からのエコー信号を信号処理する。前記ＣＰＵ３９ａは、前記信号処理部３６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、前記映像処理部３８に出力する。

50

【 0 0 4 1 】

前記映像処理部 3 8 は、前記 C P U 3 9 a で処理されたディスプレイ信号を、映像信号処理しスキャン変換して前記モニタ 5 の表示画面に超音波断層画像を表示させる。

【 0 0 4 2 】

前記グラフィックメモリ 3 7 は、前記映像処理部 3 8 による映像信号処理時に、一時的にエコー信号を 1 フレーム毎に格納する。前記 R O M 3 9 c は、前記超音波観測装置 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 3 】

前記 C P U 3 9 a は、前記 R O M 3 9 c に格納されているプログラムに基づき、前記超音波観測装置 4 の全体を制御する。なお、後述するように前記 C P U 3 9 a は、前記操作設定部 6 から入力される設定指示に基づき、前記機械走査式超音波プローブ 2 と前記電子走査式超音波内視鏡 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前記機械式エコー信号検出部 3 4 と前記電子式エコー信号検出部 3 5 とを制御する。

10

【 0 0 4 4 】

前記 C P U 3 9 a は、前記機械走査式超音波プローブ 2 による機械モードかまたは前記電子走査式超音波内視鏡 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、前記信号処理部 3 6 へ機械走査式超音波プローブ 2 による機械モードかまたは前記電子走査式超音波内視鏡 3 による電子モードかの走査識別情報を出力する。また、前記 C P U 3 9 a は、後述するように前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号に対して、ヘッダ情報を付加させるように前記電子側タイミングコントローラ 5 6 を制御するようになっている。

20

【 0 0 4 5 】

次に前記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。

前記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 4 6 】

前記機械側超音波駆動信号発生部 4 1 は、前記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、前記超音波振動子 1 4 を駆動するための超音波駆動パルスを生成してこの超音波駆動パルスを出力するとともに、前記回転駆動部 1 5 を駆動するための駆動信号を生成してこの駆動信号を出力する。

30

【 0 0 4 7 】

前記機械側受信部 4 2 は、前記超音波振動子 1 4 からのエコー信号を受信してアナログ信号処理する。さらに具体的に説明すると、前記機械側受信部 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 でエリアジングを防止するための L P F (ローパスフィルタ)、B P F (バンドパスフィルタ)により構成されている。

【 0 0 4 8 】

前記機械側 A / D 変換部 4 3 は、前記機械側受信部 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。前記機械側タイミングコントローラ 4 4 は、前記 C P U 3 9 a、及び前記回転駆動部 1 5 に連動している図示しない位置検出回路からの制御に基づき、タイミング信号を発生してこのタイミング信号を前記機械側超音波駆動信号発生部 4 1 に出力する。

40

【 0 0 4 9 】

なお、前記機械側タイミングコントローラ 4 4 は、前記機械側受信部 4 2 を介して前記回転駆動部 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、前記超音波振動子 1 4 の回転に同期した同期信号を生成して前記信号処理部 3 6 へ出力する。

【 0 0 5 0 】

次に前記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。

前記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

50

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 5 1 】

前記マルチプレクサ 5 1 は、前記超音波振動子 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前記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前記電子側受信部 5 3 へ出力する。

【 0 0 5 2 】

前記電子側超音波駆動信号発生部 5 2 は、前記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、前記超音波振動子 2 3 の前記複数の振動素子 2 3 a をそれぞれ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この超音波駆動パルスを前記マルチプレクサ 5 1 を介して出力する。

10

【 0 0 5 3 】

前記電子側受信部 5 3 は、前記超音波振動子 2 3 の前記複数の振動素子 2 3 a からのエコー信号を前記マルチプレクサ 5 1 を介して受信し、受信したエコー信号をアナログ信号処理する。なお、前記電子側受信部 5 3 は、前記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。

【 0 0 5 4 】

前記電子側 A / D 変換部 5 4 は、前記電子側受信部 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。前記ビームフォーマ部 5 5 は、前記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、この合成信号を前記信号処理部 3 6 へ出力する。

20

【 0 0 5 5 】

前記電子側タイミングコントローラ 5 6 は、前記 CPU 3 9 a からの制御に基づき、タイミング信号を発生してこのタイミング信号を前記電子側超音波駆動信号発生部 5 2 に出力する。また、前記電子側タイミングコントローラ 5 6 は、発生したタイミング信号を前記ビームフォーマ部 5 5 にも出力している。なお、前記電子側タイミングコントローラ 5 6 は、前記ビームフォーマ部 5 5 により合成されるエコー信号に同期して同期信号を生成し、この同期信号を前記信号処理部 3 6 の後述するモード検知部 6 2 に出力する。

30

【 0 0 5 6 】

上述したように前記信号処理部 3 6 は、前記機械式エコー信号検出部 3 4 及び前記電子式エコー信号検出部 3 5 が得た前記機械走査式超音波プローブ 2 及び前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号を信号処理する。

【 0 0 5 7 】

次に前記信号処理部 3 6 内部の詳細構成を説明する。

図 2 に示すように前記信号処理部 3 6 は、第 1 セレクタ 6 1 と、モード検知部 6 2 と、直交検波部 6 3 と、Bモード演算部 6 4 と、第 2 セレクタ 6 5 と、メモリコントローラ 6 6 と、フレームメモリ 6 7 と、演算用プロセッサ 6 8 と、演算用フレームメモリ 6 9 と、DMA (Direct Memory Access) コントローラ 7 0 と、PCI インターフェイス (I / F) 7 1 とを有して構成されている。

40

【 0 0 5 8 】

前記メモリコントローラ 6 6 と前記演算用プロセッサ 6 8 と前記演算用フレームメモリ 6 9 とは、ローカルバス 7 2 により接続されている。また、前記メモリコントローラ 6 6 と前記 DMA コントローラ 7 0 とは、ローカルバス 7 3 により接続されている。

【 0 0 5 9 】

前記信号処理部 3 6 は、前記 PCI I / F 7 1 を介して PCI バス 7 1 a により前記映像処理部 3 8 と接続されている。

【 0 0 6 0 】

前記第 1 セレクタ 6 1 は、前記 CPU 3 9 a からの走査識別情報に基づき、前記機械走

50

査式超音波プローブ 2 からのエコー信号と前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号とを切り替える処理を行う。また、前記第 1 セレクタ 6 1 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号に対して前記 C P U 3 9 a からのヘッダ情報を付加する。

【 0 0 6 1 】

前記モード検知部 6 2 は、前記電子側タイミングコントローラ 5 6 からの同期信号に同期して第 1 セレクタ 6 1 から出力される前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号に対し、付加されたヘッダ情報に基づいて 1 フレーム毎に B モードかまたは D モードかを検知してモード検出信号を出力する。また、前記電子側タイミングコントローラ 5 6 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号に同期させた同期信号を生成し、前記 C P U 3 9 a からの制御によりエコー信号にヘッダ情報を付加する。なお、B モードは、エコーの強さを明るさの強調に変換した画像表示モードであり、D モードは、ドップラー効果を応用して、体内の血流などの速度を測定し、血流の速度分布、血流の強さを可視化することができる画像表示モードである。

10

【 0 0 6 2 】

前記モード検知部 6 2 は、モード検出信号を前記第 2 セレクタ 6 5 に出力するとともに、このモード検出信号に基づき、B モードのエコー信号を前記 B モード演算部 6 4 に出力するかまたは D モードのエコー信号を前記直交検波部 6 3 に出力する。このモード検知部 6 2 内部の詳細構成は、後述する。

【 0 0 6 3 】

前記 B モード演算部 6 4 は、公知の演算処理であり、入力された信号に対してフィルタ処理、対数圧縮処理、包絡線検波処理、G A I N 処理、コントラスト処理、サンプリング処理等をして音線上の個々の反射点でのエコー強度を表す信号を生成し、この信号の各瞬時の振幅をそれぞれの輝度値とする B モード信号を生成する。

20

【 0 0 6 4 】

前記直交検波部 6 3 は、公知の直交検波処理であり、入力された信号を 2 つに分離し、一方は、sin 波を、他方は cos 波を入力された信号に乗算する。これらの双方の信号の相対的な位相を確認することにより、入力信号の位相がわかる。前記直交検波部 6 3 は、前記信号を複素信号 I / Q として出力する。前記直交検波部 6 3 から出力される信号は、前記演算用プロセッサ 6 8 で自己相関処理等を行うことにより、ドップラー信号が生成される。

30

【 0 0 6 5 】

前記第 2 セレクタ 6 5 は、前記モード検知部 6 2 からのモード検出信号に基づき、前記メモリコントローラ 6 6 に対して前記直交検波部 6 3 からの D モード信号と、前記 B モード演算部 6 4 からの B モード信号とを切り替える処理を行う。すなわち、前記第 2 セレクタ 6 5 は、前記メモリコントローラ 6 6 に対して信号の行く先を指示する。

【 0 0 6 6 】

前記メモリコントローラ 6 6 は、前記機械走査式超音波プローブ 2 からの B モード信号が入力されると、この B モード信号を前記フレームメモリ 6 7 に 1 フレーム毎に格納し、この格納した 1 フレームの信号を前記ローカルバス 7 3 を介して前記 D M A コントローラ 7 0 へ出力する。また、前記メモリコントローラ 6 6 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からの B モード信号または D モード信号が入力されると、これらの信号を前記フレームメモリ 6 7 に 1 フレーム毎に格納し、この格納した 1 フレームの信号を前記演算用プロセッサ 6 8 へ出力する。

40

【 0 0 6 7 】

次に、図 3 を参照して前記メモリコントローラ 6 6 内部の詳細構成を説明する。

【 0 0 6 8 】

前記メモリコントローラ 6 6 は、シーケンスコントローラ 9 1 と、バスセレクタ 9 2 と、ライトセレクタ 9 3 と、リードセレクタ 9 4 と、出力セレクタ 9 5 と、第 1 S D R A M コントローラ 9 6 A と、第 2 S D R A M コントローラ 9 6 B と、バスコントローラ 9 7 とを有して構成されている。

50

【 0 0 6 9 】

前記シーケンスコントローラ 9 1 は、前記 CPU 3 9 a からの走査識別情報及びエコー信号に付加されているヘッダ情報により、機械走査式、電子走査式、Bモード、カラーフローモード等の判別を行う。前記バスセクタ 9 2 は、前記シーケンスコントローラ 9 1 の制御によりデータ経路変更を行う。前記バスコントローラ 9 7 は、前記ローカルバス 7 2 を介して前記演算用プロセッサ 6 8 に接続されている。

【 0 0 7 0 】

前記ライトセクタ 9 3 は、前記第 2 セクタ 6 5 から入力されたエコー信号を前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a , 6 7 b のうち、どちらか一方のメモリに書き込む。前記リードセクタ 9 4 は、前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a , 6 7 b のうち、どちらか一方のメモリから書き込まれたエコー信号を読み出す。なお、前記フレームメモリ 6 7 は、SDRAM (Synchronous Dynamic Random Access Memory) により構成されている。

10

【 0 0 7 1 】

図 2 に戻り、前記フレームメモリ 6 7 は、メモリ 6 7 a , 6 7 b の 2 つを有し、例えば 1 フレーム目のデータがメモリ 6 7 a に格納されると、2 フレーム目のデータがメモリ 6 7 b に格納されるとともに 1 フレーム目のデータがメモリ 6 7 a から読み出されて交互に使用される。

【 0 0 7 2 】

前記演算用プロセッサ 6 8 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からの D モード信号に対して、例えば MTI (Moving Target Indicator) フィルタ処理、自己相関処理等の公知の処理を施すことによってドップラー効果を利用して組織の移動成分すなわち血流成分を抽出し、超音波断層像内における血流の位置に着色するための速度データ、パワーデータを作成して出力する。

20

【 0 0 7 3 】

さらに具体的に説明すると、前記演算用プロセッサ 6 8 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からの D モード信号に対して MTI フィルタ処理することで高周波成分 (血流成分) のみを抽出したドップラー信号 (D モード信号) を得る。さらに、前記演算用プロセッサ 6 8 は、血流成分のみのドップラー信号を自己相関処理し、偏移周波数に基づいて血流速度及び主に血流量を反映しているパワーとをサンプル点毎に演算して、血流イメージのカラーフローデータ及びパワーフローデータを形成する。なお、このとき、前記演算用プロセッサ 6 8 は、血流以外の不要な信号を血流画像上に表示させないための閾値処理を行っている。

30

【 0 0 7 4 】

また、前記演算用プロセッサ 6 8 は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からの B モード信号に対しては処理せず、そのままスルーする。つまり、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からの B モード信号は、前記演算用プロセッサ 6 8 により演算処理しない。これは、前記電子走査式超音波内視鏡 3 の場合、B モード信号を遅延させて D モード信号に追いつかないようにするためである。

なお、1 フレーム当たりの B モード、D モードのデータ量は、例えば

40

B モード: 1 9 2 ライン × 5 1 2 サンプル × 1 × 8 bit

D モード: 1 9 2 ライン × 5 1 2 サンプル × 1 6 パケット × 2 × 3 2 bit

である。

【 0 0 7 5 】

次に、前記メモリコントローラ 6 6 の内部における機械走査式、電子走査式の B モード時の信号の流れを説明する。

【 0 0 7 6 】

前記ライトセクタ 9 3 は、例えば前記 CPU 3 9 a から前記シーケンスコントローラ 9 1 に機械走査式の B モードスキャンという情報が入力されると、前記第 1 SDRAM コントローラ 9 6 A を介して前記第 2 セクタ 6 5 から入力された B モード信号を前記フレ

50

ームメモリ67内のメモリ67aに書き込む。前記リードセクタ94は、前記フレームメモリ67内のメモリ67aに1フレーム分のデータが書き込まれると、前記第1SDRAMコントローラ96Aを介して前記フレームメモリ67内のメモリ67aに蓄えられたフレームデータを読み出す。

【0077】

前記出力セクタ95は、前記リードセクタ94から読み出されたフレームデータを内部のFIFO(First In First Out)メモリに蓄え、前記ローカルバス73を介して順次DMAコントローラ70に出力する。前記ライトセクタ93は、前記フレームメモリ67のメモリ67aからの読み出しが開始されると同時に第2SDRAMコントローラ96Bを介して、前記フレームメモリ67のメモリ67bへ次フレームのデータを書き込む。

10

【0078】

上述の動作を繰り返すことにより、前記信号処理部36は、前記演算用プロセッサ68を介することなく前記機械走査式超音波プローブ2からのエコー信号(Bモード信号)を前記DMAコントローラ70に直接出力でき、信号処理速度を上げることができる。なお、上述の動作は、前記電子走査式のBモード処理においても同様な動作である。

【0079】

また、前記メモリコントローラ66の内部におけるカラーフローモード等電子走査式特有の診断モード時の信号の流れを説明する。

【0080】

20

前記ライトセクタ93は、例えば前記CPU39aから前記シーケンスコントローラ91に電子走査式のカラーフローモード等電子走査式特有の診断モードスキャンという情報が入力されると、前記第1SDRAMコントローラ96Aを介して前記第2セクタ65から入力されたBモード信号を前記フレームメモリ67内のメモリ67aに書き込む。

【0081】

前記リードセクタ94は、前記フレームメモリ67内のメモリ67aに1フレーム分のBモード信号が書き込まれると、前記第1SDRAMコントローラ96Aを介して前記フレームメモリ67内のメモリ67aに蓄えられたフレームデータ(Bモード信号)を読み出す。前記バスセクタ92は、前記シーケンスコントローラ91の制御により前記リードセクタ94から読み出されたフレームデータ(Bモード信号)を前記バスコントローラ97を介して前記演算用フレームメモリ69に転送する。

30

【0082】

前記ライトセクタ93は、前記演算用フレームメモリ69にフレームデータ(Bモード信号)のデータ移動が完了すると、前記第2SDRAMコントローラ96Bを介して前記第2セクタ65から入力されたDモード信号を前記フレームメモリ67内のメモリ67bに書き込む。前記演算用プロセッサ68は、前記超音波内視鏡3によるDモード走査が行われている間に前記演算用フレームメモリ69内のフレームデータを演算処理するが、この演算用フレームメモリ69内のフレームデータがBモード信号であるのでそのままスルーする。

【0083】

40

前記バスセクタ92は、演算用フレームメモリ69に蓄えられているフレームデータ(Bモード信号)を読み出して前記バスコントローラ97、出力セクタ95内のFIFOメモリを介して、前記DMAコントローラ70に出力する。

【0084】

前記リードセクタ94は、前記フレームメモリ67内のメモリ67bに1フレーム分のDモード信号が書き込まれると、前記第2SDRAMコントローラ96Bを介して前記フレームメモリ67内のメモリ67bに蓄えられたフレームデータ(Dモード信号)を読み出す。前記バスセクタ92は、前記シーケンスコントローラ91の制御により前記リードセクタ94から読み出されたフレームデータ(Dモード信号)を前記バスコントローラ97を介して前記演算用フレームメモリ69に転送する。

50

【 0 0 8 5 】

前記ライトセクタ 9 3 は、前記演算用フレームメモリ 6 9 にフレームデータ（D モード信号）のデータ移動が完了すると、前記第 1 S D R A M コントローラ 9 6 A を介して前記第 2 セクタ 6 5 から入力された B モード信号を前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a に書き込む。前記演算用プロセッサ 6 8 は、前記超音波内視鏡 3 による B モード走査が行われている間に前記演算用フレームメモリ 6 9 内の D モード信号を演算処理する。

【 0 0 8 6 】

前記バスセクタ 9 2 は、演算用フレームメモリ 6 9 に蓄えられているフレームデータ（D モード信号）を読み出して前記バスコントローラ 9 7、出力セクタ 9 5 内の F I F O メモリを介して、前記 D M A コントローラ 7 0 に出力する。

10

【 0 0 8 7 】

上述の動作を繰り返すことにより、前記信号処理部 3 6 は、前記演算用プロセッサ 6 8 により前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号（D モード信号）を信号処理して前記 D M A コントローラ 7 0 に出力する。

【 0 0 8 8 】

前記 D M A コントローラ 7 0 は、前記 P C I I / F 7 1 を介して前記 1 フレーム毎のデータを前記映像処理部 3 8 に出力する。

【 0 0 8 9 】

次に図 4 を参照して前記モード検知部 6 2 内部の詳細構成を説明する。

前記モード検知部 6 2 は、フレーム同期検出部 8 1、ライン同期検出部 8 2、B モード検出部 8 3、D モード検出部 8 4、B ラッチ部 8 5、D ラッチ部 8 6、B モードゲート部 8 7、D モードゲート部 8 8 とを有して構成されている。

20

【 0 0 9 0 】

前記フレーム同期検出部 8 1 は、前記電子側タイミングコントローラ 5 6 からの同期信号からフレーム同期信号を検出し、この検出したフレーム同期信号を前記第 1、第 2 ラッチ部 8 5、8 6 に出力する。また、前記ライン同期検出部 8 2 は、前記電子側タイミングコントローラ 5 6 からの同期信号からライン同期信号を検出し、この検出したライン同期信号を前記 B モード検出部 8 3 及び前記 D モード検出部 8 4 に出力する。

【 0 0 9 1 】

前記 B モード検出部 8 3 は、前記ライン同期検出部 8 2 からのライン同期信号に従い、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号（B モード信号）に対し、付加されたヘッダ情報に基づいて B モードであることを検出し、この B モード検出信号を前記 B ラッチ部 8 5 に出力する。

30

【 0 0 9 2 】

前記 B ラッチ部 8 5 は、前記フレーム同期検出部 8 1 からのフレーム同期信号が入力されるまで前記 B モード検出部 8 3 からの B モード検出信号をラッチし、フレーム検出結果が入力されるとラッチした B モード検出信号を前記第 2 セクタ 6 5 に出力するとともに、前記 B モードゲート部 8 7 へ出力してラッチしたデータをクリアする。

【 0 0 9 3 】

前記 B モードゲート部 8 7 は、前記 B ラッチ部 8 5 からの B モード検出信号に基づき、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号（B モード信号）を通過させ、前記 B モード演算部 6 4 へ出力する。一方、前記 D モード検出部 8 4 は、前記ライン同期検出部 8 2 からのライン同期信号に従い、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号（D モード信号）に対し、付加されたヘッダ情報に基づいて D モードであることを検出し、この D モード検出信号を前記 D ラッチ部 8 6 に出力する。

40

【 0 0 9 4 】

前記 D ラッチ部 8 6 は、前記フレーム同期検出部 8 1 からのフレーム同期信号が入力されるまで前記 D モード検出部 8 4 からの D モード検出信号をラッチし、フレーム検出結果が入力されるとラッチした D モード検出信号を前記第 2 セクタ 6 5 に出力するとともに、前記 D モードゲート部 8 8 へ出力してラッチしたデータをクリアする。

50

【 0 0 9 5 】

前記 D モードゲート部 8 8 は、前記 D ラッチ部 8 6 からの D モード検出信号に基づき、前記電子走査式超音波内視鏡 3 からのエコー信号（D モード信号）を通過させ、前記直交検波部 6 3 へ出力する。

【 0 0 9 6 】

このように構成される超音波診断装置 1 の作用を説明する。

図 1 に示すように超音波診断装置 1 は、前記超音波観測装置 4 に前記機械走査式超音波プローブ 2 及び前記電子走査式超音波内視鏡 3 が接続されて超音波観察が行われる。なお、前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、図示しない光源装置及びビデオプロセッサに接続される。

10

【 0 0 9 7 】

前記機械走査式超音波プローブ 2 の機械側コネクタ 1 6 は、前記超音波観測装置 4 の機械側コネクタ受け部 3 1 に着脱自在に接続される。機械側コネクタ 1 6 の機械側電気接点部 1 6 a は、受け側電気接点部 3 1 a と接触動通するとともに、機械側接続検知突起部 1 6 b は、機械側嵌合部 3 1 b に嵌合する。これにより、前記機械走査式超音波プローブ 2 は、前記超音波観測装置 4 内の機械式エコー信号検出部 3 4 に電氣的に接続し、この機械式エコー信号検出部 3 4 により前記回転駆動部 1 5 及び前記超音波振動子 1 4 が制御可能となる。

【 0 0 9 8 】

このとき、前記接続検知部 3 3 は、前記機械側接続検知突起部 1 6 b が前記機械側嵌合部 3 1 b に嵌合することにより導通して前記機械側コネクタ 1 6 が接続されたことを検知する。前記接続検知部 3 3 は、前記バス 3 9 d を介して前記 C P U 3 9 a に接続検知信号を出力する。これにより、前記超音波観測装置 4 内の C P U 3 9 a は、前記機械走査式超音波プローブ 2 が接続されたことを検知する。

20

【 0 0 9 9 】

一方、前記電子走査式超音波内視鏡 3 の電子側コネクタ 2 4 は、前記超音波観測装置 4 の電子側コネクタ受け部 3 2 に着脱自在に接続される。電子側コネクタ 2 4 の電子側電気接点部 2 4 a は、受け側電気接点部 3 2 a と接触動通するとともに、電子側接続検知突起部 2 4 b は、電子側嵌合部 3 2 b に嵌合する。これにより、前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、前記超音波観測装置 4 内の電子式エコー信号検出部 3 5 に電氣的に接続し、この電子式エコー信号検出部 3 5 により前記超音波振動子 2 3 が制御可能となる。

30

【 0 1 0 0 】

このとき、前記接続検知部 3 3 は、前記電子側接続検知突起部 2 4 b が電子側嵌合部 3 2 b に嵌合することにより導通して前記電子側コネクタ 2 4 が接続されたことを検知する。前記接続検知部 3 3 は、前記バス 3 9 d を介して前記 C P U 3 9 a に接続検知信号を出力する。これにより、前記超音波観測装置 4 内の C P U 3 9 a は、前記電子走査式超音波内視鏡 3 が接続されたことを検知する。

【 0 1 0 1 】

先ず、術者は、電子走査式超音波内視鏡 3 を体腔内に挿入し、この挿入部先端部を目的部位まで導く。前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、光源装置から照明光を供給されて照明光学系から体腔内を照明する。前記電子走査式超音波内視鏡 3 は、照明された体腔内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し、撮像信号をビデオプロセッサに出力する。このビデオプロセッサは、撮像信号を信号処理して得た映像信号を内視鏡画像用モニタに出力してこのモニタの表示画面に内視鏡画像を表示させる。術者は、内視鏡画像用モニタにより内視鏡画像を見ながら前記電子走査式超音波内視鏡 3 の挿入部先端部を体腔内の目的部位まで到達させる。

40

【 0 1 0 2 】

次に術者は、操作設定部 6 を操作して目的部位付近で前記電子走査式超音波内視鏡 3 により超音波観察を行う。超音波観測装置 4 は、C P U 3 9 a が前記操作設定部 6 から入力される設定指示情報に基づき、前記電子走査式超音波内視鏡 3 を制御する。なお、術者は

50

、カラーフローモードを選択しているものとする。

【0103】

前記CPU39aは、前記接続検知部33からの接続検知信号を受け、前記電子走査式超音波内視鏡3が接続されていることを認識する。前記CPU39aは、前記電子側タイミングコントローラ56を制御してタイミング信号を前記電子側超音波駆動信号発生部52に出力させる。前記電子側超音波駆動信号発生部52は、前記電子側タイミングコントローラ56からのタイミング信号に基づき、前記超音波振動子23の振動素子23a毎にそれぞれ個別に超音波駆動パルスを生成し、前記マルチプレクサ51を介して生成した超音波駆動パルスを該当する振動素子23aにそれぞれ出力する。

【0104】

前記電子走査式超音波内視鏡3は、前記超音波振動子23の振動素子23aがそれぞれ超音波パルスを発生し、生体組織からの超音波パルスを受波して順次エコー信号を得る。これらエコー信号は、前記マルチプレクサ51を介して個別に受信され、前記電子側受信部53により順次アナログ信号処理される。

【0105】

アナログ信号処理されたエコー信号は、前記電子側A/D変換部54によりデジタル信号に変換され、ビームフォーマ部55により該当する振動素子23aの駆動に応じて遅延されて合成される。この合成信号は、前記信号処理部36へ出力される。

【0106】

このとき、前記電子側タイミングコントローラ56は、前記信号処理部36のモード検知部62に同期信号を出力する。また、前記CPU39aは、前記信号処理部36のモード検知部62にヘッダ情報を出力し、前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号に対してヘッダ情報を付加させる。

【0107】

前記信号処理部36は、前記CPU39aからの走査識別情報に基づき、前記第1セクタ61が前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号を切り替える。また、前記第1セクタ61は、図5に示すように前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号に前記CPU39aからのヘッダ情報を付加する。

【0108】

図5において、上段はタイミング信号を、中断はフレーム同期信号及びライン同期信号を、下段はエコー信号を表している。エコー信号は、フレーム同期信号の直後にヘッダ情報としての第1フレームパラメータが付加され、その後に第1フレームエコーデータが続き、フレーム間のインターバルの後、再び第2フレームパラメータが付加され、その後に第2フレームエコーデータが続き、前記信号が所定フレーム繰り返される。

【0109】

前記第1フレームエコーデータは、第1ラインエコーデータから例えば第512ラインエコーデータにより形成されており、これらラインエコーデータは、それぞれヘッダ情報としてのフレームパラメータの直後に続いている。なお、図5において、Pは、パラメータを、Lは、ラインNo.を、Dは、エコーデータを示している。なお、図5中、データDは、D0～Dnで表されている。

【0110】

第1フレームから所定フレームのパラメータは、例えばP0～Pkまで形成されており、これらパラメータに続くフレームエコーデータがBモードかまたはDモードであるかを検出可能としている。また、第1ラインから第512ラインのラインエコーデータの先頭には、該当するラインエコーデータのヘッダ情報であるパラメータが形成されており、このパラメータに続くラインエコーデータがBモードかまたはDモードであるかを検出可能としている。

【0111】

このように前記第1セクタ61によりヘッダ情報を付加された前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号は、前記モード検知部62により前記電子側タイミングコント

10

20

30

40

50

ローラ 5 6 からの同期信号に同期して 1 フレーム毎に B モードか D モードを検知される。前記モード検知部 6 2 は、ライン同期検出部 8 2 により検出したライン同期信号に基づき、前記 B モード検出部 8 3 が 1 ライン毎に付加されたヘッダ情報により B モードを検出し、前記 B ラッチ部 8 5 に B モード検出信号を出力する。

【 0 1 1 2 】

前記モード検知部 6 2 は、フレーム同期検出部 8 1 により検出したフレーム同期信号に基づき、B ラッチ部 8 5 からの B モード検出信号を 1 フレーム毎に前記第 2 セクタ 6 5 に出力するとともに前記 B モードゲート部 8 7 に出力する。前記 B モードゲート部 8 7 は、B モード検出信号に基づき、B モードのエコー信号を 1 フレーム毎に前記 B モード演算部 6 4 に出力する。一方、前記モード検知部 6 2 は、ライン同期検出部 8 2 により検出したライン同期信号に基づき、前記 D モード検出部 8 4 が 1 ライン毎に付加されたヘッダ情報により D モードを検出し、前記 D ラッチ部 8 6 に D モード検出信号を出力する。

10

【 0 1 1 3 】

前記モード検知部 6 2 は、フレーム同期検出部 8 1 により検出したフレーム同期信号に基づき、D ラッチ部 8 6 からの D モード検出信号を 1 フレーム毎に前記第 2 セクタ 6 5 に出力するとともに前記 D モードゲート部 8 8 に出力する。前記 D モードゲート部 8 8 は、D モード検出信号に基づき、D モードのエコー信号を 1 フレーム毎に前記直交検波部 6 3 に出力する。

【 0 1 1 4 】

前記 B モード演算部 6 4 に入力された 1 フレーム毎のエコー信号は、公知の演算処理により B モード信号に変換され、前記第 2 セクタ 6 5 を介して前記メモリコントローラ 6 6 に出力される。

20

【 0 1 1 5 】

前記メモリコントローラ 6 6 に入力された 1 フレーム毎の B モード信号は、上述したように前記フレームメモリ 6 7 に一旦格納された後、前記 D M A コントローラ 7 0 から前記 P C I I / F 7 1 を介して前記映像処理部 3 8 に出力される。

【 0 1 1 6 】

一方、前記直交検波部 6 3 に入力された 1 フレーム毎のエコー信号は、公知の直交検波処理によりドップラー信号 (D モード信号) に変換され、前記第 2 セクタ 6 5 を介して前記メモリコントローラ 6 6 に出力される。

30

【 0 1 1 7 】

前記メモリコントローラ 6 6 に入力された 1 フレーム毎の D モード信号は、上述したように前記フレームメモリ 6 7 に一旦格納された後、前記演算用プロセッサ 6 8 により M T I フィルタ処理、自己相関処理等の公知の処理を施されて血流イメージのカラーフローデータ (ドップラーデータ) に変換され、このカラーフローデータは、前記 D M A コントローラ 7 0 から前記 P C I I / F 7 1 を介して前記映像処理部 3 8 に出力される。

【 0 1 1 8 】

前記メモリコントローラ 6 6 , フレームメモリ 6 7 , 演算用プロセッサ 6 8 及び演算用フレームメモリ 6 9 は、例えば図 6 に示すように動作する。

図 6 において、1 段目はフレーム同期信号を、2 段目はライン同期信号を表している。3 段目は、1 フレーム目の D モード信号に対するフレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a へのライト (書き込み) を表している。4 段目は、1 フレーム目の D モード信号に対するフレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a からのリード (読み込み) を表している。5 段目は、1 フレーム目の D モード信号に対する演算用プロセッサ 6 8 の演算を表している。6 段目は、1 フレーム目の D モード信号に対する演算用フレームメモリ 6 9 のリード (読み込み) を表している。

40

【 0 1 1 9 】

7 段目は、2 フレーム目の D モード信号に対するフレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 b へのライト (書き込み) を表している。8 段目は、2 フレーム目の D モード信号に対するフレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 b からのリード (読み込み) を表している。9 段目は

50

、2フレーム目のDモード信号に対する演算用プロセッサ68の演算を表している。10段目は、2フレーム目のDモード信号に対する演算用フレームメモリ69のリード(読み込み)を表している。

【0120】

このように前記電子走査式超音波内視鏡3から得たDモード信号は、演算用プロセッサ68により演算処理されて血流イメージのカラーフローデータ(ドップラーデータ)に変換され、DMAコントローラ70からPCI I/F71を介して映像処理部38に出力される。

【0121】

前記映像処理部38は、CPU39aの制御により前記グラフィックメモリ37を用いて座標変換等、映像信号処理し前記モニタ5の表示画面に超音波断層画像として白黒のBモード画像を背景像としたカラーフロー画像を表示させる。

10

【0122】

術者は、このモニタ5の表示画面に表示されたカラーフロー画像を見ることにより、目的部位の血流状態を観察することができる。さらに、術者は、前記電子走査式超音波内視鏡3を用いてBモード画像による超音波診断を行う。

【0123】

超音波観測装置4は、CPU39aが前記操作設定部6から入力される設定指示情報に基づき、前記電子走査式超音波内視鏡3を制御する。前記CPU39aは、前記電子側タイミングコントローラ56を制御してタイミング信号を前記電子側超音波駆動信号発生部52に出力させる。前記電子側超音波駆動信号発生部52は、前記電子側タイミングコントローラ56からのタイミング信号に基づき、前記超音波振動子23の振動素子23a毎にそれぞれ個別に超音波駆動パルスを生成し、前記マルチプレクサ51を介して生成した超音波駆動パルスを該当する振動素子23aにそれぞれ出力する。

20

【0124】

前記電子走査式超音波内視鏡3は、前記超音波振動子23の振動素子23aがそれぞれ超音波パルスを発生し、生体組織からの超音波パルスを受波して順次エコー信号を得る。これらエコー信号は、前記マルチプレクサ51を介して個別に受信され、前記電子側受信部53により順次アナログ信号処理される。

【0125】

30

アナログ信号処理されたエコー信号は、前記電子側A/D変換部54によりデジタル信号に変換され、ビームフォーマ部55により該当する振動素子23aの駆動に応じて遅延されて合成される。この合成信号は、前記信号処理部36へ出力される。

【0126】

このとき、前記電子側タイミングコントローラ56は、前記信号処理部36のモード検知部62に同期信号を出力する。また、前記CPU39aは、前記信号処理部36のモード検知部62にヘッダ情報を出力し、前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号に対してヘッダ情報を付加させる。

【0127】

前記信号処理部36は、前記CPU39aからの走査識別情報に基づき、前記第1セクタ61が前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号を切り替える。また、前記第1セクタ61は、上述したように前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号に前記CPU39aからのヘッダ情報を付加する。

40

【0128】

このように前記第1セクタ61によりヘッダ情報を付加された前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号は、前記モード検知部62により前記電子側タイミングコントローラ56からの同期信号に同期して1フレーム毎にBモードであることを検知される。

【0129】

前記モード検知部62は、ライン同期検出部82により検出したライン同期信号に基づき、前記Bモード検出部83が1ライン毎に付加されたヘッダ情報によりBモードを検出

50

し、前記Ｂラッチ部８５にＢモード検出信号を出力する。前記モード検知部６２は、フレーム同期検出部８１により検出したフレーム同期信号に基づき、Ｂラッチ部８５からのＢモード検出信号を１フレーム毎に前記第２セレクタ６５に出力するとともに前記Ｂモードゲート部８７に出力する。前記Ｂモードゲート部８７は、Ｂモード検出信号に基づき、Ｂモードのエコー信号を１フレーム毎に前記Ｂモード演算部６４に出力する。

【０１３０】

前記Ｂモード演算部６４に入力された１フレーム毎のエコー信号は、Ｂモード信号に変換され、前記第２セレクタ６５を介して前記メモリコントローラ６６に出力される。

【０１３１】

前記メモリコントローラ６６に入力された１フレーム毎のＢモード信号は、上述したように前記フレームメモリ６７に一旦格納された後、前記ＤＭＡコントローラ７０から前記ＰＣＩ　Ｉ／Ｆ７１を介して前記映像処理部３８に出力される。前記映像処理部３８は、ＣＰＵ３９ａの制御により前記グラフィックメモリ３７を用いて座標変換等、映像信号処理し前記モニタ５の表示画面に超音波断層画像として白黒のＢモード画像を表示させる。

【０１３２】

前記メモリコントローラ６６、フレームメモリ６７、演算用プロセッサ６８及び演算用フレームメモリ６９は、例えば図７に示すように動作する。

図７において、１段目はフレーム同期信号を、２段目はライン同期信号を表している。３段目は、１，３フレーム目のＢモード信号に対するフレームメモリ６７ａへのライト（書き込み）を表している。４段目は、１，３フレーム目のＢモード信号に対するフレームメモリ６７内のメモリ６７ａからのリード（読み込み）を表している。

【０１３３】

５段目は、２，４フレーム目のＢモード信号に対するフレームメモリ６７内のメモリ６７ｂへのライト（書き込み）を表している。６段目は、２，４フレーム目のＢモード信号に対するフレームメモリ６７内のメモリ６７ｂからのリード（読み込み）を表している。７段目は、１～３フレーム目のＢモード信号に対するＣＰＵ３９ａの演算を表している。８段目は、１～３フレーム目のＢモード信号に対するグラフィックメモリ３７へのライト（書き込み）を表している。

【０１３４】

このように前記超音波観測装置４は、前記演算用プロセッサ６８を介さずに、前記電子走査式超音波内視鏡３から得たＢモード信号を前記ＤＭＡコントローラ７０に直接出力でき、信号処理速度を上げることができる。

【０１３５】

術者は、モニタ５の表示画面に表示されたＢモード画像を見ることにより、目的部位周辺の超音波診断を行う。術者は、さらに分解能の良好なＢモード画像を得るために、前記機械走査式超音波プローブ２を用いて超音波診断を行う。

【０１３６】

術者は、前記電子走査式超音波内視鏡３の処置具挿通用チャンネルに前記機械走査式超音波プローブ２を挿通させ、この機械走査式超音波プローブ２の挿入部先端部をチャンネル開口から所定距離突出させることにより、前記機械走査式超音波プローブ２を体腔内の目的部位付近に挿入させる。この状態で、術者は、操作設定部６を操作して前記機械走査式超音波プローブ２により超音波観察を行う。

【０１３７】

超音波観測装置４は、ＣＰＵ３９ａが前記操作設定部６から入力される設定指示情報に基づき、前記機械走査式超音波プローブ２を制御する。このとき、前記ＣＰＵ３９ａは、前記接続検知部３３からの接続検知信号を受け、前記機械走査式超音波プローブ２が接続されていることを認識する。前記ＣＰＵ３９ａは、前記機械側タイミングコントローラ４４を制御してタイミング信号を前記機械側超音波駆動信号発生部４１に出力させる。前記機械側超音波駆動信号発生部４１は、前記機械側タイミングコントローラ４４からのタイミング信号に基づき、超音波駆動パルスを生成してこの超音波駆動パルスを前記超音波振

動子 14 へ出力するとともに、駆動信号を生成して前記回転駆動部 15 へ出力する。

【0138】

前記機械走査式超音波プローブ 2 は、回転駆動部 15 がフレキシブルシャフト 13 を回転させ超音波振動子 14 を回転させる。この回転に応じて超音波振動子 14 は、超音波駆動パルスに基づき、生体内に超音波パルスを繰り返し送波して、生体内で反射された超音波ビームを受波して順次エコー信号を得る。これらエコー信号は、前記機械側受信部 42 より受信され、順次アナログ信号処理される。

【0139】

アナログ信号処理されたエコー信号は、前記機械側 A/D 変換部 43 によりデジタル信号に変換され、前記信号処理部 36 へ出力される。前記信号処理部 36 は、前記 CPU 39a からの走査識別情報に基づき、前記第 1 セクタ 61 が前記機械走査式超音波プローブ 2 からのエコー信号を切り替える。

10

【0140】

切り替えられた前記機械走査式超音波プローブ 2 からのエコー信号は、1 フレーム毎に前記 B モード演算部 64 に出力される。前記 B モード演算部 64 に入力された 1 フレーム毎のエコー信号は、公知の演算処理により B モード信号に変換され、前記第 2 セクタ 65 を介して前記メモリコントローラ 66 に出力される。

【0141】

前記メモリコントローラ 66 に入力された 1 フレーム毎の B モード信号は、前記フレームメモリ 67 に一旦格納された後、前記 DMA コントローラ 70 から前記 PCI I/F 71 を介して前記映像処理部 38 に出力される。

20

【0142】

前記映像処理部 38 は、CPU 39a の制御により前記グラフィックメモリ 37 を用いて座標変換等、映像信号処理し前記モニタ 5 の表示画面に超音波断層画像として白黒の B モード画像を表示させる。なお、前記メモリコントローラ 66、フレームメモリ 67、CPU 39a、グラフィックメモリ 37 は、上述した電子走査式超音波内視鏡 3 の B モードスキャンと同様に動作する。

【0143】

前記超音波観測装置 4 は、前記演算用プロセッサ 68 を介さずに、前記機械走査式超音波プローブ 2 から得た B モード信号を前記 DMA コントローラ 70 に直接出力でき、信号処理速度を上げることができる。術者は、機械走査式超音波プローブ 2 から得た B モード画像を見ることにより、さらに詳細な超音波診断を行うことができる。

30

【0144】

これにより、本実施例の超音波診断装置 1 は、電子走査式超音波内視鏡 3 により目的部位周辺) 全体の超音波断層画像を取得し、次に機械走査式超音波プローブ 2 により詳細な超音波断層画像を取得することができる。

【0145】

前記超音波診断の実行後、術者は、前記機械走査式超音波プローブ 2 を前記電子走査式超音波内視鏡 3 の処置具挿通用チャンネルから抜き去り、代わりに図示しない穿刺具を処置具挿通用チャンネルに挿入して生検を行う。これにより、本実施例では、診断から確定診断を実行することが可能となる。

40

【0146】

本実施例の超音波観測装置 4 は、電子走査式と機械走査式との両走査式を用いて超音波パルスの高周波数と低周波数とを合わせて使用できるので、深達度があって分解能の高い超音波断層画像を得ることができる。また、本実施例の超音波観測装置 4 は、前記演算用プロセッサ 68 を介さずに機械走査式または電子走査式の B モード信号を前記 DMA コントローラ 70 に直接出力でき、信号処理速度を上げることができる。

【0147】

したがって、本実施例の超音波観測装置 4 は、B モードのときには演算量を少なくし、カラーフローモード等電子走査式特有の診断モードのときには演算量を多くして機械走査

50

式、電子走査式の両走査式の演算量に応じて最適な信号処理を行い、フレームレートを向上することができる。この結果、本実施例の超音波診断装置 1 は、機械走査式超音波プローブ 2 と電子走査式超音波内視鏡 3 を 1 つの超音波観測装置 4 に接続して電子走査式及び機械走査式の両走査を行うことができ、走査方式に応じて最適なフレームレートを得ることができる。

【 0 1 4 8 】

なお、前記信号処理部は、例えば図 8 及び図 9 に示すようにさらに演算用プロセッサ等を接続したローカルバスを加えて構成してもよい。

図 8 に示すように信号処理部 3 6 B は、中継用フレームメモリ 7 5 と、第 2 ローカルバス 7 2 B を介して第 2 演算用プロセッサ 6 8 B 及び第 2 演算用フレームメモリ 6 9 B とに接続されるメモリコントローラ 6 6 B を設けて構成されている。

10

【 0 1 4 9 】

前記メモリコントローラ 6 6 B は、前記メモリコントローラ 6 6 の構成に加えて前記第 2 ローカルバス 7 2 B に接続される第 2 バスコントローラ 9 7 B と、前記中継用フレームメモリ 7 5 に接続されるマルチプレクサ 9 8 とを有して構成される。

【 0 1 5 0 】

前記メモリコントローラ 6 6 B は、前記メモリコントローラ 6 6 と同様に前記シーケンスコントローラ 9 1 の制御により前記演算用プロセッサ 6 8 を介さずに、前記機械走査式超音波プローブ 2 または前記電子走査式超音波内視鏡 3 から得た B モード信号を前記 D M A コントローラ 7 0 に直接出力できる。前記メモリコントローラ 6 6 B は、カラーフローモード等電子走査式特有の診断モード時の信号の流れが前記メモリコントローラ 6 6 と異なる。

20

【 0 1 5 1 】

図 9 において、前記ライトセクタ 9 3 は、例えば前記 C P U 3 9 a から前記シーケンスコントローラ 9 1 に電子走査式のカラーフローモード等電子走査式特有の診断モードスキップという情報が入力されると、前記第 1 S D R A M コントローラ 9 6 A を介して前記第 2 セクタ 6 5 から入力された B モード信号を前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a に書き込む。

【 0 1 5 2 】

前記リードセクタ 9 4 は、前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a に 1 フレーム分のデータが書き込まれると、前記第 1 S D R A M コントローラ 9 6 A を介して前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 a に蓄えられたフレームデータを読み出す。前記バスセクタ 9 2 は、前記シーケンスコントローラ 9 1 の制御により前記リードセクタ 9 4 から読み出されたフレームデータを前記バスコントローラ 9 7 を介して前記演算用フレームメモリ 6 9 に転送する。

30

【 0 1 5 3 】

前記ライトセクタ 9 3 は、前記演算用フレームメモリ 6 9 にフレームデータ (B モード信号) のデータ移動が完了すると、前記第 2 S D R A M コントローラ 9 6 B を介して前記第 2 セクタ 6 5 から入力された D モード信号を前記フレームメモリ 6 7 内のメモリ 6 7 b に書き込む。前記演算用プロセッサ 6 8 は、前記超音波内視鏡 3 による D モード走査が行われている間に前記演算用フレームメモリ 6 9 内のフレームデータを演算処理するが、この演算用フレームメモリ 6 9 のフレームデータが B モード信号であるのでそのままスルーする。

40

【 0 1 5 4 】

前記バスセクタ 9 2 は、前記演算用フレームメモリ 6 9 内のフレームデータ (B モード信号) を読み出し、前記バスコントローラ 9 7 内の F I F O メモリを通じてマルチプレクサ 9 8 を介し、前記中継用フレームメモリ 7 5 に転送する。前記バスセクタ 9 2 は、前記シーケンスコントローラ 9 1 の制御により前記中継用フレームメモリ 7 5 に転送されたフレームデータ (B モード信号) を、前記マルチプレクサ 9 8 を介して前記第 2 バスコントローラ 9 7 B 内の F I F O メモリを通じて前記第 2 演算用フレームメモリ 6 9 B に転

50

送する。

【0155】

前記第2演算用プロセッサ68Bは、前記第2演算用フレームメモリ69B内のフレームデータを演算処理するが、この第2演算用フレームメモリ69B内のフレームデータがBモード信号であるのでそのままスルーする。前記バスセクタ92は、第2演算用フレームメモリ69Bに蓄えられているフレームデータ(Bモード信号)を読み出して前記第2バスコントローラ97B、出力セクタ95内のFIFOメモリを介して、前記DMAコントローラ70に出力する。

【0156】

一方、前記リードセクタ94は、前記フレームメモリ67内のメモリ67bに1フレーム分のDモード信号が書き込まれると、前記第2SDRAMコントローラ96Bを介して前記フレームメモリ67内のメモリ67bに蓄えられたフレームデータ(Dモード信号)を読み出す。前記バスセクタ92は、前記シーケンスコントローラ91の制御により前記リードセクタ94から読み出されたフレームデータ(Dモード信号)を前記第2バスコントローラ97Bを介して前記第2演算用フレームメモリ69Bに転送する。

10

【0157】

前記第2演算用プロセッサ68Bは、前記第2演算用フレームメモリ69B内のDモード信号を演算処理する。前記バスセクタ92は、第2演算用プロセッサ68Bの演算終了後、第2演算用フレームメモリ69Bに蓄えられているフレームデータを前記第2バスコントローラ97B、出力セクタ95内のFIFOメモリを介して、前記DMAコントローラ70に出力する。

20

【0158】

上述の動作を繰り返すことにより、前記信号処理部36Bは、前記演算用プロセッサ68または前記第2演算用プロセッサ68Bにより前記電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号(Dモード信号)を信号処理して前記DMAコントローラ70に出力できる。

【0159】

これにより、前記信号処理部36Bは、例えば、前記演算用プロセッサ68をBモード専用とし、前記演算用プロセッサ68BをDモード専用として構成してもよいし、BモードとDモードとを交互に処理するように構成してよい。

【0160】

この結果、本変形例では、前記実施例1と同様な効果を得ることに加え、演算用プロセッサ及び演算用フレームメモリを2つ設けることによって、カラーフロー等電子走査式特有の診断モード時に電子走査式超音波内視鏡3からのエコー信号をさらに高速に処理することができる。

30

【0161】

なお、本実施例では、前記電子走査式として超音波内視鏡を、機械走査式として超音波プローブを用い、前記機械走査式超音波プローブ2及び前記電子走査式超音波内視鏡3を前記超音波観測装置4に着脱自在に接続するように構成しているが、本発明は、これに限定されず、前記電子走査式として超音波プローブを、機械走査式として超音波内視鏡を用い、機械走査式超音波内視鏡及び電子走査式超音波プローブを超音波観測装置に着脱自在に接続するように構成しても構わない。

40

【0162】

なお、上述した各実施例等を部分的等で組み合わせて構成される実施例等も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

【0163】

本発明の超音波観測装置及び超音波診断装置は、機械走査式、電子走査式の走査方式の異なる超音波内視鏡、或いは超音波プローブを接続しても走査方式に応じた最適なフレームレートを得ることができるので、体腔内超音波観察に適している。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 1 6 4 】

【図 1】実施例 1 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 の信号処理部の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 2 のメモリコントローラの構成を示すブロック図である。

【図 4】図 2 のモード検知部の構成を示すブロック図である。

【図 5】図 4 の第 1 セレクタが電子走査式超音波内視鏡からのエコー信号に CPU からのヘッダ情報を付加する際の各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。

【図 6】電子走査式超音波内視鏡からのエコー信号（D モード信号）に対してメモリコントローラ、フレームメモリ、演算用プロセッサ及び演算用フレームメモリの各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。

10

【図 7】電子走査式超音波内視鏡からのエコー信号（B モード信号）に対してメモリコントローラ、フレームメモリ、CPU、グラフィックメモリの各信号のタイミングを示すタイミングチャートである。

【図 8】図 2 の信号処理部の変形例を示すブロック図である。

【図 9】図 8 のメモリコントローラの構成を示すブロック図である。

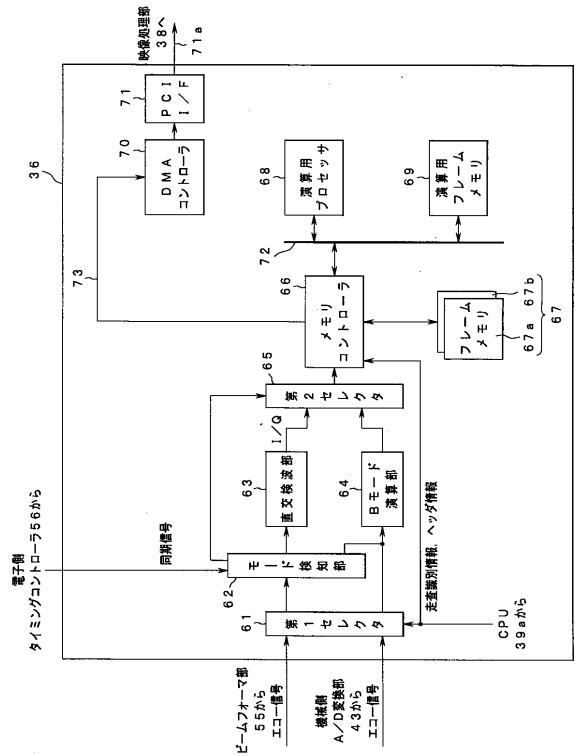
【符号の説明】

【 0 1 6 5 】

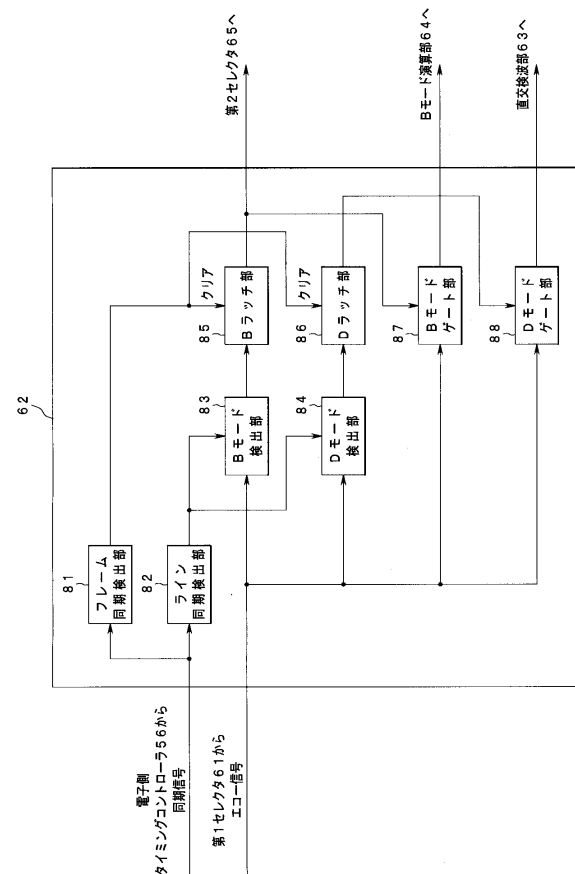
- 1 ... 超音波診断装置 2 ... 機械走査式超音波プローブ
- 3 ... 電子走査式超音波内視鏡 4 ... 超音波観測装置
- 1 4 , 2 3 ... 超音波振動子 1 5 ... 回転駆動部 1 6 ... 機械側コネクタ
- 2 4 ... 電子側コネクタ 3 1 ... 機械側コネクタ受け部
- 3 2 ... 電子側コネクタ受け部 3 3 ... 接続検知部
- 3 4 ... 機械式振動子エコー信号検出部
- 3 5 ... 電子式振動子エコー信号検出部
- 3 6 ... 信号処理部 3 9 a ... CPU 6 1 ... 第 1 セレクタ
- 6 2 ... モード検知部 6 3 ... 直交検波部 6 4 ... B モード演算部
- 6 5 ... 第 2 セレクタ 6 6 ... メモリコントローラ 6 7 ... フレームメモリ
- 6 8 ... 演算用プロセッサ 7 0 ... DMA コントローラ

20

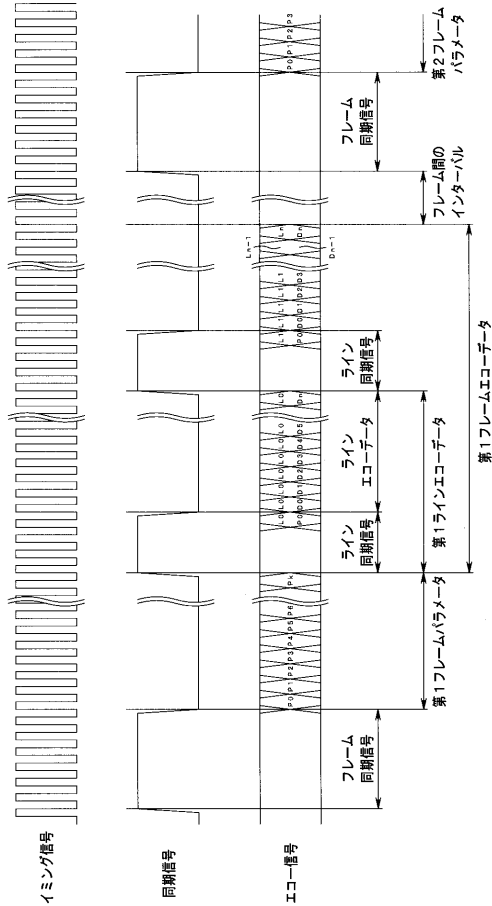
【 図 2 】



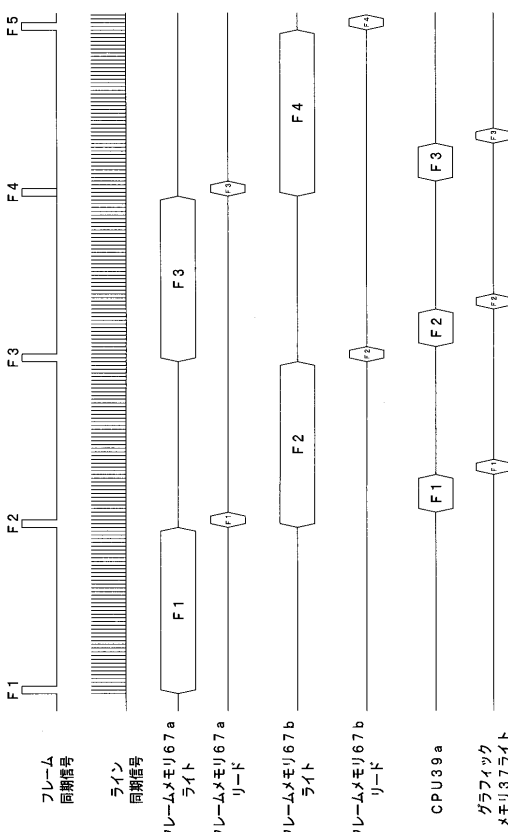
【 図 4 】



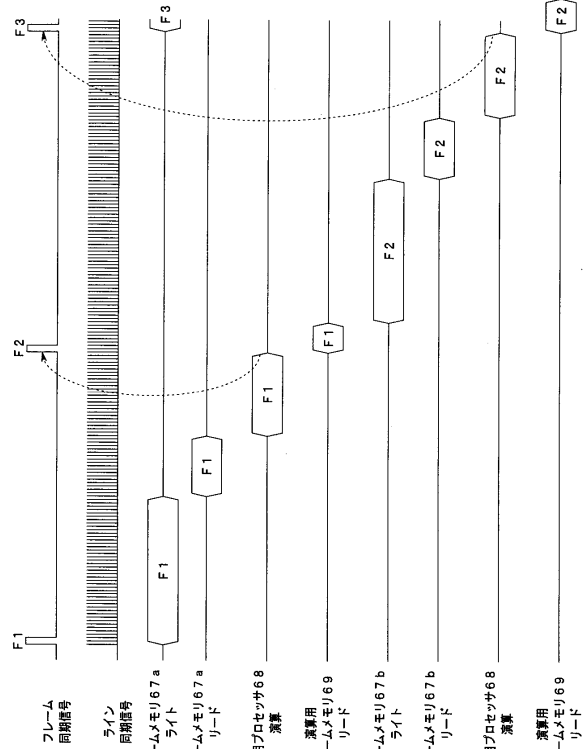
【図 5】



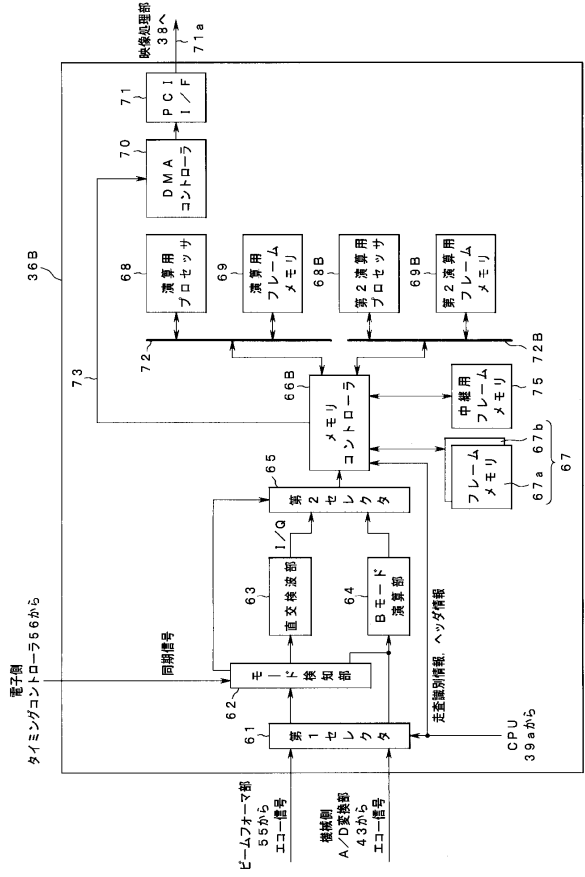
【図 7】



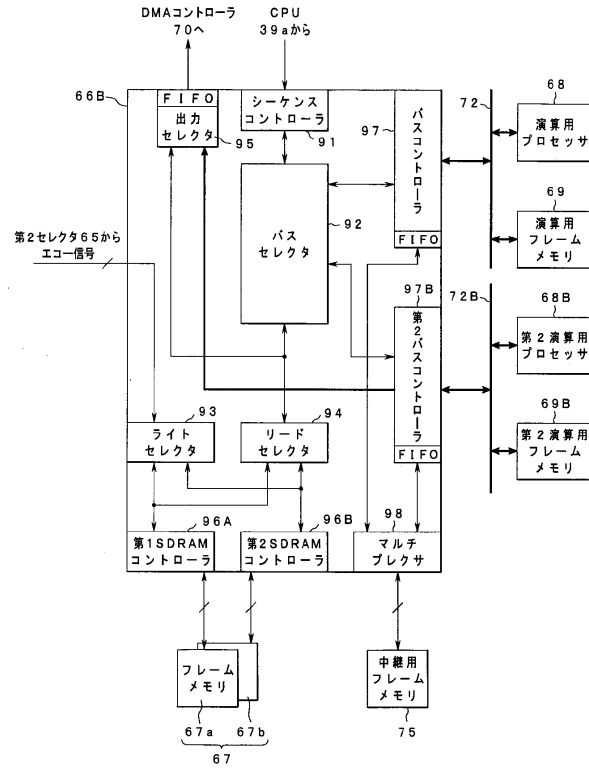
【図 6】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平10-118070(JP,A)
特開平10-033533(JP,A)
特表2002-515279(JP,A)
特開平10-277035(JP,A)
特開平10-290799(JP,A)
特開平02-286137(JP,A)
特開2005-312578(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波观察装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP5281737B2	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	JP2006165215	申请日	2006-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	御園和裕		
发明人	御園 和裕		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/4411 A61B8/4461 A61B8/4488		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB14 4C601/BB16 4C601/EE08 4C601/EE21 4C601/FE02 4C601/GA21 4C601/GA33 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK37 4C601/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2007330472A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

扫描方法的一个不同的超声波内窥镜，或连接到的超声波探头，以获得对应于该扫描系统来实现超声波观测装置以及超声波诊断装置的最佳帧速率。一种超声波观测装置4包括一个机器侧连接器插座31中，电子侧连接器容纳部33中，机械扫描超声波探头2连接到本机侧连接器插座31的超声换能器14并发送该生物体组织，并且连接到所述机械回波信号检测单元34，用于检测由超声波脉冲的接收而得到的回波信号，从生物体组织反射的，电子侧连接器插座33层的电子从超声波换能器23向活组织的扫描超声波内窥镜3发送，电子回波信号检测由所述超声波脉冲的接收而获得的回波信号从生物体组织反射的检测单元35，并从回波信号进行信号处理和回波信号的信号处理单元36和电子回波信号从机械回波信号检测单元34检测单元35。点域1

【 图 2 】

