

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4248933号
(P4248933)

(45) 発行日 平成21年4月2日(2009.4.2)

(24) 登録日 平成21年1月23日(2009.1.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 3 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-146825 (P2003-146825)
 (22) 出願日 平成15年5月23日(2003.5.23)
 (65) 公開番号 特開2004-344516 (P2004-344516A)
 (43) 公開日 平成16年12月9日(2004.12.9)
 審査請求日 平成18年5月23日(2006.5.23)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 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 秋野 隆哉
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
 リンパス光学工業株式会社内

審査官 宮川 哲伸

(56) 参考文献 特開平7-100133 (JP, A)
 特開平8-154934 (JP, A)
 特開平7-289546 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、

前記エコーデータを一時的に保持するバッファメモリと、

前記バッファメモリから前記エコーデータを転送する転送手段と、

前記転送手段で転送された前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、

前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理手段と、

を具備し、

前記画像処理手段は、前記画像データの生成速度及び、この生成した画像データの出力速度を、前記転送手段による前記エコーデータの転送周期よりも高速にし、前記画像データを生成する際に少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームと、この最新フレームより1つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像生成処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像処理手段は、前記超音波画像の第1の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームのデータを用い、前記超音波画像の第2の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームより1つ前のフレームのデータを用い、

10

20

前記第 1 の領域と前記第 2 の領域とを合わせると 1 画面分の超音波画像が形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波画像の前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との比率が前記転送手段の転送周期と、転送実施後の経過時間との比率に相関し、

前記第 1 の領域と前記第 2 の領域との境界が前記超音波の走査方向と関連を持って時間的に変化することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来より、超音波診断装置は、広く用いられている。超音波診断装置は、超音波を患者（被検体）の診断対象部位に送信し、診断対象部位からのエコー信号を受信する。そして、このエコー信号を画像化することで、超音波診断装置は、病変部の超音波断層画像（以下、超音波画像とも言う）を取得し病変部の状態を診断するためのものである。

【0003】

このような従来の超音波診断装置は、その昔メモリが高価であり多用することができなかった。このため、従来の超音波診断装置は、図 15 に示すように得られたエコー信号に対して所望のテレビジョンデータに変換する DSC 処理などの画像処理を、エコー信号の取得に伴って逐次行う逐次画面更新型のものが一般的であった。尚、図 15 は、従来の超音波診断装置における逐次画面更新型の表示画面更新の様子を示す概略説明図であり、図 15（a）は表示画面に対して超音波の走査方向を示し、図 15（b）は同図（a）に対して画像データの生成の際にどの領域にどのフレームのデータを用いるかを示している。

【0004】

しかしながら、近年において、超音波診断装置は、メモリの低価格化に伴い、得られたエコー信号をメモリにデジタルエコーデータとして保持するものが一般的となってきた。

このため、超音波診断装置は、上記 DSC 処理などを簡易な回路構成で 1 画面単位で行ったり、超音波画像を時系列的に複数枚分保持するシネメモリを備えて過去に表示した超音波画像を再表示可能とするなど、デジタル化されたデータを様々な活用するものが開発されてきている。

【0005】

上記のようなデジタル処理を行う場合において、エコーデータをサンプル（画像）が得られる都度逐次的にシネメモリに転送するよりは、エコーデータ取得部に、バッファメモリにある程度のエコーデータを保持しておき、通常は画面 1 フレーム分のデータを取得した時点でまとめて転送を行うような構成の方が都合が良い。

なぜならば、バッファメモリとシネメモリとがバスで接続されている場合や、シネメモリから画像処理回路など装置中の他の要素が頻繁に読出しを行う場合などには、データ転送効率が上がり、また簡単な回路構成にて実現可能であることが知られているからである。

【0006】

ここで、超音波診断装置に要望される要素として、分解能などの画質が重要視されていることは、一般に知られている。

しかしながら、上記要望に加えて、超音波診断装置に要望される要素としては、なるべく高いフレームレートが得られて滑らかな表示が行われることも望まれている。特に心臓などの高速に動作する臓器の動きを監察する場合などは、画質以上にフレームレートが要望される場合もある。

【0007】

10

20

30

40

50

このため、従来の超音波診断装置は、例えば、特開平6-307220号公報に記載されているように、テレビ信号のインタレース走査をフィールド単位で異なる画像を表示するようにしてフレームレートを高めたものが提案されている。

また、従来の超音波診断装置は、ラジアル走査を行いながら1枚の断層像を得るごとにラジアル走査回転軸方向(リニア方向)へ超音波探触子を移動させるヘリカル走査方式のものがある。

【0008】

この場合、従来の超音波診断装置は、ラジアル走査によって得られる断層像に対してリニア方向に積層した画像群が構築される。そして、従来の超音波診断装置は、積層した画像群をリニア方向に平行な平面で切り取った際の断層像(リニア断面像)と、ラジアル断層像とを併せて表示するデュアルプレーン再構築表示(DPR表示)を行うことにより、着目領域と周辺部との位置関係を把握することが可能なものもある。

10

【0009】

更に加えて、従来の超音波診断装置は、超音波走査が完了して超音波送受信を停止(フリーズ)すると、走査の過程を再現するようにシネメモリ中に保持されている各フレームの内容を自動的に順次表示し続ける自動シネレビューモードを備えているものもある。

このように従来の超音波診断装置は、各種診断に対応できるように多彩な付加機能を設けられることが一般的である。

【0010】

【特許文献1】

特開平10-276963号公報

20

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置は、エコーデータをバッファメモリからシネメモリに転送する際の転送周期によって、画面表示の更新間隔(フレームレート)が制限を受けてしまう。

このため、従来の超音波診断装置は、心臓などの高速に動作する臓器の動きに画面更新が追従できず、図16~図19に示すようにコマ送り表示のようにぎくしゃくしてしまうという問題があった。

【0012】

30

尚、ここで、図16~図19は、従来の超音波診断装置で得られる画像状態の時間的変化を表す図であり、図16は第1巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図17は第2巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図18は第3巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図19は第4巡目及び第5巡目の画像状態の時間的変化を表す図である。「対象の状態」は受信部でエコー信号を受信した際の被検体の状態を示しており、「従来で得られる画像」はモニタの表示画面に表示される画像の状態を示している。

また、図中、矢印→は、左から右方向へ進むに従い時間が経過している様子を示し、各画像の左上に示した▲1▼などの数値で順番が対応付けられている。また、太枠で示される範囲は、それぞれ更新された部分である。

【0013】

40

また、従来の超音波診断装置は、ラジアル走査方式の場合、1走査の端点同士(1フレーム中の先頭音線と最終音線と)が隣接し、逐次画面更新型と比較して画面中の特定部分に長時間に亘って表示され続けるようになっている。

このため、ラジアル走査方式の従来の超音波診断装置は、被検体となる生体の時間的変化や超音波探触子の移動などによって境目が目立ってしまい、違和感のある画像となってしまうていた。

【0014】

特に、機械的にラジアル走査を行うメカニカルラジアル方式において、従来の超音波診断装置は、電気的な走査を行う電子走査方式のものと比較して1フレーム分の走査に時間がかかるため、フレーム単位でのデータ転送を行った場合に上記傾向が顕著となる。

50

また、この問題に対し、従来の超音波診断装置は、上記特開平6-307220号公報に記載されているような構成をとった場合でも、エコーデータの入力自体が遅い場合、同内容の画像を何度も繰り返し表示することとなり、フレームレートを高めるという効果を発揮できない。

【0015】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、フレーム単位でデータ転送を行う構成においても、滑らかな画面更新が可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】

本発明の請求項1は、被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、前記エコーデータを一時的に保持するバッファメモリと、前記バッファメモリから前記エコーデータを転送する転送手段と、前記転送手段で転送された前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理手段と、を具備し、前記画像処理手段は、前記画像データの生成速度及び、この生成した画像データの出力速度を、前記転送手段による前記エコーデータの転送周期よりも高速にし、前記画像データを生成する際に少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームと、この最新フレームより1つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像生成処理を行うことを特徴としている。

10

また、本発明の請求項2は、請求項1に記載の超音波診断装置において、前記画像処理手段は、前記超音波画像の第1の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームのデータを用い、前記超音波画像の第2の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームより1つ前のフレームのデータを用い、前記第1の領域と前記第2の領域とを合わせると1画面分の超音波画像が形成されることを特徴としている。

20

また、本発明の請求項3は、請求項2に記載の超音波診断装置において、前記超音波画像の前記第1の領域と前記第2の領域との比率が前記転送手段の転送周期と、転送実施後の経過時間との比率に相関し、前記第1の領域と前記第2の領域との境界が前記超音波の走査方向と関連を持って時間的に変化することを特徴としている。

この構成により、フレーム単位でデータ転送を行う構成においても、滑らかな画面更新が可能な超音波診断装置を実現する。

30

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の1実施の形態を説明する。

図1ないし図15は本発明の1実施の形態に係わり、図1は本発明の1実施の形態の超音波診断装置を示す全体構成図、図2は超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略説明図であり、図2(a)は縦断面図、図2(b)は側面断面図、図3はヘリカル走査方式の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略説明図、図4は図3の画像表示例、図5は本実施形態の超音波診断装置における表示画面更新の様子を示す概略説明図であり、図5(a)は表示画面に対して超音波の走査方向を示す図、図5(b)は同図(a)に対して画像データの生成の際にどの領域にどのフレームのデータを用いるかを示す図、図6は本実施形態の画像生成・表示処理のフローチャート、図7は操作設定部に用いられるキーボードを示す図、図8は図7のキーボードを使用中の表示画面例、図9ないし図13は本実施形態の超音波診断装置で得られる画像状態の時間的変化を表す図であり、図9は第1巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図10は第2巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図11は第3巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図12は第4巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図13は第5巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図14は従来の画像生成・表示処理のフローチャートである。

40

【0018】

図1に示すように本発明の1実施の形態の超音波診断装置1は、被検体内に挿入され、超

50

音波の送受を行う超音波探触子（超音波プローブとも言う）２と、この超音波探触子２が着脱自在に接続され、超音波画像を構築する処理を行う装置本体（超音波観測装置）３と、この装置本体３から出力される映像信号が入力されることにより超音波画像を表示するＣＲＴや液晶モニタなどの表示装置であるモニタ４と、装置本体３に対する設定指示等を行う操作設定部５とから構成される。

【００１９】

超音波探触子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６と、この挿入部６の後端に設けた操作部（把持部）７とを有し、挿入部６の先端部８には超音波振動子９が内蔵されている。

超音波探触子２は、挿入部６内を挿通されたフレキシブルシャフト１１の先端側に超音波振動子９が取り付けられている。フレキシブルシャフト１１は、この後端が操作部７に設けた駆動部１２に接続されている。

【００２０】

駆動部１２は、超音波振動子９を機械的に回転させたり回転軸に沿って移動させたり、電氣的に超音波の信号遅延をさせたりすることによって、超音波の送波方向を制御する。

また、超音波探触子２は、挿入部先端部８付近において、フレキシブルシャフト１１の軸受け１３で回転自在に支持された硬質のシャフト１４を介して超音波振動子９に接続されている。

【００２１】

尚、超音波探触子２は、挿入部先端部８が超音波を透過する音響キャップ１５で覆われている（図２参照）。そして、超音波振動子９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。尚、軸受け１３は、超音波伝播媒体を音響キャップ１５から後方側に漏れるのを防止するシール機能も有する。

【００２２】

超音波探触子２は、フレキシブルシャフト１１内部を挿通する信号線を介して超音波振動子９が装置本体３に電氣的に接続されている。そして、超音波探触子２は、装置本体３の後述する送信回路２１からのパルス状の送信信号を印加されて発生する超音波を被検体側に送信し、被検体側で反射された反射超音波を受信してエコー信号に変換し、装置本体３の後述する受信回路２２に出力するようになっている。

【００２３】

装置本体３は、超音波振動子２ａに対してパルス状の送信信号を印加する送信回路２１と、超音波振動子２ａからのエコー信号を受信する受信回路２２と、この受信回路２２で受信したエコー信号をＡ／Ｄ変換するＡ／Ｄ変換部２３と、このＡ／Ｄ変換部２３でＡ／Ｄ変換したエコーデータを一時的に保持するバッファメモリ２４と、このバッファメモリ２４からエコーデータを転送する転送手段としてのＤＭＡコントローラ２５と、このＤＭＡコントローラ２５で転送されたエコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリ２６と、このシネメモリ２６にバッファメモリ２４からエコーデータを転送する転送手段としてのＤＭＡ（Direct Memory Access）コントローラ２５と、シネメモリ２６中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理部２７と、この画像処理部２７で生成された画像データを一時的に格納するフレームメモリ２８と、このフレームメモリ２８に格納された画像データをＤ／Ａ変換してモニタ４に出力するＤ／Ａ変換部２９とで構成される。

【００２４】

ここで、ＤＭＡコントローラ２５は、画像処理部２７（後述のＣＰＵ２７ａ）の制御によりバッファメモリ２４からシネメモリ２６の所定アドレスにエコーデータを転送するものである。

また、シネメモリ２６はｎ段に構成され、１つのシネメモリ２６がバッファメモリ２４からのエコーデータを１フレーム毎に順次格納することで、ｎフレーム分のエコーデータを保持するようになっている。

【００２５】

画像処理部 27 は、CPU (Central Processing Unit) 27 a とメインメモリ 27 b とから構成され、このメインメモリ 27 b に記憶された画像処理ソフトウェアに基づき、CPU 27 a がシネメモリ 26 中のエコーデータを読み出して DSC 処理やゲイン・コントラスト調整などの画像処理を施して画像データを生成するようになっている。

【0026】

また、画像処理部 27 の CPU 27 a は、画像データの生成速度及び、この生成した画像データの出力速度を、DMA コントローラ 25 によるエコーデータの転送周期よりも高速にすると共に、画像データを生成する際に少なくともシネメモリ 26 中の最新フレームと、この最新フレームより 1 つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像生成処理を行うようになっている。

10

そして、超音波振動子 9 は、送信回路 21 からのパルス状の送信信号を印加されて発生する超音波を被検体側に送信し、被検体側で反射された反射超音波を受信してエコー信号に変換して受信回路 22 に出力する。

【0027】

本実施の形態では、超音波探触子 2 は、図 2 に示すように機械的にラジアル走査を行うメカニカルラジアル方式を想定している。

ここで、図 2 は超音波探触子 2 の挿入部先端部内部を示す概略説明図であり、図 2 (a) は縦断面図、図 2 (b) は側面断面図である。

【0028】

尚、超音波探触子 2 は、図 3 に示すようにラジアル走査を行いながら 1 枚の断層像を得る毎にラジアル走査回転軸方向 (リニア方向) へ超音波振動子 9 を進退 (移動) させるヘリカル走査方式を想定しても良い。この場合、図 3 のヘリカル走査方式の超音波探触子 2 は、図 4 に示す画像表示例のように画像表示が行われる。

20

【0029】

そして、エコー信号は、受信回路 22 で受信された後、A/D 変換部 23 に入力される。エコー信号は、A/D 変換部 23 によりアナログ信号からデジタル信号 (デジタルデータ) に変換された後、バッファメモリ 24 に入力され一時格納される。このバッファメモリ 24 は、パルス状の超音波の送受信の度にデジタルデータが書き込まれ、表示画面 1 フレーム分まで溜まると、DMA コントローラ 25 を介してシネメモリ 26 の所定アドレスにデジタルデータを転送する。

30

転送が完了するとシネメモリ 26 の書き込みアドレスは、次のフレーム位置に対応するアドレスに更新される。

【0030】

画像処理部 27 の CPU 27 a は、転送が発生したことを検知すると、シネメモリ 26 のエコー信号を読み出して DSC 処理やゲイン・コントラスト調整などの画像処理を施してデジタル画像信号 (デジタル画像データ) を生成し、このデジタル画像データをフレームメモリ 28 に出力して一時格納させる。

そして、フレームメモリ 28 に一時格納されたデジタル画像データは、D/A 変換部 29 でデジタル信号からアナログ信号 (アナログ画像信号) に変換された後、モニタ 4 へ出力され、モニタ 4 の表示面に超音波画像 (超音波断層画像) が表示される。

40

【0031】

ここで、従来の超音波診断装置は、画像データを生成する際にはシネメモリ 26 の最新フレームのデータを用いて画像生成を行うようになっており、図 14 のフローチャートに示すようにシステム全体の初期化処理が行われた後 (ステップ S 11)、1 フレーム分のデータがバッファメモリ 24 に溜まるまでは (ステップ S 12)、フレームメモリ 28 の内容を更新しない (ステップ S 13 ~ S 16) ようになっている。

【0032】

このため、従来の超音波診断装置は、DMA コントローラ 25 によるバッファメモリ 24 からシネメモリ 26 へのデータ転送が行われるまではモニタ 4 の表示画面に同一の超音波画像が表示され続けることとなり、上述した図 16 ~ 図 19 に示すようにコマ送り表示の

50

ようにぎくしゃくしてしまう。

【 0 0 3 3 】

そこで、本実施の形態では、シネメモリ 2 6 の最新フレームのデータのみから画像データを生成し超音波画像を表示し続ける代わりに、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、図 5 に示すようにバッファメモリ 2 4 に 1 フレーム分のデータが溜まらなくても、少なくともシネメモリ 2 6 の最新フレームとその一つ前のフレームのデータを用いて画像データを生成してフレームメモリ 2 8 に格納するようにし、バッファメモリ 2 4 からシネメモリ 2 6 へのデータ転送が行われるまでの間にもモニタ 4 の表示画面に超音波画像が更新し続けるように構成している。

【 0 0 3 4 】

図 5 は本実施形態の超音波診断装置における表示画面更新の様子を示す概略説明図であり、図 5 (a) は表示画面に対して超音波の走査方向を示し、図 5 (b) は同図 (a) に対して画像データの生成の際にどの領域にどのフレームのデータを用いるかを示している。尚、実際の装置においては画質向上などの目的で着目フレーム以外のフレームデータを用いる場合もあるが、ここでは簡単のため、着目フレームのみのデータを用いるものとして説明する。

【 0 0 3 5 】

図 5 (a) に示すように超音波の走査は、時間の経過と共に画面上部より時計回りに回転するように行われるとしている。また、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、図 5 (b) に示すようにバッファメモリ 2 4 からシネメモリ 2 6 へのデータ転送周期の 4 倍の速度で画面表示を更新するようになっている。

【 0 0 3 6 】

ここで、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、図 5 (b) に示す第 1 の領域に対して最新フレームのデータを用いて部分画像を形成し、第 2 の領域 3 2 に対して最新一つ前のフレームのデータを用いて部分画像を形成して、これら 2 つの領域を合わせることによって 1 画面全体の超音波画像が得られるようにしている。

【 0 0 3 7 】

まず、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、データ転送直後の画面更新の際には、図 5 (b) の一番左側の表示画像例に示すように、第 2 の領域としてシネメモリ 2 6 の最新一つ前のフレームのデータを表示画面全域で用いている。

【 0 0 3 8 】

そして、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、データ転送から次のデータ転送までの時間の凡そ 4 分の 1 経過後の画面更新の際には、図 5 (b) の左から 2 つ目の表示画像例に示すように画面更新を行っている。即ち、第 1 の領域は表示画面上部より走査方向に沿って画像の 4 分の 1 を占め、第 2 の領域は走査方向に沿って画像の 4 分の 3 を占めている。

【 0 0 3 9 】

同様に、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、データ転送から次のデータ転送までの時間の凡そ 2 分の 1 経過後の画面更新の際には、図 5 (b) の左から 3 つ目の表示画像例に示すように画面更新を行っている。即ち、第 1 の領域は表示画面上部より走査方向に沿って画像の 2 分の 1 を占め、第 2 の領域は走査方向に沿って画像の 2 分の 1 を占めている。

【 0 0 4 0 】

同様に、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、データ転送から次のデータ転送までの時間の凡そ 4 分の 3 経過後の画面更新の際には、図 5 (b) の左から 4 つ目の表示画像例に示すように画面更新を行っている。即ち、第 1 の領域は表示画面上部より走査方向に沿って画像の 4 分の 3 を占め、第 2 の領域は走査方向に沿って画像の 4 分の 1 を占めている。

【 0 0 4 1 】

最後に、画像処理部 2 7 の C P U 2 7 a は、次のデータ転送後の画面更新の際には、図 5 (b) の左から 5 つ目の表示画像例に示すように第 1 の領域としてデータ転送前まで最新フレームだったフレームのデータを表示画面全域で用いている。

【 0 0 4 2 】

上述のように画像処理部 27 の CPU 27 a は、少なくともシネメモリ 26 中の最新フレームと、この最新フレームより 1 つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像データを生成し、超音波画像の第 1 の領域と第 2 の領域との比率を DMA コントローラ 25 の転送周期と、転送実施後の経過時間との比率に相関させ、これら第 1 の領域と第 2 の領域との境界が超音波の走査方向と関連を持って時間的に変化するように制御して画面更新を行っている。

【 0 0 4 3 】

尚、実際の装置においてはノイズ低減や空間解像度向上の目的でフレーム間の相関を取る場合など画像生成の際にシネメモリの最新フレーム以外のフレームのデータを用いる場合もあるが、その場合も最終的に画面に表示される画像は最新フレームのデータが支配的である。

10

【 0 0 4 4 】

このように構成される超音波診断装置 1 は、超音波探触子 2 を患者（被検体）の体腔内に挿入されて用いられる。そして、超音波診断装置 1 は、超音波を患者（被検体）の診断対象部位に送信し、診断対象部位からの超音波エコー信号を受信する。そして、超音波診断装置 1 は、上述したように超音波探触子 2 の超音波振動子 9 から出力されるエコー信号を受信回路 22 で受信後、A / D 変換部 23 によりデジタル信号（デジタルデータ）に変換し、バッファメモリ 24 にデジタルデータが一時的に格納される。

【 0 0 4 5 】

そして、超音波診断装置 1 は、バッファメモリ 24 から DMA コントローラ 25 を介してデジタルデータが転送されてシネメモリ 26 に書き込まれる。そして、超音波診断装置 1 は、画像処理部 27 の CPU 27 a により、シネメモリ 26 中の最新フレームと、この最新フレームより 1 つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像データを生成され、D / A 変換部 29 でアナログ信号（アナログ画像信号）に変換された後、モニタ 4 へ出力され、モニタ 4 の表示面に超音波画像（超音波断層画像）が表示される。

20

【 0 0 4 6 】

ここで、超音波診断装置 1 は、図 6 に示す画像生成・表示処理のフローチャートに従って、画像処理部 27 の CPU 27 a による画像生成が行われる。

まず、画像処理部 27 の CPU 27 a は、システム全体の初期化処理を行う（ステップ S1）。この初期化処理は、操作設定部 5 の操作により予め設定された条件で行われるようになっている。

30

【 0 0 4 7 】

ここで、操作設定部 5 は、キーボードやマウス等に接続され、超音波送受信の開始 / 停止やゲイン・コントラストなどの画質調整、得られた超音波画像に対する計測操作などが行われるようになっている。

【 0 0 4 8 】

尚、操作設定部 5 は、操作性向上のためにキー押下時に機能が有効であった場合に限りブザーを鳴らすなどして、確実に操作が行われたか否かを判別可能に構成しても良い。また、操作設定部 5 は、操作キーの数を抑制するため、通常の操作に加えて Shift キーを押下操作しながら操作キーを押下することにより、異なる機能を有するように構成しても良い。

40

【 0 0 4 9 】

例えば、操作設定部 5 は、図 7 に示すようにキーボード 30 が構成される。この場合、図 8 の表示画面例に示すように操作設定部 5 は、キーボード 30 のトラックボール 31 上の + キー 32、× キー 33 を押下操作する際にそれぞれの記号に対応する距離計測機能が起動し、トラックボール 31 上の + キー 32、× キー 33 を Shift キー 34 と同時に押下操作する際に記号、の系統の距離計測機能が起動するなど、少ないキー数で計測可能な系統数を増やすことができるようになっている。

【 0 0 5 0 】

そして、画像処理部 27 の CPU 27 a は、バッファメモリ 24 に 1 フレーム分のデータ

50

が溜まって溜まらなくても（ステップS2）、DMAコントローラ25を介してバッファメモリ24からシネメモリ26へデジタルデータを転送させる（ステップS3）。

【0051】

そして、画像処理部27のCPU27aは、少なくとも最新フレームとその一つ前のフレームのデータを用いて画像データを生成し（ステップS4）、D/A変換部29を介してフレームメモリ28に格納する（ステップS5）。

そして、画像処理部27のCPU27aは、図5（a）及び図5（b）で説明したように表示画面の更新を行う。

【0052】

従って、モニタ4の表示画面に表示される超音波画像は、例えば、図9～図13に示すようにDMAコントローラ25によるバッファメモリ24からシネメモリ26へのデータ転送が行われるまでの間にも、モニタ4の表示画面に対して転送周期よりも高速に4分の1ずつ更新され続ける。

【0053】

ここで、図9～図13は、本実施形態の超音波診断装置1で得られる画像状態の時間的変化を表す図であり、図9は第1巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図10は第2巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図11は第3巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図12は第4巡目の画像状態の時間的変化を表す図、図13は第5巡目の画像状態の時間的変化を表す図である。

【0054】

「対象の状態」は受信部でエコー信号を受信した際の被検体の状態を示しており、「最新一つ前のフレームの画像」はシネメモリ26の最新一つ前のフレームに保持されている画像の状態を示しており、「本願で得られる画像」はモニタ4の表示画面に表示される画像の状態を示している。

また、図中、矢印→は、左から右方向へ進むに従い時間が経過している様子を示し、各画像の左上に示した▲1▼などの数値で順番が対応付けられている。また、太枠で示される範囲は、それぞれ更新された部分である。

【0055】

そして、「本願で得られる画像」は、従来の図16～図19に示すコマ送り表示のようにぎくしゃくすることなく、図9～図13に示すように走査方向に応じて徐々に移り変わるような滑らかな超音波画像を形成できる。

【0056】

この結果、超音波診断装置1は、最新フレームの一つ前のフレームから最新フレームへと走査方向に応じて徐々に移り変わるような滑らかな超音波画像を得られ、フレーム単位でデータ転送を行う構成においても、滑らかな画面更新が可能である。

従って、本実施の形態の超音波診断装置1は、検査中の操作者による操作への画像の追従性もまた、画像中の走査による新旧フレームの境界部分が移動するため目立ちにくくなるという効果も得ることができる。

【0057】

尚、本実施の形態の超音波診断装置1は、走査方向がモニタ4の表示画面上で時計回りに回転するラジアル走査型で、且つ画面の更新速度がデータ転送周期の4倍となる構成として説明しているが、本発明はこれに限定されず、扇状に走査を行うコンベックス走査型などの他の走査方式や画面更新速度がデータ転送周期の4倍以外となる構成のものでもどのような効果が期待できることは言うまでもない。

【0058】

また、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【0059】

[付記]

（付記項1） 被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画

10

20

30

40

50

像を生成する超音波診断装置において、
前記エコーデータを一時的に保持するバッファメモリと、
前記バッファメモリから前記エコーデータを転送する転送手段と、
前記転送手段で転送された前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、
前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理手段と、
を具備し、
前記画像処理手段は、前記画像データの生成速度及び、この生成した画像データの出力速度を、前記転送手段による前記エコーデータの転送周期よりも高速にし、前記画像データを生成する際に少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームと、この最新フレームより1つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像生成処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

【0060】

(付記項2) 前記画像処理手段は、前記超音波画像の第1の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームのデータを用い、前記超音波画像の第2の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームより1つ前のフレームのデータを用い、
前記第1の領域と前記第2の領域とを合わせると1画面分の超音波画像が形成されることを特徴とする付記項1に記載の超音波診断装置。

【0061】

20

(付記項3) 前記超音波画像の前記第1の領域と前記第2の領域との比率が前記転送手段の転送周期と、転送実施後の経過時間との比率に相関し、
前記第1の領域と前記第2の領域との境界が前記超音波の走査方向と関連を持って時間的に変化することを特徴とする付記項2に記載の超音波診断装置。

【0062】

(付記項4) 前記受信手段の後段にこの受信手段で受信したエコー信号をA/D変換するA/D変換手段を有し、
前記バッファメモリは、前記A/D変換手段でA/D変換した後のエコーデータを一時的に保持することを特徴とする付記項1～3に記載の超音波診断装置。

【0063】

30

(付記項5) 被検体に対して超音波を送受信して得たエコーデータに基づき、超音波画像を生成する超音波診断装置において、
被検体に超音波を送信し被検体より反射して得られるエコー信号を受信する超音波送受信手段と、
前記超音波送受信手段で受信したエコー信号をA/D変換するA/D変換手段と、
前記A/D変換手段でA/D変換した後のエコーデータを一時的に保持するバッファメモリと、
前記バッファメモリから前記エコーデータを転送する転送手段と、
前記転送手段で転送された前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、
前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理手段と、
を具備し、
前記画像処理手段は、前記画像データの生成速度及び、この生成した画像データの出力速度を、前記転送手段による前記エコーデータの転送周期よりも高速にし、前記画像データを生成する際に少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームと、この最新フレームより1つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像生成処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

40

【0064】

(付記項6) 被検体に超音波を送信し被検体より反射して得られるエコー信号を受信する超音波送受信手段と、前記超音波送受信手段で受信したエコー信号をA/D変換するA

50

/D変換手段と、前記A/D変換手段でA/D変換した後のエコーデータを一時的に保持するバッファメモリと、前記バッファメモリから前記エコーデータを転送する転送手段と、前記転送手段で転送された前記エコーデータを複数フレーム分保持するシネメモリと、前記シネメモリ中に保持されているエコーデータに基づき、画像データを生成する画像処理手段とを備えてこの画像処理手段で生成された表示用画像を表示出力する超音波診断装置において、

前記画像処理手段は、前記画像データの生成速度及び、この生成した画像データの出力速度を、前記転送手段による前記エコーデータの転送周期よりも高速にし、前記画像データを生成する際に少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームと、この最新フレームより1つ前のフレームのエコーデータとに基づいて画像生成処理を行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

【0065】

(付記項7) 前記画像処理手段は、前記超音波画像の第1の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームのデータを用い、前記超音波画像の第2の領域に相当する画像データを生成するときには少なくとも前記シネメモリ中の最新フレームより1つ前のフレームのデータを用い、前記第1の領域と前記第2の領域とを合わせると1画面分の超音波画像が形成されることを特徴とする付記項5又は6に記載の超音波診断装置。

【0066】

(付記項8) 前記超音波画像の前記第1の領域と前記第2の領域との比率が前記転送手段の転送周期と、転送実施後の経過時間との比率に相関し、前記第1の領域と前記第2の領域との境界が前記超音波の走査方向と関連を持って時間的に変化することを特徴とする付記項7に記載の超音波診断装置。

20

【0067】

(付記項9) 被検体に超音波を送受波して得たエコー信号を基に超音波像を生成する超音波診断装置において、

前記エコー信号を取得して得た順に所定ブロック毎にエコーデータに変換する変換手段と、

前記所定ブロック毎のエコーデータを順次表示画面の所定の位置に表示可能な画像データとして生成する画像データ生成手段と、

30

前記画像データ生成手段の生成する画像データを前記変換手段で変換したエコーデータに順次更新させる制御手段と、

を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【0068】

(付記項10) 前記エコーデータを取得する周期に対して、前記画像データ生成手段が画像データを生成する周期を短くしたことを特徴とした付記項9に記載の超音波診断装置。

【0069】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、フレーム単位でデータ転送を行う構成においても、滑らかな画面更新が可能な超音波診断装置を実現できる。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の1実施の形態の超音波診断装置を示す全体構成図

【図2】超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略説明図

【図3】ヘリカル走査方式の超音波探触子の挿入部先端部内部を示す概略説明図

【図4】図3の画像表示例

【図5】本実施形態の超音波診断装置における表示画面更新の様子を示す概略説明図

【図6】本実施形態の画像生成・表示処理のフローチャート

【図7】操作設定部に用いられるキーボードを示す図

【図8】図7のキーボードを使用中の表示画面例

50

【図 9】第 1 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 10】第 2 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 11】第 3 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 12】第 4 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 13】第 5 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 14】従来の画像生成・表示処理のフローチャート

【図 15】従来の超音波診断装置における逐次画面更新型の表示画面更新の様子を示す概略説明図

【図 16】従来の超音波診断装置における第 1 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 17】従来の超音波診断装置における第 2 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

10

【図 18】従来の超音波診断装置における第 3 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【図 19】従来の超音波診断装置における第 4 巡目及び第 5 巡目の画像状態の時間的变化を表す図

【符号の説明】

1 ... 超音波診断装置

2 ... 超音波探触子

3 ... 装置本体

4 ... モニタ

5 ... 操作設定部

9 ... 超音波振動子

20

2 1 ... 送信回路

2 2 ... 受信回路

2 3 ... A / D 変換部

2 4 ... バッファメモリ

2 5 ... D M A コントローラ

2 6 ... シネメモリ

2 7 ... 画像処理部

2 7 a ... C P U

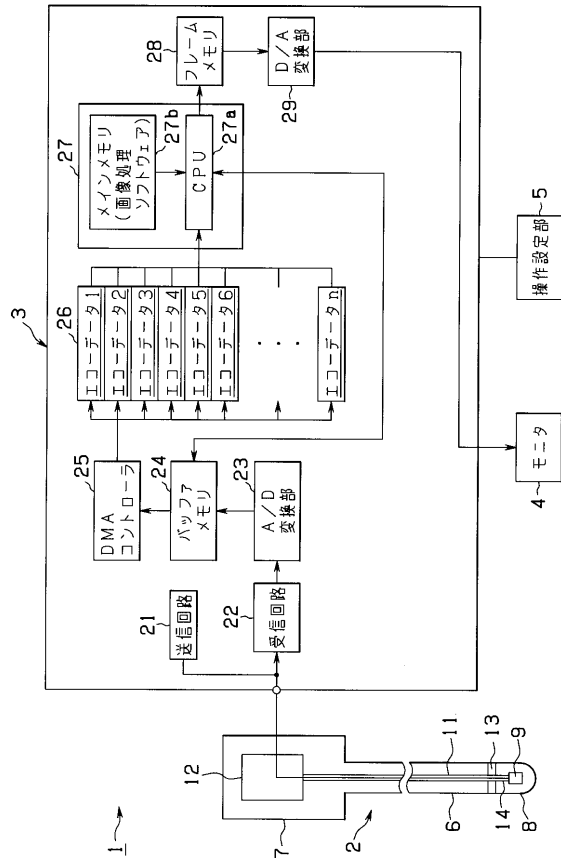
2 7 b ... メインメモリ

2 8 ... フレームメモリ

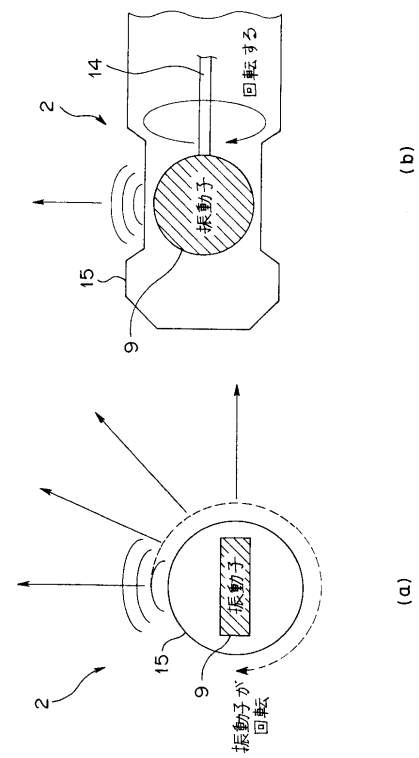
30

2 9 ... D / A 変換部

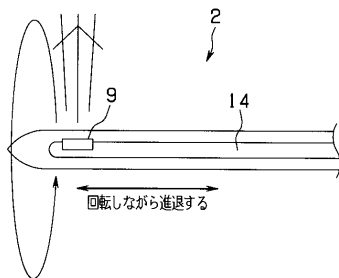
【図 1】



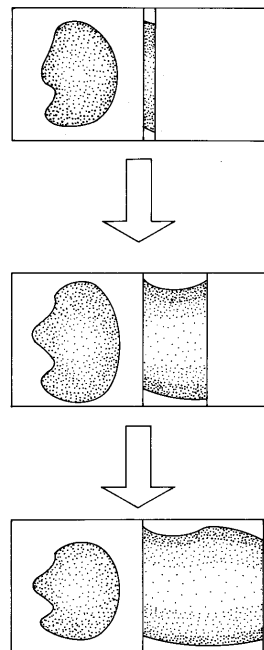
【図 2】



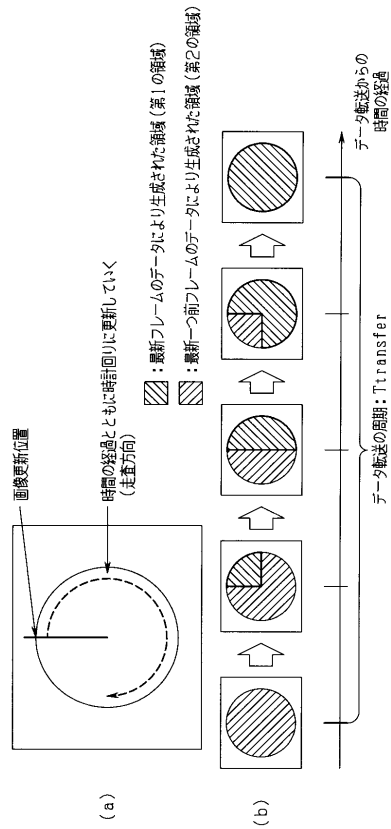
【図 3】



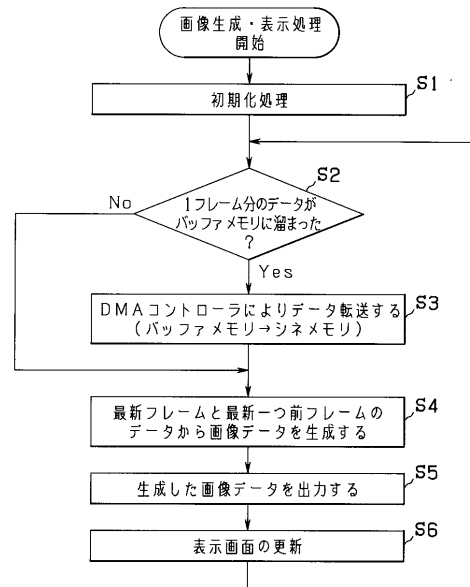
【図 4】



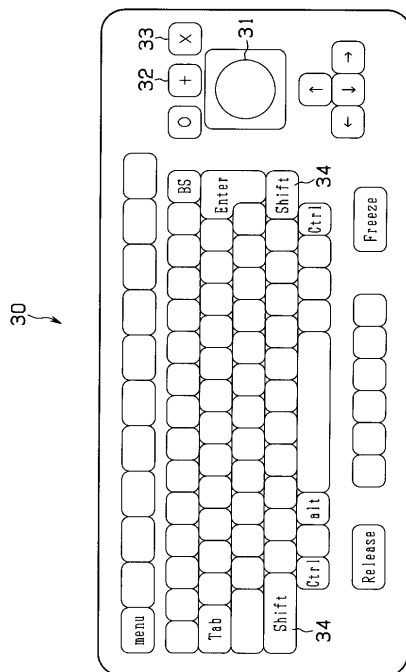
【図 5】



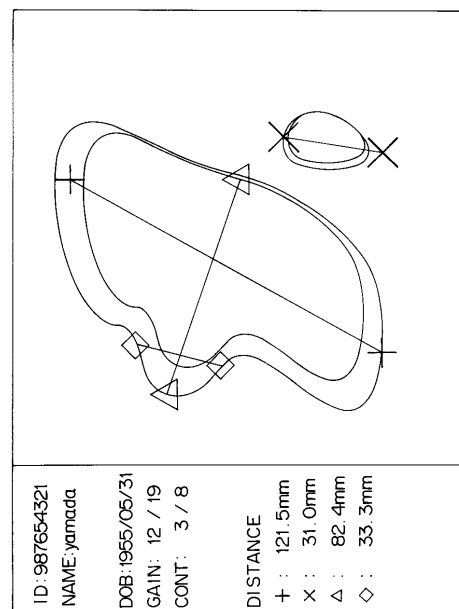
【図 6】



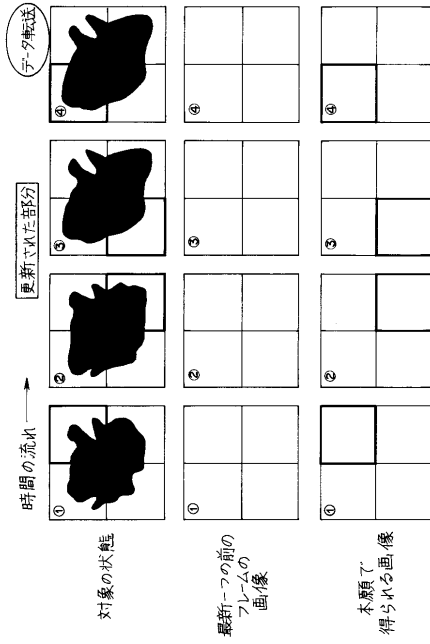
【図 7】



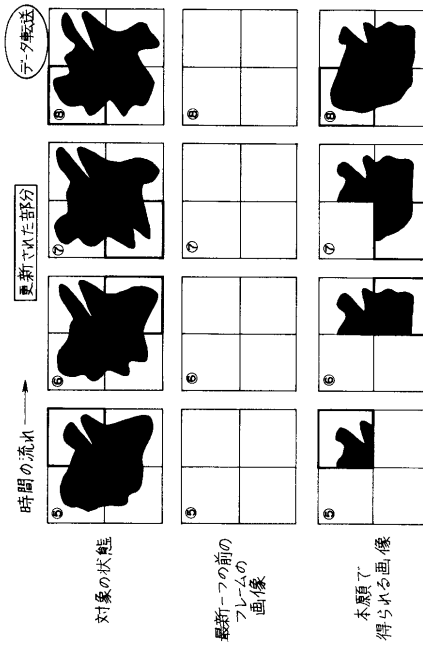
【図 8】



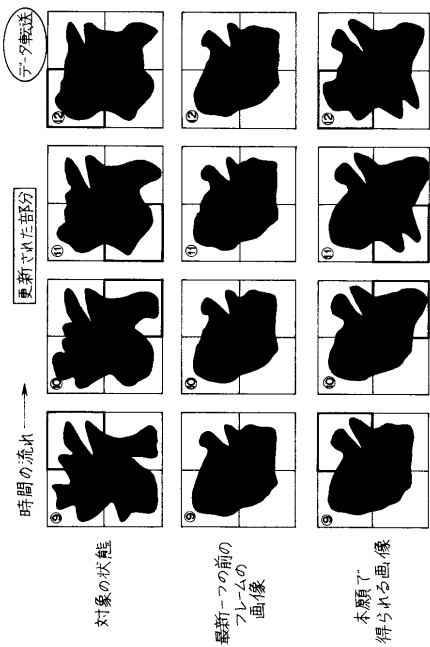
【図 9】



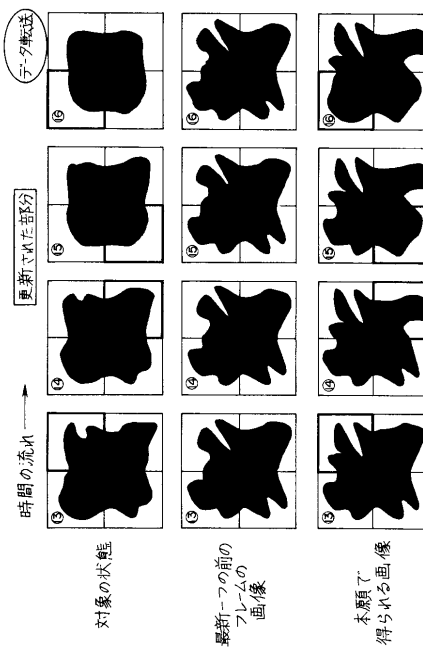
【図 10】



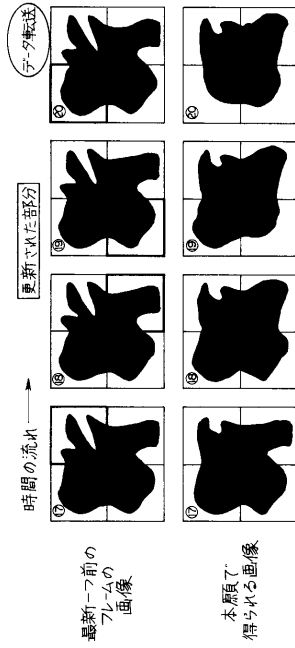
【図 11】



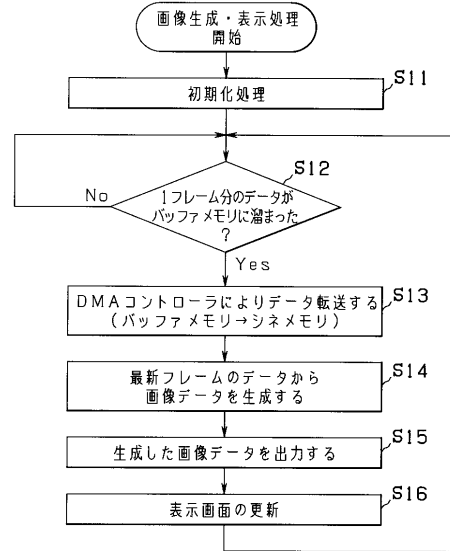
【図 12】



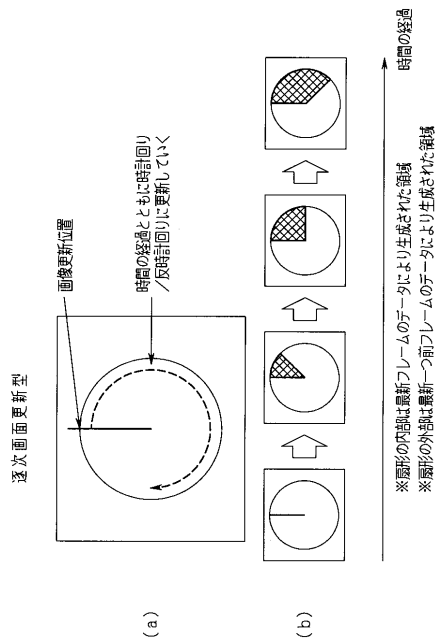
【図 13】



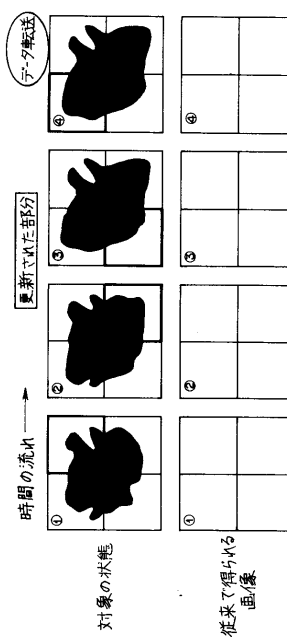
【図 14】



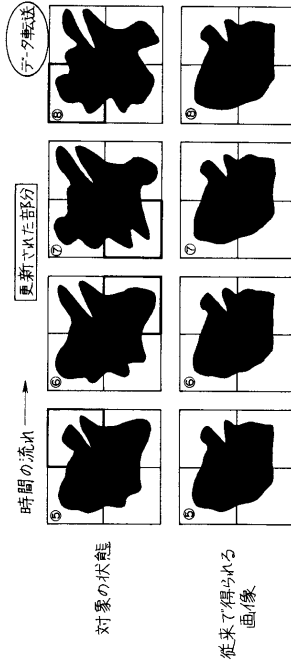
【図 15】



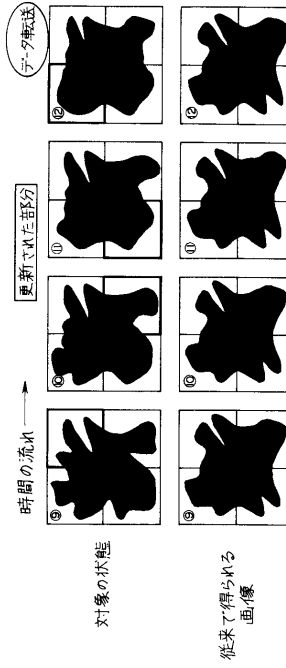
【図 16】



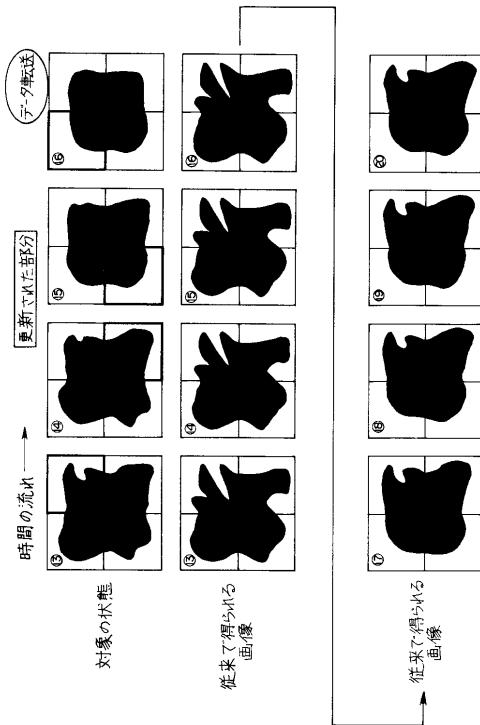
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

8/00 ~ 8/14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4248933B2	公开(公告)日	2009-04-02
申请号	JP2003146825	申请日	2003-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋野隆哉		
发明人	秋野 隆哉		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB21 4C601/BB24 4C601/EE08 4C601/FE01 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK37 4C601/LL02 4C601/LL03		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004344516A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，即使数据在帧中传输，也可以实现平滑的图像更新。解决方案：超声诊断设备1包括用于临时保持由接收电路22接收的回波数据的缓冲存储器24，用于从缓冲存储器24传送回波数据的DMA控制器25，用于保持多个帧的电影存储器26传送的回波数据和图像处理部分27用于根据电影存储器26保持的回波数据产生图像数据。图像数据产生速度和图像处理部分24的图像数据输出速度更快比回波数据的传输周期。当生成图像数据时，图像处理部分至少基于最新帧的回波数据和在电影存储器26中保持的最新帧的帧来执行图像生成处理。

【图1】

