

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-61659
(P2015-61659A)

(43) 公開日 平成27年4月2日(2015.4.2)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2014-244176 (P2014-244176)
 (22) 出願日 平成26年12月2日 (2014.12.2)
 (62) 分割の表示 特願2010-109539 (P2010-109539)
 の分割
 原出願日 平成22年5月11日 (2010.5.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-114815 (P2009-114815)
 (32) 優先日 平成21年5月11日 (2009.5.11)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

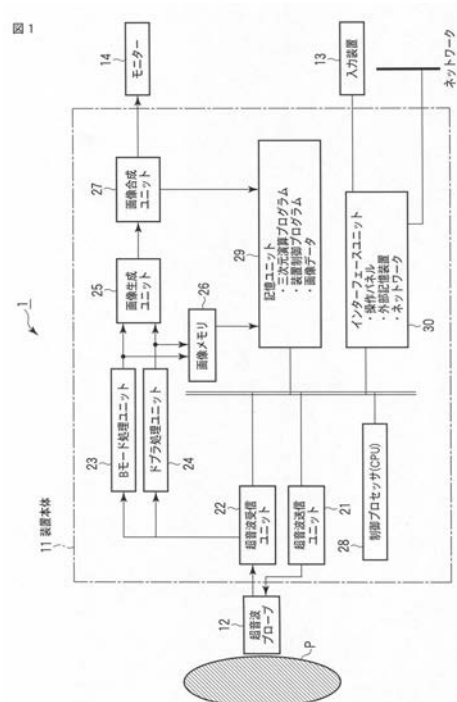
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】空間分解能とコントラスト分解能に優れたBモード画像とボリュームデータを用いて生成される画像とを区別し、対応付けて所定の形態で表示する超音波診断装置の提供。

【解決手段】複数の走査断面に関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、ボリュームデータに基づいてMPR画像を生成する画像生成ユニット25と、入力ユニット13を介して指定された断面位置に対応する走査断面画像を表示ユニット14に表示させ、断面位置に対応する走査断面画像が存在しない場合には、断面位置に対応するMPR画像を表示ユニット14に表示させ、表示ユニット14に表示された画像が走査断面画像であるか断面位置に対応するMPR画像であるかを区別できる情報を表示ユニット14に表示させる制御プロセッサ28と、を有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の走査断面それぞれに関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて前記複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の前記走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて M P R 画像を生成する画像生成ユニットと、

前記ボリュームデータに対して断面位置を指定できる入力ユニットと、

前記入力ユニットを介して指定された前記断面位置に対応する前記走査断面画像を表示ユニットに表示させ、前記断面位置に対応する前記走査断面画像が存在しない場合には、前記断面位置に対応する M P R 画像を前記表示ユニットに表示させ、前記表示ユニットに表示された画像が前記走査断面画像であるか前記断面位置に対応する M P R 画像であるかを区別できる情報を前記表示ユニットに表示させる制御プロセッサと、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御プロセッサは、前記走査断面画像に直交する M P R 画像を、前記走査断面画像と共に前記表示ユニットに表示させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成ユニットは、前記ボリュームデータに基づいてボリュームレンダリング画像を生成し、

前記制御プロセッサは、前記ボリュームレンダリング画像における前記走査断面画像の位置を示す位置マーカを、前記ボリュームレンダリング画像とともに前記表示ユニットに表示させる請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記制御プロセッサは、前記ボリュームレンダリング画像の時相と前記走査断面画像の時相とを同期させて、前記ボリュームレンダリング画像と前記走査断面画像とを前記表示ユニットに表示させる請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御プロセッサは、前記走査断面画像に関する走査断面の位置を示す位置インジケータを前記表示ユニットに表示させる請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

複数の走査断面それぞれに関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて前記複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の前記走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて M P R 画像を生成する画像生成ユニットと、

前記ボリュームデータに対して断面位置を指定できる入力ユニットと、

前記入力ユニットを介して指定された前記断面位置に対応する前記走査断面画像を表示ユニットに表示させ、前記断面位置に対応する前記走査断面画像が存在しない場合には、前記断面位置に対応する M P R 画像を前記表示ユニットに表示させ、前記表示ユニットに表示された画像が前記走査断面画像であるか前記断面位置に対応する M P R 画像であるかを区別できる情報を前記表示ユニットに表示させる制御プロセッサと、

を具備する超音波画像処理装置。

40

【請求項 7】

前記制御プロセッサは、前記走査断面画像に直交する M P R 画像を、前記走査断面画像と共に前記表示ユニットに表示させる請求項 6 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像生成ユニットは、前記ボリュームデータに基づいてボリュームレンダリング画像を生成し、

前記制御プロセッサは、前記ボリュームレンダリング画像における前記走査断面画像の位置を示す位置マーカを、前記ボリュームレンダリング画像とともに前記表示ユニットに

50

表示させる請求項 6 または 7 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 9】

前記制御プロセッサは、前記ボリュームレンダリング画像の時相と前記走査断面画像の時相とを同期させて、前記ボリュームレンダリング画像と前記走査断面画像とを前記表示ユニットに表示させる請求項 8 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 10】

前記制御プロセッサは、前記走査断面画像に関する走査断面の位置を示す位置インジケータを前記表示ユニットに表示させる請求項 6 乃至 9 のうちいずれか一項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

複数の走査断面それぞれに関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて前記複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の前記走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて M P R 画像を生成する機能と、

前記ボリュームデータに対して断面位置を指定する機能と、

前記指定された前記断面位置に対応する前記走査断面画像を表示ユニットに表示させ、前記断面位置に対応する前記走査断面画像が存在しない場合には、前記断面位置に対応する M P R 画像を前記表示ユニットに表示させ、前記表示ユニットに表示された画像が前記走査断面画像であるか前記断面位置に対応する M P R 画像であるかを区別できる情報を前記表示ユニットに表示させる機能と、

を実現させる超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模が X 線、C T、M R I など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断は X 線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

この様な超音波診断装置は、近年、X 線マンモグラフィ (X-ray mammography) と同様に乳癌の検診にも多く使用されている。また、超音波振動子が機械的に揺動するメカニカルプローブ (Mechanical probe) によって、ボリュームスキャン (Volume Scan) が可能になり、広範囲に渡るデータを一度に得られ、これを利用した新たな画像も得られるようになっている。

【0004】

超音波診断装置の代表的な画像として、例えば B モード断層像と 3 次元再構成像とがある。B モード像とは、従来から超音波診断装置の 2 次元断層像として用いられている映像モードであり、特に 7 M H z から 1 0 M H z といった高周波帯域での使用は、臓器の微細な形態を映像化可能である。特に近年、音波の非線形現象を用いたハーモニクイメージング (Harmonic Imaging) などの技術により、その空間分解能とコントラスト分解能はさらに向上している。一方、3 次元再構成画像を生成する場合には、例えばまず揺動走査 (一次元アレイプローブを煽り動作 (揺動) させながら超音波走査することで複数断面について超音波送受信を実行し、断面毎の画像データを取得するもの) によって取得された複数断面の画像データを用いて画像再構成することで、ボリュームデータを生成する。次い

10

20

30

40

50

で、得られたボリュームデータを用いたボリュームレンダリング処理等によって、3次元再構成画像が生成されることになる。この様な3次元再構成画像を用いることで、例えば臓器の概形の3次元把握や、体積計測といった多くの状況下において、良好な診断が可能になる。

【0005】

ところで、ボリュームデータを用いて生成される画像（例えばボリュームデータから1断面として切り出されるMPR画像やボリュームレンダリング（volume rendering: VR）画像等。以下「ボリュームデータ利用画像」と呼ぶ。）と、同じ断面を実際に超音波走査して取得されるエコー信号を用いたBモード断層像（以下「走査断面画像」と呼ぶ。）と比較した場合、ボリュームデータ利用画像の空間分解能やコントラスト分解能は、走査断面画像に比して低下する。これは、ボリュームデータ利用画像は、補間処理等を含む画像再構成処理を経由して生成されているためである。

10

【0006】

すなわち、例えば微細な構造の診断を行いたい等場合には、画質の観点から走査断面画像は格段に優れており、一方で、ボリュームデータ利用画像は十分でない場合がある。しかしながら、従来の超音波診断装置では、揺動走査によって取得された走査断面画像を、（再構成処理を経由しないで）そのまま表示する機能はなく、また、揺動走査によって取得された走査断面画像とボリュームデータ利用画像とを選択的に或いは同時に表示することもできない。さらに、再構成処理においては座標変換等の処理が施される。このため、図12に示すように、再構成前の（すなわち実際の超音波走査時の）所定断面の位置は、再構成によって得られたボリュームデータ上の同じ位置の断面（A面）に単純には対応しない。従って、例えば操作者が超音波走査時の断面位置を手がかりとして、ボリュームデータから所望する断面（例えば、診断対象となる微細な構造物を含む断面）を切り出すことは困難な場合がある。

20

【0007】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、空間分解能とコントラスト分解能に優れたBモード画像とボリュームデータを用いて生成される画像とを区別し、所望のタイミングで選択的に表示、或いは対応付けて所定の形態で表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

ところで、ボリュームデータを用いて生成される画像（例えばボリュームデータから1断面として切り出されるMPR画像やボリュームレンダリング（volume rendering: VR）画像等。以下「ボリュームデータ利用画像」と呼ぶ。）と、同じ断面を実際に超音波走査して取得されるエコー信号を用いたBモード断層像（以下「走査断面画像」と呼ぶ。）と比較した場合、ボリュームデータ利用画像の空間分解能やコントラスト分解能は、走査断面画像に比して低下する。これは、ボリュームデータ利用画像は、補間処理等を含む画像再構成処理を経由して生成されているためである。

【0009】

すなわち、例えば微細な構造の診断を行いたい等場合には、画質の観点から走査断面画像は格段に優れており、一方で、ボリュームデータ利用画像は十分でない場合がある。しかしながら、従来の超音波診断装置では、揺動走査によって取得された走査断面画像を、（再構成処理を経由しないで）そのまま表示する機能はなく、また、揺動走査によって取得された走査断面画像とボリュームデータ利用画像とを選択的に或いは同時に表示することもできない。さらに、再構成処理においては座標変換等の処理が施される。このため、図12に示すように、再構成前の（すなわち実際の超音波走査時の）所定断面の位置は、再構成によって得られたボリュームデータ上の同じ位置の断面（A面）に単純には対応しない。従って、例えば操作者が超音波走査時の断面位置を手がかりとして、ボリュームデータから所望する断面（例えば、診断対象となる微細な構造物を含む断面）を切り出すこ

40

50

とは困難な場合がある。

【0010】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、空間分解能とコントラスト分解能に優れたBモード画像とボリュームデータを用いて生成される画像とを区別し、所望のタイミングで選択的に表示、或いは対応付けて所定の形態で表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0012】

請求項1に記載の発明は、複数の走査断面それぞれに関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて前記複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の前記走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいてMPR画像を生成する画像生成ユニットと、前記ボリュームデータに対して断面位置を指定できる入力ユニットと、前記入力ユニットを介して指定された前記断面位置に対応する前記走査断面画像を表示ユニットに表示させ、前記断面位置に対応する前記走査断面画像が存在しない場合には、前記断面位置に対応するMPR画像を前記表示ユニットに表示させ、前記表示ユニットに表示された画像が前記走査断面画像であるか前記断面位置に対応するMPR画像であるかを区別できる情報を前記表示ユニットに表示させる制御プロセッサと、を具備する超音波診断装置である。

10

20

【0013】

請求項6に記載の発明は、複数の走査断面それぞれに関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて前記複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の前記走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいてMPR画像を生成する画像生成ユニットと、前記ボリュームデータに対して断面位置を指定できる入力ユニットと、前記入力ユニットを介して指定された前記断面位置に対応する前記走査断面画像を表示ユニットに表示させ、前記断面位置に対応する前記走査断面画像が存在しない場合には、前記断面位置に対応するMPR画像を前記表示ユニットに表示させ、前記表示ユニットに表示された画像が前記走査断面画像であるか前記断面位置に対応するMPR画像であるかを区別できる情報を前記表示ユニットに表示させる制御プロセッサと、を具備する超音波画像処理装置である。

30

【0014】

請求項11に記載の発明は、コンピュータに、複数の走査断面それぞれに関する超音波走査によって得られたエコー信号に基づいて前記複数の走査断面それぞれに対応する走査断面画像を生成し、複数の前記走査断面画像のデータに基づいてボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいてMPR画像を生成する機能と、前記ボリュームデータに対して断面位置を指定する機能と、前記指定された前記断面位置に対応する前記走査断面画像を表示ユニットに表示させ、前記断面位置に対応する前記走査断面画像が存在しない場合には、前記断面位置に対応するMPR画像を前記表示ユニットに表示させ、前記表示ユニットに表示された画像が前記走査断面画像であるか前記断面位置に対応するMPR画像であるかを区別できる情報を前記表示ユニットに表示させる機能と、を実現させる超音波画像処理プログラムである。

40

【発明の効果】

【0015】

以上本発明によれば、空間分解能とコントラスト分解能に優れたBモード画像とボリュームデータを用いて生成される画像とを区別し、所望のタイミングで選択的に表示、或いは対応付けて所定の形態で表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

50

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、走査断面画像・ポリウムデータ利用画像対応表示機能に従う処理の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、ポリウムレンジリング画像における走査断面画像の位置を示す情報（位置マーカ）を含んだ走査断面位置付き V R 画像の一例を示した図である。

【図 4】図 4 は、モニター 1 4 に走査断面画像、走査断面位置付き V R 画像、位置インジケータを並列表示する例を示している。

【図 5】図 5 は、走査断面画像と、ポリウムデータから生成される M P R 画像（B 面、C 面）と、走査断面位置、B 面、C 面の各位置を示す位置マーカを含む走査断面位置付き V R 画像を並列表示した例を示している。

10

【図 6】図 6 は、走査断面画像と、当該走査断面画像に直交する二断面に関する M P R 画像と、走査断面位置、各 M P R 画像のそれぞれの位置を示す位置マーカを含む走査断面位置付き V R 画像を並列表示した例を示している。

【図 7】図 7 は、マルチビュー表示された複数の M P R 画像（A 面画像）を示した図である。

【図 8】図 8 は、選択された走査断面画像が含まれるポリウムデータの走査断面画像表示領域の概念図である。

【図 9】図 9 は、抽出した走査断面画像表示領域のデータを用いて走査断面位置付き V R 画像と、当該走査断面画像表示領域内に含まれる走査断面画像とを並列表示した例を示している。

20

【図 1 0】図 1 0 は、ポリウムデータを用いて生成された厚み付き C モード画像を示した図である。

【図 1 1】図 1 1 は、抽出した走査断面画像表示領域のデータを用いて走査断面位置付き V R 画像と、当該走査断面画像表示領域内に含まれる走査断面画像とを並列表示した例を示している。

【図 1 2】図 1 2 は、再構成前の走査断面の位置と、再構成によって得られたポリウムデータ上の同じ位置の断面（A 面）との位置関係を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 7】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。また、各実施形態においては説明を具体的とするため、診断対象は乳房であるとする。しかしながら、これに拘泥されることなく、本発明に係る技術的思想は、乳房以外の所定の臓器、例えば肝臓、膵臓等に対しても有効である。

30

【0 0 1 8】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1、装置本体 1 1 に接続される超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、装置本体に内蔵される超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドブラ処理ユニット 2 4、画像生成ユニット 2 5、画像メモリ 2 6、画像合成ユニット 2 7、制御プロセッサ（C P U）2 8、記憶ユニット 2 9、インタフェースユニット 3 0 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

40

【0 0 1 9】

超音波プローブ 1 2 は、超音波送受信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有している。当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信され

50

た超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0020】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ12は、説明を具体的にするため、所定方向に配列された複数の超音波振動子を当該配列方向に垂直な方向に沿って機械的に揺動させながら超音波走査可能な揺動プローブであるとする。

【0021】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操

10

【0022】

モニター14は、画像生成ユニット25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0023】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間

20

【0024】

なお、超音波送信ユニット21は、制御プロセッサ28の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0025】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

【0026】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23からの信号を反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。この時、エッジ強調や時間平滑化、空間平滑化など、種々の画像フィルタも施され、ユーザの好みに応じた画質を提供できるようになっている。

40

【0027】

ドプラ処理ユニット24は、送受信ユニット21から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター14にカラー表示される。

【0028】

画像生成ユニット25は前記の他、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代

50

表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。また、画像生成ユニット25は、専用プロセッサや画像データを格納する記憶メモリ等を搭載しており、これらを用いた座標変換処理、補間処理等により3ボリュームデータの再構成処理を行う。さらに、画像生成ユニット25は、入力置13からの指示に应答して、走査断面画像、ボリュームデータ利用画像(MPR画像、ボリュームレンダリング画像等)を生成する。なお、当該画像生成ユニット25に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0029】

画像メモリ26は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ26に記憶されている画像を連続表示(シネ表示)することで、超音波動画像を表示することも可能である。

10

【0030】

画像合成ユニット27は、画像生成ユニット25から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター14に出力する。また、画像合成ユニット27は、ボリュームレンダリング画像における走査断面画像の位置を示す情報を含む走査断面位置付きVR画像を生成する。

【0031】

制御プロセッサ28は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御ユニットである。制御プロセッサ28は、記憶ユニット29から画像生成・表示等を実行するための制御プログラム、後述する走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能を実現するための専用プログラム等を読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

20

【0032】

記憶ユニット29は、送受信条件、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報(患者ID、医師の所見等)、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、後述する走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能を実現するための専用プログラム、各フレームに対応する走査断面画像、ボリュームデータ、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ26中の画像の保管などにも使用される。内部記憶ユニット29のデータは、インタフェースユニット30を經由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

30

【0033】

インタフェースユニット30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置(図示せず)に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、当該インタフェースユニット30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0034】

(走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能)

次に、本超音波診断装置1の走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能について説明する。本機能は、一次元アレイプローブを煽り動作させながらの超音波走査、或いは二次元アレイプローブを用いての超音波走査によって得られる現実の走査断面(単数でも複数でもよい)に対応するBモード画像である走査断面画像と、ボリュームデータを用いて生成されるボリュームデータ利用画像(ボリュームレンダリング画像、MPR画像等)とを対応付けて、同時に又は選択的に任意のタイミングで表示するものである。なお、以下においては、説明を具体的にするため、超音波プローブ12として一次元アレイプローブを用い、これを煽り動作させながら超音波走査して、複数の断面に対応するBモード画像を取得する場合を例とする。

40

【0035】

図2は、本走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能に従う処理(走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示処理)の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップの処理の内容について説明する。

50

【 0 0 3 6 】

[患者情報・送受信条件等の入力受、揺動走査：ステップ S 1、ステップ S 2]

まず、入力装置 1 3 を介して患者情報、送受信条件（焦点深さ、送信電圧、揺動範囲等）等が入力されると、制御プロセッサ 2 8 は、各種情報、条件を記憶ユニット 2 9 に記憶する（ステップ S 1）。次に、制御プロセッサ 2 8 は、超音波プローブ 1 2 の超音波振動子列を当該配列方向に垂直な方向に揺動させながら、複数の揺動角度（揺動位置）に対応する各断面に超音波を送信し、各断面からのエコー信号を取得する超音波走査（揺動走査）を繰り返し実行する（ステップ S 2）。当該揺動走査により、各時刻に対応した複数断面に関するエコー信号が取得される。

【 0 0 3 7 】

[走査断面画像の生成：ステップ S 3]

ステップ S 2 において取得された各断面毎のエコー信号は、超音波受信ユニット 2 2 を経由して B モード処理ユニット 2 3 に送られる。B モード処理ユニット 2 3 は、対数増幅処理、包絡線検波処理等を実行し、信号強度が輝度で表現される輝度データを生成する。画像生成ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3 から受け取った輝度データを用いて、各走査断面に対応する 2 次元画像（走査断面画像）を生成する（ステップ S 3）。

【 0 0 3 8 】

[ポリュームデータ、位置対応情報の生成：ステップ S 4]

画像生成ユニット 2 5 は、生成された複数の走査断面画像データに対して実際の空間座標系（すなわち、複数の走査断面画像データが定義される座標系）からポリュームデータ空間座標系への座標変換を実行し補間処理を行うことで、ポリュームデータを再構成する。また、画像生成ユニット 2 5 は、複数の走査断面画像データとポリュームデータとの位置の対応関係を示す情報（位置対応情報）を生成する（ステップ S 4）。なお、この位置対応情報は、上記座標変換の前後関係に基づいて生成することができる。生成された走査断面画像データ、ポリュームデータ、位置対応情報は、記憶ユニット 2 9 に記憶される。

【 0 0 3 9 】

[ポリュームデータ利用画像の生成：ステップ S 5]

画像生成ユニット 2 5 は、生成されたポリュームデータを用いて、ポリュームレンダリング画像、MPR 画像等のポリュームデータ利用画像を生成する（ステップ S 5）。

【 0 0 4 0 】

[走査断面画像 / ポリュームレンダリング画像等の表示：ステップ S 6]

次に、例えばポリュームレンダリング画像を表示した状態で、入力装置 1 3 を介して走査断面画像の表示が指示されると、制御プロセッサ 2 8 は、走査断面画像、ポリュームレンダリング画像等を表示するための制御を実行する。

【 0 0 4 1 】

すなわち、画像合成ユニット 2 7 は、制御プロセッサ 2 8 からの制御に従って、位置対応情報とポリュームレンダリング画像とを用いて、ポリュームレンダリング画像における走査断面画像の位置を示す情報を含む走査断面位置付き VR 画像を生成する。さらに、画像合成ユニット 2 7 は、必要に応じて、揺動方向における走査断面（画像）の位置を示すインジケータ（位置インジケータ）を生成する。制御プロセッサ 2 8 は、設定に応じて、生成された走査断面画像、ポリュームデータ利用画像、対応付け画像、位置カラーバーをモニター 1 4 に表示する（ステップ S 6）。このときの表示形態は、種々のものか考えられる。以下、表示形態のバリエーションについて、以下実施例に従って説明する。

【 0 0 4 2 】

（実施例 1）

本実施例に係る表示形態は、任意の走査断面画像と、ポリュームデータ利用画像としての任意のポリュームレンダリング画像と、を、入力装置 1 3 を介して入力された指示に従って所望のタイミングで切り換えて選択的に（例えば交互に）表示するものである。制御プロセッサ 2 8 は、選択された任意の走査断面画像、ポリュームデータ利用画像を、任意のタイミングで表示するように、画像生成ユニット 2 5、画像合成ユニット 2 7、モニタ

10

20

30

40

50

ー 1 4 を制御する。また、各画像は、単独で、或いはマルチビュー表示する事も可能である。

【 0 0 4 3 】

(実施例 2)

ポリウムレンダリング画像と走査断面画像とは、位置対応情報によって互いの位置関係が対応付けられている。本実施例に係る表示形態は、ポリウムデータ利用画像としてのポリウムレンダリング画像と、走査断面画像とを選択的に(交互に)切り換えて表示する際に、位置の近いものを自動的に選択し表示するものである。

【 0 0 4 4 】

例えば、例えばポリウムレンダリング画像を表示した状態で、入力装置 1 3 を介して走査断面画像の表示が指示され、さらに入力装置 1 3 を介して所望する位置が指定される。制御プロセッサ 2 8 は、当該各指示に応答して、指定された位置に対応する走査断面画像を記憶ユニット 2 9 から読み出し、ポリウムレンダリング画像から切り替えて表示する。一方、指定された位置に対応する走査断面画像が存在しない場合には、制御プロセッサ 2 8 は、ポリウムデータを用いて当該位置に関する M P R 画像を生成し、ポリウムレンダリング画像から切り替えて生成した M P R 像を表示する。

10

【 0 0 4 5 】

なお、ポリウムレンダリング画像を表示する場合には、例えば図 3 に示すように、ポリウムレンダリング画像における走査断面画像の位置を示す情報(位置マーカ)を含んだ走査断面位置付き V R 画像を表示するようにしてもよい。この走査断面位置付き V R 画像上の位置マーカの位置を指定すると、位置マーカに対応する走査断面画像が表示され、また、位置マーカ以外の位置を指定すると、指定された位置に対応する走査断面画像が表示される。なお、表示された超音波画像が走査断面画像であるかポリウムデータから生成された M P R 画像であるかを区別するための情報を、同時に表示することが好ましい。

20

【 0 0 4 6 】

この様な対応付け画像であれば、操作者は、走査断面画像が存在する断面位置と存在しない断面位置(すなわち、M P R 画像として表示される断面位置)とを、明確且つ迅速に視認することができる。

【 0 0 4 7 】

さらに、走査断面位置付き V R 画像を表示する場合、図 3 に示すように、揺動方向における走査断面の位置を示す位置インジケータを表示するようにしてもよい。この位置インジケータにより、操作者は揺動方向における走査断面の位置を、直観的且つ迅速に視認することができる。

30

【 0 0 4 8 】

(実施例 3)

本実施例に係る表示形態は、走査断面画像とポリウムデータ利用画像としての走査断面位置付き V R 画像とを並列表示するものである。

【 0 0 4 9 】

図 4 は、本実施例 3 に係る表示形態を示した図であり、モニター 1 4 に走査断面画像、走査断面位置付き V R 画像、位置インジケータを並列表示する例を示している。走査断面画像、走査断面位置付き V R 画像については、リアルタイム動画表示、シネ表示、静止画表示のいずれであってもよい。なお、本実施形態では、診断対象が乳房である場合を想定している。しかしながら、例えば心臓等の周期的運動を行う臓器等が診断対象である場合には、走査断面画像と走査断面位置付き V R 画像との間において、時相を同期させながら表示されることになる。

40

【 0 0 5 0 】

(実施例 4)

本実施例に係る表示形態は、走査断面画像と、ポリウムデータにおいて定義される直交三段のうち二断面(例えば B 面、C 面)に対応する二つの M P R 画像と、走査断面位置付き V R 画像とを並列表示する例である。

50

【 0 0 5 1 】

図 5 は、本実施例 4 に係る表示形態を示した図であり、走査断面画像と、ポリウムデータから生成される M P R 画像（ B 面、 C 面）と、走査断面位置、 B 面、 C 面の各位置を示す位置マーカを含む走査断面位置付き V R 画像を並列表示した例を示している。このような表示形態によれば、高い空間分解能とコントラスト分解能とを有する走査断面画像と、 B 面、 C 面に対応する二つの M P R 画像とを、位置関係を確認しながら同時に観察することができる。

【 0 0 5 2 】

なお、 B 面、 C 面に対応する各 M P R 画像には、同図に示すように、走査断面画像がポリウムの上面（超音波プローブと最も近い面）と交わる線を含み C 面に垂直となる面（ここでは「 A ' 面」と呼ぶ）の位置と走査断面画像の位置とを、例えば角度で表示する。操作者は、 B 面、 C 面に対応する各 M P R 画像に示された A ' 面の位置と走査断面画像の位置との関係から、揺動のあおりの度合を迅速且つ簡便に視認することができる。

【 0 0 5 3 】

（実施例 5）

本実施例に係る表示形態は、走査断面画像と、ポリウムデータから生成され走査断面画像に直交する二断面に対応する二つの M P R 画像と、走査断面位置付き V R 画像とを並列表示する例である。

【 0 0 5 4 】

図 6 は、本実施例 5 に係る表示形態を示した図であり、走査断面画像と、当該走査断面画像に直交する二断面に関する M P R 画像と、走査断面位置、各 M P R 画像のそれぞれの位置を示す位置マーカを含む走査断面位置付き V R 画像を並列表示した例を示している。このような表示形態によれば、高い空間分解能とコントラスト分解能とを有する走査断面画像と、当該走査断面画像に直交する二つの M P R 画像とを、位置関係を確認しながら同時に観察することができる。

【 0 0 5 5 】

（実施例 6）

本実施例に係る表示形態は、 M P R 画像又は走査断面画像のマルチビュー表示（多断面並列表示）を利用して、詳細に検討したい走査断面画像が含まれるポリウムデータの領域（走査断面画像表示領域）を抽出し、当該走査断面画像表示領域内に含まれる走査断面画像、及び抽出された走査断面画像表示領域に対応する走査断面位置付き V R 画像を並列表示するものである。

【 0 0 5 6 】

図 7 は、マルチビュー表示された複数の M P R 画像（ A 面画像）を示した図である。操作者は、この様にマルチビュー表示された走査断面画像の中から、詳細に検討したい画像を入力装置 1 3 を介して選択する。この画像の選択については、例えば走査断面画像表示領域の両端に対応する二つの A 面を選択する、或いは走査断面画像表示領域の中心となる画像を選択する等の手法を採用することができる。制御プロセッサ 2 8 は、選択された走査断面画像が含まれるポリウムデータの走査断面画像表示領域を図 8 に示すように抽出し、当該抽出した走査断面画像表示領域のデータを用いて走査断面位置付き V R 画像を生成すると共に、当該走査断面画像表示領域に含まれる走査断面画像を表示する。

【 0 0 5 7 】

図 9 は、本実施例 6 に係る表示形態を示した図である。同図に示すように、抽出した走査断面画像表示領域のデータを用いて走査断面位置付き V R 画像と、当該走査断面画像表示領域内に含まれる走査断面画像とが並列表示される。また、位置インジケータには、抽出された走査断面画像表示領域の範囲が示される。操作者は、走査断面位置付き V R 画像に含まれる走査断面画像に対応する位置マーカを入力装置 1 3 から選択することで、所望する走査断面画像に切替表示することができる。

【 0 0 5 8 】

（実施例 7）

10

20

30

40

50

本実施例に係る表示形態は、厚み付きCモード画像を利用して、詳細に検討したい走査断面画像が含まれるボリュームデータの走査断面画像表示領域を抽出し、当該走査断面画像表示領域内に含まれる走査断面画像、及び抽出された走査断面画像表示領域に対応する走査断面位置付きVR画像を並列表示するものである。

【0059】

図10は、ボリュームデータを用いて生成された厚み付きCモード画像を示した図である。操作者は、この厚み付きCモード画像に対して、走査断面画像表示領域の揺動方向に関する抽出幅を入力装置13を介して選択する。この画像の選択については、例えば図10に示すように、走査断面画像表示領域の揺動方向に関する両端を選択する、或いは走査断面画像表示領域の中心となる位置を選択する等の手法を採用することができる。制御プロセッサ28は、選択された走査断面画像が含まれるボリュームデータの走査断面画像表示領域を図8に示すように抽出し、当該抽出した走査断面画像表示領域のデータを用いて走査断面位置付きVR画像を生成すると共に、当該走査断面画像表示領域に含まれる走査断面画像を表示する。

10

【0060】

図11は、本実施例7に係る表示形態を示した図である。同図に示すように、抽出した走査断面画像表示領域のデータを用いて走査断面位置付きVR画像と、当該走査断面画像表示領域内に含まれる走査断面画像とが並列表示される。また、実施例5と同様に、走査断面位置付きVR画像に含まれる走査断面画像に対応する位置マーカを入力装置13から選択することで、所望する走査断面画像に切替表示することができる。

20

【0061】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0062】

本超音波診断装置によれば、走査断面画像とボリュームデータ利用画像とを所望のタイミングで切り替えることができ、また、選択的に、或いは同時に表示することもできる。従って、例えばボリュームレンダリング画像や走査断面位置付きVR画像によって臓器の全体的な把握を簡便に行いながら、所望のタイミングで所望の位置についての走査断面画像を観察することができる。その結果、操作者は、例えば特に詳細な画像観察が必要な部位については、空間分解能とコントラスト分解能に優れた走査断面画像を選択し観察することで、より質の高い画像診断を実現することができる。

30

【0063】

また、本超音波診断装置によれば、ボリュームデータ利用画像を用いて詳細に画像診断すべき領域を指定し、当該指定された領域に含まれる走査断面画像を選択して表示することができる。従って、観察者は、迅速且つ正確に診断領域と当該診断領域に対応する走査断面画像とを選択することができる。その結果、画像診断時における観察者の作業負担を軽減させることができる。

【0064】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

40

【0065】

(1)本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0066】

(2)上記実施形態においては、走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機

50

能を超音波診断装置において実現する場合を例として説明した。しかしながら、これに拘泥されず、例えば走査断面画像に関するデータ、ボリュームデータ、位置対応情報を記憶ユニットに記憶しておき、超音波画像処理装置によって、走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能を事後的に実現するようにしてもよい。

【0067】

(3) 上記実施形態においては、図2に示した様に、走査断面画像とボリュームデータ、ボリュームデータ利用画像とを並列的に生成する場合を例とした。しかしながら、走査断面画像の生成タイミングは当該例に拘泥されない。例えば、走査断面画像の生データを記憶ユニット29にそのまま格納しておき、走査断面位置付きVR画像等のボリュームデータ利用画像に対する断面指定に应答して、その都度対応する断面に対応する生データを読み出し、走査断面画像を生成し表示するようにしてもよい。

10

【0068】

(4) 上記実施形態においては、超音波プローブが揺動プローブである場合を例に説明を行った。しかしながら、超音波プローブ12は揺動プローブに拘泥されず、2次元アレイプローブ(超音波振動子が2次元マトリックス状に配列されたプローブ)、マルチプレーンプローブ、手動で煽りながらの超音波走査が可能な1次元アレイプローブ等、複数の2次元画像データを収集することができるものであれば、どの様なものであってもよい。いずれのプローブであっても、走査断面画像とボリュームデータとの位置対応付けにより、記述の走査断面画像・ボリュームデータ利用画像対応表示機能を実現することができる。

20

【0069】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【0070】

以上本実施形態によれば、空間分解能とコントラスト分解能に優れたBモード画像とボリュームデータを用いて生成される画像とを区別し、所望のタイミングで表示画像を切り替えることができ、また、所望のタイミングで選択的に表示、或いは対応付けて所定の形態で表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

30

【0071】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0072】

以上本発明によれば、空間分解能とコントラスト分解能に優れたBモード画像とボリュームデータを用いて生成される画像とを区別し、所望のタイミングで選択的に表示、或いは対応付けて所定の形態で表示することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

40

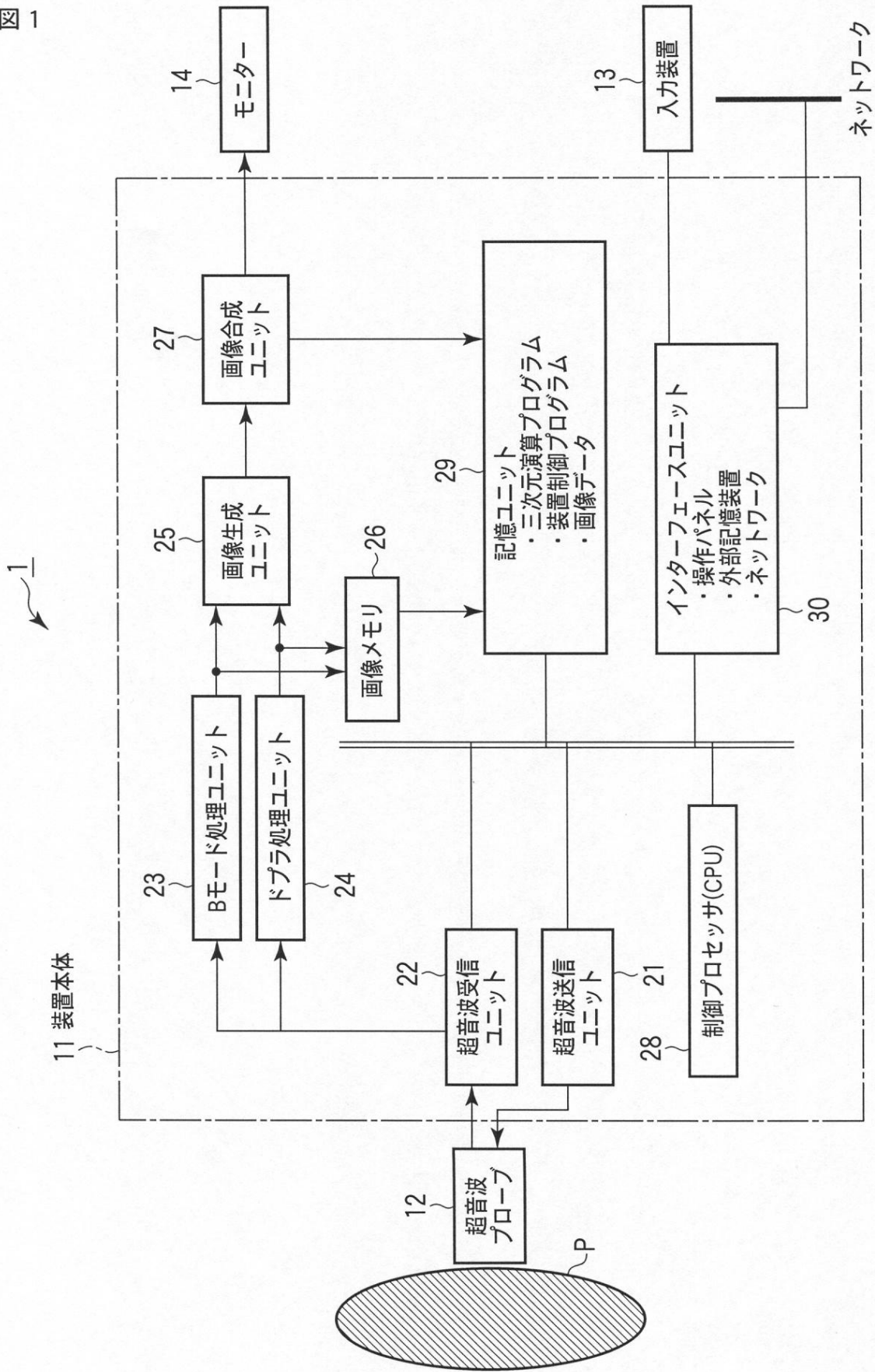
【符号の説明】

【0073】

1...超音波診断装置、11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドブラ処理ユニット、25...画像生成ユニット、26...画像メモリ、27...画像合成ユニット、28...制御プロセッサ(CPU)、29...記憶ユニット、30...インターフェースユニット

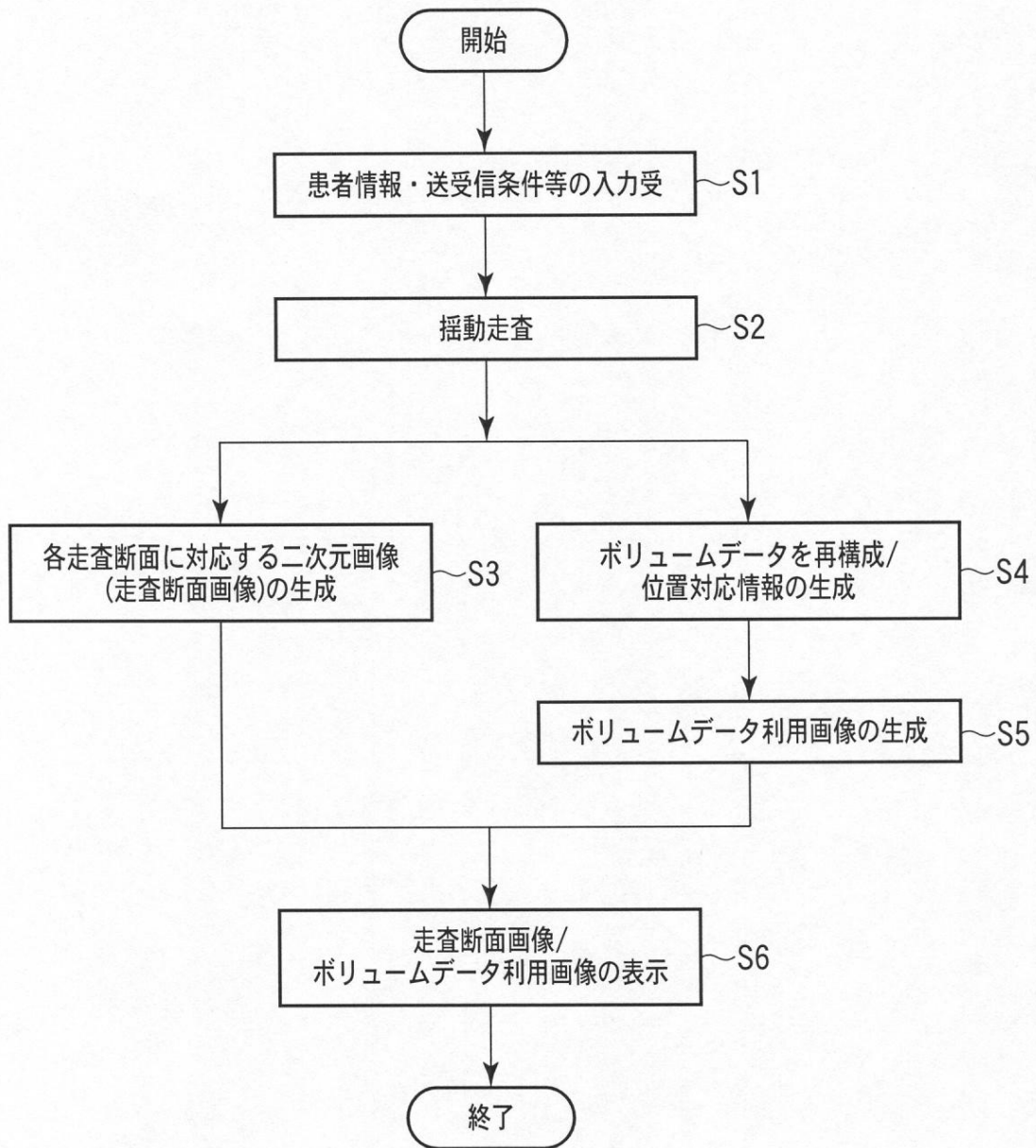
【図1】

図1



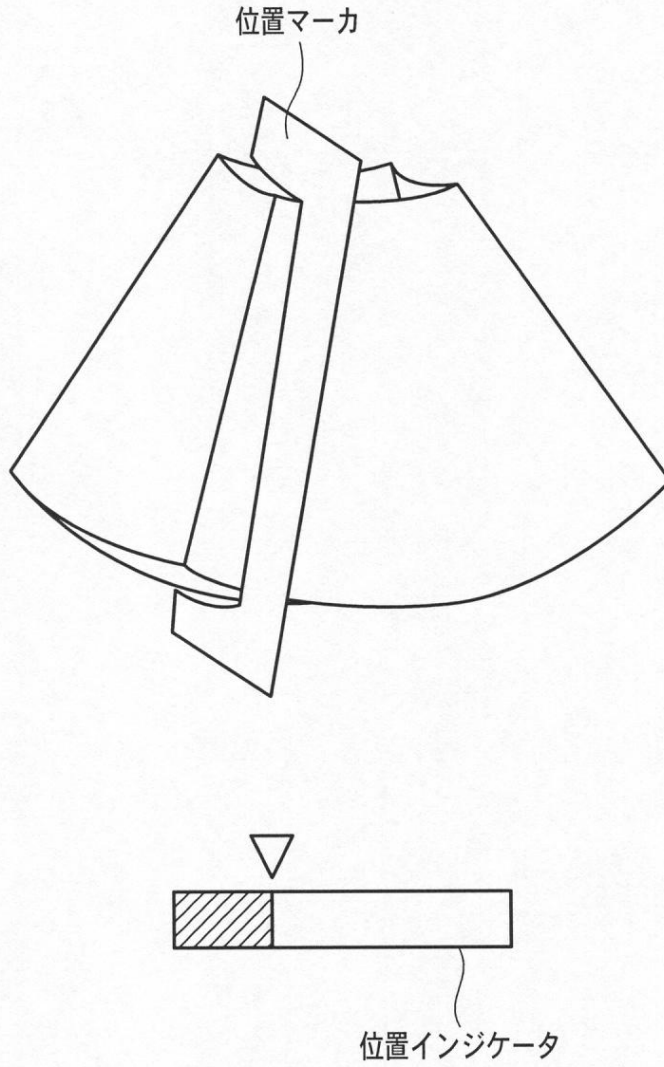
【図2】

図2



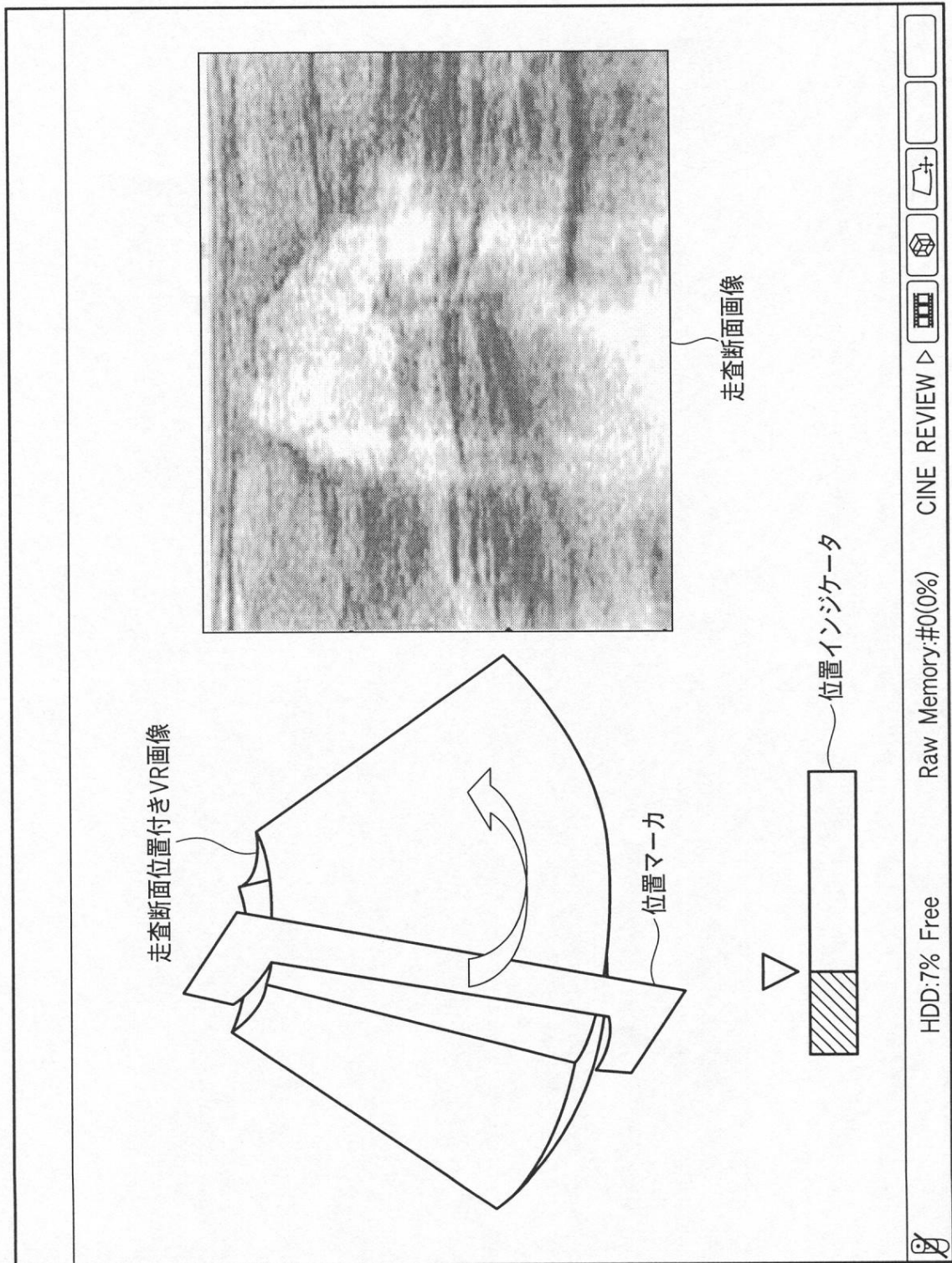
【図3】

図3



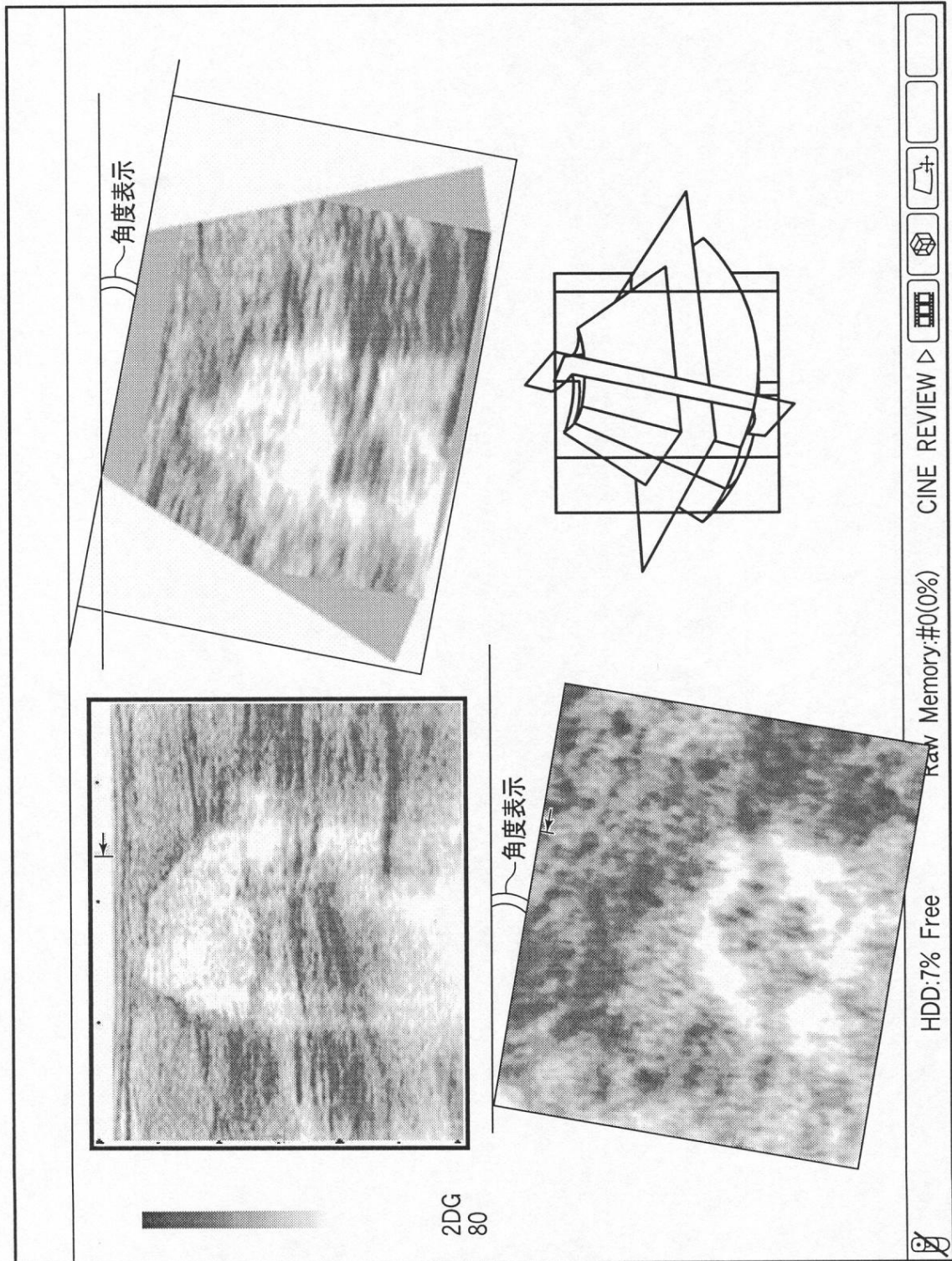
【 図 4 】

図 4



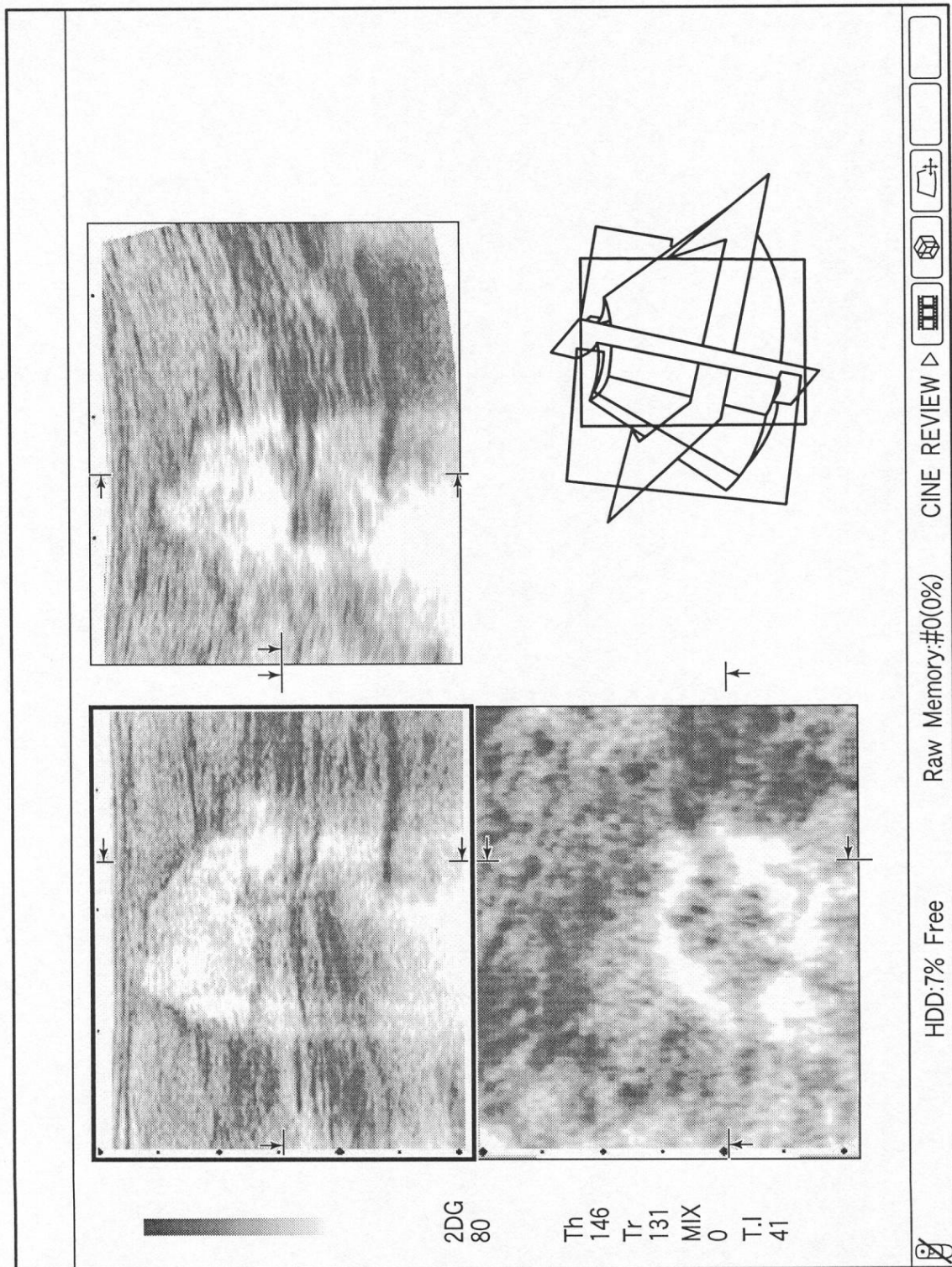
【图 5】

图 5



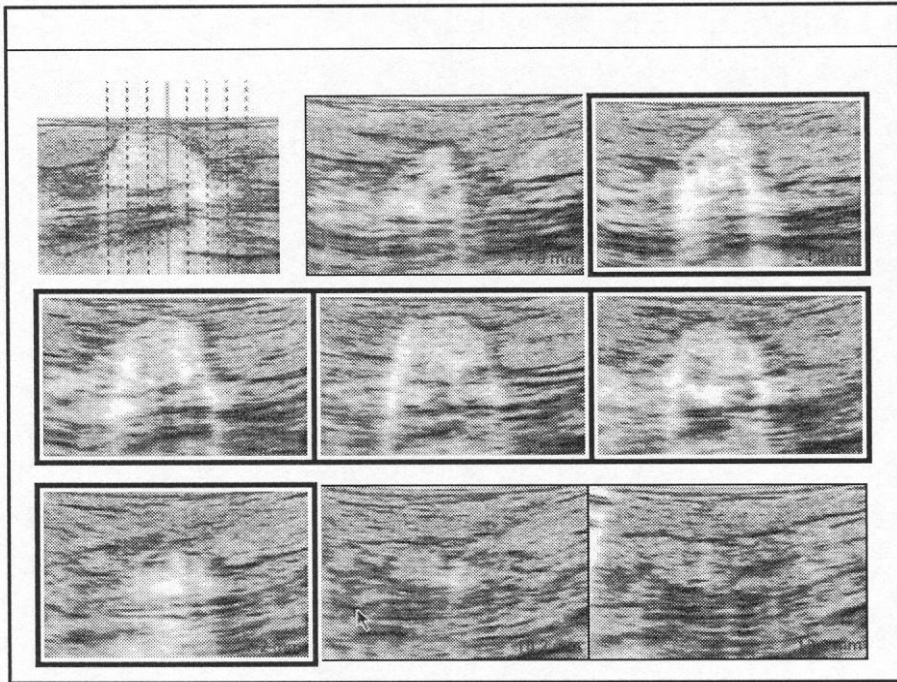
【 図 6 】

図 6



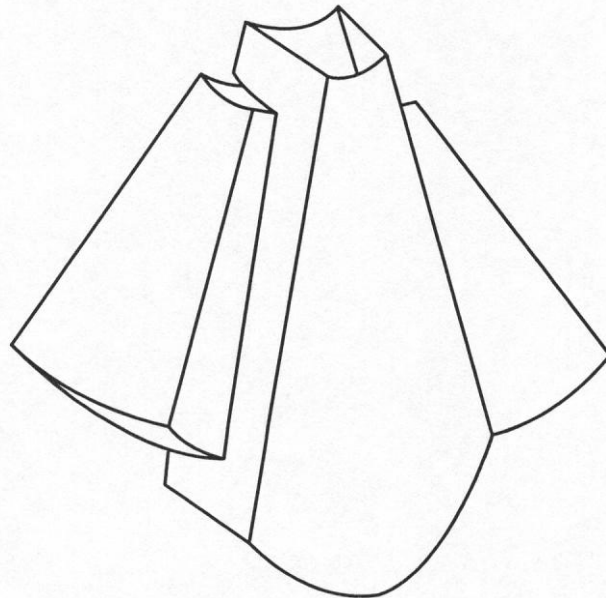
【 図 7 】

図 7



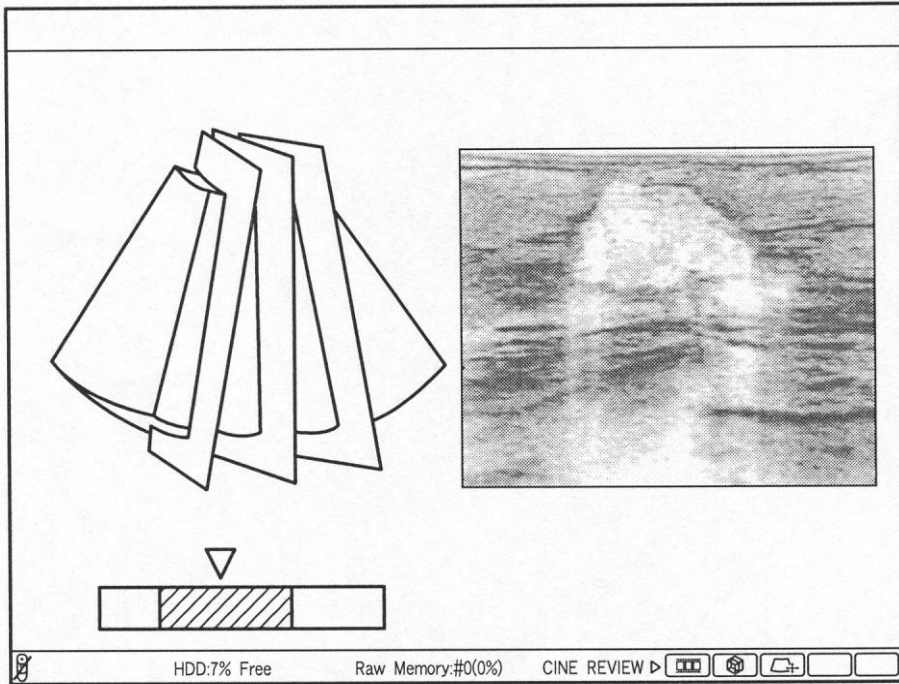
【 図 8 】

図 8



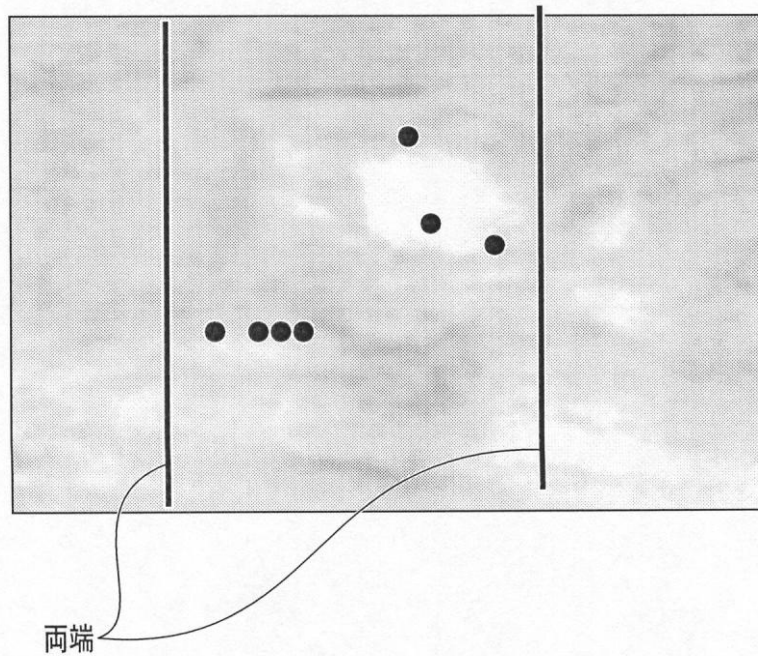
【 図 9 】

図 9



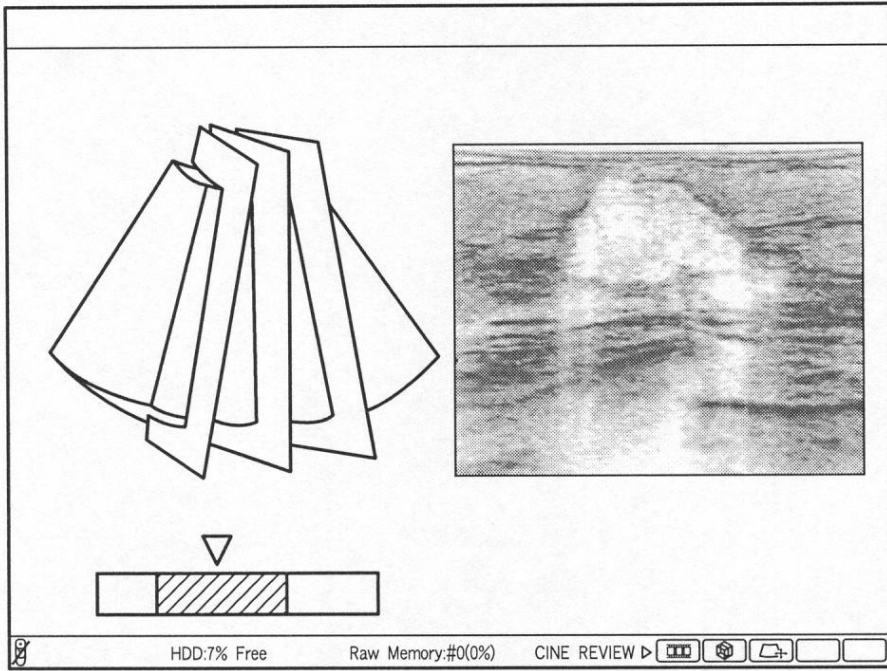
【 図 10 】

図 10



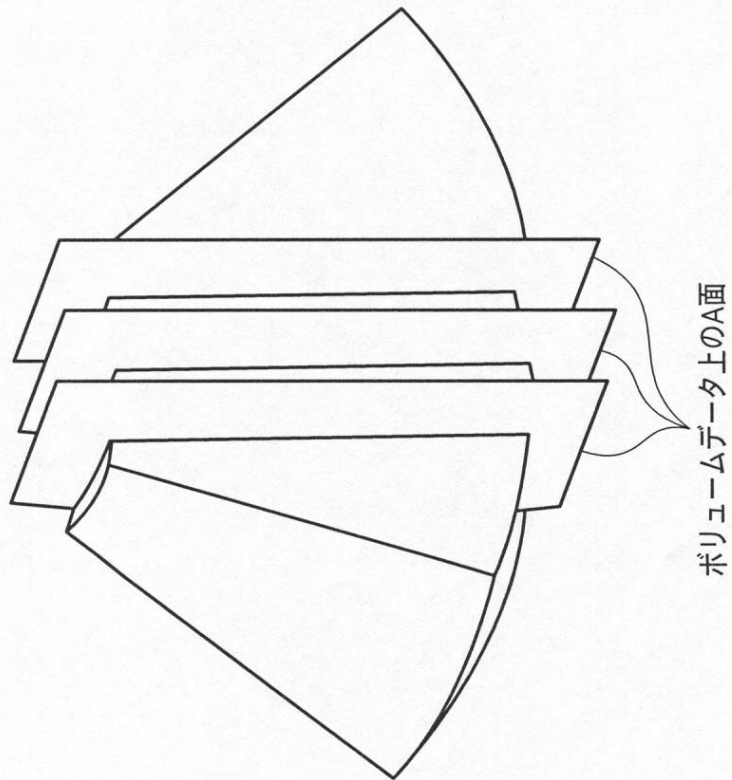
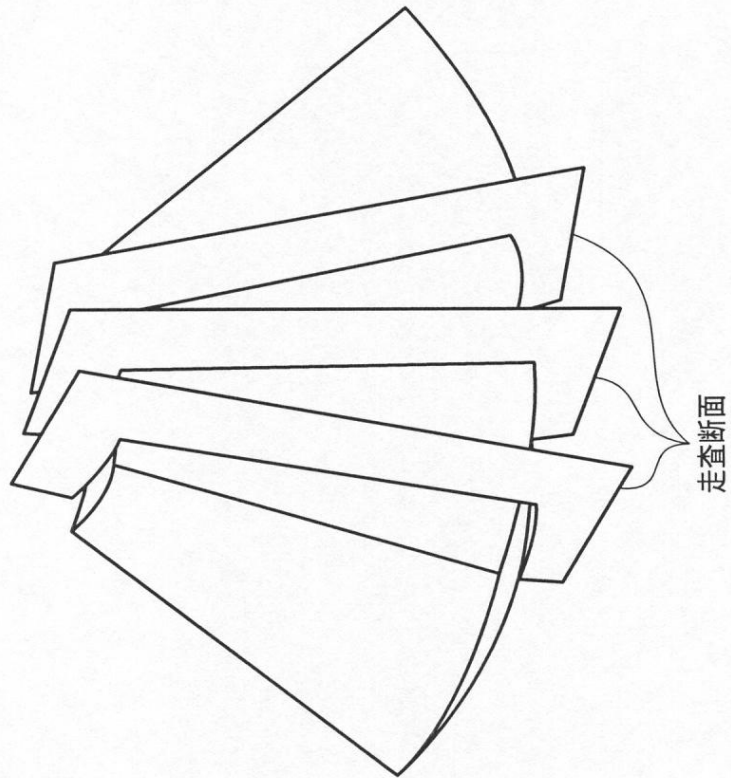
【 図 1 1 】

図 11



【図 12】

図 12



フロントページの続き

- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 岡村 陽子
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神山 直久
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 吉田 哲也
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

