

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4755514号
(P4755514)

(45) 発行日 平成23年8月24日 (2011. 8. 24)

(24) 登録日 平成23年6月3日 (2011. 6. 3)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006. 01)

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00 (2006. 01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 15/08 (2011. 01)

G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-82602 (P2006-82602)
 (22) 出願日 平成18年3月24日 (2006. 3. 24)
 (65) 公開番号 特開2007-252725 (P2007-252725A)
 (43) 公開日 平成19年10月4日 (2007. 10. 4)
 審査請求日 平成21年1月22日 (2009. 1. 22)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 村下 賢
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
 カ株式会社内
 審査官 富永 昌彦

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】

被検体を含む三次元空間内に超音波を送受波することによりエコーデータを取得する送受波手段と、

取得されたエコーデータで構成されるエコーデータ空間内において被検体を取り囲むように設定された関心領域とエコーデータ空間内のエコーデータとに基づいて、関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータを識別するはみ出し部分識別手段と、

関心領域内のエコーデータと関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータとに基づいて被検体の超音波画像を形成する画像形成手段と、

形成された超音波画像を表示する表示手段と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記はみ出し部分識別手段は、

エコーデータ空間内のエコーデータに対して二値化処理を施して高輝度部分のエコーデータを抽出する二値化処理部と、

高輝度部分のエコーデータに対してラベリング処理を施して被検体に対応したエコーデータを抽出する被検体抽出部と、

被検体に対応したエコーデータのうち前記関心領域からはみ出した被検体部分のエコー

10

20

データを抽出する欠如部分抽出部と、
を含み、

前記画像形成手段は、前記欠如部分抽出部によって抽出された被検体部分のエコーデータと前記関心領域内のエコーデータとに基づいて被検体の超音波画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記被検体は、母体内の胎児であり、
前記二値化処理部は、エコーデータ空間内のエコーデータに対して二値化処理を施して
羊水部分のエコーデータと羊水以外のエコーデータとを判別することにより、前記高輝度
部分のエコーデータとして羊水以外のエコーデータを抽出し、
前記被検体抽出部は、ラベリング処理によって羊水以外のエコーデータのうちから羊水
内の浮遊物を除去することにより、被検体である胎児に対応したエコーデータを抽出し、
前記欠如部分抽出部は、胎児に対応したエコーデータのうち前記関心領域からはみ出し
た胎児部分のエコーデータを抽出し、
前記画像形成手段は、欠如部分抽出部によって抽出された胎児部分のエコーデータと前
記関心領域内のエコーデータとに基づいて胎児の超音波画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記画像形成手段は、前記超音波画像としてボリュームレンダリング画像を形成する、
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、超音波診断装置に関し、特に関心領域を利用して被検体の超音波画像を形成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体を三次元的に表現した超音波画像としてボリュームレンダリング画像を形成する超音波診断装置が知られている（特許文献 1 参照）。この方法では、各透視線（レイ）上に存在する個々のエコーデータ（ボクセルデータ）に対して所定のボクセル演算が逐次実行されて各透視線ごとにボクセル演算の結果が算出され、複数の透視線に関するボクセル演算の結果値の集合として三次元画像（ボリュームレンダリング画像）が形成される。こうして形成されるボリュームレンダリング画像は、例えば、胎児などの診断に大きく貢献している。

【0003】

胎児は、エコー値が比較的小さい羊水内に存在する。そして、ボリュームレンダリング法では、エコー値の小さいボクセルはボクセル演算の結果に反映されにくい。そのため、ボリュームレンダリング画像には、胎児から得られるエコーが強く反映される。

【0004】

ところが、超音波を送受波する超音波探触子と胎児との間には、妊婦腹部の皮膚、脂肪層、筋肉、子宮、胎盤なども存在し、これらのエコー値も比較的大きいためボリュームレンダリング画像に反映されてしまう。そこで、胎児を鮮明に映し出すために関心領域（ROI）が利用される。なお、従来から関心領域に関する技術がいくつか提案されている（特許文献 2 など）。

【0005】

三次元的に得られるエコーデータ空間内において関心領域を設定し、その関心領域内のエコーデータに基づいてボリュームレンダリング画像を形成することにより、胎児を鮮明

に映し出した画像を得ることが可能になる。例えば、妊婦腹部の皮膚、脂肪層、筋肉、子宮、胎盤などを除去するように関心領域を設定し、羊水と羊水内に存在する胎児のみが含まれるように関心領域を設定することにより、胎児を鮮明に映し出したボリュームレンダリング画像を形成することが可能になる。

【0006】

【特許文献1】特許第2883584号公報

【特許文献2】特開2005-288153号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

胎児を対象とする関心領域は、例えば、子宮壁に沿うような好適な形状として、予め設定された台形状領域の位置や大きさをユーザが調整することによって設定される。しかしながら、どのように高精度に設定された関心領域であっても、関心領域の設定後に胎児が動いた場合などには、関心領域から胎児がはみ出してしまう可能性がある。

【0008】

関心領域から胎児がはみ出した状態で関心領域内のエコーデータでボリュームレンダリング画像を形成すると、そのはみ出した部分が欠如した胎児の画像が形成されてしまう。また、はみ出しを避けるために胎児が動く度に関心領域を再設定することは、ユーザ操作を煩わしくする。

【0009】

20

このような状況において、本願の発明者は、関心領域を設定するためのユーザ操作を煩わしくすることなく胎児などの画像が欠如することを防止する技術について研究を重ねてきた。

【0010】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、関心領域からはみ出した被検体部分を超音波画像内に取り込む技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、被検体を含む三次元空間内に超音波を送受波することによりエコーデータを取得する送受波手段と、取得されたエコーデータで構成されるエコーデータ空間内において被検体を取り囲むように設定された関心領域とエコーデータ空間内のエコーデータとに基づいて、関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータを識別するはみ出し部分識別手段と、関心領域内のエコーデータと関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータとに基づいて被検体の超音波画像を形成する画像形成手段と、形成された超音波画像を表示する表示手段と、を有することを特徴とする。

30

【0012】

前記構成では、はみ出し部分識別手段によって関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータが識別される。そのため、画像形成手段は、関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータを利用して、その被検体部分の画像を形成することができる。つまり、関心領域からはみ出した被検体部分を超音波画像内に取り込むことができる。これにより、例えば、関心領域から胎児がはみ出した場合でも、そのはみ出した部分に対応する画像の欠如が防止される。

40

【0013】

望ましい態様において、前記はみ出し部分識別手段は、エコーデータ空間内のエコーデータに対して二値化処理を施して高輝度部分のエコーデータを抽出する二値化処理部と、高輝度部分のエコーデータに対してラベリング処理を施して被検体に対応したエコーデータを抽出する被検体抽出部と、被検体に対応したエコーデータのうち前記関心領域からはみ出した被検体部分のエコーデータを抽出する欠如部分抽出部と、を含み、前記画像形成手段は、前記欠如部分抽出部によって抽出された被検体部分のエコーデータと前記関心領

50

域内のエコーデータとに基づいて被検体の超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

望ましい態様において、前記被検体は、母体内の胎児であり、前記二値化処理部は、エコーデータ空間内のエコーデータに対して二値化処理を施して羊水部分のエコーデータと羊水以外のエコーデータとを判別することにより、前記高輝度部分のエコーデータとして羊水以外のエコーデータを抽出し、前記被検体抽出部は、ラベリング処理によって羊水以外のエコーデータのうちから羊水内の浮遊物を除去することにより、被検体である胎児に対応したエコーデータを抽出し、前記欠如部分抽出部は、胎児に対応したエコーデータのうち前記関心領域からはみ出した胎児部分のエコーデータを抽出し、前記画像形成手段は、欠如部分抽出部によって抽出された胎児部分のエコーデータと前記関心領域内のエコーデータとに基づいて胎児の超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

10

【 0 0 1 5 】

望ましい態様において、前記画像形成手段は、前記超音波画像としてボリュームレンダリング画像を形成することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明により、関心領域からはみ出した被検体部分を超音波画像内に取り込むことが可能になる。これにより、例えば、関心領域から胎児がはみ出した場合でも、そのはみ出した部分に対応する画像の欠如が防止される。

【 発明を実施するための最良の形態 】

20

【 0 0 1 7 】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【 0 0 1 8 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 は、その全体構成を示す機能ブロック図である。本発明に係る超音波診断装置は、被検体から得られるエコーデータに基づいて被検体の超音波画像を形成する。診断対象となる被検体は、例えば、生体内の組織や母体内の胎児などである。そこで、本実施形態では、母体内の胎児を診断対象として説明する。ただし、本発明に係る超音波診断装置の診断対象は、胎児に限定されない。

【 0 0 1 9 】

30

超音波探触子 1 0 は、母体内の胎児に対して超音波を送受波する超音波プローブである。超音波探触子 1 0 は、図示しない複数の振動素子を備えており、三次元空間内に超音波ビームを形成する。また、複数の振動素子が電子的にあるいは機械的に制御され、超音波ビームを三次元空間内で走査することにより、三次元空間内（走査空間内）の全域から反射波（エコー）を取得する。

【 0 0 2 0 】

送受信部 1 2 は、超音波探触子 1 0 内の複数の振動素子を制御して送信ビームを形成し、それを三次元空間内で走査させる。また、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を整相加算処理して受信ビームを形成し、走査空間内の全域からエコーデータを取得する。このように、送受信部 1 2 は、送信ビームフォーマと受信ビームフォーマの機能を備えている。

40

【 0 0 2 1 】

三次元データメモリ 1 4 は、送受信部 1 2 から供給されるエコーデータを記憶するメモリである。三次元データメモリ 1 4 には、三次元空間内の全域から得られる複数のエコーデータ（複数のボクセルから得られるボクセルデータ）が各エコーデータの位置（ボクセルの位置）に対応したアドレスに記憶される。例えば、三次元空間が $x y z$ 直交座標系で表現され、各位置のエコー値（輝度値）がその位置の座標値に対応したアドレスに記憶される。ちなみに、読み出し制御部 3 4 によってアドレスが指定されることにより、指定されたアドレスのエコーデータが後段の各処理部へ出力される。

【 0 0 2 2 】

50

三次元データメモリ 14 に記憶されたエコーデータは、ゲート 28 を介して画像形成部 30 へ供給される。また、ゲート 28 を介さずに直接的に画像形成部 30 へ供給される経路もある。さらに、三次元データメモリ 14 に記憶されたエコーデータに対しては、二値化処理部 16 から合成部 26 において各種データ処理が施される。

【0023】

図 2 および図 3 は、二値化処理部 16 から合成部 26 において実行されるデータ処理を説明するための図である。図 2 および図 3 には、エコーデータから形成される画像の模式図が各処理段階ごとに示されている。図 2 および図 3 に示す画像の模式図は、三次元データ空間内のエコーデータの状態を示すものであり、これらの画像はモニタ 32 に表示されなくてもよい。もちろん、これらの画像をモニタ 32 に表示する構成でもよい。

10

【0024】

また、図 2 および図 3 には、図示の都合上、二次元画像による模式図を示しているが、本実施形態で扱われる実際のエコーデータは、三次元空間内の全域から得られて三次元データ空間を形成していることは先に説明したとおりである。以下、図 2 および図 3 を併用して、図 1 の二値化処理部 16 から合成部 26 までの各機能を説明する。

【0025】

図 2 (A) は、原データに対応した画像の模式図である。つまり、図 2 (A) は、三次元データメモリ 14 に記憶されたエコーデータから形成される画像に対応しており、子宮 52 内において羊水 54 に浮かぶ胎児 50 を模式的に示している。

【0026】

20

二値化処理部 16 は、図 2 (A) に対応した原データに対して二値化処理を施す。つまり、二値化処理部 16 は、三次元データメモリ 14 に記憶されたエコーデータに対して二値化処理を施す。二値化処理部 16 は、所定のしきい値と各エコーデータのエコー値とを比較し、三次元データ空間内の複数のエコーデータをエコー値（輝度値）の大きいエコーデータとエコー値の小さいエコーデータに分別する。しきい値は、羊水とその他の部分とを分離する大きさに設定される。これにより、三次元空間内の全域から得られる複数のエコーデータが、羊水に対応するエコーデータと羊水以外のエコーデータに分別される。

【0027】

この二値化処理に利用されるしきい値は、予め装置内に初期設定された値を利用してもよいし、複数のエコーデータのエコー値に基づいて装置が自動設定してもよいし、ユーザによって設定されてもよい。

30

【0028】

図 2 (B) は、二値化処理後のデータに対応した画像の模式図である。二値化処理によって、図 2 (B) に示すように羊水 54 に対応するエコーデータとその他の部分のエコーデータとに分離される。その他の部分には、羊水 54 に比べてエコー値の大きな組織部分が含まれる。つまり、その他の部分は、胎児 50、子宮 52、羊水 54 内に浮遊する浮遊物 56 などによって構成される。

【0029】

胎児抽出部 18 は、図 2 (B) の画像から胎児 50 に対応した部分を抽出する。その抽出処理には、ラベリング処理が利用される。つまり、二値化処理によって抽出された羊水以外の部分（高輝度部分）の複数のエコーデータを、三次元データ空間内において、空間的に接続したエコーデータの塊に分離する。これにより、三次元データ空間内の高輝度部分のエコーデータが、接続したエコーデータの塊で構成される孤立エコー群を単位として、複数の孤立エコー群に分離される。

40

【0030】

そして、分離された複数の孤立エコー群の各々には、ラベリング番号が付与される。例えば、図 2 (B) の画像のうち、胎児 50 と子宮 52 で構成される孤立エコー群にラベリング番号「1」が付与され、二つの浮遊物 56 の各々にラベリング番号「2」と「3」が付与される。胎児抽出部 18 は、ラベリング番号が付与された複数の孤立エコー群のうちから胎児 50 を選択する。

50

【 0 0 3 1 】

つまり、図 2 (B) の画像のうち、胎児 5 0 と子宮 5 2 で構成される一塊の孤立エコー群を選択する。胎児抽出部 1 8 は、例えばユーザの選択操作に応じて胎児 5 0 と子宮 5 2 で構成される孤立エコー群を決定してもよいし、あるいは、胎児 5 0 が画像の中心付近に位置することを前提として画像の中心のエコーデータを含む孤立エコー群を選択してもよい。また、孤立ボクセル群のうちで最も体積値が大きい孤立ボクセル群を胎児 5 0 と子宮 5 2 で構成される孤立エコー群とみなしてもよい。

【 0 0 3 2 】

さらに、胎児抽出部 1 8 は、胎児 5 0 と子宮 5 2 で構成される孤立エコー群を残して、他の孤立エコー群をノイズ成分とみなして除去する。これにより、図 2 (C) に示すように、胎児 5 0 と子宮 5 2 で構成される孤立エコー群のみが残る。

10

【 0 0 3 3 】

なお、図 2 (B) では、胎児 5 0 と子宮 5 2 が接触しているため、胎児 5 0 と子宮 5 2 が一塊の孤立エコー群として抽出される。これに対し、胎児 5 0 と子宮 5 2 が接触していなければ、胎児 5 0 と子宮 5 2 はそれぞれ独立の孤立エコー群として抽出される。この場合、胎児抽出部 1 8 は、胎児 5 0 の孤立エコー群を選択する。したがって、その場合には胎児 5 0 の孤立エコー群のみが残されることになる。

【 0 0 3 4 】

胎児抽出部 1 8 によって胎児 5 0 が抽出されたデータ、つまり、図 2 (C) の模式図に対応する複数のエコーデータは二つのゲート 2 0 , 2 2 へ供給され、そして、関心領域内のデータと関心領域外のデータに分別される。

20

【 0 0 3 5 】

関心領域は、関心領域設定部 3 6 によって設定され、後に説明する画像形成部 3 0 においてボリュームレンダリング画像を形成する際に利用される。関心領域は、エコーデータ空間内において被検体である胎児 5 0 を取り囲むように設定される。関心領域の設定には、モニタ 3 2 に表示される画像を利用することが望ましい。

【 0 0 3 6 】

つまり、三次元データメモリ 1 4 に記憶されたエコーデータ（原データ）は、直接的に画像形成部 3 0 へも供給されており、画像形成部 3 0 は、三次元データメモリ 1 4 に記憶されたエコーデータから、例えば、直交三断面画像を形成してモニタ 3 2 に表示させる。そして、ユーザがモニタ 3 2 に表示される直交三断面画像を見ながら、胎児 5 0 を取り囲むように関心領域を設定する。例えば、子宮壁に沿うような好適な形状として、予め設定された台形領域、長方形領域、台形と扇形とを組み合わせた扇形台形領域などの位置や大きさをユーザが調整することによって関心領域が設定される。

30

【 0 0 3 7 】

関心領域が設定されると、三次元データ空間内における関心領域のアドレス情報が関心領域設定部 3 6 から読み出し制御部 3 4 へ供給される。さらに、読み出し制御部 3 4 から、関心領域アドレス情報として、関心領域内アドレス情報がゲート 2 0 へ供給され、関心領域外アドレス情報がゲート 2 2 へ供給される。

【 0 0 3 8 】

ゲート 2 0 は、関心領域内アドレス情報に基づいて、図 2 (C) の模式図に対応する複数のエコーデータのうち関心領域の内側に存在するエコーデータを抽出する。その抽出結果が図 3 (D) に示されている。一方、ゲート 2 2 は、関心領域外アドレス情報に基づいて、図 2 (C) の模式図に対応する複数のエコーデータのうち関心領域の外側に存在するエコーデータを抽出する。その抽出結果が図 3 (E) に示されている。

40

【 0 0 3 9 】

図 3 (D) は、関心領域 6 0 内のエコーデータを模式的に示しており、一方、図 3 (E) は、関心領域 6 0 外のエコーデータを模式的に示している。これらの図において、破線で示される関心領域 6 0 は長形状であるが、関心領域 6 0 は台形などをベースとして形成されてもよい。なお、関心領域 6 0 は、三次元データ空間内において三次元的に形成さ

50

れる。

【 0 0 4 0 】

関心領域 6 0 は、胎児 5 0 を取り囲むように設定されるため、胎児 5 0 のエコーデータの殆どが関心領域 6 0 内に収まっている。しかし、胎児 5 0 を完全に関心領域 6 0 内に収めようとするに関心領域 6 0 の設定操作が複雑になる場合もあり、また、仮に胎児 5 0 を完全に関心領域 6 0 内に収めたとしても、胎児 5 0 が動いて関心領域 6 0 からはみ出してしまうこともある。つまり、図 3 (E) に示すように、関心領域 6 0 から胎児部分 5 0 ' (例えば胎児 5 0 の額の一部) がはみ出してしまうことがある。本実施形態では、以下に説明する処理によって、関心領域 6 0 からはみ出した胎児部分 5 0 ' のエコーデータが利用されて超音波画像内に取り込まれる。

10

【 0 0 4 1 】

欠如部分判定部 2 4 は、関心領域 6 0 外のエコーデータのうちから胎児部分 5 0 ' のエコーデータを抽出する。欠如部分判定部 2 4 は、例えば、図 3 (E) に示す関心領域 6 0 外のエコーデータに対してラベリング処理を施して複数の孤立エコー群に分離し、そして分離された複数の孤立エコー群のうちから体積値が所定値よりも小さい孤立エコー群を抽出して、抽出した孤立エコー群を胎児部分 5 0 ' とみなす。

【 0 0 4 2 】

つまり、図 3 (E) に示すように、関心領域 6 0 の外側に存在するエコーデータは、殆どが子宮 5 2 に対応するエコーデータであり、そのため、ラベリング処理によって得られる孤立エコー群のうち子宮 5 2 に対応する孤立エコー群は非常に大きな体積値となる。これに対して、胎児部分 5 0 ' に対応する孤立エコー群の体積値は非常に小さくなる。つまり、子宮 5 2 の孤立エコー群と胎児部分 5 0 ' の孤立エコー群との間には体積値に大きな差があり、所定のしきい値によって体積値に基づいて子宮 5 2 と胎児部分 5 0 ' を判別することができる。なお、しきい値は必要に応じてユーザが変更できるようにしてもよい。また、ラベリング処理によって得られた複数の孤立エコー群のうちから、モニタ 3 2 に表示される画像などを利用して、ユーザが胎児部分 5 0 ' を指定する構成でもよい。

20

【 0 0 4 3 】

欠如部分判定部 2 4 によって胎児部分 5 0 ' のエコーデータが抽出されると、合成部 2 6 において、関心領域内のエコーデータに胎児部分 5 0 ' のエコーデータが合成される。つまり、図 3 (D) に示す関心領域内のエコーデータに対して、図 3 (F) に示す胎児部分 5 0 ' のエコーデータが合成され、図 3 (G) に示すエコーデータが形成される。

30

【 0 0 4 4 】

図 3 (G) は、合成部 2 6 による合成処理後のエコーデータを模式的に示しており、関心領域 6 0 内のエコーデータに対して、関心領域 6 0 からはみ出した胎児部分 5 0 ' が合成された状態を示している。胎児部分 5 0 ' が合成されたことにより、図 3 (G) では、胎児 5 0 に対応するエコーデータが欠如することなく抽出されている。

【 0 0 4 5 】

合成部 2 6 は、関心領域内のエコーデータと関心領域からはみ出した胎児部分 5 0 ' のエコーデータのアドレス情報をゲート 2 8 へ供給する。ゲート 2 8 は、三次元データメモリ 1 4 に記憶された複数のエコーデータ (原データ) のうち、関心領域内のエコーデータと胎児部分 5 0 ' のエコーデータを画像形成部 3 0 へ出力する。そして、画像形成部 3 0 は、ゲート 2 8 から出力されるエコーデータに基づいて、ボリュームレンダリング画像を形成する。形成されたボリュームレンダリング画像はモニタ 3 2 に表示される。

40

【 0 0 4 6 】

ボリュームレンダリング画像の形成には周知の手法が利用される。例えば、特許第 2 8 8 3 5 8 4 号公報に記載された手法が好適である。その処理概要は次のとおりである。

【 0 0 4 7 】

まず、三次元データ空間の外側に仮想的に視点が設定され、三次元データ空間を間に介して、視点と反対側に二次元平面としてのスクリーンが仮想的に設定される。そして、視点側から複数のレイ (透視線) が定義される。レイは、三次元データ空間を貫通してスク

50

リーンまで伸長される。このため、レイには複数のエコーデータ（ボクセルデータ）からなるエコーデータ列が対応することになる。そして、レイに沿って視点側から各エコーデータごとにボリュームレンダリング法に基づくボクセル演算を逐次的に実行すると、最終のボクセル演算の結果として画素値が決定される。その画素値が仮想的に設定されたスクリーン上における当該レイに対応する座標にマッピングされる。こうして、複数のレイの各々に関してボクセル演算を実行し、各レイごとに求められる画素値がスクリーン上にマッピングされることにより、スクリーン上にボリュームレンダリング画像が形成される。

【 0 0 4 8 】

図 4 は、胎児のボリュームレンダリング画像を示している。図 4（A）は、関心領域から胎児がはみ出した状態で関心領域内のエコーデータのみによって形成された画像である。図 4（A）の画像は、胎児の額の部分が関心領域からはみ出した状態で、関心領域内のエコーデータのみに基づいて形成される。つまり、図 2（参考）の模式図に示すように、原データから関心領域内のエコーデータのみが抽出され、関心領域から胎児の額がはみ出して欠如した状態のエコーデータによって形成される。そのため、図 4（A）では、胎児の額部分が欠如されたボリュームレンダリング画像となっている。

10

【 0 0 4 9 】

これに対し、図 4（B）は、本実施形態によって形成される画像であり、関心領域から胎児がはみ出した状態で、関心領域内のエコーデータとはみ出した胎児部分のエコーデータとによって形成された画像である。つまり、図 3（G）の模式図に示すように、関心領域からはみ出した胎児部分 50' が関心領域内のエコーデータに合成（加算）されているため、図 4（B）では、胎児の額部分が欠如されずに、胎児のボリュームレンダリング画像が形成されている。

20

【 0 0 5 0 】

このように、本実施形態では、関心領域からはみ出した胎児部分を取り込んでボリュームレンダリング画像を形成することができる。そのため、関心領域から胎児がはみ出した場合でも、そのはみ出した部分に対応する画像の欠如が防止される。

【 0 0 5 1 】

なお、三次元データメモリ 14 内のエコーデータが各時相ごとに更新され、それに伴って画像形成部 30 によって各時相ごとにボリュームレンダリング画像が形成される場合には、二値化処理部 16 から合成部 26 における処理が各時相ごとに実行され、関心領域からはみ出した胎児部分が各時相ごとに抽出されることが望ましい。これにより、胎児が動いて関心領域からはみ出す部分に変化が生じた場合でも、その変化に追従するようにはみ出し部分が抽出される。その結果、各時相ごとにその時ののはみ出し状態に応じて、胎児部分を取り込んでボリュームレンダリング画像を形成することができる。

30

【 0 0 5 2 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

40

【図 2】本実施形態で実行されるデータ処理を説明するための図である。

【図 3】本実施形態で実行されるデータ処理を説明するための図である。

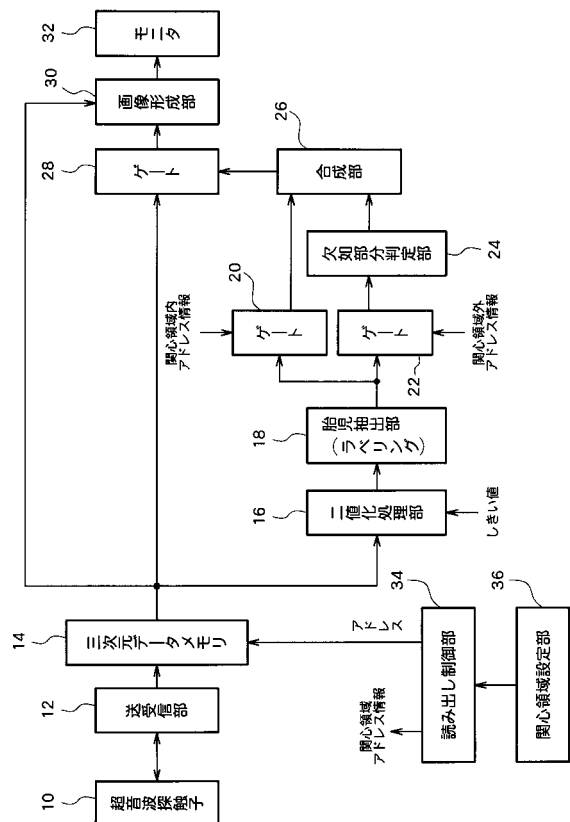
【図 4】胎児のボリュームレンダリング画像を示す図である。

【符号の説明】

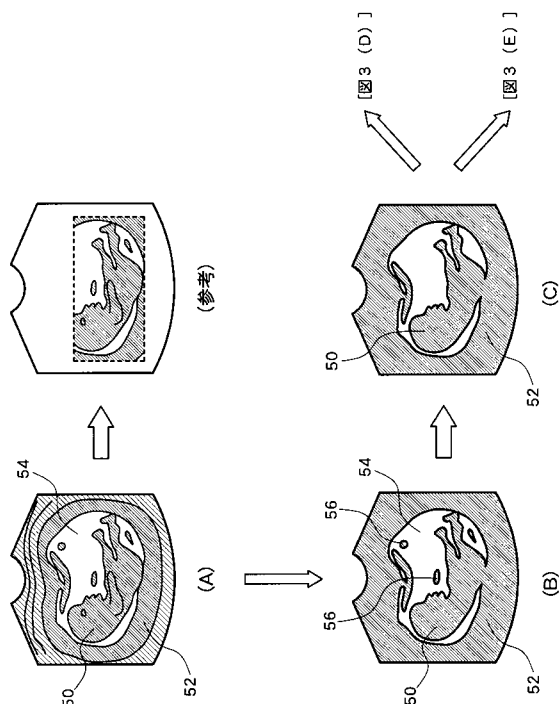
【 0 0 5 4 】

14 三次元データメモリ、16 二値化処理部、18 胎児抽出部、24 欠如部分判定部、26 合成部、30 画像形成部。

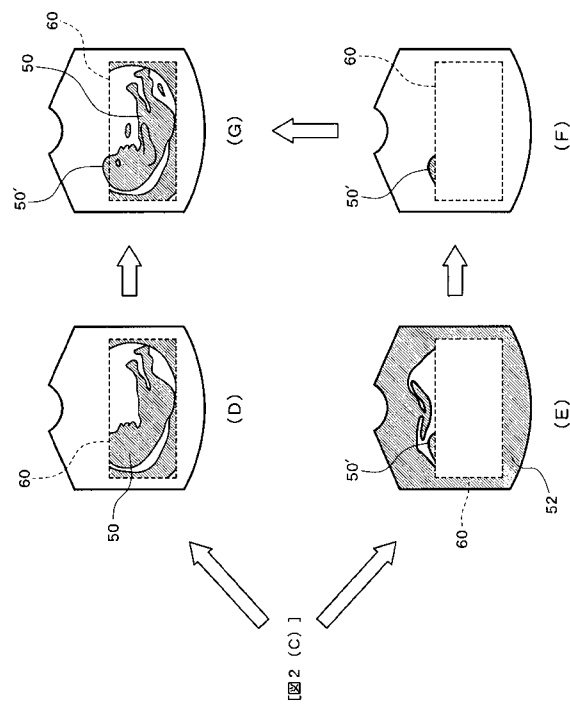
【図 1】



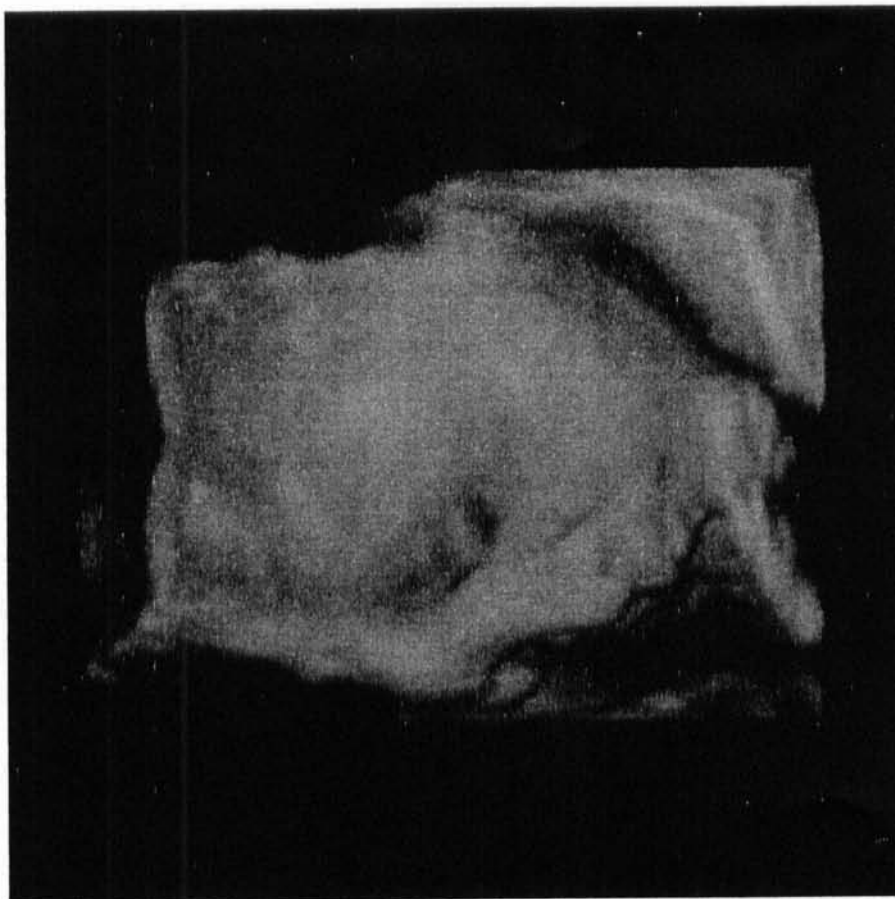
【図 2】



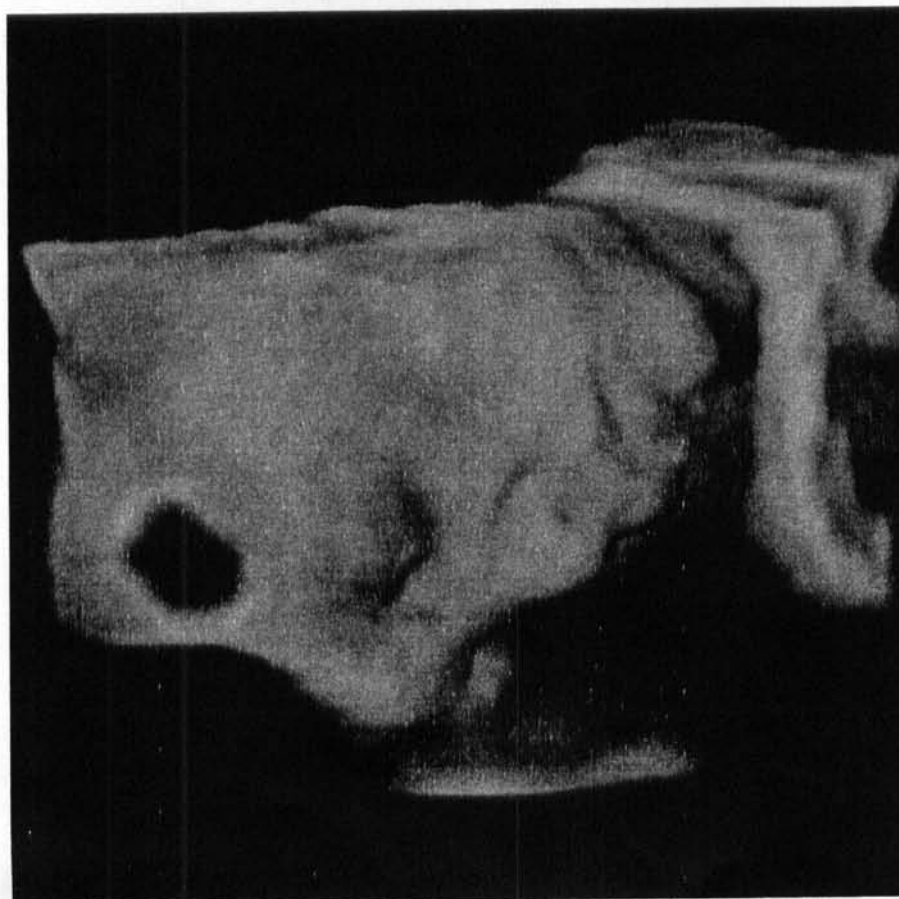
【図 3】



【図 4】



(B)



(A)

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 2 8 8 1 5 3 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 1 3 6 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 8 7 2 6 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0
G 0 6 T 1 / 0 0
G 0 6 T 1 5 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4755514B2	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	JP2006082602	申请日	2006-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/LL02 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/BA29 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CD14 5B057/CE12 5B057/CH01 5B057/DA08 5B057/DA16 5B080/AA17 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA35 5L096/EA43 5L096/GA34		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2007252725A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种技术，将从感兴趣区域突出的主体部分下载到超声图像中。解决方案：二值化部分16对三维数据存储器14中的回波数据执行二值化，以检测羊水的回波数据和除羊水之外的其他回波数据。胚胎提取部分18通过标记从除了羊水之外的回波数据中去除羊水上的悬浮固体，提取对应于胚胎的回波数据。突出部分的检测部分24从对应于胚胎的回波数据中提取从感兴趣区域突出的胚胎部分的回波数据。图像形成部分30基于从感兴趣区域突出的胚胎的回波数据和感兴趣区域内的回波数据形成胚胎的体绘制图像。Ž

【 图 3 】

