

(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2008-136860

(P2008-136860A)

(43) 公開日 平成20年6月19日(2008.6.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-290940 (P2007-290940)
 (22) 出願日 平成19年11月8日 (2007.11.8)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-304816 (P2006-304816)
 (32) 優先日 平成18年11月10日 (2006.11.10)
 (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 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (74) 代理人 100077757
 弁理士 猿渡 章雄
 (74) 代理人 100130731
 弁理士 河村 修

最終頁に続く

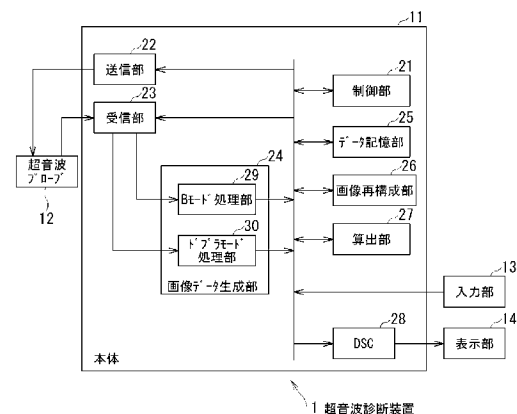
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】胎児の推定体重を算出する場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができることができるようにする。

【解決手段】本発明の超音波診断装置1においては、画像再構成部26は、Bモード画像データとドプラモード画像データを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換する。算出部27は、ボリュームデータに基づいて胎児の推定体積を算出し、データ記憶部25に予め記憶されている係数(胎児の推定体積から胎児の推定体重を算出するための比重に関する数値)と算出された胎児の推定体積に基づいて胎児の推定体重を算出し、DSC28は、データ記憶部25から供給された胎児の推定体重に関する算出結果をビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部14に供給する。表示部14は、胎児の推定体重に関する算出結果などを図示せぬLCDや図示せぬCRTに表示する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、

前記ボリュームデータに基づいて 3 次元の画像データを生成する 3 次元画像データ生成手段と、

前記ボリュームデータに基づいて前記被検体の推定体重を算出する推定体重算出手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記推定体重算出手段により算出された前記被検体の推定体重を表示する表示手段をさらに備え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】

前記ボリュームデータに基づいて、前記被検体の輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、

前記輪郭抽出手段により抽出された前記被検体の輪郭を用いて、前記被検体の推定体積を算出する推定体積算出手段をさらに備え、

前記推定体重算出手段は、前記推定体積算出手段により算出された前記被検体の推定体積に、予め設定された所定の係数を乗じて前記被検体の推定体重を算出す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 4】

前記推定体重算出手段により前記被検体の推定体重を算出する際に用いられる前記所定の係数は、前記被検体の部位ごとに予め設定されることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記輪郭抽出手段により前記被検体の輪郭を抽出する際に、前記被検体の輪郭の指定を受け付ける輪郭指定受付手段と、

前記輪郭指定受付手段により受け付けられた前記被検体の輪郭の指定に従い、前記被検体の輪郭を設定する輪郭設定手段とをさらに備え、

前記推定体重算出手段は、前記輪郭設定手段により設定された前記被検体の輪郭を用いて、前記被検体の推定体積を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記輪郭抽出手段は、前記ボリュームデータに含まれる輝度値間の差分が予め設定されている所定の基準値よりも大きいかなかを判定し、その判定結果に基づいて前記被検体の輪郭を抽出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記推定体重算出手段は、異なる複数の前記ボリュームデータに基づいて前記被検体の推定体重を複数回算出す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 8】

複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から前記超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、

前記ボリュームデータに基づいて 3 次元の画像データを生成する 3 次元画像データ生成ステップと、

前記ボリュームデータに基づいて前記被検体の推定体重を算出する推定体重算出ステップをコンピュータに実行させることを特徴とする超音波診断装置の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およびその画像処理プログラムに係り、特に、超音波診断装置

10

20

30

40

50

の操作性を向上させることができるようにした超音波診断装置およびその画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波診断装置は、音波を利用しているため被爆の危険性がないことから、放射線の被曝に対して極めて弱い胎児などの診断にも用いられるようになってきている。

【0003】

胎児の診断に超音波診断装置が用いられる場合、医師や技師など（以下、「オペレータ」という。）が胎児の成育状況などを確認するために、従来から胎児の推定体重を算出する方法が知られている。

【0004】

従来の胎児の推定体重算出方法では、母体中の胎児の頭や腹部、足の長さを測定することにより胎児の現在の推定体重を算出することができる。

【0005】

具体的には、まず、オペレータが胎児の身体の一部における断層像をそれぞれ表示させる。図1に示されるように、オペレータは、胎児の頭部の断層像を表示させ、BPD（児頭大横径）を測定する。図2に示されるように、オペレータは、胎児の頭部の断層像を表示させ、HC（頭部周囲長）を測定する。図3に示されるように、オペレータは、胎児の腹部の断層像を表示させ、AC（腹部周囲長）を測定する。図4に示されるように、オペレータは、胎児の大腿部の断層像を表示させ、FL（大腿骨長）を測定する。

【0006】

次に、図1乃至図4における測定結果を予め設定されている推定体重（EFW）算出式に入力することにより、胎児の推定体重が算出され、図5に示されるように算出結果が表示される。

【0007】

ところで、近年、静止画表示モードでシネループ操作を行うときに、表示画面がデュアル表示に設定された場合、各画面に連続する時相（異なる時相）の画像を表示させる方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【0008】

特許文献1に提案されている方法によれば、静止画面表示モードでデュアル表示を行う場合、各画面に連続した時相（異なる時相）のBモード画像を同時に表示させることができ、その比較検討を容易にすることができる。

【0009】

特許文献1に提案されている方法を従来の胎児の推定体重算出方法に用いれば、母体中の胎児の頭や腹部、足の長さを測定することにより胎児の現在の推定体重を算出する場合、1つの所定の部位の断層像を表示させるとき、各画面に連続した時相（異なる時相）のBモード画像を同時に表示させることにより比較検討を容易にし、所定の部位の好適な断層像を表示させることができる。

【特許文献1】特開平2-45046号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の推定体重算出方法、あるいは、特許文献1に提案されている方法を従来の胎児の推定体重算出方法に用いた方法では、オペレータが、推定体重の算出に必要な胎児の各断層像を順次表示させた上で各断層像に基づいて測定を行わなければならない、また、推定体重を高精度に算出するためには、入力部に設けられた操作パネルを何回も操作することにより好適な断層像を表示させなければならない、オペレータにとって操作が煩わしいという課題があった。

【0011】

そこで、1回の表示操作により表示された断層像を用いて胎児の推定体重を算出する方

10

20

30

40

50

法も考えられるが、例えば胎児の頭部の断層像を表示させてBPD（児頭大横径）を測定する場合、1回の表示操作により表示された断層像が胎児の頭部に垂直な断層像（いわゆるアキシャル面における断層像）ではなく、アキシャル面における断層像に対して多少斜めに走査した断層像であるときには、図1の楕円がより楕円となることで測定に2次元的な誤差が生じてしまい、その結果、胎児の推定体重を高精度に算出することはできなくなってしまう。

【0012】

また、胎児の推定体重を算出するまでには複数の項目について複数回の操作を行う必要があるが、オペレータがそのうちの1つの項目についての操作を忘れてしまう場合もあり、このような場合、時間をかけてその他の項目について操作をしたにもかかわらず、1つの項目について操作を忘れてしまったために胎児の推定体重を算出することができず、再度胎児の推定体重を算出しなければならない。そのため、オペレータにとって操作が煩わしいという課題があった。

10

【0013】

本発明は、このような状況に鑑みてなされたものであり、胎児の推定体重を算出する場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができる超音波診断装置およびその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】

【0014】

本発明の超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、ボリュームデータに基づいて3次元の画像データを生成する3次元画像データ生成手段と、ボリュームデータに基づいて被検体の推定体重を算出する推定体重算出手段とを備えることを特徴とする。

20

【0015】

本発明の超音波診断装置の画像処理プログラムは、上述した課題を解決するために、複数の超音波振動子を振動させて超音波を送信し、被検体から反射された反射波から超音波振動子によって変換された受信信号に基づいてボリュームデータを生成するボリュームデータ生成ステップと、ボリュームデータに基づいて3次元の画像データを生成する3次元画像データ生成ステップと、ボリュームデータに基づいて被検体の推定体重を算出する推定体重算出ステップをコンピュータに実行させることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、胎児の推定体重を算出する場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0018】

図6は、本発明を適用した超音波診断装置1の内部の構成を表している。

40

【0019】

超音波診断装置1は、本体11、その本体11に電気ケーブルを介して接続されている超音波プローブ12、入力部13、および表示部14により構成される。

【0020】

図6に示されるように、超音波診断装置1の本体11は、制御部21、送信部22、受信部23、画像データ生成部24、データ記憶部25、画像再構成部26、算出部27、およびDSC（Digital Scan Converter）28により構成される。なお、制御部21、送信部22、受信部23、画像データ生成部24、データ記憶部25、画像再構成部26、算出部27、およびDSC28は、超音波診断装置1の本体11内においてバスにより相互に接

50

続される。

【 0 0 2 1 】

制御部 2 1 は、CPU(Central Processing Unit) またはMPU (Micro Processing Unit) 、ROM (Read Only Memory) 、およびRAM (Random Access Memory) などからなり、種々の制御信号を生成し、各部に供給することにより超音波診断装置 1 の駆動を総括的に制御する。

【 0 0 2 2 】

送信部 2 2 は、レートパルス発生器、送信遅延回路、およびパルサ (いずれも図示せず) からなり、レートパルス発生器は、制御部 2 1 から供給された制御信号に基づいて被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数を決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、送信時における超音波ビームの収束距離や偏向角度を設定するための遅延回路であり、制御部 2 1 から供給される制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルサに供給する。さらに、パルサは、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路であり、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ 1 2 に出力する。

【 0 0 2 3 】

受信部 2 3 は、プリアンプ、受信遅延回路、および加算器 (いずれも図示せず) からなり、プリアンプは、超音波プローブ 1 2 から被検体に供給された超音波パルスの反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を受信遅延回路に供給する。

【 0 0 2 4 】

受信遅延回路は、制御部 2 1 から供給される制御信号に基づいて、プリアンプから供給された増幅後の受信信号に各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間を与え、加算器に供給する。加算器は、受信遅延回路から供給された各超音波振動子からの受信信号を加算し、加算された受信信号を画像データ生成部 2 4 に供給する。

【 0 0 2 5 】

画像データ生成部 2 4 は、Bモード処理部 2 9 とドブラモード処理部 3 0 により構成される。Bモード処理部 3 1 は、対数増幅器、包絡線検波回路、およびTGC (Time Gain Control) 回路 (いずれも図示せず) からなり、制御部 2 1 から供給された制御信号に基づいて、以下の処理を行う。

【 0 0 2 6 】

すなわち、Bモード処理部 3 1 の対数増幅器は、受信部 2 3 から供給された受信信号を対数増幅し、対数増幅された受信信号を包絡線検波回路に供給する。包絡線検波回路は、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出するための回路であり、対数増幅器から供給された受信信号について包絡線を検波し、検波された受信信号をTGC回路に供給する。TGC回路は、包絡線検波回路から供給された受信信号の強度を最終的な画像の輝度が均一になるように調整し、Bモード画像データを生成し、生成されたBモード画像データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 2 7 】

ドブラモード処理部 3 0 は、基準信号発生器、 $/2$ 移相器、ミキサ、LPF (Low Pass Filter) 、ドブラ信号記憶回路、FFT (Fast Fourier Transform) 分析器、および演算器 (いずれも図示せず) などからなり、主に直交位相検波とFFT分析が行われ、生成されたドブラモード画像データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 2 8 】

データ記憶部 2 5 は、例えばHDD (Hard Disc Drive) などからなり、Bモード処理部 3 1 とドブラモード処理部 3 2 から供給されたBモード画像データとドブラモード画像デ

10

20

30

40

50

ータを取得し、取得されたBモード画像データとドプラモード画像データを記憶する。データ記憶部25は、制御部21からの指示に従い、必要に応じて、記憶されているBモード画像データとドプラモード画像データを画像再構成部26とDSC28に供給する。

【0029】

また、データ記憶部25は、画像再構成部26から供給されたボリウムデータと種々の3次元の画像データを取得し、取得されたボリウムデータと種々の3次元の画像データを記憶するとともに、必要に応じて、記憶されているボリウムデータと3次元の画像データを算出部27とDSC28に供給する。さらに、データ記憶部25は、算出部27から供給された算出結果を記憶し、必要に応じて、記憶されている算出結果をDSC28に供給する。なお、データ記憶部25は、予め設定された所定の係数（胎児の推定体積から胎児の推定体重を算出するための比重に関する数値）を記憶し、必要に応じて、記憶されている所定の係数を算出部27に供給する。

10

【0030】

画像再構成部26は、制御部21の制御に従い、データ記憶部25に記憶されているBモード画像データとドプラモード画像データを読み出し、読み出されたBモード画像データとドプラモード画像データを共通の座標軸をもつボリウムデータに変換するとともに、データ記憶部25に供給する。画像再構成部26は、変換されたボリウムデータに基づいて種々の演算処理を用いて再構成することにより種々の3次元の画像データを生成し、生成された種々の3次元の画像データをデータ記憶部25に供給する。

【0031】

20

算出部27は、制御部21の制御に従い、データ記憶部25に記憶されているボリウムデータを読み出し、読み出されたボリウムデータに基づいて胎児の推定体積を算出する。算出部27は、制御部21の制御に従い、データ記憶部25に予め記憶されている所定の係数（胎児の推定体積から胎児の推定体重を算出するための比重に関する数値）を読み出し、読み出された所定の係数と算出された胎児の推定体積に基づいて胎児の推定体重を算出し、その算出結果をデータ記憶部25に供給する。

【0032】

DSC28は、制御部21の制御に従い、データ記憶部25から供給されたBモード画像データとドプラモード画像データ、あるいは3次元の画像データを取得し、取得されたBモード画像データとドプラモード画像データ、あるいは3次元の画像データを、超音波スキヤンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部14に供給する。また、DSC28は、データ記憶部25から供給された胎児の推定体重に関する算出結果を取得し、取得された胎児の推定体重に関する算出結果をビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部14に供給する。

30

【0033】

また、超音波プローブ12は、本体11に電気ケーブルを介して接続されており、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行う超音波トランスジューサであり、1次元にアレイ配列あるいは2次元にマトリクス配列された微小な超音波振動子（図示せず）をその先端部分に有する。この超音波振動子は圧電振動子としての電気音響変換素子である。超音波プローブ12は、送信時には本体11の送信部22から入力された電気パルスを超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体11に出力する。

40

【0034】

入力部13は、電気ケーブルを介して本体11と接続され、操作パネル上に、オペレータが推定体重の算出を指示するための推定体重算出ボタンの他、オペレータの種々の指示を入力するための表示パネル、キーボード、トラックボール、マウスなどの入力デバイスを有しており、患者情報、計測パラメータ、物理パラメータ、テンプレートサイズ、および、画像演算に用いる画像の時相や格子間隔などをオペレータが入力するために用いられる。

50

【 0 0 3 5 】

表示部 1 4 は、ケーブルを介して本体 1 1 の DSC 2 8 と接続され、図示せぬ LCD (Liquid Crystal Display) や図示せぬ CRT (Cathode Ray Tube) が設けられており、超音波スキヤンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換された DSC 2 8 からの B モード画像データとドブラモード画像データ、3 次元の画像データ、あるいは胎児の推定体重に関する算出結果などを取得し、取得された B モード画像データとドブラモード画像データ、3 次元の画像データ、あるいは胎児の推定体重に関する算出結果などを図示せぬ LCD や図示せぬ CRT に表示する。

【 0 0 3 6 】

次に、図 7 のフローチャートを参照して、図 6 の超音波診断装置 1 における推定体重算出処理について説明する。なお、図 7 のフローチャートを用いて説明する推定体重算出処理においては、例えば子宮内の羊水に浮かんでいる胎児を被検体とし、この被検体に関して推定体重を算出する場合について明示的に記載する。勿論、子宮内の羊水に浮かんでいる胎児以外の被検体についても本発明を適用するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 1 において、画像データ生成部 2 4 の B モード処理部 2 9 とドブラモード処理部 3 0 は、複数の 2 次元の断層画像データを生成する。具体的には、以下のようにして複数の 2 次元の断層画像データが生成される。

【 0 0 3 8 】

送信部 2 2 は、制御部 2 1 から供給された超音波送信制御信号に基づいて、超音波ビームを被検体に送信する。すなわち、送信部 2 2 のレートパルス器は、制御部 2 1 から供給された超音波送信制御信号に基づいて、被検体の内部に入射する超音波パルスのパルス繰り返し周波数が所定のパルス繰り返し周波数になるように決定するレートパルスを発生し、送信遅延回路に供給する。また、送信遅延回路は、制御部 2 1 から供給される超音波送信制御信号に基づいて、送信時における超音波ビームの焦点位置と偏向角度が所定の焦点位置と偏向角度 (1) となるように、レートパルス発生器から供給されたレートパルスに遅延時間を加え、パルスに供給する。さらに、パルスは、送信遅延回路から供給されたレートパルスに基づいて、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成し、生成された高圧パルスを超音波プローブ 1 2 に出力する。超音波プローブ 1 2 は、送信部 2 2 から入力された高圧パルス (電気パルス) を超音波パルスに変換し、変換された超音波パルスを被検体に送信する。被検体内に送信された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射される。

【 0 0 3 9 】

超音波プローブ 1 2 は、被検体により反射された反射波を電気信号に変換し、本体 1 1 に出力する。受信部 2 3 は、制御部 2 1 から供給された超音波受信制御信号に基づいて、超音波プローブ 1 2 から入力された受信信号を増幅し、所定の遅延時間を付加して、画像データ生成部 2 4 に供給する。すなわち、受信部 2 3 のプリアンプは、超音波プローブ 1 2 から被検体に入力された超音波の反射波に基づく受信信号を取得し、取得された受信信号を所定のレベルまで増幅し、増幅された受信信号を受信遅延回路に供給する。

【 0 0 4 0 】

受信部 2 3 の受信遅延回路は、制御部 2 1 から供給された超音波受信制御信号に基づいて、プリアンプから供給された増幅後の受信信号に各超音波振動子のフォーカス位置からの超音波の伝播時間の差に対応する遅延時間を与え、加算器に供給する。加算器は、受信遅延回路から供給された各超音波振動子からの受信信号を加算し、加算された受信信号を画像データ生成部 2 4 に供給する。

【 0 0 4 1 】

画像データ生成部 2 4 の B モード処理部 3 1 とドブラモード処理部 3 2 は、受信部 2 3 から供給された受信信号に種々の処理を施し、1 方向の B モード画像データとドブラモード画像データを生成し、生成された 1 方向の B モード画像データとドブラモード画像データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

データ記憶部 2 5 は、画像データ生成部 2 4 のBモード処理部 3 1 とドブラモード処理部 3 2 から供給された 1 方向のBモード画像データとドブラモード画像データを取得し、取得された 1 方向のBモード画像データとドブラモード画像データを記憶する。

【 0 0 4 3 】

次に、超音波の送受信方向を 1 ずつ順次更新させながら 1 + (N - 1) まで変更してN方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、制御部 2 1 は、その制御信号によって送信部 2 2 の送信遅延回路と受信部 2 3 の受信遅延回路の遅延時間を、所定の超音波送受信方向に対応させて順次切り替えさせながら、 1 + 乃至 1 + (N - 1) 方向のBモード画像データとドブラモード画像データの各々を生成させる。

10

【 0 0 4 4 】

また、データ記憶部 2 5 は、生成された 1 + 乃至 1 + (N - 1) 方向のBモード画像データとドブラモード画像データを、すでに記憶されている 1 方向のBモード画像データとドブラモード画像データとともに、所定の時相の 2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データとして記憶する。

【 0 0 4 5 】

このようにして、所定の時相の 1 枚の 2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データを生成し、生成された 2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データを記憶することができる。

20

【 0 0 4 6 】

次に、空間的に異なる条件で同様の操作を行うことにより、複数の 2 次元の断層画像データ (2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データ) により構成される 3 次元にわたる断層画像データを収集する。

【 0 0 4 7 】

具体的には、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ 1 2 を用いてオペレータの手動走査を行う場合、例えば、あおり走査や平行移動走査などを手動にて一定の速度で行うことにより、複数の 2 次元の断層画像データにより構成される 3 次元にわたる断層画像データを収集する。勿論、1次元にアレイ配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ 1 2 を用いて機械的に走査を行うようにしてもよい。

30

【 0 0 4 8 】

また、2次元にマトリクス配列された複数の超音波振動子を有する超音波プローブ 1 2 を用いて直接 3 次元的に走査することにより 3 次元にわたる断層画像データを収集するようにしてもよい。本発明においては、3次元にわたる断層画像データを収集することができさえすればよく、いずれの走査方式により 3 次元にわたる断層画像データを収集する場合にも適用することができる。

【 0 0 4 9 】

このように収集 (生成) された複数の 2 次元の断層画像データ (2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データ) は、データ記憶部 2 5 に順次記憶される。

【 0 0 5 0 】

40

ステップ S 2 において、画像再構成部 2 6 は、制御部 2 1 の制御に従い、データ記憶部 2 5 に記憶されている複数の 2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データを読み出し、読み出された複数の 2 次元のBモード画像データとドブラモード画像データを共通の座標軸をもつボリュームデータに変換するとともに、データ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 3 において、画像再構成部 2 6 は、変換されたボリュームデータに基づいて種々の演算処理を用いて再構成することにより種々の手法による 3 次元の画像データを生成し、生成された種々の 3 次元の画像データをデータ記憶部 2 5 に供給する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 4 において、DSC 2 8 は、制御部 2 1 の制御に従い、データ記憶部 2 5 から

50

供給された種々の手法による 3 次元の画像データを取得し、取得された種々の手法による 3 次元の画像データを、超音波スキャンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部 14 に供給する。表示部 14 は、超音波スキャンの走査線信号列からビデオフォーマットの走査線信号列に変換された DSC 28 からの手法による 3 次元の画像データを取得し、取得された種々の手法による 3 次元の画像データに基づいて 3 次元画像を図示せぬ LCD や図示せぬ CRT に表示する。その後、オペレータによる同様の操作により、異なる複数の 2 次元の断層画像データが生成され、異なるボリュームデータに基づく複数の 3 次元画像の静止画（フリーズさせた画像）が順次表示される。

【0053】

10

ステップ S5 において、制御部 21 は、オペレータが入力部 13 を操作することにより推定体重算出用の 3 次元画像（推定体重算出用の 3D 画像である VOI（Voxel of Interest））が指定されたか否かを判定し、オペレータが入力部 13 を操作することにより推定体重算出用の 3 次元画像が指定されたと判定するまで待機する。

【0054】

ステップ S5 においてオペレータが入力部 13 を操作することにより推定体重算出用の 3 次元画像が指定されたと判定された場合、制御部 21 はステップ S6 で、オペレータが入力部 13 に設けられた推定体重算出ボタン（図示せず）を操作することにより推定体重を算出するとの指示がなされたか否かを判定する。

【0055】

20

ステップ S6 においてオペレータが入力部 13 に設けられた推定体重算出ボタン（図示せず）を操作することにより推定体重を算出するとの指示がなされたと判定された場合、算出部 27 はステップ S7 で、制御部 21 の制御に従い、データ記憶部 25 に記憶されているオペレータにより指定された 3 次元画像に対応するボリュームデータを読み出す。ここで、画像再構成部 26 において複数の 2 次元の B モード画像データとドブラモード画像データを共通の座標軸をもつボリュームデータ（ボクセルデータ）に変換する場合、細かな立方体（いわゆるボクセル）の集合に変換される。

【0056】

ステップ S8 において、算出部 27 は、変換された細かな立方体（いわゆるボクセル）の集合を用いて、被検体（例えば胎児など）の輪郭を抽出する。具体的には、算出部 27 は、指定された推定体重算出用の 3 次元画像に含まれるボリュームデータの輝度値（各ボクセルにおける輝度値）を用いて、被検体（胎児）の輪郭を抽出する。まず、例えば図 8 に示されるように、羊水に浮かんでいる被検体（胎児）の輪郭抽出に際して、オペレータにより入力部 13 が操作されることにより、胎児の頭や胴などの組織の中央付近にて輪郭抽出の開始点（図 8 の場合、輪郭抽出開始点 A）が指定される。

30

【0057】

そして、図 8 の場合、輪郭抽出開始点 A が開始点とされ、指定された推定体重算出用の 3 次元画像の指定範囲の外側方向に順次、指定された推定体重算出用の 3 次元画像に含まれるボリュームデータの輝度値（各ボクセルにおける輝度値）が全領域について比較され、ボリュームデータの輝度値の変化（輝度値間の差分）が予め設定された所定の基準値よりも大きいか否かが判定される。このとき、例えば被検体が胎児の場合、通常、胎児と羊水との境界での輝度差は予め設定された所定の基準値よりも大きいと考えられることから、胎児と羊水との境界領域においては、ボリュームデータの輝度値の変化（輝度値間の差分）が予め設定された所定の基準値よりも大きいと判定される。一方、被検体である胎児の体の領域内または羊水の領域内などにおいては、ボリュームデータの輝度値の変化（輝度値間の差分）が予め設定された所定の基準値よりも小さいと判定される。

40

【0058】

次に、ボリュームデータの輝度値の変化（輝度値間の差分）が予め設定された所定の基準値よりも大きいと判定された場合、予め設定された所定の基準値よりも大きい輝度値間の差分が存在する 2 つの輝度値（高い方の輝度値と低い方の輝度値）のうち、高い方の輝

50

度値を有するボクセルは少なくとも被検体（胎児）の体に属すると認識されるとともに、低い方の輝度値を有するボクセルは少なくとも羊水中に属すると認識され、認識されたボクセルを用いて胎児と羊水との境界面が作成される。さらに、作成された境界面により形成される境界領域が抽出される。このように抽出された境界領域は、推定体重算出用の３次元画像においてボリュームデータの輝度値が急激に低くなる境界領域であり、例えば被検体が胎児の場合、胎児と羊水との境界領域を意味している。換言すれば、抽出された境界領域は被検体である胎児の輪郭をまさに意味している。

【００５９】

このように、ボリュームデータを用いて、被検体である胎児の輪郭が抽出される。

【００６０】

ステップＳ９において、制御部２１は、ステップＳ８の輪郭抽出処理において被検体の輪郭が抽出されたか否かを判定する。例えば被検体である胎児が羊水中に浮かんではいないが、羊膜に近接しているために胎児と羊膜との間に羊水はほとんどないときには、胎児と羊水との境界領域を適切に抽出することが困難である場合も考えられる。このような場合において、胎児と羊水との境界領域が抽出できなかったとき、ステップＳ８の輪郭抽出処理において被検体の輪郭が抽出されなかったと判定される。一方、被検体である胎児は通常羊水中に浮かんでおり、胎児と羊水との境界領域は適切に抽出されると、ステップＳ８の輪郭抽出処理において被検体の輪郭が抽出されたと判定される。

【００６１】

ステップＳ９において輪郭抽出処理にて被検体の輪郭が抽出されたと判定された場合、算出部２７はステップＳ１０で、制御部２１の制御に従い、読み出されたボリュームデータに基づいて胎児の推定体積を算出する。すなわち、ボクセルの一辺の長さは既知であることから、抽出された被検体（胎児）の輪郭内に含まれるボクセル数を用いて、胎児が存在するボクセルの数を加算することにより胎児の推定体積を算出することができる。勿論、異なる複数のボリュームデータに基づいて被検体の推定体重を複数回算出するようにしてもよい。

【００６２】

ステップＳ１１において、算出部２７は、制御部２１の制御に従い、データ記憶部２５に予め記憶されている所定の係数（胎児の推定体積から胎児の推定体重を算出するための比重に関する数値）を読み出し、読み出された所定の係数と算出された胎児の推定体積に基づいて胎児の推定体重を算出し、算出された推定体重データをデータ記憶部２５に供給する。なお、所定の係数は、オペレータが予め任意に設定し、変更することが可能であるし、胎児の症状（例えば水頭症など）に応じて設定変更するようにしてもよい。また、被検体の推定体重を算出する際に、被検体の部位（例えば頭部や胴部など）ごとにに応じて予め設定された所定の係数を用いるようにしてもよい。

【００６３】

一方、ステップＳ９において輪郭抽出処理にて被検体の輪郭が抽出されていないと判定された場合、制御部２１はステップＳ１２で、ユーザにより入力部１３が操作されることにより、表示部１４に表示される表示画面上にて被検体（胎児）の輪郭の指定を受け付ける。ステップＳ１３において、算出部２７は、受け付けられた被検体（胎児）の輪郭の指定に従い、変換された細かな立方体（いわゆるボクセル）の集合を用いて、被検体（例えば胎児など）の輪郭を設定する。その後、処理はステップＳ１０に進み、ステップＳ１０の処理により、設定された被検体の輪郭内に含まれるボクセル数を用いて、胎児が存在するボクセルの数が加算されることにより胎児の推定体積が算出される。そして、ステップＳ１１の処理により、データ記憶部２５に予め記憶されている所定の係数を用いて被検体の推定体重が算出される。これにより、例えば被検体である胎児が羊水中に浮かんではいないが、羊膜に近接しているために胎児と羊膜との間に羊水はほとんどないときには、胎児と羊水との境界領域を適切に抽出することが困難である場合であっても、被検体の推定体重を好適に、かつ、正確に算出することができる。

【００６４】

ステップS 14において、制御部21は、推定体重が算出されたか否かを判定する。すなわち、胎児がかなり大きい場合、超音波プローブ12の接触の仕方によっては、画像再構成部26において複数の2次元のBモード画像データとドブラモード画像データに基づいて変換された3次元のボリュームデータ中に被検体の全身が収まりきれないことも考えられる。このような場合、胎児の正確な推定体重を算出することはできない。そこで、胎児の推定体重が算出されたか否かを判定し、胎児の推定体重が算出されていないと判定された場合、エラー処理を行うようにするとともに、その後、被検体（胎児）の部位（例えば頭部や胸部など）ごとに、他の推定体重算出用の3次元画像を用いて推定体重を算出するようにする。

【0065】

ステップS 14において推定体重が算出されたと判定された場合、データ記憶部25はステップS 15で、算出部27から供給された推定体重データを取得し、取得された推定体重データを記憶する。

【0066】

ステップS 16において、データ記憶部25は、制御部21の制御に従い、記憶されている推定体重データをDSC28に供給する。DSC28は、制御部21の制御に従い、データ記憶部25から供給された推定体重データを取得し、取得された推定体重データをビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、所定の画像処理や演算処理を施し、表示部14に供給する。表示部14は、ビデオフォーマットの走査線信号列に変換されたDSC28からの胎児の推定体重データを取得し、取得された胎児の推定体重データに基づいて胎児の推定体重を、図9に示されるように図示せぬLCDや図示せぬCRTに表示する。

【0067】

これにより、オペレータが、胎児の身体の一部における断層像を表示してそれぞれの長さを測定するという煩雑な操作を行うことなく、胎児の推定体重を簡単に、かつ、迅速に算出することができる。また、オペレータの表示操作により表示された断層像がアキシャル面における断層像に対して多少斜めに走査した断層像であることにより測定に2次元的な誤差が生じることを防止することができ、胎児の推定体重を高精度に算出することができる。さらに、複数の項目の操作をする必要がなくなるので、オペレータが複数の項目のうち1つの項目の操作を忘れてしまうなどにより同様の操作をやり直す必要がなくなる。従って、胎児の推定体重を算出する場合において、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

【0068】

ステップS 17において、制御部21は、オペレータが入力部13を操作することにより他の推定体重算出用の3次元画像が指定されたか否かを判定する。すなわち、オペレータの操作により表示部13に表示される他の推定体重算出用の3次元画像が指定されたか否かを判定する。

【0069】

ステップS 17においてオペレータが入力部13を操作することにより他の推定体重算出用の3次元画像が指定されたと判定された場合、処理はステップS 6に戻り、その後、ステップS 6以降の処理が繰り返される。

【0070】

これにより、オペレータは、異なる複数の3次元画像に基づいて胎児の推定体重を繰り返し算出させることができ、胎児の推定体重を高精度に算出させることができる。そして、オペレータは、胎児の推定体重を複数回確認することができる。従って、胎児の推定体重を算出する場合などにおいて、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。

【0071】

ステップS 17においてオペレータが入力部13を操作することにより他の推定体重算出用の3次元画像が指定されていないと判定された場合、その後、推定体重算出処理は終了する。

【0072】

一方、ステップ S 1 4 において推定体重が算出されていないと判定された場合、処理はステップ S 1 8 に進み、エラー処理が行われ、その後、ステップ S 1 7 に進み、ステップ S 1 7 以降の処理が繰り返される。これにより、オペレータは、1 枚の 3 次元画像に基づいて胎児の推定体重を算出させたが、胎児がかなり大きいなどのためにエラー処理がなされたときであっても、他の 3 次元画像を用いて部位（例えば頭部や胴部など）ごとの胎児の推定体重を合計することにより、胎児の推定体重を簡単に、かつ、迅速に算出させることができる。従って、胎児の推定体重を算出する場合などにおいて、超音波診断装置の操作性を向上させることができる。なお、被検体の部位（例えば頭部や胴部など）ごとに推定体重算出処理を行う際に用いられる所定の係数は、オペレータが部位に応じて設定変更するようにしてもよい。これにより、胎児の推定体重をより高精度に算出することができる。

10

【0073】

ステップ S 6 においてオペレータが入力部 1 3 に設けられた推定体重算出ボタン（図示せず）を操作することにより推定体重を算出するとの指示がなされていないと判定された場合、推定体重算出処理は終了する。

【0074】

なお、本発明の実施形態に示された超音波診断装置 1 においては、1 枚の 3 次元画像に基づいて胎児の推定体重を算出させるようにしたが、例えば、異なる複数の 3 次元画像に基づいて胎児の推定体重をそれぞれ算出し（複数回算出し）、算出された複数の推定体重を加算平均するようにしてもよい。これにより、胎児の推定体重をより高精度に算出することができる。

20

【0075】

また、本発明の実施形態に示された超音波診断装置 1 においては、3 次元画像の静止画（フリーズさせた画像）を用いて胎児の推定体重を算出するようにしたが、そのような場合に限られず、例えば、リアルタイム表示された 3 次元画像を用いて胎児の推定体重を算出するようにしてもよい。

【0076】

さらに、本発明の実施形態において説明した一連の処理は、ソフトウェアにより実行させることもできるが、ハードウェアにより実行させることもできる。

【0077】

なお、本発明の実施形態では、フローチャートのステップは、記載された順序に沿って時系列的に行われる処理の例を示したが、必ずしも時系列的に処理されなくとも、並列的あるいは個別に実行される処理をも含むものである。

30

【図面の簡単な説明】

【0078】

【図 1】従来の胎児の推定体重の算出方法を説明する説明図。

【図 2】従来の胎児の推定体重の算出方法を説明する説明図。

【図 3】従来の胎児の推定体重の算出方法を説明する説明図。

【図 4】従来の胎児の推定体重の算出方法を説明する説明図。

【図 5】従来の胎児の推定体重の算出方法を説明する説明図。

40

【図 6】本発明を適用した超音波診断装置の内部の構成を示すブロック図。

【図 7】図 6 の超音波診断装置における推定体重算出処理を説明するフローチャート。

【図 8】被検体である胎児が子宮内の羊水に浮かんでいる際の様子を説明するための説明図。

【図 9】図 6 の表示部に表示される胎児の推定体重の表示例を示す図。

【符号の説明】

【0079】

1 超音波診断装置

1 1 本体

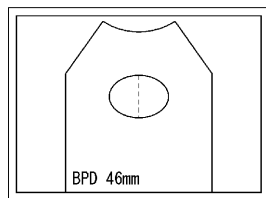
1 2 超音波プローブ

50

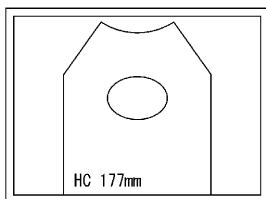
- 1 3 入力部
- 1 4 表示部
- 2 1 制御部
- 2 2 送信部
- 2 3 受信部
- 2 4 画像データ生成部
- 2 5 データ記憶部
- 2 6 画像再構成部
- 2 7 算出部
- 2 8 DSC
- 2 9 Bモード処理部
- 3 0 ドブラモード処理部

10

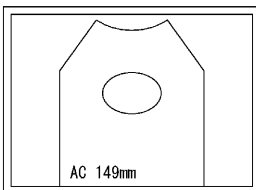
【図 1】



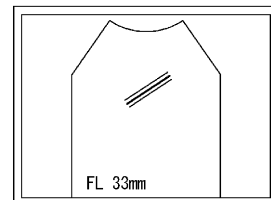
【図 2】



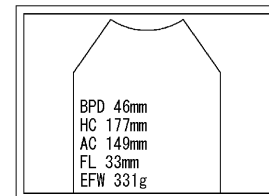
【図 3】



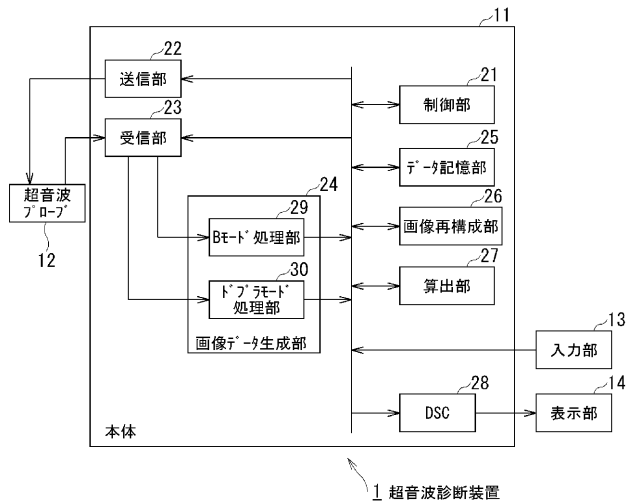
【図 4】



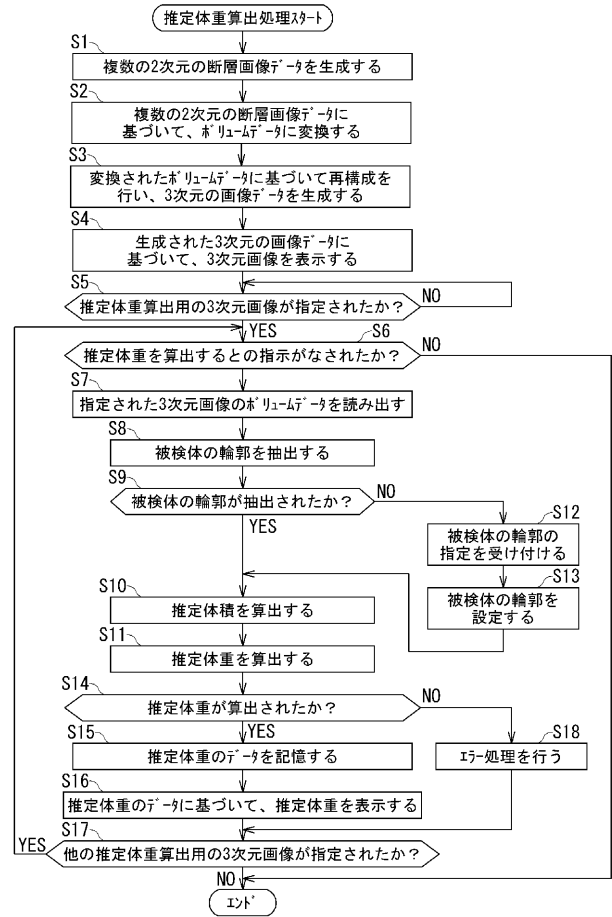
【図 5】



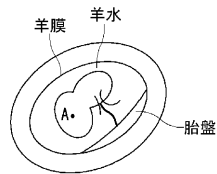
【図6】



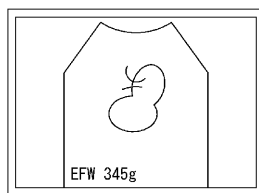
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 大貫 真人

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD09 EE11 JB36 JC09 JC11 KK28 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备及其图像处理程序		
公开(公告)号	JP2008136860A	公开(公告)日	2008-06-19
申请号	JP2007290940	申请日	2007-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大貫真人		
发明人	大貫 真人		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B5/107 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/JB36 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/KK28 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
优先权	2006304816 2006-11-10 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在计算胎儿的估计体重时，要提高超声诊断仪的可操作性。在本发明的超声诊断设备1中，图像重建单元26将B模式图像数据和多普勒模式图像数据转换为具有公共坐标轴的体数据。计算单元27基于体数据计算出胎儿的估计体，并利用预先存储在数据存储单元25中的系数（与比重有关的数值来根据胎儿的估计体来计算胎儿的估计体重）进行计算。基于估计的胎儿体重来计算胎儿的估计体重，并且DSC 28将关于从数据存储单元25提供的估计的胎儿体重的计算结果转换成视频格式的扫描线信号序列和预定图像。执行处理和算术处理，并将结果提供给显示单元14。显示单元14在LCD（未示出）或CRT（未示出）上显示关于估计的胎儿体重的计算结果。[选择图]图6

