

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/042808

発行日 平成26年2月3日(2014.2.3)

(43) 国際公開日 平成24年4月5日(2012.4.5)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

出願番号 特願2012-506825 (P2012-506825)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2011/005365
(22) 国際出願日 平成23年9月26日(2011.9.26)
(31) 優先権主張番号 特願2010-222568 (P2010-222568)
(32) 優先日 平成22年9月30日(2010.9.30)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

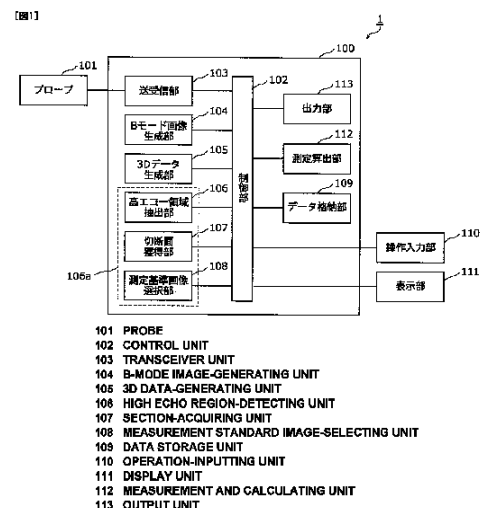
(71) 出願人 000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100109210
弁理士 新居 広守
(72) 発明者 田路 文平
日本国大阪府門真市大字門真1006番地
パナソニック株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD26 EE09 EE11
JB41 JC06 JC33 KK28 LL38

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体に向けて送信した超音波の前記被検体からの反射波に基づいて、被検体の部位に対応する3次元データを生成する3Dデータ生成部(105)と、3次元データを構成する複数の2次元断面のうちの1つの2次元断面を、前記被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する測定画像選択部(106a)と、選択された測定基準画像を用いて、被検体の部位の長さを測定し、測定した長さを用いて被検体の推定体重を算出する測定算出部(112)と、算出された推定体重を出力する表示部(111)と、を備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて送信した超音波の前記被検体からの反射波に基づいて、前記被検体の部位に対応する 3 次元データを生成する 3 次元データ生成部と、

前記反射波の強度に基づいて、前記 3 次元データを構成する複数の 2 次元断面のうちの一の 2 次元断面を、前記被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する測定画像選択部と、

選択された前記測定基準画像を用いて、前記被検体の部位の長さを測定し、測定した前記長さをを用いて前記被検体の推定体重を算出する測定算出部と、

算出された前記推定体重を出力する出力部と、を備える

10

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記測定画像選択部は、

前記 3 次元データから、閾値よりも大きい反射強度を有する前記反射波に対応する領域である高エコー領域を抽出する高エコー領域抽出部と、

抽出した前記高エコー領域の 3 次元特徴に基づいて、前記 3 次元データを切断することで、前記 3 次元データを構成する複数の 2 次元断面を獲得する切断面獲得部と、

前記複数の 2 次元断面のうちの一の 2 次元断面を、前記被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する基準画像選択部と、を備える

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記切断面獲得部は、前記抽出された高エコー領域の 3 次元形状と配置とに基づいて、前記 3 次元データを切断する 2 次元断面の向きを決定し、決定した前記向きで複数の 2 次元断面を獲得する

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

さらに、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位を特定する被検体部位特定部を備え、

前記切断面獲得部は、前記被検体部位特定部により特定された部位に応じた 3 次元形状および配置を示す情報と、前記抽出された高エコー領域の 3 次元形状および配置とに基づいて、複数の 2 次元断面を獲得する

30

請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記被検体部位特定部は、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位を、頭部、腹部または大腿部と特定する

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

さらに、操作者の指示が入力される操作入力部を備え、

前記被検体部位特定部は、前記操作入力部に入力された操作者の指示に従って、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位を特定する

40

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記被検体部位特定部は、抽出された前記高エコー領域の 3 次元形状に基づいて、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位を特定する

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記切断面獲得部は、前記被検体部位特定部により、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位が頭部であると特定された場合に、前記高エコー領域の 3 次元特徴から透明中隔に相当する領域を抽出し、抽出した当該領域に基づき、前記 3 次元データを切断する 2 次元断面の向きを決定し、決定した前記向きで複数の 2 次元断面を獲得する

50

請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記切断面獲得部は、前記被検体部位特定部により、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位が腹部であると特定された場合に、前記高エコー領域の 3 次元特徴から脊椎に相当する領域を抽出し、抽出した当該領域に基づき、前記 3 次元データを切断する 2 次元断面の向きを決定し、決定した前記向きで複数の 2 次元断面を獲得する

請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記切断面獲得部は、前記被検体部位特定部により、前記 3 次元データに対応する前記被検体の部位が大腿部であると特定された場合に、前記高エコー領域の 3 次元特徴から大腿骨に相当する領域を抽出し、抽出した当該領域に基づき、前記 3 次元データを切断する 2 次元断面の向きを決定し、決定した前記向きで複数の 2 次元断面を獲得する

請求項 6 または 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記基準画像選択部は、

前記複数の 2 次元断面それぞれと、前記測定基準画像が示す輝度情報の空間分布の特徴との類似度を評価することにより、前記複数の 2 次元断面のうちの 1 の 2 次元断面を、前記測定基準画像として選択する

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

被検体に向けて送信した超音波の前記被検体からの反射波に基づいて、前記被検体の部位に対応する 3 次元データを生成する 3 次元データ生成ステップと、

前記反射波の強度に基づいて、前記 3 次元データを構成する複数の 2 次元断面のうちの 1 の 2 次元断面を、前記被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する測定画像選択ステップと、

前記測定画像選択ステップにおいて選択された前記測定基準画像を用いて、前記被検体の部位の長さを測定し、測定した前記長さに基づいて前記被検体の推定体重を算出する測定算出ステップと、

算出された前記推定体重を出力する出力ステップと、を含む

画像処理方法。

【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、胎児の成長診断に用いられる超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波による画像診断は、音波を利用するという性質上生体に与える影響が少ない。そのため、超音波による画像診断は、妊婦検診によく用いられ、妊婦検診時に超音波画像を参照しながら胎児の発育状況を確認することが行われている。

【0003】

胎児の発育状況の確認には、超音波画像から胎児の推定体重を算出する方法がよく知られている。具体的には、胎児の推定体重は、母体中の胎児の特定部位（頭部、腹部、大腿部）の長さを計測し、推定式に当てはめることで算出される。

【0004】

超音波による画像診断における一般的な操作としては、まず、検査者は胎児の特定部位が描出されるようにプローブを操作する。その際、計測に適した断層像が得られるようにプローブを調整し、特定部位の計測画像を表示させる。次に、計測画像上で、胎児の頭部においては BPD (Biparietal Diameter: 児頭大横径) を、胎児の腹部においては AC (Abdominal Circumference: 腹部周囲長) を、

10

20

30

40

50

を、胎児の大腿部においてはFL (Femoral Length : 大腿骨長) をそれぞれ測定する。そして、各測定結果を、(式1) に示す胎児の推定体重算出式に入力することで、胎児の推定体重を得ることができる。

【0005】

推定体重 (g) = $1.07 \text{ BPD}^3 + 3.00 \times 10^{-1} \text{ AC}^2 \times \text{FL} \cdots$ (式1)

【0006】

ここで、BPD : 児頭大横径 (cm)、AC : 腹部周囲長 (cm) FL : 大腿骨長 (cm) であり、図16に示す部位の長さに相当する。なお、図16は、胎児の推定体重算出式に用いられる胎児の特定部位を示す図である。

【0007】

この従来方法によれば、適切な計測画像 (以下、計測基準画像と記載) を表示させた上で、BPDとACとFLとの長さを計測することで胎児の推定体重を得ることができる。そして、得られた胎児の推定体重を統計的データと比較することで、胎児の発育状況を確認することができる。

【0008】

しかしながら、従来方法では、計測基準画像が適切でない場合、すなわち計測画像がBPDとACとFLとの長さを計測するために適切に表示できていない場合には、正しい長さを計測することができない。例えば、大腿部において大腿骨を表示させる場合、プローブと大腿骨との角度が適切でないならば、計測基準画像では大腿骨は本来の長さよりも短く表示されてしまう。頭部、腹部においても同様に、プローブとの角度によっては、大横

【0009】

そのため、検査者は、胎児の推定体重を正しく得るために、適切な計測基準画像が得られるよう注意深くプローブを操作し、適切な計測基準画像を決定しなければならない。つまり、胎児の推定体重を正しく得られるかどうかは (検査者が決定した計測基準画像がBPDとACとFLとの長さを正確に計測できるものであるかは)、検査者の手技と知見とに依存する。なぜなら、母体中の胎児の位置や体位は固定的ではないためである。

【0010】

それに対して、超音波の送受波により3次元領域を構成するボクセルデータを獲得し、ボクセルデータに対して切断面を設定することで、任意の角度の断層像を得ることができる技術が開示されている (例えば、特許文献1)。この特許文献1に提案されている手法を、上述した計測基準画像獲得に用いると、検査者はプローブを操作して胎児のボクセルデータを得てから、適切な切断面を設定することができる。つまり、検査者の手技によらず、適切な計測基準画像を設定することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】特開平9 - 308630号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、上記特許文献1を用いた従来の構成では、検査者の手技による影響は少なくなるものの、検査者が切断面を設定する必要があり、適切な計測基準画像が得られるかどうかは検査者の判断に依存する。つまり、依然として検査者が計測基準画像を判断し指示しなければならないという課題を有する。

【0013】

本発明は、前記従来の課題を解決するもので、検査者依存性を少なくし、簡易な操作で高精度に胎児の推定体重算出を行うことができる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 4 】

前記従来の課題を解決するために、本発明の一形態に係る超音波診断装置は、被検体に向けて送信した超音波の前記被検体からの反射波に基づいて、前記被検体の部位に対応する３次元データを生成する３次元データ生成部と、前記反射波の強度に基づいて、前記３次元データを構成する複数の２次元断面のうちの一の２次元断面を、前記被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する測定画像選択部と、選択された前記測定基準画像を用いて、前記被検体の部位の長さを測定し、測定した前記長さをを用いて前記被検体の推定体重を算出する測定算出部と、算出された前記推定体重を出力する出力部と、を備える。

【 0 0 1 5 】

この構成により、検査者依存性を少なくし、簡易な操作で高精度に胎児の推定体重算出を行うことができる超音波診断装置を実現することができる。

【 0 0 1 6 】

ここで、前記測定画像選択部は、前記３次元データから、閾値よりも大きい反射強度を有する前記反射波に対応する領域である高エコー領域を抽出する高エコー領域抽出部と、抽出した前記高エコー領域の３次元特徴に基づいて、前記３次元データを切断することで、前記３次元データを構成する複数の２次元断面を獲得する切断面獲得部と、前記複数の２次元断面のうちの一の２次元断面を、前記被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する基準画像選択部とを備えるとしてもよい。

【 0 0 1 7 】

この構成によって、高エコー領域の３次元特徴により切断面を限定して獲得することで、計測に適した断面を高精度に選ぶことができる。

【 0 0 1 8 】

なお、本発明は、装置として実現するだけでなく、その装置を構成する処理手段をステップとする方法として実現したり、それらステップをコンピュータに実行させるプログラムとして実現したり、そのプログラムを示す情報、データまたは信号として実現したりすることもできる。そして、それらプログラム、情報、データおよび信号は、ＣＤ－ＲＯＭ等の記録媒体やインターネット等の通信媒体を介して配信してもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明によれば、検査者依存性を少なくし、簡易な操作で高精度に胎児の推定体重算出を行うことができる超音波診断装置を実現することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【図１】図１は、本発明の実施の形態１における超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

【図２】図２は、本発明の実施の形態１における予め用意した胎児の頭部の３次元の特徴を示すテンプレートデータの模式図である。

【図３】図３は、本発明の実施の形態１における予め用意した胎児の腹部の３次元の特徴を示すテンプレートデータの模式図である。

【図４】図４は、本発明の実施の形態１における予め用意した胎児の大腿部の３次元の特徴を示すテンプレートデータの模式図である。

【図５】図５は、胎児のＢＰＤの計測に用いるべき計測断面の特徴を説明するための模式図である。

【図６】図６は、胎児の腹部のＡＣの計測に用いるべき計測断面の特徴を説明するための模式図である。

【図７Ａ】図７Ａは、胎児のＦＬの計測に用いるべき計測断面の特徴を説明するための模式図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、胎児のＦＬの計測に用いると誤った長さを計測してしまう計測断面を模式的に示す図である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 は、本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の測定基準画像選択処理について説明するためのフローチャートである。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置が被検体の推定体重の算出を行うまでの処理について説明するためのフローチャートである。

【図 10】図 10 は、本発明の実施の形態 1 における胎児の頭部に対する超音波診断装置の測定基準画像選択処理を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 1 における胎児の腹部に対する超音波診断装置の測定基準画像選択処理を示すフローチャートである。

【図 12】図 12 は、本発明の実施の形態 1 における胎児の大腿部に対する超音波診断装置の測定基準画像選択処理を示すフローチャートである。

10

【図 13】図 13 は、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置の測定基準画像選択処理について説明するためのフローチャートである。

【図 15】図 15 は、本発明における超音波診断装置の最小構成を示す図である。

【図 16】図 16 は、胎児の推定体重算出式に用いられる胎児の特定部位を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、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。

20

【0022】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

【0023】

図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 100 と、プローブ 101 と、操作入力部 110 と、表示部 111 とで構成されている。

【0024】

超音波診断装置本体 100 は、制御部 102 と、送受信部 103 と、B モード画像生成部 104 と、3D データ生成部 105 と、高エコー領域抽出部 106、切断面獲得部 107 および測定基準画像選択部 108 で構成される測定画像選択部 106a と、データ格納部 109 と、測定算出部 112 と、出力部 113 とを備える。

30

【0025】

プローブ 101 は、超音波診断装置本体 100 に接続されており、超音波を送受信する超音波振動子が配列されている。プローブ 101 は、送受信部 103 の指示により超音波を送信し、被検体からの反射波（超音波反射信号）をエコー信号として受信する。プローブ 101 は、さらに、超音波振動子を走査方向の垂直方向に揺動させるモータを備えている。そのため、プローブ 101 を用いて被検体を走査すると、超音波振動子は揺動させながら被検体を走査するので、エコー信号から走査垂直方向における断層データを得ることができる。なお、プローブ 101 は、揺動機構を用いるものに限らない。例えば、超音波振動子がマトリックス上に配置された 2 次元アレイプローブの超音波振動子の駆動を用いてもよく、プローブ 101 を一定速度で平行移動させるものを用いてもよい。超音波を 3 次元的に送受信する手段があればよい。

40

【0026】

制御部 102 は、各部の制御を行う。なお、以降、特に明記しないが、制御部 102 は、各部の動作を司り、動作タイミングなどを制御しながら各部の動作を実行する。

【0027】

送受信部 103 は、プローブ 101 の超音波振動子を駆動させて超音波を発生させる指示信号をプローブ 101 に送信し、また、プローブ 101 から超音波反射信号を受信する。

50

【 0 0 2 8 】

Bモード画像生成部104は、送受信部103が受信した超音波反射信号を基に、Bモード画像データを生成する。ここでは、超音波反射信号に対しフィルタ処理を行い、さらに包絡線検波を行って、検波された信号を対数変換、ゲイン調整を行って出力する。なお、Bモードとは、超音波反射信号の強さにしたがって、輝度を変化させて表示する方法である。Bモード画像とは、例えば1つの走査方向だけでなく、プローブの走査方向にそって連続的に行うなど超音波送受信方向を換えて行うことで、超音波反射信号の強さを輝度に变化させて描かれた断層画像である。

【 0 0 2 9 】

3Dデータ生成部105は、被検体に向けて送信した超音波の被検体からの超音波反射信号に基づいて、被検体の部位に対応する対象物を示す3Dデータを生成する。具体的には、3Dデータ生成部105は、Bモード画像生成部104が生成した複数のBモード画像データを元に3Dデータを生成する。さらに具体的には、超音波送受信方向を変える手法によって詳細は異なるが、3Dデータ生成部105は、複数のBモード画像の画素値を3次元座標位置に再サンプルを行い、3次元の体積を有する対象物を示すデータに再構成することで、3Dデータを生成する。

10

【 0 0 3 0 】

測定画像選択部106aは、反射波の強度に基づいて、3Dデータを構成する複数の2次元断面のうちの一の2次元断面を、被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する。測定画像選択部106aは、上述したように、高エコー領域抽出部106、切断面獲得部107および測定基準画像選択部108で構成される。以下、具体的に説明する。

20

【 0 0 3 1 】

高エコー領域抽出部106は、3Dデータから、閾値よりも大きい反射強度を有する超音波反射信号に対応する領域である高エコー領域を抽出する。具体的には、高エコー領域抽出部106は、3Dデータ生成部105が生成した3Dデータから高エコー領域のデータのみを抽出する。ここで、高エコー領域とは、周囲よりも反射が強い領域であり、低エコー領域とは、周囲よりも反射が弱い領域をいう。そのため、適当なしきい値を設定すれば、高エコー領域抽出部106は、3Dデータ値としきい値とを比較することで、高エコー領域のデータのみを抽出することができる。ここでは、被検体が胎児であることにより、主に骨領域が高エコー領域として抽出される。

30

【 0 0 3 2 】

なお、抽出結果が例えばゲインの変動などデータ状況に左右されるのを抑制するために、判別分析法を用いてしきい値を導出して2値化を行ってから比較することが望ましい。

【 0 0 3 3 】

このようにして、高エコー領域抽出部106は、3Dデータから高エコー領域のデータを抽出することにより、結果として、高エコー領域（主に骨領域）の3次元特徴を抽出する。

【 0 0 3 4 】

切断面獲得部107は、抽出した高エコー領域の3次元特徴に基づいて、3Dデータの示す対象物を切断することで、3Dデータを構成する複数の2次元画像を獲得する。具体的には、切断面獲得部107は、高エコー領域抽出部106により抽出された高エコー領域の3次元特徴に基づき、3Dデータ生成部105が生成した3Dデータの示す対象物を平面で切断することにより、複数の2次元画像（切断面）を獲得する。

40

【 0 0 3 5 】

さらに具体的には、まず、切断面獲得部107は、高エコー領域抽出部106が抽出した高エコー領域の3次元特徴に基づいて、3Dデータの示す対象物を切断する平面である切断面の向き、および、3Dデータの示す対象物を切断する領域である切断領域を決定する。すなわち、切断面獲得部107は、3Dデータ生成部105が生成した3Dデータと予め用意した特定部位の3次元の特徴を示すテンプレートデータと比較（マッチング）し

50

、それらが一致する場合に、テンプレートデータに対応する３Ｄデータの領域（３Ｄデータの示す対象物）を切断領域と決定し、テンプレートデータから切断面の向き（切断面の面法線方向）を決定する。次に、切断面獲得部１０７は、決定した切断領域において、決定した向きで、つまり決定した面法線を有する切断面（２次元画像）を獲得する。

【００３６】

例えば、図２は、予め用意した胎児の頭部の３次元の特徴を示すテンプレートデータの模式図である。図２に示すように、胎児の頭部に対応するテンプレートデータは、頭蓋骨、硬膜および透明中隔を元に作成されており、頭蓋骨、硬膜および透明中隔の配置と３次元形状を示すデータとなっている。３次元形状を示すデータでは、頭部は、概球形状であり、頭蓋骨から構成されていることと、頭蓋骨は、弧を持つ平面が複数組み合わせられた構造であることが示されている。

10

【００３７】

ここで、切断面獲得部１０７は、３Ｄデータ生成部１０５が生成した３Ｄデータと、テンプレートデータとを比較（マッチング）し、胎児の頭部に対応するテンプレートデータと一致度が高いとする。その場合には、切断面獲得部１０７は、切断領域は、透明中隔を縦断する範囲に決定し、切断面の向きを透明中隔に相当するデータに垂直な面と決定する。また、切断領域は、透明中隔を縦断する範囲に決定する。具体的には、切断面獲得部１０７は、胎児の頭部に対応するテンプレートデータと一致度が高い場合には、まず、高エコー領域の３次元特徴から頭蓋骨（硬膜）の正中面を抽出し、抽出した正中面に縦断された透明中隔（低エコー領域）を抽出する。そして、切断面獲得部１０７は、頭蓋骨（硬膜）の正中面に垂直な面を切断面の向きと決定し、切断領域は、透明中隔（低エコー領域）を縦断する範囲と決定する。このように、切断面獲得部１０７は、高エコーとなる骨および硬膜に基づいて、胎児の頭部の切断面を獲得する。

20

【００３８】

また、例えば、図３は、本発明の実施の形態１における予め用意した胎児の腹部の３次元の特徴を示すテンプレートデータの模式図である。図３に示すように、胎児の腹部に対応するテンプレートデータは、脊椎および肋骨を元に作成されており、脊椎および肋骨の配置と３次元形状を示すデータとなっている。具体的には、腹部は、骨の集まりで柱状からなる脊椎と、複数の棒状からなり対称形状である肋骨から構成されていることを示すデータとなっている。

30

【００３９】

ここで、切断面獲得部１０７は、３Ｄデータ生成部１０５が生成した３Ｄデータと、テンプレートデータとを比較（マッチング）し、胎児の腹部に対応するテンプレートデータと一致度が高いとする。その場合には、切断面獲得部１０７は、切断面の向きは脊椎に相当するデータに垂直な面と決定し、切断領域は脊椎のみを縦断する範囲に決定する。具体的には、切断面獲得部１０７は、胎児の腹部に対応するテンプレートデータと一致度が高い場合には、まず、高エコー領域の３次元特徴から脊椎に相当する柱状領域（高エコー領域）を抽出する。切断面獲得部１０７は、抽出した柱状領域（高エコー領域）に垂直な面を切断面の向きと決定し、切断領域は脊椎のみを縦断する範囲に決定する。このように、切断面獲得部１０７は、高エコーとなる骨および硬膜に基づいて、胎児の腹部の切断面を獲得する。

40

【００４０】

また、例えば、図４は、本発明の実施の形態１における予め用意した胎児の大腿部の３次元の特徴を示すテンプレートデータの模式図である。図４に示すように、胎児の大腿部に対応するテンプレートデータは、大腿骨および骨盤を元に作成されており、大腿骨および骨盤の配置と３次元形状を示すデータとなっている。具体的には、大腿部は、棒状であり、股関節と連結している構造であることを示すデータとなっている。

【００４１】

ここで、切断面獲得部１０７は、３Ｄデータ生成部１０５が生成した３Ｄデータと、テンプレートデータとを比較（マッチング）し、胎児の大腿部に対応するテンプレートデー

50

タと一致度が高いとする。その場合には、切断面獲得部 107 は、切断面の向きは大腿骨に相当するデータを横断する面と決定し、切断範囲は大腿骨に相当するデータを中心として 180 度の範囲に決定する。すなわち、切断面獲得部 107 は、胎児の大腿部に対応するテンプレートデータと一致度が高い場合には、まず、高エコー領域の 3 次元特徴から大腿骨に相当する棒状領域（高エコー領域）を抽出する。切断面獲得部 107 は、抽出した棒状領域（高エコー領域）を横断する面を切断面の向きと決定し、切断領域は、棒状領域（高エコー領域）を横断する面であって、上記切断面と 180 度の範囲の面を有する領域と決定する。このように、切断面獲得部 107 は、高エコーとなる骨に基づいて、胎児の頭部の切断面を獲得する。

【0042】

10

以上のように、切断面獲得部 107 は、切断領域と向きとを決定し、決定した切断領域において、決定した向きで複数の切断面（2 次元画像）を獲得する。言い換えると、切断面獲得部 107 は、抽出された高エコー領域の 3 次元形状と配置とに基づいて、3D データの示す対象物を切断する 2 次元画像の向きを決定し、決定した向きで複数の 2 次元画像を獲得する。

【0043】

測定基準画像選択部 108 は、複数の 2 次元画像のうちの一の 2 次元画像を、被検体の部位の長さを測定するため用いる測定基準画像として選択する。具体的には、測定基準画像選択部 108 は、複数の 2 次元画像それぞれと、測定基準画像が示す輝度情報の空間分布の特徴との類似度を評価することにより、複数の 2 次元画像のうちの一の 2 次元画像を、測定基準画像として選択する。つまり、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が獲得した複数の切断面画像を評価し、このうちで最も測定に適した画像を測定基準画像として選択する。この評価には、輝度の空間分布を利用するのが好ましい。

20

【0044】

さらに具体的には、まず、測定基準画像選択部 108 は、予め、統計的に測定基準画像を特徴付ける輝度空間分布特徴を学習しておき、切断面獲得部 107 が獲得した複数の切断面画像のうちで最も近い輝度空間分布特徴を持つ切断面画像を、測定基準画像として選択する。本実施の形態では、Haar-like 特徴を基に予め学習を行った結果と、切断面獲得部 107 が獲得した切断面に対して特徴量算出を行った結果とを比較することで、測定基準画像との類似度を測る。

30

【0045】

ここで、胎児の推定体重算出式に用いられる胎児の特定部位すなわち頭部、腹部、および大腿部の測定基準画像の決定方法について説明する。

【0046】

図 5 は、胎児の BPD の計測に用いるべき計測断面の特徴を説明するための模式図である。

【0047】

胎児の BPD（児頭大横径）を正確に計測するために、図 5 に示すような硬膜および透明中隔の配置を有する頭蓋骨の断面で BPD を計測することが好ましい。すなわち、頭蓋骨（硬膜）の正中面に垂直な断面であって、正中線が描かれており、描かれた正中線が透明中隔を横断している配置を示す断面で計測されることが好ましい。

40

【0048】

したがって、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が獲得した複数の切断面画像を評価し、このうちで最も図 5 に示す特徴に対応した輝度空間分布特徴を有する計測断面を測定基準画像として選択する。具体的には、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が抽出した正中面に垂直な切断面であって、抽出した低エコー領域（透明中隔相当）を横断し、正中線（高エコー領域）が描出されている切断面を測定基準画像として選択する。

【0049】

このようにして、測定基準画像選択部 108 は、高エコーとなる骨および硬膜等に基づ

50

いて、測定基準画像を選択する。

【 0 0 5 0 】

なお、測定基準画像は、図 5 に示すように、描かれた正中線がさらに四丘体槽を横断している配置を示す切断断面画面であるとしてもよい。

【 0 0 5 1 】

図 6 は、胎児の A C の計測に用いるべき計測断面の特徴を説明するための模式図である。

【 0 0 5 2 】

胎児の A C (腹部周囲長) を正確に計測するために、図 6 に示すような脊椎、臍静脈および胃胞の配置を有する腹部の断面で A C を計測することが好ましい。すなわち、脊椎 (腹部大動脈の代わり) に略垂直な断面であって、脊椎の略垂直の方向に臍静脈 (胆内臍静脈) が描かれており、描かれた臍静脈の近傍に、塊状の胃胞がある配置を示す断面で計測されることが好ましい。

10

【 0 0 5 3 】

したがって、測定基準画像選択部 1 0 8 は、切断面獲得部 1 0 7 が獲得した複数の切断面画像を評価し、このうちで最も図 6 に示す特徴に対応した輝度空間分布特徴を有する計測断面を測定基準画像として選択する。具体的には、測定基準画像選択部 1 0 8 は、切断面獲得部 1 0 7 が抽出した高エコー領域 (柱状領域) に垂直な切断面であって、高エコー領域 (柱状領域) の略垂直の方向に低エコー領域 (臍静脈) が配置され、その低エコー領域 (臍静脈) の近傍に、塊状の低エコー領域 (胃胞) が配置されている切断面を測定基準画像として選択する。

20

【 0 0 5 4 】

このようにして、測定基準画像選択部 1 0 8 は、高エコーとなる骨、低エコーとなる血管、胃等とに基づいて、測定基準画像を選択する。

【 0 0 5 5 】

なお、高エコー領域として抽出できる脊椎により、切断面を選択するのが好ましいが、低エコー領域として抽出される腹部大動脈断により切断面を選択してもよい。

【 0 0 5 6 】

図 7 A は、胎児の F L の計測に用いるべき計測断面の特徴を説明するための模式図である。図 7 B は、胎児の F L の計測に用いると誤った長さを計測してしまう計測断面を模式的に示す図である。

30

【 0 0 5 7 】

胎児の F L (大腿骨長) を正確に計測するために、図 7 A に示す大腿骨の長さ (F L) を計測することが好ましい。すなわち、大腿骨を横断する断面で計測されることが好ましい。

【 0 0 5 8 】

したがって、測定基準画像選択部 1 0 8 は、切断面獲得部 1 0 7 が獲得した複数の切断面画像を評価し、このうちで最も図 7 A に示す特徴に対応した輝度空間分布特徴を有する計測断面を測定基準画像として選択する。具体的には、測定基準画像選択部 1 0 8 は、切断面獲得部 1 0 7 が抽出した高エコー領域 (棒状領域) を横断する切断面すなわち棒の長さ方向における切断面を測定基準画像として選択する。

40

【 0 0 5 9 】

このように、測定基準画像選択部 1 0 8 は、高エコーとなる骨に基づいて、測定基準画像を選択する。ここでも、2次元画像 (B モード画像) でなく、3D データから切断面を評価して測定基準画像を決定しているので、図 7 B に示すように誤った長さが計測できる断面でなく、図 7 A に示すように正しい長さが計測できる断面を測定基準画像として選択することができる。

【 0 0 6 0 】

データ格納部 1 0 9 は、B モード画像生成部 1 0 4 が生成する複数の B モード画像、3D データ生成部 1 0 5 が生成する 3D データ、高エコー領域抽出部 1 0 6 が抽出する高エ

50

コー領域データ、測定基準画像選択部 108 により選択された測定基準画像が格納される。

【0061】

操作入力部 110 は、操作者の指示が入力される。具体的には、操作入力部 110 は、ボタン、キーボード、マウスなどからなり、これらを通して検査者の指示を入力する。

【0062】

表示部 111 は、LCD などの表示装置からなり、B モード画像、3D データの示す対象物、切断面などを表示する。

【0063】

測定算出部 112 は、選択された測定基準画像を用いて、被検体の部位の長さを測定し、測定した前記長さをを用いて被検体の推定体重を算出する。具体的には、測定算出部 112 は、測定基準画像選択部 108 により選択された測定基準画像を用いて、被検体の部位の長さを測定する。測定算出部 112 は、測定した被検体の部位の長さから、被検体の推定体重を算出する。

10

【0064】

出力部 113 は、算出された推定体重を出力する。具体的には、出力部 113 は、測定算出部 112 で算出された推定体重を出力することで、表示部 111 に算出された推定体重をさせる。

【0065】

以上のように実施の形態 1 における超音波診断装置 1 は構成される。

20

【0066】

次に、図 8 を用いて、超音波診断装置 1 における測定基準画像選択処理について説明する。

【0067】

図 8 は、本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の測定基準画像選択処理について説明するためのフローチャートである。

【0068】

まず、B モード画像生成部 104 は、複数の B モード画像データを生成する（ステップ S10）。

【0069】

30

具体的には、送受信部 103 がプローブ 101 を通じて被検体に超音波を発信し、プローブ 101 を通じてその反射波を受信する。そして、B モード画像生成部 104 は、送受信部 103 が受信した超音波反射信号をデータ処理することで、1 枚の B モード画像を生成し、生成した B モード画像をデータ格納部 109 に保存する。このような処理を、超音波送受信方向を変えて行うことで、複数の B モード画像を生成し、生成した複数の B モード画像をデータ格納部 109 に保存する。なお、超音波送受信方向を変える手法としては、上述したように、プローブ 101 の揺動機構を用いるもの、2 次元アレイプローブの超音波振動子の駆動によるもの、プローブ 101 を一定速度で平行移動させるもの、などがある。

【0070】

40

次に、3D データ生成部 105 は、複数の B モード画像を元に 3D データを生成する（ステップ S20）。具体的には、超音波送受信方向を変える手法によって詳細は異なるが、3D データ生成部 105 は、B モード画像生成部 104 が生成した複数の B モード画像の画素値を 3 次元座標位置に再サンプリングを行い、3 次元の体積を有する対象物を示すデータに再構成することで、3D データを生成する。

【0071】

次に、高エコー領域抽出部 106 は、3D データ生成部 105 が生成した 3D データから高エコー領域を抽出する。結果として、高エコー領域抽出部 106 は、3D データから高エコー領域の 3 次元特徴を抽出する（ステップ S30）。

【0072】

50

次に、切断面獲得部 107 は、高エコー領域の 3 次元特徴に基づき、複数の切断面を獲得する（ステップ S 40）。具体的には、切断面獲得部 107 は、3D データ生成部 105 が生成した 3D データと予め用意した特定部位の 3 次元の特徴を示すテンプレートデータと比較（マッチング）し、それらが一致する（類似度が高い）場合に、テンプレートデータに対応する 3D データの領域（3D データの示す対象物）を切断領域と決定し、また、テンプレートデータから切断面の向き（切断面の法線方向）を決定する。そして、切断面獲得部 107 は、決定した切断領域において、決定した向きで複数の切断面（2 次元画像）を獲得する。

【0073】

次に、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が獲得した複数の切断面を評価する（ステップ S 50）。そして、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が獲得した全ての切断面の評価を終えたら（ステップ S 60）、最高の評価を得た断面を測定基準画像として選択する（ステップ S 70）。

10

【0074】

具体的には、測定基準画像選択部 108 は、予め学習した、統計的に測定基準画像を特徴付ける輝度空間分布特徴と、切断面獲得部 107 が獲得した切断面の特徴とを比較することで、測定基準画像との類似度を測る。そして、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が獲得した複数の切断面画像のうちで最も近い輝度空間分布特徴を持つ切断面画像を、測定基準画像として選択する。

20

【0075】

なお、測定基準画像選択部 108 は、切断面獲得部 107 が獲得した切断面の特徴と測定基準画像との類似度が低い場合には、ステップ S 40 に戻る。そして、切断面獲得部 107 は、再度、複数の切断面を獲得して、ステップ S 50 へと進む。

【0076】

最後に、測定基準画像選択部 108 は、選択した測定基準画像をデータ格納部 109 へ格納する（ステップ S 80）。

【0077】

以上のように、超音波診断装置 1 は、測定基準画像選択処理を行う。具体的には、超音波診断装置 1 は、高エコー領域となる骨領域の 3 次元特徴により切断面を限定しながら獲得することで、計測に適した断面を高精度に決定する。

30

【0078】

なお、ステップ S 30 において、検査者は、高エコー領域抽出部 106 が抽出した高エコー領域の 3 次元特徴（高エコー領域の 3 次元形状および配置情報）に基づき、被検体の部位を判断するとしてもよい。その場合、検査者は、操作入力部 110 を介して、切断面獲得部 107 に、例えば、3D データ生成部 105 が生成した 3D データが例えば大腿部である等の特定部位のデータであること通知し、3D データ生成部 105 が生成した 3D データと比較（マッチング）する予め特定部位の 3D データを絞ればよい。このようにすれば、ステップ S 40 においては、切断面獲得部 107 が行う処理の効率を高めることができる。また、ステップ S 50 においては、測定基準画像選択部 108 が行う評価の効率を高めることができ、誤評価の可能性を減らすことができる。

40

【0079】

以上のようにして、超音波診断装置 1 は、測定基準画像選択処理を行う。それにより、超音波診断装置に習熟していない人でも、確実に正確な測定基準画面を得ることができ、その測定基準画面から特定部位の長さを正確に測定することができる。

【0080】

続いて、超音波診断装置 1 の全処理すなわち、測定基準選択処理を含み超音波診断装置 1 が被検体の推定体重の算出を行うまでの処理について説明する。

【0081】

図 9 は、本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置が被検体の推定体重の算出を行うまでの処理について説明するためのフローチャートである。

50

【 0 0 8 2 】

まず、超音波診断装置 1 は、被検体に向けて送信した超音波の被検体からの反射波に基づいて、被検体の部位に対応する 3 次元データを生成する (S 1 1 0)。具体的には、超音波診断装置 1 は、図 8 で説明した S 1 0 および S 2 0 の処理を行うが、S 1 0 および S 2 0 の処理については、上述したのでここでの説明を省略する。

【 0 0 8 3 】

次に、超音波診断装置 1 は、被検体からの反射波の強度に基づいて、3 D データを構成する複数の 2 次元断面のうちの一の 2 次元断面を、被検体の部位の長さを測定するために用いる測定基準画像として選択する (S 1 3 0)。具体的には、超音波診断装置 1 は、図 8 で説明した S 3 0 ~ S 8 0 の処理を行うが S 3 0 ~ S 8 0 の処理については、上述したのでここでの説明を省略する。

10

【 0 0 8 4 】

なお、S 1 1 0 および S 1 3 0 において、より詳細には、被検体の部位として胎児の頭部、腹部および大腿部に対応する 3 次元データを生成する。

【 0 0 8 5 】

ここで、図 1 0 は、本発明の実施の形態 1 における胎児の頭部に対する超音波診断装置の測定基準画像選択処理を示すフローチャートである。図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 における胎児の腹部に対する超音波診断装置の測定基準画像選択処理を示すフローチャートである。図 1 2 は、本発明の実施の形態 1 における胎児の大腿部に対する超音波診断装置の測定基準画像選択処理を示すフローチャートである。図 8 と同様の要素には同一の符号を付しており、詳細な説明は省略する。

20

【 0 0 8 6 】

図 1 0 に示すように、S 1 1 0 で生成した 3 D データが胎児の頭部に対応する場合に、S 3 1 で頭部に対応する高エコー領域の 3 次元特徴を抽出する。その後、S 7 1 で胎児の頭部の長さを測定するために用いる測定基準画像を選択して、S 8 1 で、その測定基準画像を登録する。なお、S 3 1 ~ S 8 1 は、図 8 の S 3 0 ~ S 8 0 に対応するため詳細な説明は省略する。また、図 1 1 に示すように、S 1 1 0 で生成した 3 D データが胎児の腹部に対応する場合に、S 3 2 で腹部に対応する高エコー領域の 3 次元特徴を抽出する。その後、S 7 2 で胎児の腹部の長さを測定するために用いる測定基準画像を選択して、S 8 2 で、その測定基準画像を登録する。なお、S 3 2 ~ S 8 2 は、図 8 の S 3 0 ~ S 8 0 に対応するため詳細な説明は省略する。また、図 1 2 に示すように、S 1 1 0 で生成した 3 D データが胎児の大腿部に対応する場合に、S 3 3 で大腿部に対応する高エコー領域の 3 次元特徴を抽出する。その後、S 7 3 で胎児の大腿部の長さを測定するために用いる測定基準画像を選択して、S 8 3 で、その測定基準画像を登録する。なお、S 3 3 ~ S 8 3 は、図 8 の S 3 0 ~ S 8 0 に対応するため詳細な説明は省略する。

30

【 0 0 8 7 】

次に、超音波診断装置 1 は、S 1 3 0 において選択された測定基準画像を用いて、被検体の部位の長さを測定し、測定した長さに基づいて被検体の推定体重を算出する (S 1 5 0)。

【 0 0 8 8 】

具体的には、測定算出部 1 1 2 は、選択された測定基準画像を用いて、被検体の部位の長さを測定し、測定した長さを用いて被検体の推定体重を算出する。

40

【 0 0 8 9 】

次に、超音波診断装置 1 は、算出された推定体重を出力する (S 1 7 0)。

【 0 0 9 0 】

以上のようにして、超音波診断装置 1 は被検体の推定体重の算出を行う。

【 0 0 9 1 】

以上、本実施の形態によれば、検査者依存性を少なくし、簡易な操作で高精度に胎児の推定体重算出を行うことができる超音波診断装置を実現できる。

【 0 0 9 2 】

50

(実施の形態 2)

図 13 は、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置の概略を示すブロック図である。図 13 において、図 1 と同じ構成要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

【0093】

図 13 に示す超音波診断装置 2 は、超音波診断装置本体 200 と、プローブ 101 と、操作入力部 110 と、表示部 111 とで構成されている。図 13 に示す超音波診断装置本体 200 は、図 1 に示す超音波診断装置本体 100 に対して、被検体部位特定部 212 の構成が異なる。つまり、超音波診断装置本体 200 は、図 1 の構成に加え、被検体部位特定部 212 を有する。

【0094】

被検体部位特定部 212 は、3D データの示す対象物に対応する被検体の部位を特定する。具体的には、被検体部位特定部 212 は、高エコー領域抽出部 106 が抽出した高エコー領域の 3 次元特徴（高エコー領域の 3 次元形状および配置情報）に基づき、3D データ生成部 105 が生成した 3D データの示す対象物が例えば頭部、腹部または大腿部などの部位であることを判定し、観察中の被検体（3D データ）の部位を特定する。

【0095】

例えば、被検体部位特定部 212 は、3D データ生成部 105 が生成した 3D データと、予め定めた頭蓋骨相当の特徴を有する胎児の頭部に対応するテンプレートデータ（例えば図 2）と比較し、両者が近い特徴をもつ（類似する）場合に、その 3D データの示す対象物は頭部であると判定する。また、被検体部位特定部 212 は、3D データ生成部 105 が生成した 3D データと、予め定めた脊椎相当の特徴を有する胎児の腹部に対応するテンプレートデータ（例えば図 3）と比較し、両者が近い特徴をもつ（類似する）場合に、その 3D データの示す対象物は腹部であると判定する。同様に、被検体部位特定部 212 は、3D データ生成部 105 が生成した 3D データと、予め定めた大腿骨相当の特徴を有する胎児の大腿部に対応するテンプレートデータ（例えば図 4）と比較し、両者が近い特徴をもつ（類似する）場合に、その 3D データの示す対象物は大腿部であると判定すると判定する。

【0096】

以上のように実施の形態 2 における超音波診断装置 2 は構成される。

【0097】

図 14 は、本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置の測定基準画像選択処理について説明するためのフローチャートである。図 8 と同じ要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

【0098】

図 14 において、図 8 との違いは、ステップ S35 が加わった点である。

【0099】

ステップ S35 において、被検体部位特定部 212 は、高エコー領域抽出部 106 が抽出した高エコー領域の 3 次元特徴（高エコー領域の 3 次元形状および配置情報）に基づき、3D データ生成部 105 が生成した 3D データの示す対象物が例えば頭部、腹部または大腿部などの部位であることを判定し、観察中の被検体（3D データ）の部位を特定する。

【0100】

次いで、ステップ S40 へと進み、切断面獲得部 107 は、被検体部位特定部 212 により特定された部位に応じた 3 次元形状および配置を示す情報と、抽出された高エコー領域の 3 次元形状および配置とに基づいて、複数の 2 次元画像を獲得する。

【0101】

例えば、切断面獲得部 107 は、被検体部位特定部 212 により、3D データの示す対象物に対応する被検体の部位が頭部であると特定された場合に、抽出された高エコー領域の 3 次元特徴から透明中隔に相当する領域を抽出し、抽出した当該領域に基づき、3D データの示す対象物を切断する 2 次元画像の向きを決定し、決定した向きで複数の 2 次元画

10

20

30

40

50

像を獲得する。

【0102】

また、例えば、切断面獲得部107は、被検体部位特定部212により、3Dデータの示す対象物に対応する被検体の部位が腹部であると特定された場合に、抽出された高エコー領域の3次元特徴から脊椎に相当する領域を抽出し、抽出した当該領域に基づき、3Dデータの示す対象物を切断する2次元画像の向きを決定し、決定した向きで複数の2次元画像を獲得する。

【0103】

また、例えば、切断面獲得部107は、被検体部位特定部212により、3Dデータの示す対象物に対応する被検体の部位が大腿部であると特定された場合に、抽出された高エコー領域の3次元特徴から大腿骨に相当する領域を抽出し、抽出した当該領域に基づき、3Dデータの示す対象物を切断する2次元画像の向きを決定し、決定した向きで複数の2次元画像を獲得する。

10

【0104】

以上のように、超音波診断装置2は、測定基準画像選択処理を行う。

【0105】

以上、本実施の形態の超音波診断装置2によれば、測定基準画像選択部108は、評価を効率よく評価でき、誤評価の可能性を減らすことができる。それにより、超音波診断装置2は、さらに、高精度に計測に適した断面（測定基準画像）を選ぶことができる。

【0106】

20

なお、本実施の形態において、被検体部位特定部212は高エコー領域の特徴から判定する構成としたが、操作入力部110から検査者が指示する構成としてもよい。つまり、被検体部位特定部212は、操作入力部110に入力された検査者（操作者）の指示に従って、3Dデータの示す対象物に対応する被検体の部位を特定するとしてもよい。その場合には、検査者の指示という1手間が増えるものの、被検体の部位を正しく決定できることで、より安定的に計測に適した測定基準画像を得ることができる。

【0107】

以上、本発明によれば、検査者依存性を少なくし、簡易な操作で高精度に胎児の推定体重算出を行うことができる超音波診断装置を実現することができる。

【0108】

30

なお、上記では、プローブ101と、超音波診断装置本体100とは独立して構成されているとして説明したが、それに限らない。プローブ101が、超音波診断装置本体100の一部または全部の構成を備えるとしてもよい。

【0109】

また、上記では、超音波診断装置本体100は、制御部102と、送受信部103と、Bモード画像生成部104と、3Dデータ生成部105と、高エコー領域抽出部106、測定画像選択部106aと、データ格納部109と、測定算出部112と、出力部113とを備えるとしたが、それに限られない。図15に示すように、超音波診断装置本体100の最小構成として、最小構成部100aを備えていればよい。すなわち、3Dデータ生成部105、測定画像選択部106a、測定算出部112と、出力部113と、制御部102とを備えていればよい。ここで、図15は、本発明における超音波診断装置の最小構成を示す図である。

40

【0110】

超音波診断装置1は、この最小構成部100aを少なくとも備えることにより、検査者依存性を少なくし、簡易な操作で高精度に胎児の推定体重算出を行うことができる超音波診断装置を実現することができる。

【0111】

また、上記では、測定算出部112は、測定基準画像選択部108により決定された測定基準画像を用いて測定し、測定した被検体の部位の長さから、被検体である胎児の推定体重を算出するとしたが、それに限らない。超音波診断装置本体100が測定算出部11

50

２と出力部１１３とを備えず、検査者が測定基準画像選択部１０８により決定された測定基準画像を用いて測定した被検体の部位の長さから別途算出するとしてもよい。

【０１１２】

以上、本発明の超音波診断装置について、実施の形態に基づいて説明したが、本発明は、この実施の形態に限定されるものではない。本発明の趣旨を逸脱しない限り、当業者が思いつく各種変形を本実施の形態に施したものや、異なる実施の形態における構成要素を組み合わせて構築される形態も、本発明の範囲内に含まれる。

【０１１３】

例えば、本発明は、上記に示す方法であるとしてもよい。また、これらの方法をコンピュータにより実現するコンピュータプログラムであるとしてもよいし、前記コンピュータプログラムからなるデジタル信号であるとしてもよい。

10

【０１１４】

また、本発明は、上記コンピュータプログラムまたは上記デジタル信号をコンピュータ読み取り可能な記録媒体、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、ＣＤ－ＲＯＭ、ＭＯ、ＤＶＤ、ＤＶＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ－ＲＡＭ、ＢＤ（Ｂｌｕ－ｒａｙ Ｄｉｓｃ）、半導体メモリなどに記録したものとしてもよい。また、これらの記録媒体に記録されている前記デジタル信号であるとしてもよい。

【０１１５】

また、本発明は、上記コンピュータプログラムまたは上記デジタル信号を、電気通信回線、無線または有線通信回線、インターネットを代表とするネットワーク、データ放送等を経由して伝送するものとしてもよい。

20

【０１１６】

また、本発明は、マイクロプロセッサとメモリを備えたコンピュータシステムであって、前記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、上記マイクロプロセッサは、前記コンピュータプログラムにしたがって動作するとしてもよい。

【０１１７】

また、上記プログラムまたは上記デジタル信号を上記記録媒体に記録して移送することにより、または上記プログラムまたは上記デジタル信号を、上記ネットワーク等を経由して移送することにより、独立した他のコンピュータシステムにより実施するとしてもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【０１１８】

本発明は、超音波診断装置に利用でき、特に、胎児の詳細な成長診断のために、簡易に正しく測定基準画像を獲得できる超音波診断装置に利用できる。

【符号の説明】

【０１１９】

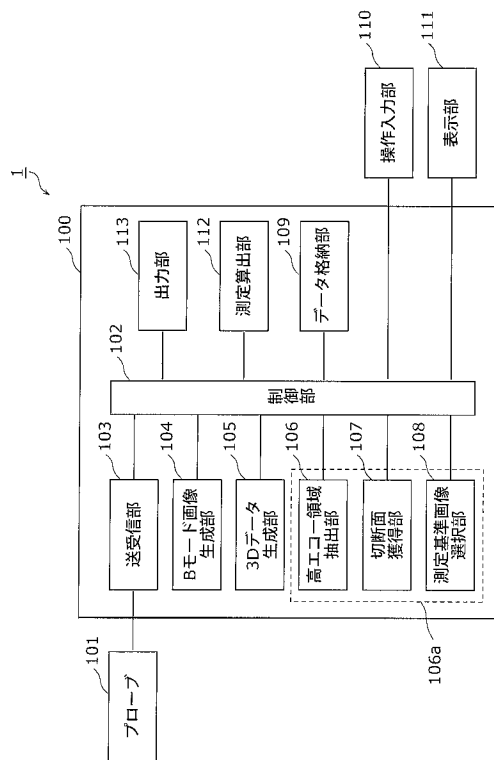
- １、２ 超音波診断装置
- １００、２００ 超音波診断装置本体
- １０１ プローブ
- １０２ 制御部
- １０３ 送受信部
- １０４ Ｂモード画像生成部
- １０５ ３Ｄデータ生成部
- １０６ 高エコー領域抽出部
- １０６ａ 測定画像選択部
- １０７ 切断面獲得部
- １０８ 測定基準画像選択部
- １０９ データ格納部
- １１０ 操作入力部
- １１１ 表示部

40

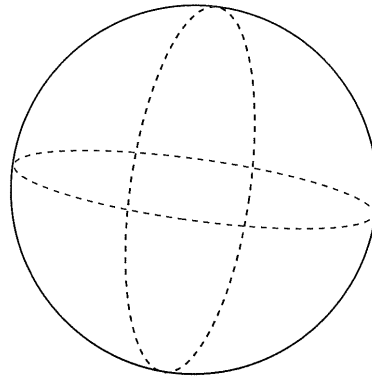
50

- 1 1 2 測定算出部
- 1 1 3 出力部
- 2 1 2 被検体部位特定部

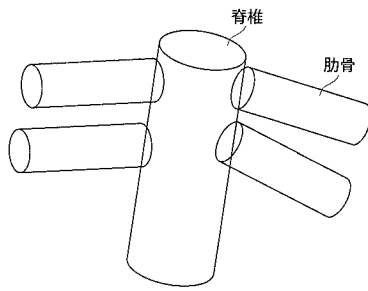
【 図 1 】



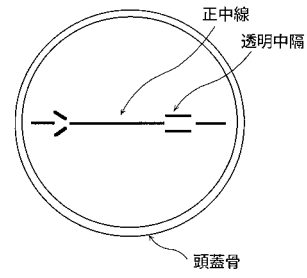
【 図 2 】



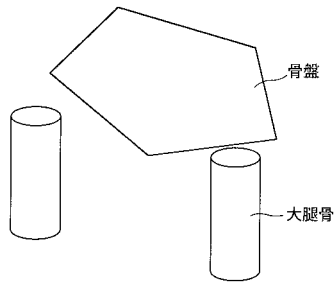
【図 3】



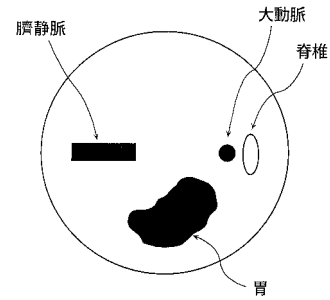
【図 5】



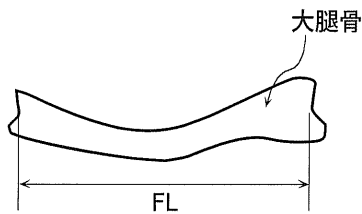
【図 4】



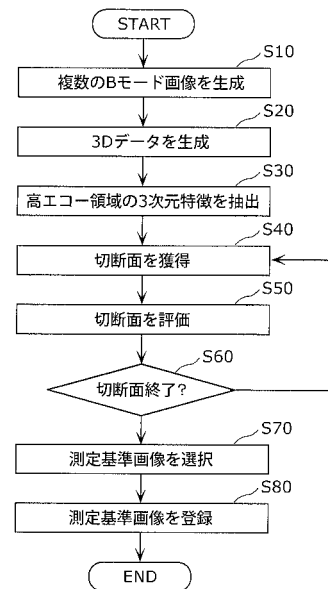
【図 6】



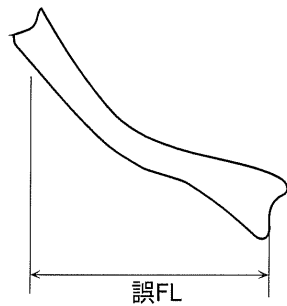
【図 7 A】



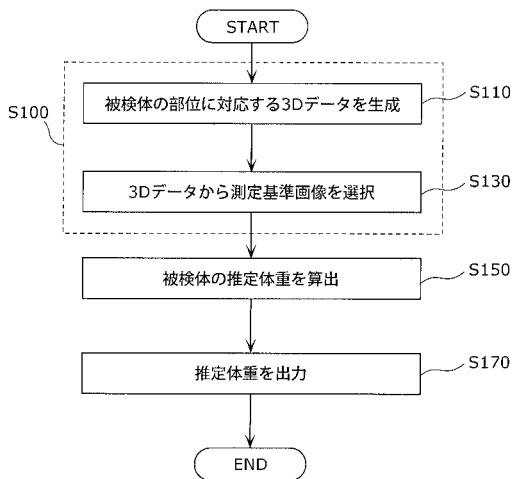
【図 8】



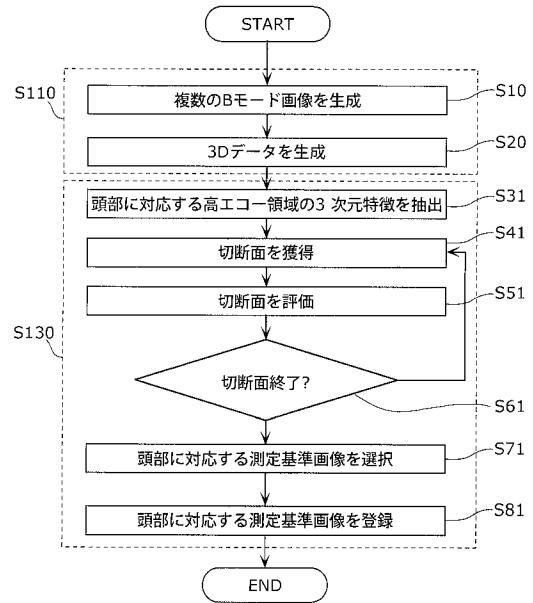
【図 7 B】



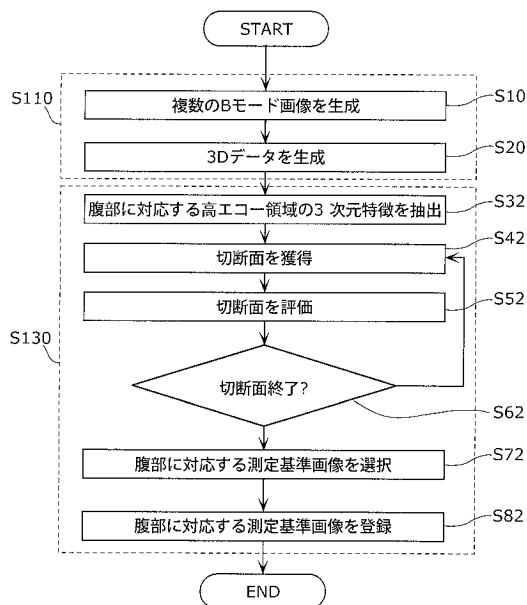
【図 9】



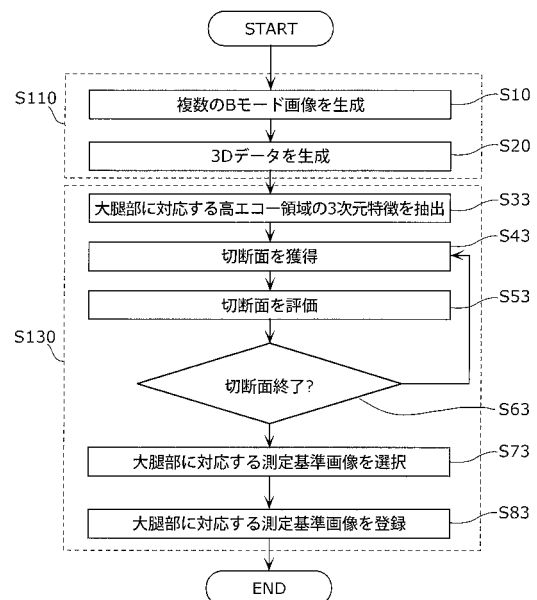
【図 10】



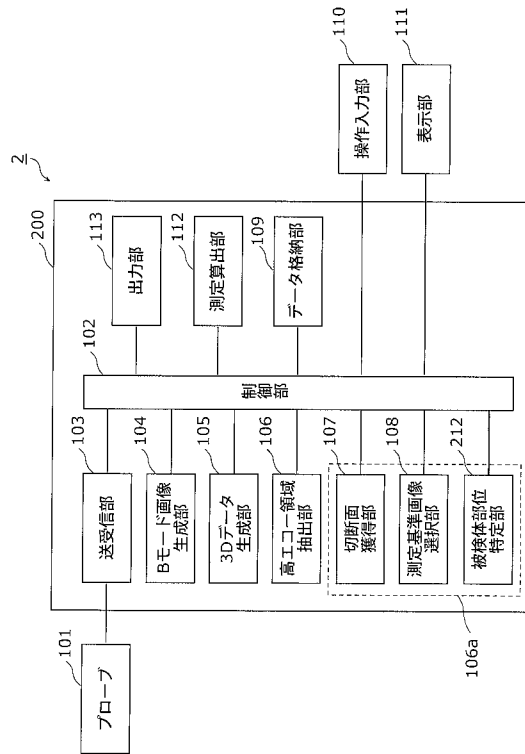
【図 11】



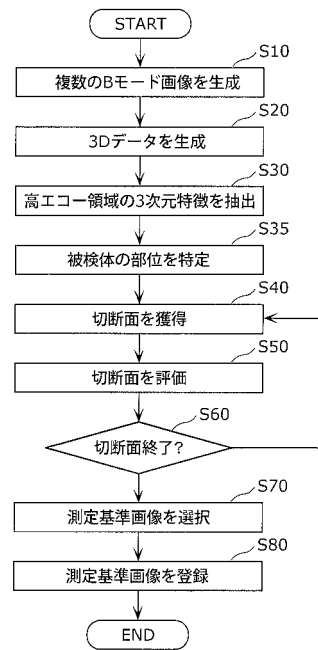
【図 12】



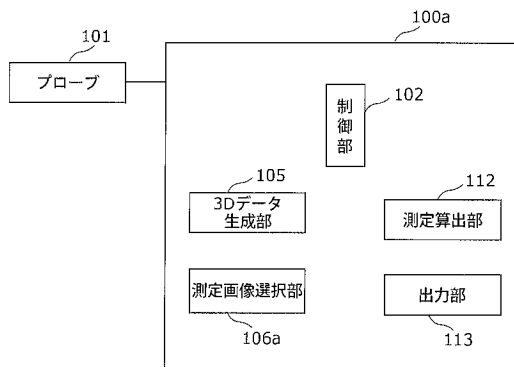
【図 13】



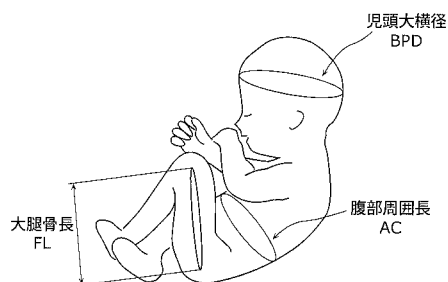
【図 14】



【図 15】



【図 16】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/005365

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2008-136860 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 19 June 2008 (19.06.2008), paragraphs [0005], [0006], [0014], [0046], [0066]; fig. 1 to 5, 9 & US 2008/0114243 A1 & CN 101176675 A	1, 12 2-11
Y A	JP 2001-198122 A (Toshiba Corp.), 24 July 2001 (24.07.2001), paragraphs [0002], [0036]; fig. 13 (Family: none)	1, 12 2-11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
07 October, 2011 (07.10.11)Date of mailing of the international search report
18 October, 2011 (18.10.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/005365	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y A	JP 2008-136860 A（株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社）2008.06.19、段落 5, 6, 14, 46, 66、図 1-5, 9 & US 2008/0114243 A1 & CN 101176675 A	1, 12 2-11	
Y A	JP 2001-198122 A（株式会社東芝）2001.07.24、段落 2, 36、図 13（ファミリーなし）	1, 12 2-11	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 07.10.2011		国際調査報告の発送日 18.10.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 富永 昌彦	2Q 4461 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2012042808A1	公开(公告)日	2014-02-03
申请号	JP2012506825	申请日	2011-09-26
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	田路文平		
发明人	田路 文平		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/1075 A61B5/4362 A61B8/0866 A61B8/0875 A61B8/14 A61B8/5223 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB41 4C601/JC06 4C601/JC33 4C601/KK28 4C601/LL38		
代理人(译)	新居 広守		
优先权	2010222568 2010-09-30 JP		
其他公开文献	JP5794226B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备包括：三维数据生成单元（105），该三维数据生成单元（105）基于从超声后从对象的身体反射回来的反射波，为对象的身体中的每个区域生成三维数据。波已经向受试者的身体传播；测量图像选择单元（106a），其对于每个区域分别选择组成三维数据的二维截面之一，作为用于测量人体中每个区域的长度的测量参考图像。主题；测量和计算单元（112），其使用分别选择的测量参考图像来测量对象体内每个区域的长度，并使用所测量的长度来计算对象的估计体重；显示部（111）输出这样算出的推定重量。

