

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第5794226号  
(P5794226)**

(45) 発行日 平成27年10月14日(2015.10.14)

(24) 登録日 平成27年8月21日(2015.8.21)

(51) Int.Cl.

**A 6 1 B 8/14 (2006.01)**

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-506825 (P2012-506825)  
 (86) (22) 出願日 平成23年9月26日 (2011.9.26)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/005365  
 (87) 国際公開番号 WO2012/042808  
 (87) 国際公開日 平成24年4月5日 (2012.4.5)  
 審査請求日 平成26年4月15日 (2014.4.15)  
 (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)

(73) 特許権者 000001270  
 コニカミノルタ株式会社  
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号  
 (74) 代理人 110001900  
 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所  
 (74) 代理人 100090446  
 弁理士 中島 司朗  
 (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

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次元データの切断面である一の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

超音波診断装置。

10

## 【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し、前記高エコー領域の3次元特徴に基づいて、前記測定基準画像を選択する

請求項1に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

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、

20

抽出した前記高工コー領域の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。

**【請求項4】**

前記切断面獲得部は、前記抽出された高工コー領域の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3に記載の超音波診断装置。 10

**【請求項5】**

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、前記抽出された高工コー領域の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

請求項3または4に記載の超音波診断装置。

**【請求項6】**

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 20

請求項5に記載の超音波診断装置。

**【請求項7】**

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

請求項6に記載の超音波診断装置。

**【請求項8】**

前記被検体部位特定部は、抽出された前記高工コー領域の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6に記載の超音波診断装置。 30

**【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頭部であると特定された場合に、前記高工コー領域の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

請求項7または8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腹部であると特定された場合に、前記高工コー領域の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 40

請求項7または8に記載の超音波診断装置。

**【請求項11】**

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、前記高工コー領域の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7または8に記載の超音波診断装置。

**【請求項12】**

前記基準画像選択部は、

10

20

30

40

50

前記複数の2次元断面それぞれの輝度情報の空間分布の特徴と、予め設定された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次元断面のうちの一つの2次元断面を、前記測定基準画像として選択する

請求項3に記載の超音波診断装置。

**【請求項13】**

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次元データの切断面であるの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。

**【請求項14】**

前記測定画像選択ステップにおいて、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し、前記高エコー領域の3次元特徴に基づいて、前記測定基準画像を選択する

請求項13に記載の画像処理方法。

**【請求項15】**

前記測定画像選択ステップにおいて、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し、

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次元断面を獲得し、

前記複数の2次元断面のうちの一つの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

請求項13に記載の画像処理方法。

**【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、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

10

20

30

40

50

とで、胎児の推定体重を得ることができる。

【0005】

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

【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。

10

【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、大横径、周囲長が実際よりも長く表示されてしまう。

【0009】

20

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。

30

【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。

40

【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】

【0014】

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

50

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次元データの切断面である一の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。

#### 【0015】

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。

#### 【0016】

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。

#### 【0017】

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。

#### 【0018】

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】

#### 【0019】

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】

#### 【0020】

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。 10

【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。

##### 【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 20

##### 【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、切斷面獲得部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。

##### 【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。

##### 【0028】

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 50

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変化させて描かれた断層画像である。

#### 【0029】

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

#### 【0030】

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

#### 【0031】

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。

#### 【0032】

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。30

#### 【0033】

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。

#### 【0034】

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

#### 【0035】

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、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（切断面の面法線の方向）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、50

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された構造であることが示されている。

#### 【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。

10

#### 【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。

20

#### 【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、胎児の頭部の切断面を獲得する。

30

#### 【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。

40

#### 【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

50

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】

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。10

#### 【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し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、H a a r - l i k e 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。

#### 【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。30

#### 【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。

#### 【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）が描かれていたり、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を測定基準画像として選択する。40

#### 【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いて、測定基準画像を選択する。

#### 【0050】

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50

ている配置を示す切断面画面であるとしてもよい。

**【0051】**

図6は、胎児の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。

**【0052】**

胎児のAC(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AC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

**【0053】**

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108は、切断面獲得部107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。

**【0054】**

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、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。

20

**【0055】**

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。

**【0056】**

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。

**【0057】**

胎児のFL(大腿骨長)を正確に計測するために、図7Aに示す大腿骨の長さ(FL)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。

30

**【0058】**

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7A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。

**【0059】**

このように、測定基準画像選択部108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7Bに示すように誤った長さが計測できる断面でなく、図7A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。

40

**【0060】**

データ格納部109は、Bモード画像生成部104が生成する複数のBモード画像、3Dデータ生成部105が生成する3Dデータ、高エコー領域抽出部106が抽出する高エコー領域データ、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】**

50

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。

【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。20

【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】

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。30

【0070】

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。40

【0071】

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

【0072】

次に、切断面獲得部 107 は、高工コ-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 S40）。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50

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S50）。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S60）、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S70）。 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し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。

#### 【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S40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S50へと進む。 20

#### 【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S80）。

#### 【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。

#### 【0078】

なお、ステップS30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S40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。 30

#### 【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。 40

#### 【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。

#### 【0082】

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（S110）。具体的には、超 50

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、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 (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。

#### 【 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。10

#### 【 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。

#### 【 0 0 8 6 】

図 1 0 に示すように、S 1 1 0 で生成した 3D 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 3D 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 3D 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。2030

#### 【 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 】

##### ( 実施の形態 2 )

図 1 3 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 1 3 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。50

**【 0 0 9 3 】**

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。

**【 0 0 9 4 】**

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、高工コ-領域抽出部106が抽出した高工コ-領域の3次元特徴(高工コ-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れば頭部、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。10

**【 0 0 9 5 】**

例えれば、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(例えれば図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(例えれば図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(例えれば図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斷する。20

**【 0 0 9 6 】**

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。

**【 0 0 9 7 】**

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。30

**【 0 0 9 8 】**

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。

**【 0 0 9 9 】**

ステップS35において、被検体部位特定部212は、高工コ-領域抽出部106が抽出した高工コ-領域の3次元特徴(高工コ-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れば頭部、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。

**【 0 1 0 0 】**

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、抽出された高工コ-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。40

**【 0 1 0 1 】**

例えれば、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、抽出された高工コ-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次元画像を獲得する。

**【 0 1 0 2 】**

また、例えれば、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50

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】

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することで、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。

20

【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】

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。

30

【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。

【0110】

40

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112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】

50

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】

例えは、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。

#### 【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、例えは、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。

10

#### 【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。

#### 【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。

20

#### 【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。

#### 【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。

30

#### 【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

40

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

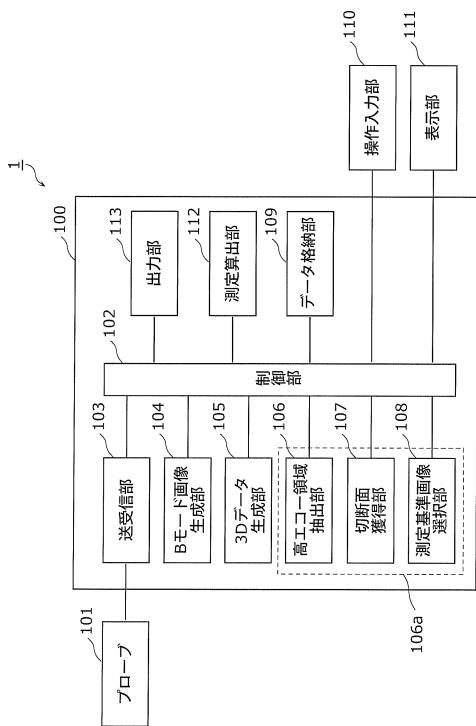
112 測定算出部

113 出力部

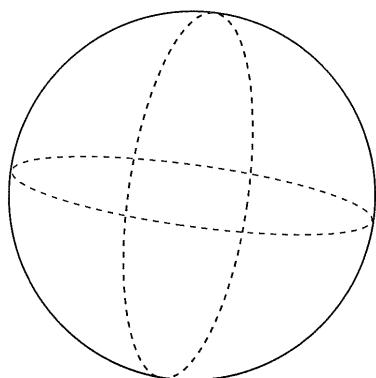
212 被検体部位特定部

50

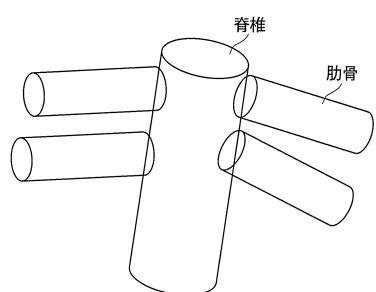
【図1】



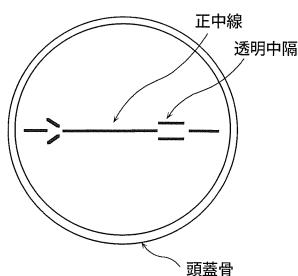
【図2】



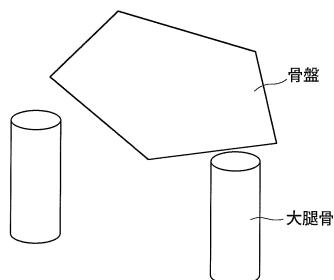
【図3】



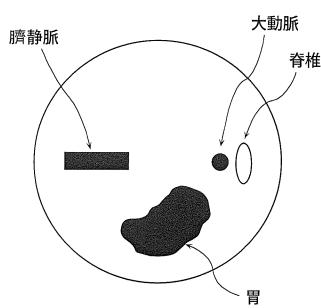
【図5】



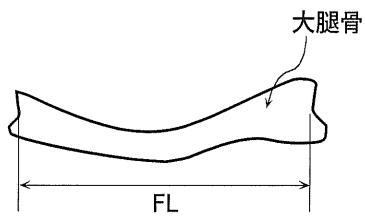
【図4】



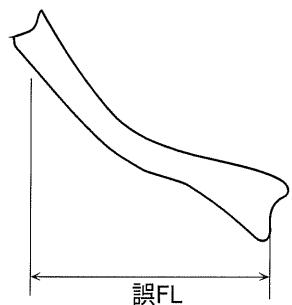
【図6】



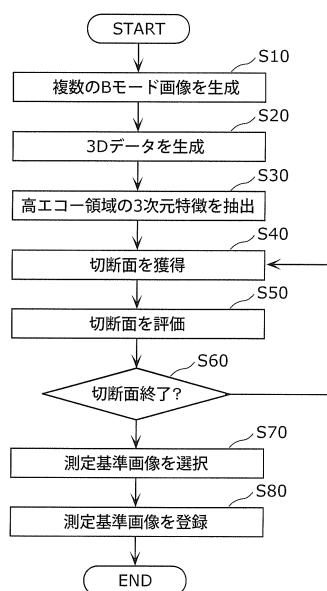
【図 7 A】



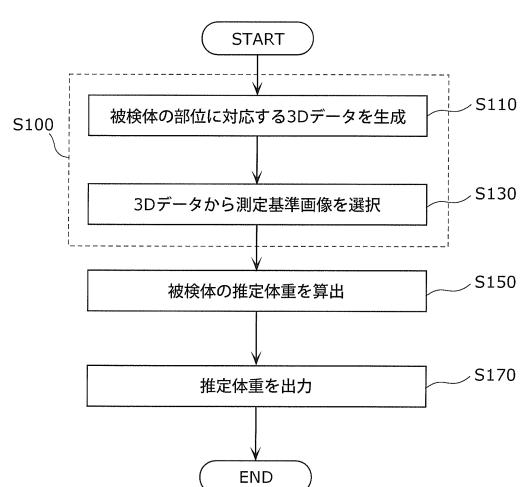
【図 7 B】



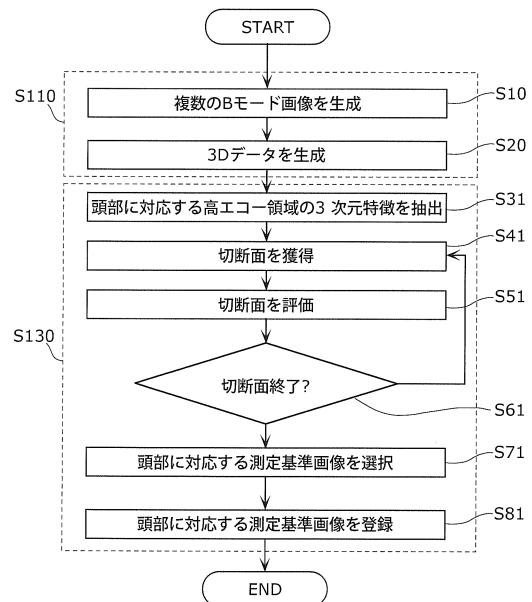
【図 8】



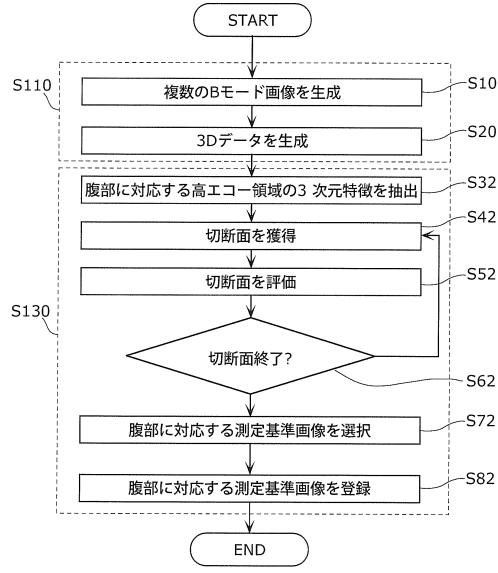
【図 9】



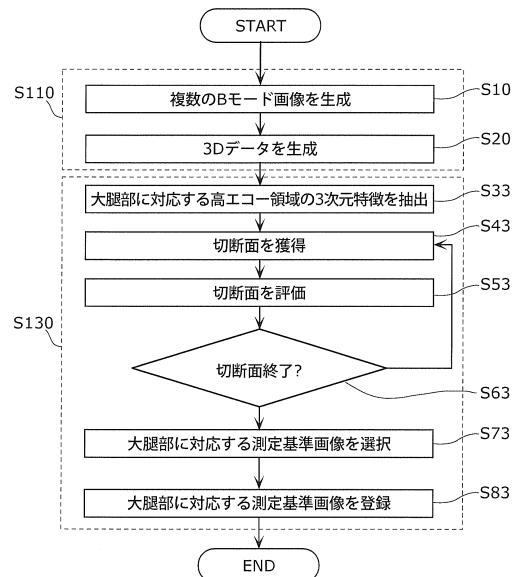
【図 10】



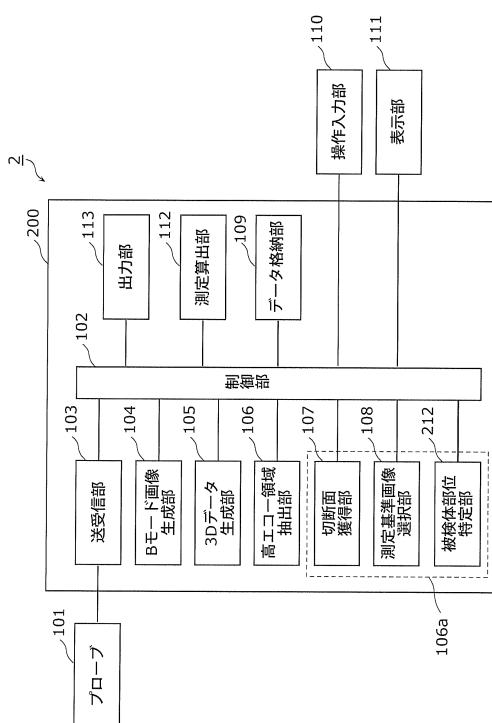
【図11】



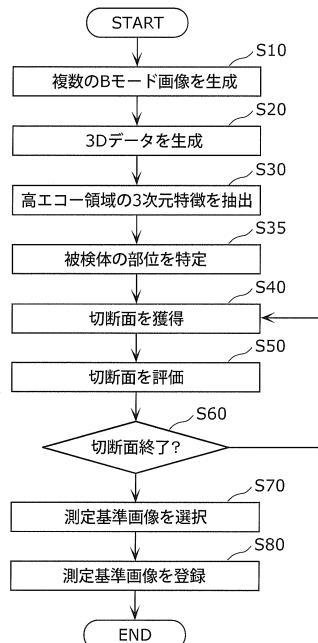
【図12】



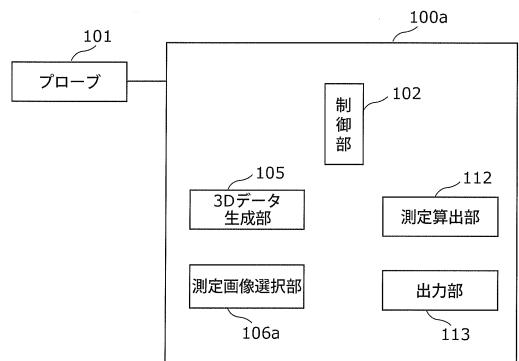
【図13】



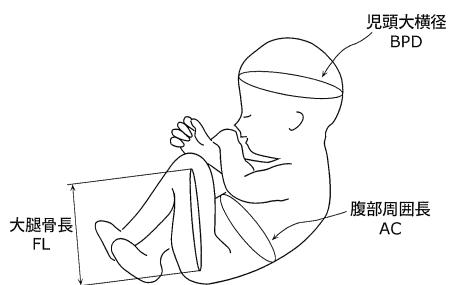
【図14】



【図15】



【図16】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-136860(JP,A)  
特開2001-198122(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5794226B2</a>	公开(公告)日	2015-10-14
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		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	田路文平		
发明人	田路 文平		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/483 A61B5/1075 A61B5/4362 A61B8/0866 A61B8/0875 A61B8/14 A61B8/5223 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	中岛四郎		
优先权	2010222568 2010-09-30 JP		
其他公开文献	<a href="#">JPWO2012042808A1</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

根据本发明的超声诊断设备是3D数据生成单元(105)，其基于来自朝向对象发送的超声波的对象的反射波来生成与对象的区域相对应的三维数据。并且构成三维数据的多个二维横截面的二维横截面作为用于测量对象的一部分的长度的测量参考图像(106a)以及测量计算单元(112)，其使用所选择的测量参考图像测量对象的区域的长度，并使用测量的长度计算对象的估计的权重；以及用于输出重量的显示单元(111)。

(21)出願番号	特願2012-506825 (P2012-506825)	(73)特許権者	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(86)(22)出願日	平成23年9月26日 (2011.9.26)	(74)代理人	110001900 特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
(86)国際出願番号	PCT/JP2011/003385	(74)代理人	100090446 弁理士 中島 司朗
(87)国際公開番号	W02012/042808	(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
(87)国際公開日	平成24年4月5日 (2012.4.5)	審査官	畠永 昌彦
	審査請求日 平成26年4月15日 (2014.4.15)		
(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)		

[最終頁に続く](#)