

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/190256

発行日 平成30年3月1日(2018.3.1)

(43) 国際公開日 平成28年12月1日(2016.12.1)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

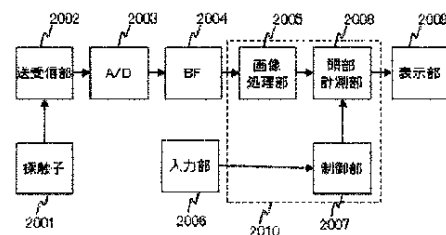
出願番号	特願2017-520689 (P2017-520689)	(71) 出願人	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/065075	(74) 代理人	110000350 ポレール特許業務法人
(22) 国際出願日	平成28年5月20日(2016.5.20)	(72) 発明者	野口 喜実 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(31) 優先権主張番号	特願2015-104558 (P2015-104558)	(72) 発明者	柴原 琢磨 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(32) 優先日	平成27年5月22日(2015.5.22)	(72) 発明者	豊村 崇 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び画像処理方法

(57) 【要約】

胎児の頭部の計測操作をより簡便かつ高速にし、またユーザの熟練度に依存しない定量的な計測結果を提供可能にする。超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部2005と、操作者の操作を入力する入力部2006と、断層画像から胎児の頭部に対応する楕円を算出し、算出した楕円の妥当性を判定することにより胎児の頭部を計測する頭部計測部2008と、頭部計測部2008により計測された計測結果を表示する表示部2009を備える。



2001 Probe
 2002 Transmission/reception unit
 2005 Image processing unit
 2006 Input unit
 2007 Control unit
 2008 Head measuring unit
 2009 Display unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部と、
前記断層画像から胎児の頭部に対応する楕円を算出し、前記楕円の妥当性を判定し、妥当性が判定された前記楕円を用いて前記胎児の頭部を計測する頭部計測部と、
前記頭部計測部の計測結果を表示する表示部と、を備える、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項1記載の超音波診断装置であって、
前記頭部計測部は、
入力された前記断層画像を極座標変換する変換部と、
前記変換部により極座標変換された画像から経路を探索する探索部と、
前記探索部により探索された経路を逆変換する逆変換部と、
前記逆変換部により逆変換された経路に対して楕円を算出する楕円算出部と、前記楕円算出部により算出された楕円の妥当性を判定する妥当性判定部と、を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項2記載の超音波診断装置であって、
前記楕円算出部は、前記経路上の輝度総和を用いて、頭部輪郭の検出を行う、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項2記載の超音波診断装置であって、
前記妥当性判定部は、前記楕円の長軸短軸比を用いて妥当性を判定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項2記載の超音波診断装置であって、
前記頭部計測部は、
前記妥当性判定部で妥当性を判定された楕円の角度を補正する角度補正部を更に有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項5記載の超音波診断装置であって、
前記角度補正部は、直線上の輝度総和を用いて楕円の角度を補正する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部と、
前記画像処理部により生成された断層画像を複数記憶可能な記憶部と、
記憶された前記複数の断層画像から胎児の頭部を計測する頭部計測部と、
前記頭部計測部の計測結果を表示する表示部と、を備える、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

請求項7記載の超音波診断装置であって、
前記表示部に、前記複数の断層画像に対する計測結果を一覧表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項7記載の超音波診断装置であって、
前記表示部に、前記複数の断層画像に対する計測結果から最適な計測結果を表示する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

50

超音波診断装置の画像処理方法であって、
前記超音波診断装置は、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成し、前記断層画像から胎児の頭部に対応する橢円を算出し、算出した前記橢円の妥当性を判定し、妥当性が判定され前記橢円を用いて前記胎児の頭部を計測する、
ことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 1】

請求項10記載の画像処理方法であって、
前記超音波診断装置は、前記胎児の頭部の計測に際し、入力された前記断層画像を極座標変換し、極座標変換された画像から経路を探索し、探索された経路を逆変換し、逆変換された経路に対して橢円を算出し、算出された橢円の妥当性を判定する、
ことを特徴とする画像処理方法。

10

【請求項 1 2】

請求項11記載の画像処理方法であって、
前記超音波診断装置は、逆変換された前記経路上の輝度総和を用いて、前記胎児の頭部の輪郭の検出を行う、
ことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 3】

請求項11記載の画像処理方法であって、
前記超音波診断装置は、前記橢円の長軸短軸比を用いて妥当性を判定する、
ことを特徴とする画像処理方法。

20

【請求項 1 4】

請求項11記載の画像処理方法であって、
前記超音波診断装置は、妥当性を判定された前記橢円の角度を補正する、
ことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 1 5】

請求項11記載の画像処理方法であって、
前記断層画像は記憶された複数の断層画像であり、
前記超音波診断装置は、記憶された前記複数の断層画像から前記胎児の頭部を計測する、
ことを特徴とする画像処理方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波診断装置における胎児診断の高効率化技術に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

超音波診断装置における胎児の発育状況を診断する手法として、胎児の所定部位の長さ、または計測結果から推定された胎児の体重を用いることが一般的に行われている。すなわち、超音波診断装置で取得した胎児の頭部の断面画像では、超音波を反射しやすい頭蓋骨の上下および正中線等が描出され、このような画像から、例えば正中線に直交方向の長さである児頭大横径（BPD：BiParietal Diameter）や、児頭前後径（OFD：Occipt-Frontal Diameter）、児頭周囲長（HC：Head Circumference）等を計測する。

40

【0 0 0 3】

また、腹部の幅や前後長、周囲長、大腿骨長等を計測し、特殊な多項式に代入することで児体重を推定する。発育状況の診断は、計測結果や推定結果を用いて、当該妊娠週数の標準的な部位長、児体重と比較することで行われる。現在は、主に医療従事者（ユーザ）が手動でカーソル等を指定し計測している。また、この胎児計測を自動的に行う技術として、特許文献 1 にパターンマッチングを用いて胎児の頭部を自動的に計測する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開2011-240132号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

上述した手動の方法は、複雑かつ多くの操作が必要であり、検査時間の長大化の要因となっている。また、医療従事者間における熟練度の差などにより、計測結果に差異が生じてしまうという課題がある。また、自動計測においては、パターンマッチングは様々な形状があり、またノイズの多い超音波画像においては計測精度に問題があると考えられ、また計算コストが高いことから計測に時間を要してしまうという課題がある。

10

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、簡便かつ高速に計測を可能とし、ユーザの熟練度に依存しない定量的な計測結果を得ることが可能な超音波診断装置、及び画像処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するために、本発明においては、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部と、断層画像から胎児の頭部に対応する楕円を算出し、楕円の妥当性を判定し、妥当性が判定された楕円を用いて胎児の頭部を計測する頭部計測部と、頭部計測部の計測結果を表示する表示部と、を備える構成の超音波診断装置を提供する。

20

【 0 0 0 8 】

また、上記目的を達成するため、本発明においては、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部と、画像処理部により生成された断層画像を複数記憶可能な記憶部と、記憶された複数の断層画像から胎児の頭部を計測する頭部計測部と、頭部計測部の計測結果を表示する表示部と、を備える構成の超音波診断装置を提供する。

【 0 0 0 9 】

更に、上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波診断装置の画像処理方法であって、超音波診断装置は、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成し、断層画像から胎児の頭部に対応する楕円を算出し、算出した楕円の妥当性を判定し、妥当性が判定され楕円を用いて、胎児の頭部を計測する画像処理方法を提供する。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、より簡便に胎児の頭部の計測が可能となり、操作性の向上ならびに検査時間の短縮を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】超音波診断装置によって取得される胎児頭部断層像の一例を示す図である。

40

【図 2】実施例 1 に係る、超音波診断装置の構成の一例を示す図である。

【図 3】実施例 1 に係る、頭部計測部の構成の一例を示す図である。

【図 4】実施例 1 に係る、極座標変換された超音波画像の一例を示す図である。

【図 5】実施例 1 に係る、極座標変換された超音波画像から探索された経路を示す図である。

【図 6】実施例 1 に係る、頭部計測部における探索処理を説明するための図である。

【図 7】実施例 1 に係る、頭部計測部における探索処理を説明するための図である。

【図 8】実施例 1 に係る、頭部計測部における探索処理を説明するための図である。

【図 9】実施例 1 に係る、探索された経路を示す図である。

【図 10】実施例 1 に係る、探索された経路に対して当てはめられた楕円を示す図である

50

。

【図 1 1】実施例 1 に係る、頭部計測部における算出処理を説明するための図である。

【図 1 2】実施例 1 に係る、頭部計測部における算出処理を説明するための図である。

【図 1 3】実施例 1 に係る、表示部の表示例を示す図である。

【図 1 4】実施例 2 に係る、頭部計測部の構成の一例を示す図である。

【図 1 5】実施例 2 に係る、角度補正処理を説明するための図である。

【図 1 6】実施例 2 に係る、角度補正部の構成の一例を示す図である。

【図 1 7】実施例 3 に係る、超音波診断装置の構成の一例を示す図である。

【図 1 8】実施例 3 に係る、表示部の一表示例を示す図である。

【図 1 9】実施例 3 に係る、表示部の他の表示例を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の種々の実施例を図面に従い、順次説明する。それに先立ち、図1を用いて、胎児の頭部の断面画像の一例を説明する。図1は、超音波診断装置で取得した胎児の頭部の断面画像1001の一例を示している。図1において、斜線部は高エコー（高輝度）領域を示している。測定に適した超音波画像では超音波を反射しやすい頭蓋骨の上下1002および正中線1006が描出される。このような画像から、例えば正中線1006に直交方向の長さである児頭大横径（BPD：BiParietal Diameter）1003や、児頭前後径（OFD：Occipit-Frontal Diameter）1004、児頭周囲長（HC：Head Circumference）1005等を計測することができる。

20

【実施例 1】

【0013】

図2は、実施例 1 に係る、超音波診断装置の一例を示す図である。本実施例は、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部と、断層画像から胎児の頭部に対応する楕円を算出し、楕円の妥当性を判定し、妥当性が判定された楕円を用いて胎児の頭部を計測する頭部計測部と、頭部計測部の計測結果を表示する表示部と、を備える構成の超音波診断装置の実施例である。また、超音波診断装置の画像処理方法であって、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成し、断層画像から胎児の頭部に対応する楕円を算出し、算出した楕円の妥当性を判定し、妥当性が判定され楕円を用いて、胎児の頭部を計測する画像処理方法の実施例である。本実施例によれば、より簡便に胎児の頭部の計測が可能となり、操作性の向上ならびに検査時間の短縮を図ることができる。また、ユーザの熟練度に依存しない計測結果を取得することができる。

30

【0014】

図2に示す超音波診断装置は、エコーデータを取得するための超音波振動子による探触子2001、送信パルスの制御、受信エコー信号の増幅を行う送受信部2002、アナログ/デジタル変換部2003、多数の振動子からの受信エコーを束ねて整相加算するビームフォーミング処理部2004、ビームフォーミング処理部2004からのRF信号に対してダイナミックレンジ圧縮、フィルタ処理等、及び走査変換処理を行い、断層画像データを生成する画像処理部2005、タッチパネル、キーボード、トラックボール等により計測開始操作を入力可能なユーザ入力部2006、入力部2006の入力から胎児計測の実行を制御する制御部2007、画像処理部2005で生成された画像データから胎児の頭部を計測する頭部計測部2008、計測結果を表示する表示部2009からなる。その中で、RF信号に対してダイナミックレンジ圧縮、フィルタ処理等、及び走査変換処理を行い、断層画像データを生成する画像処理部2005、胎児計測の実行を制御する制御部2007、胎児の頭部を計測する頭部計測部2008は、例えばコンピュータの中央処理部（CPU）2010によるプログラム実行により実現できる。

40

【0015】

以下、本実施例の超音波診断装置のそれぞれの機能ブロックについて順次説明する。まず、頭部計測部2008に関して説明する。頭部計測部2008は入力部2006および制御部2009からの計測開始信号に基づいて取得された画像に対し計測を行う。この計測は、上述したCP

50

U2010のプログラム処理によって実行可能である。

【 0 0 1 6 】

図3は、頭部計測部2008の詳細な機能構成の一例を示している。以下、それぞれの処理について説明する。まず、極座標変換部3001は、図1に示すような取得された超音波画像1001を極座標変換する。極座標変換とは任意の中心位置に対して、たとえば縦軸を中心からの距離、横軸を角度として変換するものである。なお本実施例においては中心の初期値として入力画像の中央を選択する。図4に、図1の超音波画像1001を極座標変換したときの一例を示した。図4において、横軸は角度、縦軸は距離を示している。

【 0 0 1 7 】

頭部計測部2008の探索部3002は、図5に示すように、極座標変換された画像から経路上の輝度総和が最大となるような経路5001を探索する。この際、探索された経路5001が画像空間において閉曲線となるよう、画像の左右端部において縦軸であるy座標が近接するような経路を探索することが望ましい。輝度総和が最大となるような経路の探索にはどのような手法を用いてもよいが、本実施例においては動的計画法を用いた場合について説明する。

10

【 0 0 1 8 】

まず図6に示すように注目画素6001の左側3画素6002のうち、輝度値が最大の画素値を対象画素の画素値に加算する。前記工程を画像上端から下端に向けて行い、次に左端から右端に向けて行うことで探索マップを生成する。探索マップにおいて、輝度が高い部分ほど輝度総和が大きい領域を示している。

20

【 0 0 1 9 】

次に図7に示す探索マップ右端から最大輝度の画素7001を検出する。図8に示すように現在画素位置8001に対して、左側3画素8002のうち輝度値の最も高い画素を選択する。前記工程を画像左端まで行う。経路が探索マップ左端に到達した後、探索開始点と探索終了点のy座標を比較し、差が大きい場合には、探索マップ右端から2番目に高い輝度値を有する点を探索開始点とし、再度探索を行う。これを探索開始点と探索終了点の差が一定範囲内になるまで繰り返す。

【 0 0 2 0 】

上記工程により輝度総和最大曲線を探索する。本実施例においては尺度として輝度値を用いているが、これに限定されるものではなく、例えば輝度の勾配情報、エッジ量、エントロピー、尤度、HoG、SaliencyMap、L1、L2ノルム等、もしくはそれらの組み合わせを利用してもよい。また、使用する尺度においては最大化ではなく最小化もしくは最適化が行われることに注意されたい。また、本実施例では探索マップ生成を右方向、探索方向を左方向としているが、それぞれ逆方向にしてもかまわない。

30

【 0 0 2 1 】

頭部計測部2008の逆変換部3003は、探索された経路5001を画像空間に逆変換する。図9に逆変換部3003により逆変換された曲線9001を示す。

【 0 0 2 2 】

頭部計測部2008の楕円算出部004は、曲線9001と入力画像を用いて、胎児頭部を近似した楕円を算出する。まず、曲線9001上の全画素のうち、より高輝度な一定割合、たとえば50%の画素を抽出する。これは、経路上に存在する画素のうち頭蓋骨上に存在する画素を抽出し使用することで楕円の精度を高めるためである。次に、抽出した画素から候補点を5点以上無作為に選択する。これらの点を用いて楕円の当てはめを行う。楕円の当てはめ方法にはハフ変換や最小2畳法、多項式を用いた最適化手法等があり、どのような手法を用いてもかまわない。次に、算出された楕円と抽出された画素との距離を計算し、一定値以内、たとえば5画素以内の画素数を楕円上画素数として記録する。上記処理を一定回数、たとえば100回行い、楕円上画素数が最大となった楕円を、胎児頭部を近似した楕円として採用する。

40

【 0 0 2 3 】

頭部計測部2008の妥当性判定部3005は、当てはめられた楕円の妥当性を判定する。妥当

50

性の判定には、楕円の長軸と短軸の比を利用する。算出された楕円の長軸短軸比が一定範囲内に収まっていれば妥当性有りとして判定する。それ以外の場合には妥当性なしと判定し、中心部マスク部3006において処理を行い、再度探索を行う。なお、妥当性判定部3005における楕円の妥当性判定には楕円の大きさ、位置、角度等のうちのいずれかもしくはこれらを組み合わせて用いてもよい。

【0024】

中心部マスク部3006は、極座標変換された画像に対し、中心からの距離が一定範囲以内の領域をマスクし探索領域から除外する。これは、図1に示すように、計測に用いられる胎児画像には正中線1006と呼ばれる頭蓋骨内にある高輝度領域が存在し、正中線1006を通る経路を誤探索してしまう場合を想定している。中心部マスク部3006によって、中心から一定範囲をマスクすることにより、正中線1006を通る経路が探索されることを抑制可能である。

10

【0025】

頭部計測部2008の終了判定部3007は上記手法の終了判定を行う。例えば、変換部3001～中心部マスク部3006までの一連の処理を3回繰り返すことで終了とする。また、算出された楕円の位置、大きさ、角度等のパラメータの変動が小さくなったときに終了するようにしてもよい。

【0026】

中心更新部3008は、終了判定部3007によって終了判定がなされなかった場合、楕円算出部3004において算出された楕円の中心を、次の繰返しにおける変換部3001の中心座標として更新する。これにより、より頭部の中心に近い点を用いて極座標変換を行うことが可能となり、探索部3003および楕円算出部3004における経路探索及び楕円算出の精度向上が期待できる。

20

【0027】

頭部計測部2008の算出部3005は、図11に示すように算出された楕円の短軸11001と胎児頭蓋骨（図中斜線部）の外側および内側との交点11002～11005を検出する。胎児頭部の計測方法として、上部外側と下部内側の長さを計測する場合と、上部外側と下部外側の長さを計測する場合とが存在するためである。交点の検出には勾配を用いる。勾配の算出には差分値やSobelフィルタ、ラプラシアンフィルタ、プリューイットフィルタ等を用いることが可能だが、本実施例ではSobelフィルタを用いた場合について説明する。

30

【0028】

図12は本実施例の検出方法を説明するための図である。図12に示すように、短軸を延長した直線12001上の上下外内の探索範囲12002～12005のそれぞれについて、黒丸にて示す各点での勾配強度を算出し、勾配強度が最大となるような点をそれぞれの交点とする。また、複数の方向について上記処理を行うことにより、図11に示す胎児頭蓋骨の外周楕円11006を算出するようにしてもよい。外周楕円11006を算出した場合、外周楕円11006の周囲長を頭部周囲長（HC）、長軸11007の長さを児頭前後径（OFD）として算出する。

【0029】

頭部計測部2008における計測結果を受け、図2の超音波診断装置の表示部2009は、頭部計測部2008の計測結果を表示する。図13は本実施例の装置による表示例を示す図である。超音波画像に対する表示項目を示す計測結果表示窓13001の位置は超音波画像を遮蔽しないようにすることが望ましい。図13では右下に表示しているが、右上、左上、左下等に表示してもかまわない。また、表示項目も自由に選択できることが望ましい。加えて、たとえば既知の妊娠週数と頭部の各所定部位長を同時に表示したり、計測結果から妊娠週数を推定し同時に表示したりしてもよい。

40

【0030】

以上のように、本実施例によれば、より簡便に胎児の頭部の計測が可能となり、操作性の向上ならびに検査時間の短縮を図ることができる。また、ユーザの熟練度に依存しない計測結果を取得することができる。

【実施例2】

50

【 0 0 3 1 】

実施例 2 は、胎児頭部を近似する楕円として当てはめられた楕円の角度が本来の頭部に対し傾いてしまった場合において、その傾きを補正し、より適切な計測結果を取得可能な超音波診断装置の実施例である。本実施例においても、装置の全体構成は、実施例 1 同様、図2で表される。本実施例が実施例 1 と異なる点は、頭部計測部2008において、楕円の角度補正部を設けることにある。この角度補正部は、実施例 1 同様、頭部計測部2008を実現するCPUのプログラム処理によって実現可能である。

【 0 0 3 2 】

図14は、実施例 2 における頭部計測部2008の構成の一例を示す図である。図14において、図3に示した構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。図14において、追加された角度補正部14001は、胎児頭部を近似した楕円として当てはめられた楕円の角度を補正する。

10

【 0 0 3 3 】

図15に示すように胎児頭部を計測するための超音波画像には、胎児の前後方向に正中線と呼ばれる高輝度領域15001が描出される。この際、当てはめられた楕円の長軸方向と正中線は同一の方向となることが望ましい。そこで、当てはめられた楕円15002が図15のように傾いている場合、この正中線15001を利用して、角度を補正する。

【 0 0 3 4 】

図16は、本実施例における角度補正部14001の構成の一例を示す図である。図16に示すように、角度補正部14001は、直線上の輝度総和を算出する輝度総和算出部16001、輝度総和算出部16001の結果から、角度補正を行うかどうか判定する判定部16002、判定部16002の結果に基づき角度補正を行う補正部16003から構成される。以下、それぞれの処理について説明する。

20

【 0 0 3 5 】

輝度総和算出部16001は、長軸15003を基準とし角度方向に探索を行い、複数の角度における直線上の輝度総和を算出する。

【 0 0 3 6 】

判定部16002は、算出された各角度における輝度総和の分布の分散を算出し、補正を行うかどうかを判定する。正中線が明瞭に描画されている場合、輝度総和算出部16001において算出された輝度総和の分布は、正中線と一致する角度で鋭いピークを持ち、分散が高くなることが予想される。しかしながら正中線が描画されない場合、輝度総和の分布はピークを持たず、分散は低くなる。これを利用し、分散が一定値以上の場合、角度補正を行う。

30

【 0 0 3 7 】

補正部16003は、判定部16002の判定要否結果に基づき、輝度総和算出部16001により算出された各角度の輝度総和のうち、最大となる角度を算出し、補正を行う。正中線15001は高輝度領域であるため、適切な角度の直線15004上の輝度総和が最大値となり、補正角度が算出できる。また本実施例においては輝度総和を用いているが、補正手法としては2次モーメントやパターンマッチング、主成分分析による角度推定等及びそれらの組み合わせを用いてもよい。

40

【 0 0 3 8 】

以上のように、本実施例によれば、適切な角度で計測された、より好適な計測結果を取得することができる。

【 実施例 3 】

【 0 0 3 9 】

実施例 3 は、超音波装置内に記憶部を設け、或いは上述したコンピュータの記憶部を利用し、計測開始時に撮影、記憶された複数枚の画像に対し計測を行う実施例である。すなわち、超音波プローブから取得した信号に基づいて生体内の組織の断層画像を生成する画像処理部と、画像処理部により生成された断層画像を複数記憶可能な記憶部と、記憶された複数の断層画像から胎児の頭部を計測する頭部計測部と、頭部計測部の計測結果を表示

50

する表示部とを備える構成の超音波診断装置の実施例である。本実施例によれば、計測開始操作時に胎児もしくは探触子が移動するなどして適切な画像が取得できなかった際にも、簡便な操作で適切な計測結果を取得することが可能となる。

【0040】

本実施例における装置の全体構成は図17で表される。図17において、図2に示した構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。本実施例が実施例1および実施例2と異なる点は、記憶部17001に記憶された、計測開始時の複数枚の画像を用い、頭部計測部2008において複数枚の画像について頭部の計測を行うことにある。

【0041】

記憶部17001は画像処理部2005で生成された超音波画像を一時的に記憶する。入力部2006によって、計測の実行が送信されると、頭部計測部2008は記憶部17001に記録された複数枚の画像に対し、頭部計測を実行する。 10

【0042】

本実施例の超音波診断装置の表示部17002の表示画像について説明する。図18は、本実施例の表示部17002の表示例である。図18に示すように、ユーザが計測の実行を入力したときの画像に対し計測を行った結果18001と、記憶部17001内の画像に対し計測を行った結果群18002を並べて表示する。ユーザは入力部2006、及び制御部2007を介して、結果18001および結果群18002の中からより適切な計測結果を選択することが可能である。また、図19に示すように複数の計測結果から、最適な計測結果19001を選択し表示するようにしてもよい。たとえば、最長の計測結果を得られた画像を表示する、あるいは事前にユーザにより入力された妊娠週数により標準的な長さがわかっている場合には、標準的な長さにも近いものを選択してもよい。妊娠週数に対する氷人的なBPD、OFDは、例えば、20週数で、46.2、59.1、40週数で、91.5、110.3等として知られているので、これらを利用することにより、最適な計測結果を選択できる。 20

【0043】

以上のように、本実施例によれば、計測開始操作時に胎児もしくは探触子が移動するなどして適切な画像が取得できなかった際にも、簡便な操作で適切な計測結果を取得することが可能となる。

【0044】

以上詳述した本発明によれば、胎児の頭部の計測に要する操作を削減し、簡便かつ高速に計測を可能とできる。また操作者間の計測を均質化し、ユーザの熟練度に依存しない定量的な計測結果を提供することができる。 30

【0045】

なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるものではない。例えば、以上の実施例においては、探触子や送受信部等を備えた超音波診断装置を例示して説明したが、得られたRF信号等が蓄積された記憶装置の記憶データに対して、画像処理部以降の処理を実行する信号処理装置にも本発明を適用できることはいうまでもない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。 40

【0046】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部をCPUで実現するプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

【符号の説明】

【0047】

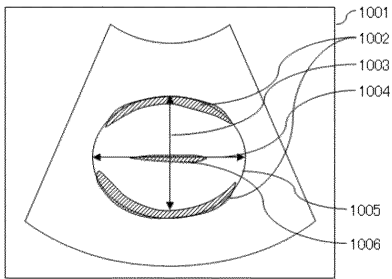
1001 超音波画像

1002 胎児頭蓋骨

1003	児頭大横径	
1004	児頭前後長	
1005	児頭周囲長	
1006	正中線	
2001	探触子	
2002	送受信部	
2003	アナログ / デジタル変換部	
2004	ビームフォーミング処理部	
2005	画像処理部	
2006	ユーザ入力部	10
2007	制御部	
2008	頭部計測部	
2009、17002	表示部	
2010	CPU	
3001	変換部	
3002	探索部	
3003	逆変換部	
3004	楕円算出部	
3005	妥当性判定部	
3006	中心部マスク部	20
3007	終了判定部	
3008	中心更新部	
3009	算出部	
9001	探索された曲線	
10001	当てはめられた楕円	
13001	計測結果表示窓	
14001	角度補正部	
16001	輝度総和算出部	
16002	判定部	
16003	補正部	30
17001	記憶部	

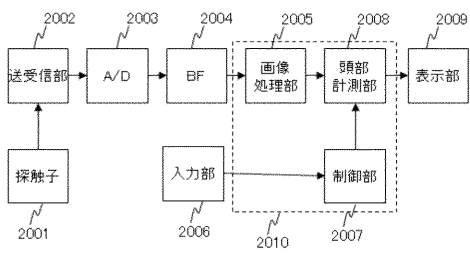
【図1】

図1



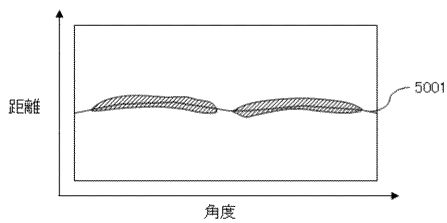
【図2】

図2



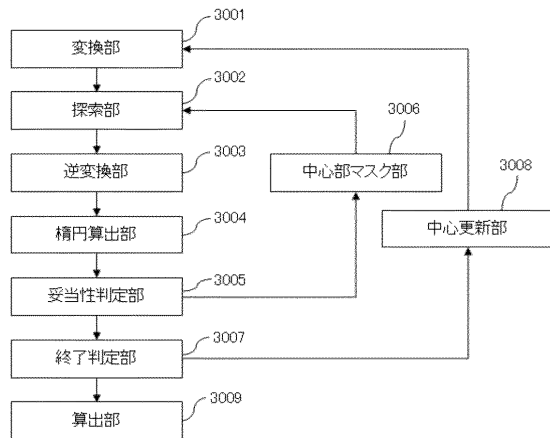
【図5】

図5



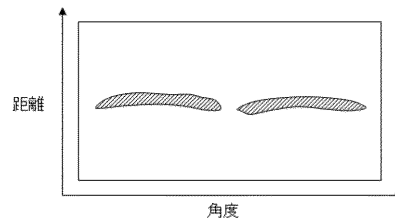
【図3】

図3



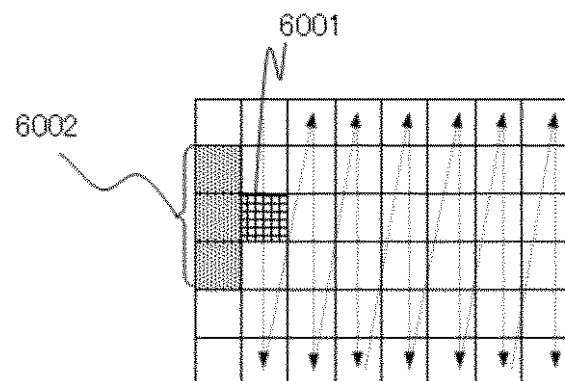
【図4】

図4



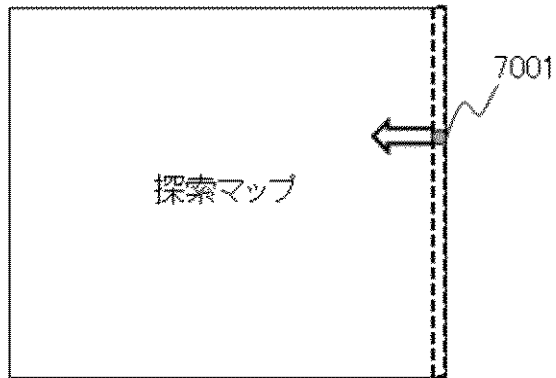
【図6】

図6



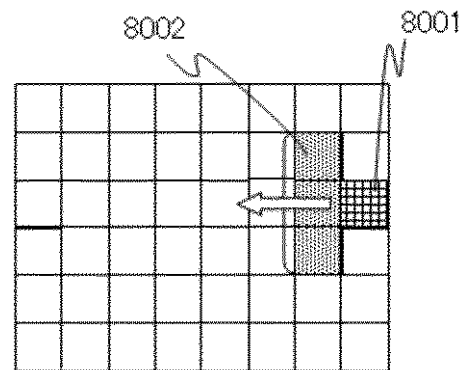
【図 7】

図7



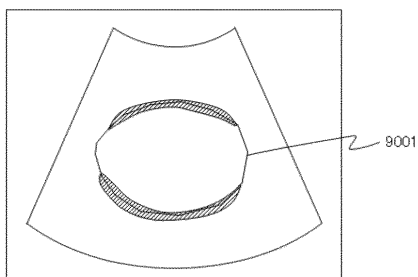
【図 8】

図8



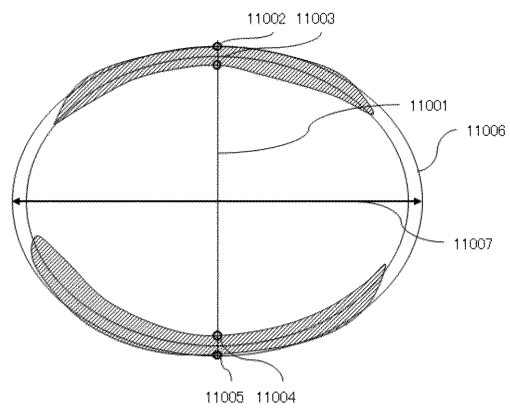
【図 9】

図9



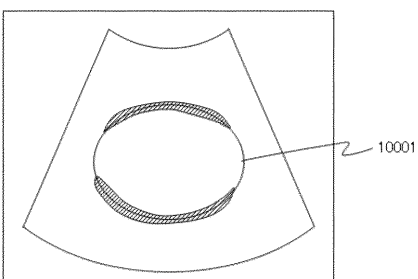
【図 1 1】

図11

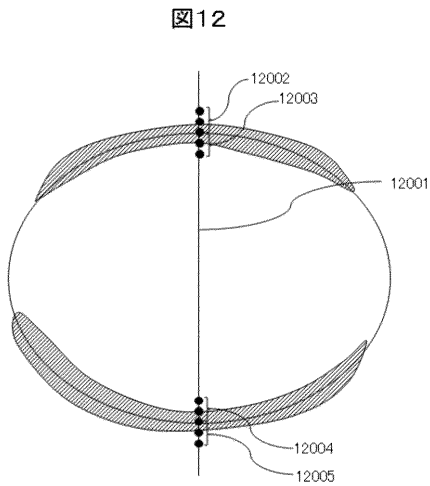


【図 1 0】

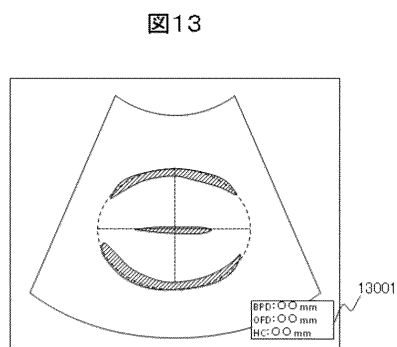
図10



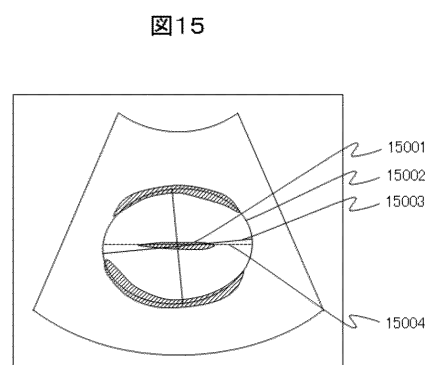
【図 1 2】



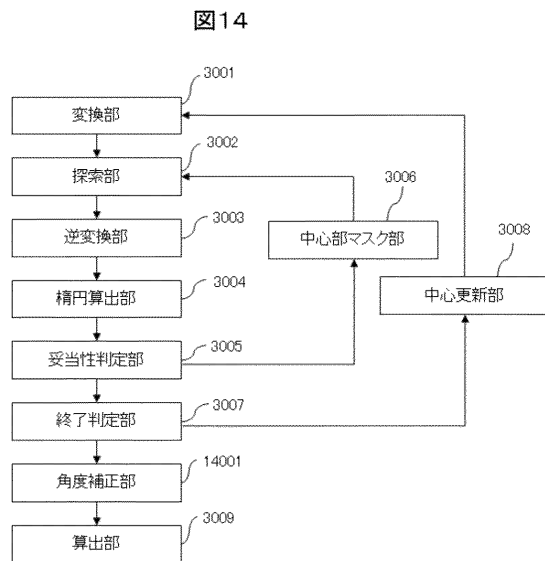
【図 1 3】



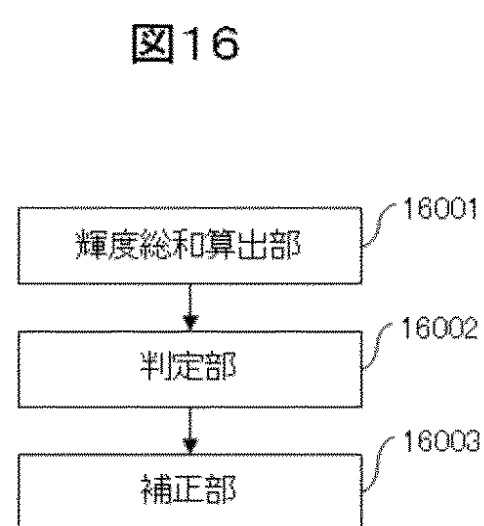
【図 1 5】



【図 1 4】

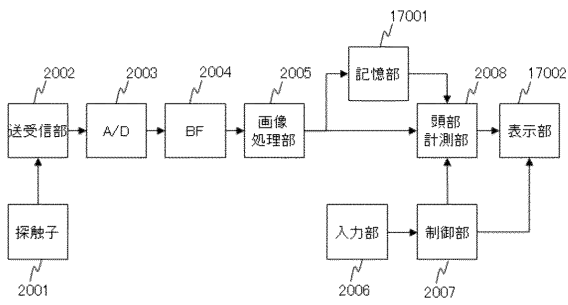


【図 1 6】



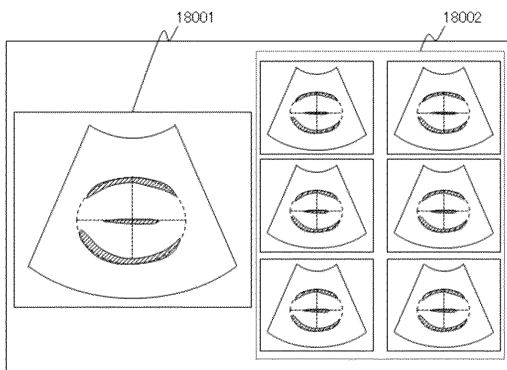
【図 17】

図17



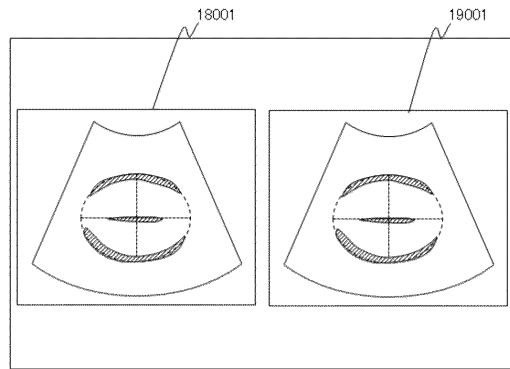
【図 18】

図18



【図 19】

図19



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/065075
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14 (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) A61B8/14		
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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
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.
X A	JP 2008-183063 A (Toshiba Corp.), 14 August 2008 (14.08.2008), entire text; all drawings (Family: none)	7-9 1-6, 10-15
A	JP 2011-183147 A (Samsung Medison Co., Ltd.), 22 September 2011 (22.09.2011), entire text; all drawings & EP 2365356 A2	1-15
☐ 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 02 August 2016 (02.08.16)		Date of mailing of the international search report 16 August 2016 (16.08.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 5 0 7 5	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14 (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. A61B8/14			
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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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	
X A	JP 2008-183063 A (株式会社東芝) 2008.08.14, 全文全図 (ファミリーなし)	7-9 1-6, 10-15	
A	JP 2011-183147 A (三星メディソン株式会社) 2011.09.22, 全文全図 & EP 2365356 A2	1-15	
☐ 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 02.08.2016		国際調査報告の発送日 16.08.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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) 森口 正治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2U 9403

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, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 荻野 昌宏

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

(72)発明者 村下 賢

東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

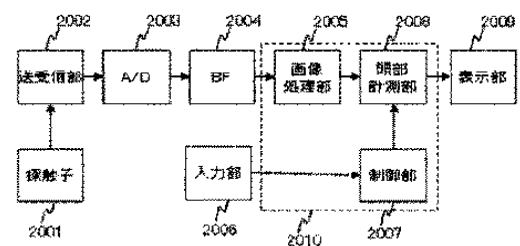
Fターム(参考) 4C601 DD09 DD11 EE07 EE09 EE11 JB34 JB54 JC09 JC32 KK25
KK31

(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)	超声波诊断装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JPWO2016190256A1	公开(公告)日	2018-03-01
申请号	JP2017520689	申请日	2016-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	野口喜実 柴原琢磨 豊村崇 荻野昌宏 村下賢		
发明人	野口 喜実 柴原 琢磨 豊村 崇 荻野 昌宏 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD09 4C601/DD11 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB34 4C601/JB54 4C601/JC09 4C601/JC32 4C601/KK25 4C601/KK31		
优先权	2015104558 2015-05-22 JP		
其他公开文献	JP6490809B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使胎儿的头部的测量操作更简单和更快，并且可以提供不依赖于用户的技能的定量测量结果。图像处理单元2005基于从超声探头获取的信号来生成体内组织的断层图像，输入单元2006，该输入单元2006输入操作者的操作，以及根据断层图像对应于胎儿的头部的椭圆。提供了通过计算所计算的椭圆的有效性来测量胎儿的头部的头部测量单元2008，以及显示由头部测量单元2008测量的测量结果的显示单元2009。



- 2001 Probe
- 2002 Transmission/reception unit
- 2005 Image processing unit
- 2006 Input unit
- 2007 Control unit
- 2008 Head measuring unit
- 2009 Display unit