

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

断層画像が注目組織計測用の基準断面を表す画像である確率を示す第 1 評価値を演算する第 1 評価部と、

前記断層画像に含まれる注目組織に対して計測を行って計測値を求める計測部と、

前記計測値に基づいてそれを評価するための第 2 評価値を演算する第 2 評価部と、

前記断層画像と共に、前記第 1 評価値及び前記第 2 評価値に応じて表示態様が変化するインジケータを表示する表示処理部と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記注目組織は胎児における特定の組織であり、

前記第 2 評価部は、実週数及び前記計測値に基づいて前記第 2 評価値を演算する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置において、

前記第 2 評価部は、

前記計測値に基づいて推定週数を演算する手段と、

前記実週数及び前記推定週数に基づいて前記第 2 評価値を演算する手段と、

を含む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において、

前記第 2 評価部は、

前記実週数に基づいて標準値を演算する手段と、

前記標準値及び前記計測値に基づいて前記第 2 評価値を演算する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記計測部は、前記断層画像内の注目組織に対して仮計測を行って前記計測値として仮計測値を求める仮計測部であり、

30

複数の断層画像の中から前記インジケータを参照したユーザーにより特定の断層画像が選択され、

前記特定の断層画像に含まれる注目組織に対して本計測を行って本計測値を求める本計測部が設けられた、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置において、

前記仮計測部は、

前記注目組織を包含しつつそれに接する囲み図形を生成する手段と、

前記囲み図形に基づいて前記仮計測値を演算する手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 7】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記インジケータは、

前記第 1 評価値に応じて表示態様が変化する第 1 インジケータと、

前記第 2 評価値に応じて表示態様が変化する第 2 インジケータと、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の超音波診断装置において、

前記インジケータは、前記第 1 インジケータとして機能する第 1 部分と、それに対して

50

合体された部分であって前記第 2 インジケータとして機能する第 2 部分と、からなる単一のシンボルによって構成された、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

胎児の断面を表す断層画像が注目組織計測用の基準断面を表す画像である確率を示す断面評価値を演算する工程と、

前記断層画像に含まれる注目組織に対して仮計測を行って仮計測値を求める工程と、

実週数及び前記仮計測値に基づいて計測評価値を演算する工程と、

前記断面評価値及び前記計測評価値に応じて表示態様が変化するインジケータを表示する工程と、

を含むことを特徴とする表示方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置及び表示方法に関し、特に、超音波画像を利用した計測に関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において超音波診断装置が活用されている。超音波診断装置は、生体への超音波の送受波により得られたデータに基づいて超音波画像を形成し、それを表示する装置である。例えば、産科においては、超音波診断を利用して胎児が定期的に検査される。具体的には、胎児の断面を表す断層画像上において組織のサイズが計測される。典型的には、大横径（BPD：Biparietal Diameter）、腹囲長（AC：Abdominal Circumference）、大腿骨長（FL：Femur Length）が計測される。それらの計測値に基づいて胎児の体重が推定される。検査時には、週数（妊娠週数）から求められる標準値に対して計測値がどの程度離れているのかも判断される。

20

【0003】

特許文献 1 は、断層画像に現れた組織要素ごとに認識を行って複数の要素の位置関係等に基づいて断面の適正度を算出する超音波診断装置が開示されている。特許文献 2 には、注目組織である確率を色相によって表示する超音波診断装置が開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開 2016/194161 号公報

【特許文献 2】特開平 10-258050 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

断層画像に現れる組織断面は超音波プローブの位置及び姿勢によって変わり得る。超音波プローブの操作を支援するために、超音波プローブの位置及び姿勢の適正さを示す情報をユーザーに提供することが望まれる。加えて、組織の計測を前提として計測値を事前に評価するための情報をユーザーに提供することが望まれる。なお、特許文献 1 及び特許文献 2 には計測値を事前に評価するための情報をユーザーに提供する技術は記載されていない。

40

【0006】

本発明の目的は、ユーザーによる超音波プローブの操作を支援することにある。あるいは、本発明の目的は、ユーザーに対して断面を評価するための情報及び計測値を事前に評価するための情報を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 7 】

本発明に係る超音波診断装置は、断層画像が注目組織計測用の基準断面を表す画像である確率を示す第1評価値を演算する第1評価部と、前記断層画像に含まれる注目組織に対して計測を行って計測値を求める計測部と、前記計測値に基づいてそれを評価するための第2評価値を演算する第2評価部と、前記断層画像と共に、前記第1評価値及び前記第2評価値に応じて表示態様が変化するインジケータを表示する表示処理部と、を含むことを特徴とするものである。

【 0 0 0 8 】

本発明に係る方法は、胎児の断面を表す断層画像が注目組織計測用の基準断面を表す画像である確率を示す断面評価値を演算する工程と、前記断層画像に含まれる注目組織に対して仮計測を行って仮計測値を求める工程と、実週数及び前記仮計測値に基づいて計測評価値を演算する工程と、前記断面評価値及び前記計測評価値に応じて表示態様が変化するインジケータを表示する工程と、を含むことを特徴とするものである。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、インジケータの参照を通じて、ユーザーによる超音波プローブの操作を支援できる。あるいは、本発明によれば、ユーザーに対して断面を評価する情報及び計測値を事前に評価するための情報を提供できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 胎児計測を説明するための図である。

【 図 3 】 大横径 (B P D) の仮計測方法の一例を示す図である。

【 図 4 】 腹囲長 (A C) の仮計測方法の一例を示す図である。

【 図 5 】 大腿骨長 (F L) の仮計測方法の一例を示す図である。

【 図 6 】 テーブルセットの一例を示す図である。

【 図 7 】 第 1 表示例を示す図である。

【 図 8 】 インジケータの変化を示す図である。

【 図 9 】 第 2 表示例を示す図である。

【 図 1 0 】 インジケータの第 2 例を示す図である。

【 図 1 1 】 インジケータの第 3 例を示す図である。

【 図 1 2 】 インジケータの第 4 例を示す図である。

【 図 1 3 】 インジケータの第 5 例を示す図である。

【 図 1 4 】 第 2 インジケータの変形例を示す図である。

【 図 1 5 】 第 3 表示例を示す図である。

【 図 1 6 】 動作例を示すフローチャートである。

【 図 1 7 】 第 4 表示例を示す図である。

【 図 1 8 】 第 5 表示例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 1 】

以下、実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 2 】

(1) 実施形態の概要

実施形態に係る超音波診断装置は、第1評価部、計測部、第2評価部及び表示処理部を有する。第1評価部は、断層画像が注目組織計測用の基準断面を表す画像である確率を示す第1評価値を演算する。計測部は、断層画像に含まれる注目組織に対して計測を行って計測値を求めるものである。第2評価部は、計測値に基づいてそれを評価するための第2評価値を演算する。表示処理部は、断層画像と共に、第1評価値及び第2評価値に応じて表示態様が変化するインジケータを表示する。

【 0 0 1 3 】

上記構成によれば、断層画像と共にインジケータが表示される。インジケータは、第1評価値及び第2評価値を示すものであるので、インジケータの観察を通じて、現在表示されている断層画像が基準断面に相当することの可能性を評価でき、また、現在表示されている断層画像に含まれる注目組織の計測値が週数等から見て妥当なものであるのか否かを判断することが可能となる。つまり、2つの評価値の参照を通じて、超音波プローブの位置及び姿勢の適正度、換言すれば、計測を行うに相応しい断面か否か、を総合的に判断することが可能となる。実施形態において、注目組織は、例えば、胎児における組織、胎児以外の生体における組織である。

【0014】

実施形態において、注目組織は胎児における特定の組織であり、第2評価部は、実週数及び計測値に基づいて第2評価値を演算する。通常、産科での超音波診断に際しては、週数（推定週数と区別するため「実週数」を称する）が超音波診断装置に入力される。第2評価値は、実週数から見た計測値の一般的妥当性を示すものである。例えば、計測値に基づいて推定週数を演算し、実週数と推定週数との対比から第2評価値を演算するようにしてもよい。あるいは、実週数に基づいて標準値を演算し、標準値と計測値との対比から第2評価値を演算するようにしてもよい。計測値は、実施形態において、仮計測により得られた仮計測値である。仮計測は一般に本計測よりも簡易な計測であり、それは迅速かつ容易に行えるものである。第2評価値演算のための計測値を本計測値とすることも考えられる。その場合には後の本計測が省略される。

10

【0015】

実施形態において、計測部は、断層画像内の注目組織に対して仮計測を行って仮計測値を求める仮計測部である。その場合、複数の断層画像の中からインジケータを参照したユーザーにより特定の断層画像が選択され、特定の断層画像に含まれる注目組織に対して本計測を行って本計測値が求められる。本計測に先立って仮計測を行い、仮計測結果が第2評価値に反映されれば、今後行われる本計測の妥当性を事前に評価できる。すなわち、実施形態に係る超音波診断装置は、断面の適正さ及び予想される計測結果の適正さという2つの観点から断層画像の評価を行って、その評価結果をユーザーに提供するものである。

20

【0016】

実施形態において、仮計測部は、注目組織を包含しつつそれに接する囲み図形を生成する手段と、囲み図形に基づいて仮計測値を演算する手段と、を含む。一般に囲み図形を生成することは容易であり、そのような簡易な処理を基礎として仮計測値を演算するものである。

30

【0017】

実施形態において、インジケータは、第1評価値に応じて表示態様が変化する第1インジケータと、第2評価値に応じて表示態様が変化する第2インジケータと、を含む。例えば、インジケータは、第1インジケータとして機能する第1部分と、それに対して合体された部分であって第2インジケータとして機能する第2部分と、からなる単一のシンボルによって構成される。この構成によれば、1つのシンボルを参照するだけで2つの評価値を同時に把握することが可能となる。

【0018】

実施形態に係る表示方法は、胎児の断面を表す断層画像が注目組織計測用の基準断面を表す画像である確率を示す断面評価値を演算する工程と、断層画像に含まれる注目組織に対して仮計測を行って仮計測値を求める工程と、実週数及び仮計測値に基づいて計測評価値を演算する工程と、断面評価値及び計測評価値に応じて表示態様が変化するインジケータを表示する工程と、を含むものである。

40

【0019】

この構成によれば、インジケータの参照によって、画像内容の面からの評価及び予想される計測結果の面からの評価を行える。よって、超音波プローブの操作あるいは胎児の計測を支援することが可能となる。上記表示方法は、ハードウェアの機能として又はソフトウェアの機能として実現され得る。後者の場合、表示方法を実行するプログラムが、ネッ

50

トワークを介して又は可搬型記憶媒体を介して、超音波診断装置又は超音波画像処理装置へインストールされる。

【0020】

(2) 実施形態の詳細

図1には、実施形態に係る超音波診断装置の構成がブロック図として示されている。超音波診断装置は、病院等の医療機関に設置され、生体に対する超音波の送受波により得られた受信データに基づいて超音波画像を形成する医療用の装置である。実施形態に係る超音波診断装置は、産科において、胎児の超音波診断を行う装置であり、特に、BPD、AC及びFLを計測する機能、それらの計測値に基づいて胎児の体重を推定する機能、等を備えている。更に、以下に詳述するように、超音波プローブの操作又は胎児の計測を支援するための特別なインジケータを表示する機能を備えている。

10

【0021】

図1において、超音波プローブ10は、超音波を送受波する手段又は送受波器として機能するものである。超音波プローブ10は、ユーザー（医師、検査技師等）によって保持される。胎児の超音波診断に際しては、超音波プローブの10の送受波面（音響レンズ表面）が被検者である母体における腹部表面に当接され、その状態で、胎児に対して超音波が送受波される。

【0022】

超音波プローブ10は、一次元配列された複数の振動素子からなる振動素子アレイを備えている。振動素子アレイによって超音波ビーム14が形成され、超音波ビーム14の電子走査により走査面12が形成される。走査面12は観測面であり、換言すれば、二次元データ取込領域である。超音波ビームの電子走査方式として、電子セクタ走査方式、電子リニア走査方式等が知られている。超音波ビームのコンベックス走査が行われてもよい。超音波プローブ内に2D振動素子アレイを設け、生体内からボリュームデータが取得されてもよい。走査面12の電子的又は機械的な走査によりボリュームデータが取得される。

20

【0023】

なお、超音波プローブ10は、より詳しくは、振動素子アレイを備えたプローブヘッド、そこから引き出されたケーブル、その端部に設けられたコネクタを有する。そのコネクタが超音波診断装置本体側のコネクタに接続される。プローブヘッドが可搬型の送受波器を構成し、それがユーザーによって保持される。

30

【0024】

送信部16は、送信時において、複数の振動素子に対して複数の送信信号を並列的に供給する送信ビームフォーマーであり、それは電子回路として構成される。受信部18は、受信時において、複数の振動素子から並列的に出力される複数の受信信号を整相加算（遅延加算）する受信ビームフォーマーであり、それは電子回路として構成される。受信部18は、複数のA/D変換器、検波回路等を備えている。受信部18での複数の受信信号の整相加算によりビームデータが生成される。ちなみに、1回の電子走査当たり、電子走査方向に並ぶ複数のビームデータが生成され、それらが受信フレームデータを構成する。個々のビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。受信部18の後段にはビームデータ処理部が設けられているが、それは図示省略されている。

40

【0025】

画像形成部20は、入力される受信フレームデータに基づいて、断層画像（Bモード断層画像）を形成する電子回路である。それはDSC（Digital Scan Converter）を有している。DSCは、座標変換機能、補間機能、フレームレート変換機能等を有する。画像形成部20は、ビーム走査方向に並ぶ複数のビームデータつまり受信フレームデータに基づいて断層画像を形成する。断層画像のデータが表示処理部24、第1画像処理部26及び第2画像処理部28へ送られている。

【0026】

第1画像処理部26は、第1評価値を演算する第1評価手段又は第1評価部として機能するものである。それは例えば画像処理プロセッサにより構成される。第1画像処理部2

50

6 は、図示された構成例において、複数の要素認識器 30 a , 30 b を有し、また総合評価器 32 を有している。記憶部 34 内には、特定の計測値を計測するための基準断面ごとに、基準断面に相当する断層画像を認識するためのモデルが記憶されており、あるいは、基準断面に相当する断層画像に含まれる複数の組織要素を認識するための複数のモデルが記憶されている。個々のモデルは機械学習の結果として得られたものである。複数の要素認識器 30 a , 30 b は、後者の複数のモデルを利用して、入力された断層画像に含まれる複数の組織要素を認識する。例えば、個々の要素認識器 30 a , 30 b は、担当する組織要素の認識の結果として、座標（要素座標）及び尤度（認識確率）を出力する。複数の組織要素は、例えば、BPD 計測の場合、頭部断面に現れる透明中隔腔、四丘体槽等である。断面全体が認識対象とされてもよい。

10

【0027】

総合評価器 32 は、入力される複数の座標及び複数の尤度に基づいて、第 1 評価値（第 1 スコア、断面評価値）を演算する。第 1 評価値は、入力された断層画像が基準断面（計測断面）を表す画像である確率を示すものである。第 1 評価値の演算に際して、複数の座標の幾何学的関係が評価されてもよいし、複数の尤度の平均値又は総和が評価されてもよい。第 1 評価値が高ければ、現在表示されている断層画像が基準断面に相当する可能性が高いことになり、第 1 評価値が低ければ、現在表示されている断層画像が基準断面に相当する可能性が低いことになる。機械学習の結果として得られたモデルの利用に際しては、CNN（Convolutional Neural Network）等が利用されてもよい。組織要素の認識に際してパターンマッチング法等が採用されてもよい。演算された第 1 評価値が表示処理部 24

20

【0028】

第 2 画像処理部 28 は、第 2 評価値を演算する第 2 評価手段又は第 2 評価部として機能するものである。それは例えば画像処理プロセッサにより構成される。第 1 画像処理部 26 と第 2 画像処理部 28 が単一の画像処理プロセッサによって構成されてもよい。あるいは、後述する制御部 52 の実体をなす CPU 及びプログラムによって、第 1 画像処理部 26 及び第 2 画像処理部 28 が構成されてもよい。

【0029】

実施形態において、第 2 画像処理部 28 は、仮計測器 38、メモリ 40 及び評価器 44 を有している。仮計測器 38 は、仮計測手段又は仮計測部として機能するものであり、断層画像に基づいて、注目組織に対する仮計測を行って仮計測値（仮 BPD、仮 AC、仮 FL）を演算する。仮計測は、注目組織ごとに実行されるものであり、実施形態において、後述する本計測よりも簡易なものである。すなわち、仮計測は第 2 評価値（第 2 スコア、計測評価値）を求めるための簡易且つ迅速な計測である。

30

【0030】

メモリ 40 にはテーブルセットが格納されている。テーブルセットは複数のテーブルにより構成され、具体的には、BPD についての標準値曲線、AC についての標準値曲線、及び、FL についての標準値曲線を示す 3 つのテーブルが格納されている。各標準値曲線に対して仮計測値を与えることにより週数（推定週数）を推定することが可能となる。あるいは、各標準値曲線に対して実週数 42 を与えることにより標準値を特定することが可能となる。メモリ 40 は、それを制御及び管理する部分を含めて、週数推定手段及び標準値特定手段として機能する。実週数は、後述する操作パネル 54 を利用してユーザーによって入力される。電子カルテから週数データが超音波診断装置へ入力されてもよいし、ネットワーク上のサーバーから週数データが超音波診断装置へ入力されてもよい。

40

【0031】

評価器 44 は、第 2 評価値を演算する手段として機能する。評価器 44 は、実週数と推定週数を比較することにより、あるいは、仮計測値と標準値とを比較することにより、第 2 評価値を演算する。その場合、実週数を中心として適正範囲を定め、推定週数が適正範囲内に入っているか否かを判断し、その判断結果を第 2 評価値としてもよい。あるいは、実週数に対応する標準値を中心として適正範囲を定め、仮計測値が適正範囲内に入ってい

50

るか否かを判断し、その判断結果を第2評価値としてもよい。第2評価値の演算に際して、推定週数（又は仮計測値）が適正範囲の下側に外れる場合と、推定週数（又は仮計測値）が適正範囲の上側に外れる場合とを区別するようにしてもよい。演算された第2評価値は表示処理部24へ送られている（符号45を参照）。

【0032】

計測部48は、本計測手段又は本計測部として機能するものである。計測部48は、BPD計測に適合する断層画像上において、定められたルールに従って、BPDの計測を実行し、AC計測に適合する断層画像上において、定められたルールに従って、ACの計測を実行し、また、FL計測に適合する断層画像上において、定められたルールに従って、FLの計測を実行する。計測部48は、他の計測を行う機能も有している。各計測に適合する断層画像か否かの判断に際しては、後述するインジケータがユーザーにより参照される。すなわち、第1評価値及び第2評価値に基づいて、各断層画像の内容の適正度が評価される。各計測の結果である本計測値は表示処理部24に送られ、また体重演算部50に送られている。

10

【0033】

体重演算部50は、計測されたBPD、AC及びFLを所定の計算式（例えば特許文献1を参照）に代入することにより、胎児の体重を推定するものである。体重を示す数値情報は表示処理部24へ送られている。

【0034】

表示処理部24は、表示処理用のプロセッサにより構成され、それはグラフィック画像生成機能、カラー演算機能、画像合成機能等を有している。実施形態において、表示処理部24はインジケータ生成器36を有している。インジケータ生成器36は、インジケータ生成手段又はインジケータ生成部として機能するものであり、それは断層画像と共に表示されるインジケータを生成する。インジケータは、第1評価値及び第2評価値を示す表示要素（シンボル、オブジェクト）である。そのようなインジケータとして、第1評価値を示す第1インジケータ及び第2評価値を示す第2インジケータが独立して生成されてもよい。あるいは、そのようなインジケータとして、第1評価値を示す第1部分及び第2評価値を示す第2部分からなる単一のインジケータが生成されてもよい。

20

【0035】

画像記憶部46には、時系列順で形成された断層画像列が格納される。また、その画像記憶部46には、断層画像ごとに生成されたインジケータ（あるいはインジケータを含むグラフィック画像）が格納される。画像形成部20の後段に設けられた画像記憶部22に断層画像列が格納されてもよい。あるいは、画像形成部20の前段に設けられた画像記憶部に断層画像列に相当するフレームデータ列が格納されてもよい。いずれにしても、個々の断層画像（個々のフレームデータ）に対して個々のインジケータが対応付けられつつ、各インジケータが格納される。複数の断層画像に対して1つのインジケータが対応付けられてもよい。画像記憶部46及び画像記憶部22はリングバッファとして機能するシネメモリとして構成される。

30

【0036】

表示器47には、動画像又は静止画像としての断層画像が表示され、同時にインジケータが表示される。また、表示器47には、画像認識結果、実週数、推定週数、計測値、体重等も表示される。表示器47はLCD、有機EL表示デバイス等によって構成される。

40

【0037】

制御部52は、制御手段として機能し、図1に示されている各構成の動作を制御するものである。制御部52は、実施形態において、CPU及びプログラムによって構成される。制御部52に接続された操作パネル54は入力デバイスであり、それは複数のスイッチ、複数のボタン、トラックボール、キーボード等を有する。操作パネル54を利用して週数が入力される。

【0038】

胎児の超音波検査は画像取得工程と画像計測工程とに大別される。画像取得工程では、

50

動画像としての複数の断層画像が取得され、それが表示される。それと並行して、第1画像処理部26、第2画像処理部28、及び、インジケータ生成器36が機能し、個々の断層画像ごとに第1評価値及び第2評価値が演算され、それらを表示するインジケータが生成され、それが個々の断層画像と一緒に表示される。ユーザーは、動画像として表示される断層画像及び動的に変化するインジケータを参照しながら、個々の計測に適する断層画像を取得できるように超音波プローブの位置及び姿勢を調整する。その過程において、動画像として複数フレームにわたる断層画像が保存され、また動的に変化する複数フレームにわたるインジケータが保存される。その後、フリーズ操作により、送受信を停止した状態となり、その状態で画像計測工程が実行される。なお、インジケータの表示が間欠的に行われてもよい。例えば、表示期間と非表示期間とを繰り返し設定し、表示期間においてインジケータが表示されてもよい。また、マニュアルで指示された表示期間において、又は、自動的に判定された表示期間において、インジケータが表示されてもよい。インジケータの表示条件についてはユーザーが任意に定め得る。

10

【0039】

画像計測工程では、ユーザー操作に従って、保存されている複数の断層画像が順次読み出され、それらが順次表示される。その際には個々のインジケータも読み出されて表示される。インジケータを参照しながら及び断層画像の内容を評価しながら、計測に適する断層画像が探索される。計測に適する断層画像が特定された場合、その断層画像に対して本計測が実行される。

20

【0040】

以上のような一連の過程が計測ごとに実行される。複数の計測を実行するための複数の断層画像列が連続して取得され、その後に複数の計測が連続して実行されてもよい。複数の計測値は画面上に表示される。複数の計測値に基づいて胎児の体重が演算される。その体重も画面上に表示される。

【0041】

次に、図2以降の各図を参照しながら、実施形態に係る超音波診断装置の動作及び画像処理を具体的に説明する。

【0042】

図2には、胎児計測が例示されている。母体56の表面上に超音波プローブ10が当接され、その位置及び向き調整により、走査面12が胎児57の頭部を横切る位置に設定されている。BPD計測用の頭部の断層画像60には頭部の輪郭62が現れている。また、断層画像60には、正中線78の両側に存在する透明中隔腔64及び四丘体槽66が現れている。BPDの計測に際しては、正中線78に直交する最大径がマーカー68, 70により特定される。その最大径がBPDである。より正確には、頭蓋骨の上部において、頭蓋骨の外側エッジ上にマーカー68が設定され、頭蓋骨の下部において、頭蓋骨の内側エッジ上にマーカー70が設定される。その際、必要に応じて、正中線に沿った直線上の2点がマーカー74, 76によって特定される。各マーカー68, 70, 74, 76の位置は、ポインティングデバイスであるトラックボールのユーザー操作によって決定される。

30

【0043】

AC計測用の腹部の断層画像60には腹部の輪郭が現れている。また、断層画像60には、臍静脈82、胃胞84、脊柱86及び大動脈88が現れている。輪郭上において、例えば、マーカー90, 92により短軸長が指定され、またマーカー94, 96により長軸長が指定される。それらのマーカー90~96によって近似楕円98が定義され、その周囲長としてACが特定される。

40

【0044】

FL計測用の大腿部の断層画像100には大腿骨106が現れている。その両端がマーカー102, 104によって指定される。それらの間の距離がFLとなる。以上の各マーカーの指定をユーザーが行ってもよいし、その指定を自動的に行わせてもよい。上記で説明した方法以外の方法で各計測値が計測されてもよい。

50

【 0 0 4 5 】

図 3 乃至図 5 を用いて、上記の仮計測器が実行する仮計測の方法について説明する。図 3 に示されているように、BPD 計測に先立って、胎児における頭部の断層画像が表示される。図示された断層画像 1 1 0 には頭部の輪郭 1 1 2 が含まれ、その輪郭 1 1 2 を囲むように矩形の囲み図形 1 1 4 が自動的に生成されている。囲み図形 1 1 4 の生成に際しては公知の各種の技術を利用し得る。囲み図形 1 1 4 の短辺の長さ 1 1 6 として BPD 仮計測値が求められる。

【 0 0 4 6 】

図 4 に示されているように、AC 計測に先立って、胎児における腹部の断層画像が表示される。図示された断層画像 1 1 8 には腹部の輪郭 1 2 0 が含まれ、その輪郭 1 2 0 を囲むように矩形の囲み図形 1 2 2 が自動的に生成されている。囲み図形 1 2 2 に内接する楕円 1 2 4 が自動的に生成され、その楕円の長さとして AC 仮計測値が求められる。

10

【 0 0 4 7 】

続いて、図 5 に示されているように、FL 計測に先立って、胎児における大腿部の断層画像が表示される。図示された断層画像 1 2 6 には大腿部中の大腿骨が含まれ、それを囲むように矩形の囲み図形 1 2 8 が自動的に生成されている。囲み図形 1 2 8 の長辺の長さ 1 3 0 が仮 FL 計測値となる。以上にあげた方法以外の方法によって各仮計測値が演算されてもよい。

【 0 0 4 8 】

図 6 にはテーブルセットの一例が示されている。テーブルセット 1 3 2 は、図示の例において、3 つのテーブル 1 3 4 , 1 3 6 , 1 3 8 により構成されている。テーブル 1 3 4 は、週数と BPD 標準値との関係を示す曲線 1 4 0 を有している。また、 $+1.5SD$ (SD : 標準偏差) を示す曲線 1 4 2 及び $-1.5SD$ を示す曲線 1 4 4 を有している。例えば、BPD の仮計測値 b_1 が求められた場合、仮計測値 b_1 を曲線 1 4 0 に与えることにより、それに対応する推定週数 a_1 を特定することが可能となる。また、その推定週数 a_1 を中心として一定の幅 Δa を有する標準範囲 (a_2 から a_3 の間の区間) を特定することが可能となる。例えば、実週数が標準範囲に含まれていれば第 2 評価値が 1 となり、実週数が標準範囲に含まれていなければ第 2 評価値が 0 となる。

20

【 0 0 4 9 】

また、実週数 a_4 を曲線 1 4 0 に与えることにより、BPD の標準値 b_2 を特定し得る。それを中心として一定の幅 Δb を有する標準範囲 (b_3 から b_4 の間の区間) を特定することが可能となる。例えば、仮計測値が標準範囲に含まれていれば第 2 評価値が 1 となり、仮計測値が標準範囲に含まれていなければ第 2 評価値が 0 となる。よって、断層画像の観察に際して、第 2 評価値を参照することにより、本計測を行った場合に得られる本計測値が実際の週数から見て一般的妥当性を有するの否かを事前に判断することが可能となる。例えば、仮計測値が一般的に見てかなり小さい場合や仮計測値から判断された推定週数が実週数から解離している場合には、断層画像それ自体が計測用の断層画像として適当でないことを判断することが可能となる。

30

【 0 0 5 0 】

テーブル 1 3 6 は、週数と AC 標準値との関係を示す曲線 (曲線セット) を有している。テーブル 1 3 8 は、週数と FL 標準値との関係を示す曲線 (曲線セット) を有している。各曲線は数値列として又は関数として構成され得る。 $+1.5SD$ を示す曲線及び $-1.5SD$ を示す曲線を利用して標準範囲が定義されてもよい。標準範囲が他のパラメータに従って適応的に設定されてもよい。

40

【 0 0 5 1 】

図 7 には、第 1 表示例が示されている。表示画像 1 5 0 には断層画像 1 5 2 が含まれ、その断層画像 1 5 2 には腹部の断面が現れている。腹部の輪郭 1 5 4 を包摂するように囲み図形 1 5 6 が生成されており、それに内接する楕円の長さとして AC 仮計測値が演算される。表示画像 1 5 0 において、断層画像の左側には、実週数 1 6 4 が表示されており、また、推定週数 1 6 5 が表示されている。推定週数 1 6 5 は AC 仮計測値に基づいて推定

50

されたものである。AC 仮計測値と実週数に対応する標準値とが表示されてもよい。図示の例では、メッセージ 166 も表示されている。例えば、認識対象となっている要素についての認識を行えない状況においてその旨がメッセージ 166 として表示されてもよい。

【0052】

断層画像 152 の右側には、第 1 例に係るインジケータ 158 が表示されている。インジケータ 158 は、第 1 インジケータ 160 と、第 2 インジケータ 162 とからなるものである。第 1 インジケータ 160 はその表示態様により第 1 評価値の大小を示すものであり、第 2 インジケータ 162 はその表示態様により第 2 評価値の大小を示すものである。なお、保存された断層画像列を示すサムネイル画像 168, 170 を表示するようにしてもよい。あるいは、第 1 評価値及び第 2 評価値を総合して最良の断層画像が取得された場合に、それをサムネイル画像として表示するようにしてもよい。

10

【0053】

図 8 には、第 1 例に係るインジケータの表示態様の変化が示されている。例えば、第 1 インジケータは、図 8 の左側に示すように変化する（符号 160A ~ 160D を参照）。第 1 インジケータは、3 つのボックス 172a, 172b, 172c により構成され、第 1 評価値の大小によって着色表現されるボックス数が切り替えられている。例えば、着色表現されたボックス数が多いほど、第 1 評価値が良好であることを認識できる。その際に色相も変化させてもよい。第 1 インジケータの参照を通じて、断層画像の適正度を直感的に把握することが可能となる。

【0054】

20

図 8 の右側には第 2 インジケータの表示態様の変化が示されている（符号 162A ~ 162C を参照）。図示の例では表示態様が三段階に変化しているが、二段階の変化であってもよいし、四段階以上の変化であってもよい。第 2 評価値の大小に応じて第 2 インジケータの輝度が変化している。例えば、輝度が高い程、第 2 評価値が良好であることを認識できる。その際に色相も変化させてもよい。第 2 インジケータの参照を通じて、実週数を考慮したところでの仮計測値の一般的妥当性を判断することが可能となる。

【0055】

図 9 には、第 2 表示例が示されている。なお、既に説明した要素には同一符号を付しその説明を省略する。このことは今後説明する他の図においても同様である。

【0056】

30

表示画像 176 には腹部の断面を表した断層画像 178 が含まれる。その右側には第 2 例に係るインジケータ 184 が表示されている。インジケータ 184 は第 1 インジケータとして機能する第 1 部分 186 と第 2 インジケータとして機能する第 2 部分 188 とからなる一体化された単一のオブジェクトである。第 2 部分 188 は模式的な胎児像としてのシンボルであり、その外側を囲む枠が第 1 部分 186 である。第 1 部分 186 の表示態様と第 2 部分 188 の表示態様は互いに独立して変化し得る。

【0057】

具体的には、図 10 に示されるように、インジケータの表示態様として、4 つの表示態様がある。(A) に示す表示態様においては、第 1 色相を有する（あるいは輝度の低い）第 1 部分 186A が表示され、また、第 3 色相を有する（あるいは輝度の低い）第 2 部分 188A が表示されている。(B) に示す表示態様においては、第 1 部分 186A と、第 4 色相を有する（あるいは輝度の高い）第 2 部分 188B が表示されている。(C) に示す表示態様においては、第 2 色相を有する（あるいは輝度の高い）第 1 部分 186B が表示されており、また上記第 2 部分 188A が表示されている。(D) に示す表示態様においては、第 1 部分 186B 及び第 2 部分 188B が表示されている。

40

【0058】

このように第 2 例では、単一のシンボルにおける 2 つの部分を利用して 2 つの評価値が表現されている。よって、単一のシンボルを見るだけで、2 つの評価値の大小を直感することができ、あるいは、シンボル全体の表示態様から現状の状態を直感することが可能となる。

50

【 0 0 5 9 】

図 1 1 には、インジケータの第 3 例が示されている。この第 3 例では、単一の円形のマークによってインジケータ 1 9 0 が構成されている。インジケータ 1 9 0 の内部の色相（第 1 色相又は第 2 色相）によって第 1 評価値の大小（良否）が表現され、インジケータ 1 9 0 における枠 1 9 2 の表示の有無によって第 2 評価値の大小（良否）が表現されている。第 2 評価値を色相で表現し且つ枠の有無で第 1 評価値を表現してもよい。

【 0 0 6 0 】

図 1 2 には、インジケータの第 4 例が示されている。この第 4 例では、単一の円形のマークによってインジケータが構成されており、ここではインジケータの内部の色相によって第 1 評価値の大小が表現されている。符号 1 9 4 a , 1 9 4 , 1 9 4 b で示すように、インジケータのサイズの大小によって第 2 評価値の大小が表現されている。第 2 評価値を色相で表現し且つ第 1 評価値をサイズの大小で表現してもよい。

10

【 0 0 6 1 】

図 1 3 には、インジケータの第 5 例が示されている。この第 5 例では、マークの形態の変化によって、すなわち、(A)に示す四角形 1 9 6 と(B)に示す円形 1 9 8 によって、第 1 評価値の大小が表現され、それらの色相によって第 2 評価値の大小が表現されている。第 2 評価値を形態の違いによって表現し、第 1 評価値を色相の違いによって表現するようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

図 1 4 には、第 2 インジケータの変形例が示されている。例えば、実週数から求められる標準値を中心として、 $-1.5SD$ から $+1.5SD$ までの範囲が標準範囲と定義され、仮計測値が標準範囲よりも下側か（第 2 評価値 = 1）、標準範囲内か（第 2 評価値 = 2）、標準範囲よりも上側か（第 2 評価値 = 3）、が判断される。第 2 評価値が 1 の場合、(A)に示すように左側のボックス 2 0 0 a が着色表現され、第 2 評価値が 2 の場合、(B)に示すように中央のボックス 2 0 0 b が着色表現され、第 2 評価値が 3 の場合、(C)に示すように右側のボックス 2 0 0 c が着色表現される。このような変形例によれば、仮計測値と標準範囲との関係を具体的に認識することが可能となる。

20

【 0 0 6 3 】

図 1 5 には第 3 表示例が示されている。第 3 表示例は本計測実行後の表示画像を示すものである。その表示画像には 2 つの断層画像 2 0 2 , 2 0 4 が含まれる。いずれの断層画像 2 0 2 , 2 0 4 も計測対象となった断層画像であるが、右側の断層画像 2 0 4 には様々な情報が付加されている。図示の例では、臍静脈 2 0 6 についての認識スコア（尤度）2 0 6 A、胃胞 2 0 8 についての認識スコア（尤度）2 1 0、大動脈 2 1 2 についての認識スコア（尤度）2 1 2 A、及び、脊柱 2 1 4 についての認識スコア 2 1 4 A が表示されている。よって、断面認識に際しての要素認識の内分けを個別的に把握することが可能となる。また、本計測によって求められた近似楕円 2 1 8 及び本計測値である A C 2 8 も表示されている。

30

【 0 0 6 4 】

なお、個々の要素の名称を付記するようにしてもよい。シェーマ、前回検査時の断層画像、等を参照画像として表示するようにしてもよい。個別スコアは、一定のフレーム数間隔で更新するようにしてもよいし、個別スコアがある程度高い場合にその表示を行うようにしてもよい。第 1 評価値が一定値以上となった場合に自動的にフリーズ状態へ遷移させるようにしてもよい。

40

【 0 0 6 5 】

次に、図 1 6 を用いて、図 1 に示した超音波診断装置の動作について説明する。S 1 0 では、計測開始ボタンが ON 操作されたか否かが判断されている。計測開始ボタンが ON 操作された場合、S 1 2 において、現在表示されている断層画像に基づいて第 1 評価値及び第 2 評価値が演算される。S 1 4 では、第 1 評価値及び第 2 評価値に基づいてインジケータが生成され、それが表示される。S 1 6 でフリーズボタンの ON 操作が判断されるまで、S 1 2 及び S 1 4 の工程が個々の断層画像に対して適用される。

50

【 0 0 6 6 】

S 1 8では、フリーズ後において、シネメモリに格納されている断層画像列がレビューされる。その場合、各断層画像と共に表示される各インジケータを参照することによって、計測に相応しい特定の断層画像が選択される。その時点でS 2 0において自動計測ボタンがON操作される。S 2 2では、実際に自動計測（本計測）が実行される。S 2 4では計測結果（本計測値）が保存される。S 2 6では他の計測を実行するか否かが判断される。他の計測を行う場合には処理がS 1 0へ移行する。

【 0 0 6 7 】

図 1 7には第 4 表示例が示されている。レビューに際しては、図 1 7に示されているようにスケール 2 2 4を表示してもよい。スケール 2 2 4に沿って表示された第 1 マーカー 2 2 6は、第 1 評価値（又は、第 1 評価値及び第 2 評価値）が最も良好となった時相を示すものであり、その時相に対応する断層画像 2 2 2が表示されている。第 2 マーカー 2 2 8は図示の例では 2 番目に優良な第 1 評価値（又は、第 1 評価値及び第 2 評価値）が生じた時相を示すものである。必要に応じて、第 2 マーカー 2 2 8に対して所定の操作を与えることにより、その時相に対応する断層画像を表示させることが可能である。第 4 表示例では計測値（本計測値） 2 3 0が数値として表示されている。これは断層画像 2 2 2に対して自動計測を行って得られたものである。

【 0 0 6 8 】

図 1 8には第 5 表示例が示されている。表示画面の下段には第 1 評価値グラフ 2 4 6 及び第 2 評価値グラフ 2 4 8が表示されている。マーカー 2 5 0は、表示された断層画像 2 3 6に対応する時相を示すものであり、同じく、マーカー 2 5 2は、表示された断層画像 2 3 8に対応する時相を示すものである。それらのマーカー 2 5 0, 2 5 2を移動させると、表示されている断層画像 2 3 6, 2 3 8の内容も変化する。符号 2 3 2は断層画像列を示している。各部分 2 4 0, 2 4 2, 2 4 4は折り畳まれた複数の断層画像に相当している。断層画像列 2 3 2の中で、図示の例では、2つのマーカー 2 5 0, 2 5 2に対応する2つの断層画像が展開されている。このように、断層画像列に対応付けて第 1 評価値グラフ 2 4 6 及び第 2 評価値グラフ 2 4 8を表示することにより、2つの評価値の変化を考慮しつつ、計測対象となる断層画像を選択することが可能となる。

【 0 0 6 9 】

実施形態においては、B P D、A C、F Lが計測されていたが、他の計測値が計測されてもよい。第 1 評価値及び第 2 評価値に加えて第 3 評価値が演算され、それらの評価値が画像表示されてもよい。実施形態においては週数に基づいて第 2 評価値が演算されたが、週数以外の胎児成育情報に基づいて第 2 評価値が演算されてもよい。計測された第 1 計測値（例えば B P D）から推定週数を求めてそれに基づき第 2 評価値を演算し、第 2 計測値（例えば A C）の計測に際して当該第 2 評価値を参照するようにしてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 0 】

1 0 超音波プローブ、 2 0 画像形成部、 2 4 表示処理部、 2 6 第 1 画像処理部、 2 8 第 2 画像処理部、 3 6 インジケータ生成器。

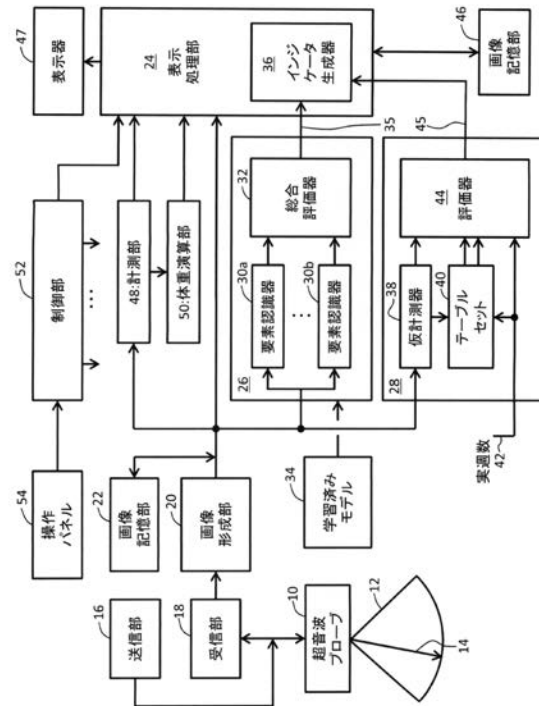
10

20

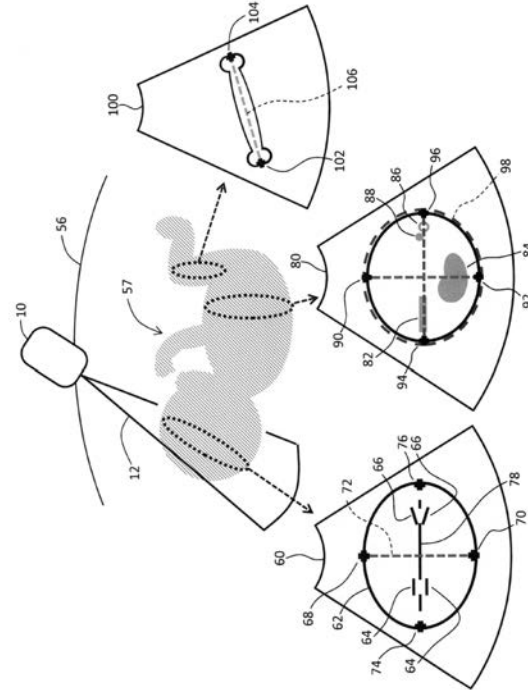
30

40

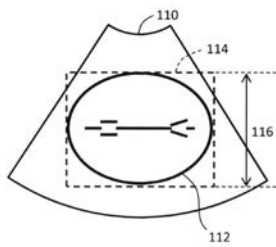
【図 1】



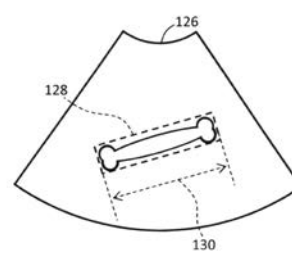
【図 2】



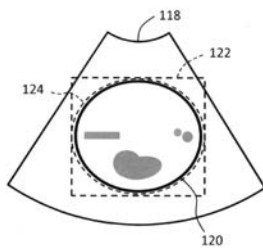
【図 3】



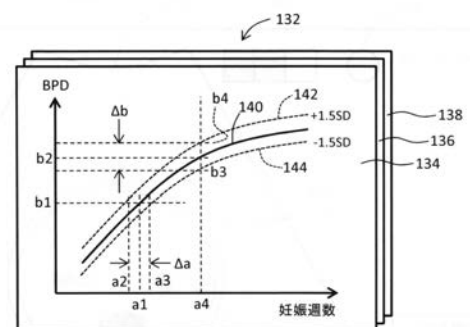
【図 5】



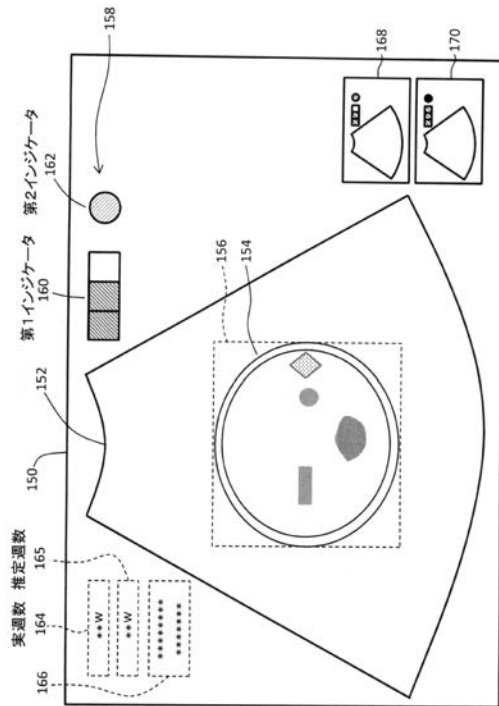
【図 4】



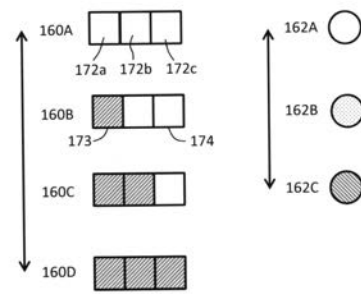
【図 6】



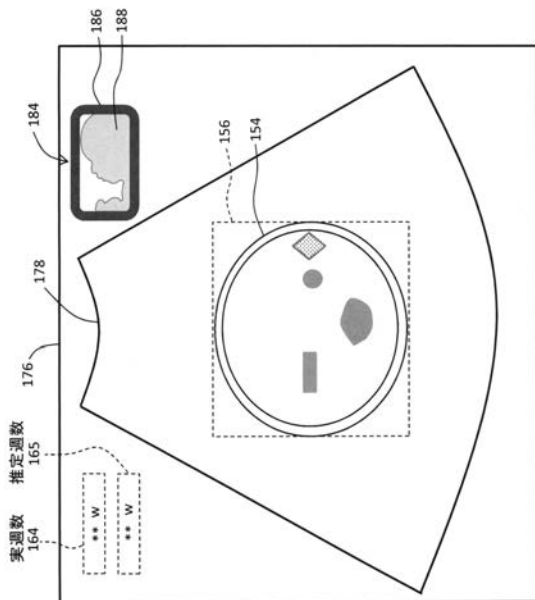
【図 7】



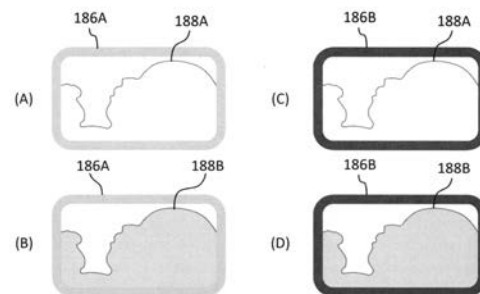
【図 8】



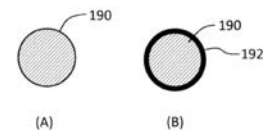
【図 9】



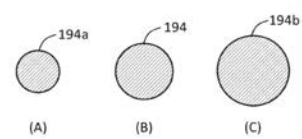
【図 10】



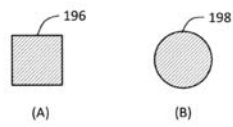
【図 11】



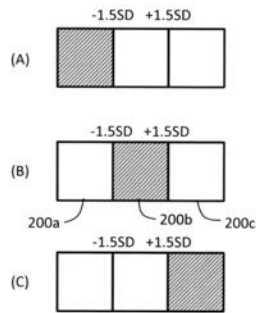
【図 12】



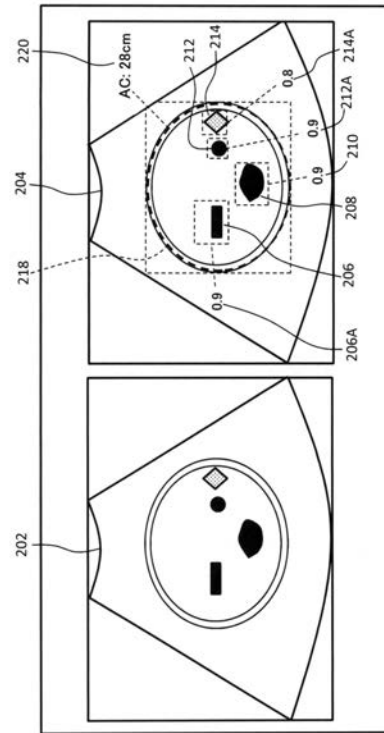
【図 13】



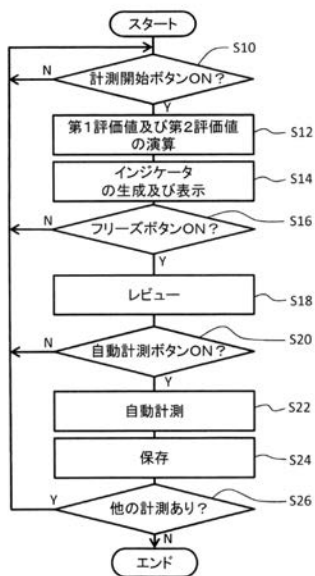
【図 14】



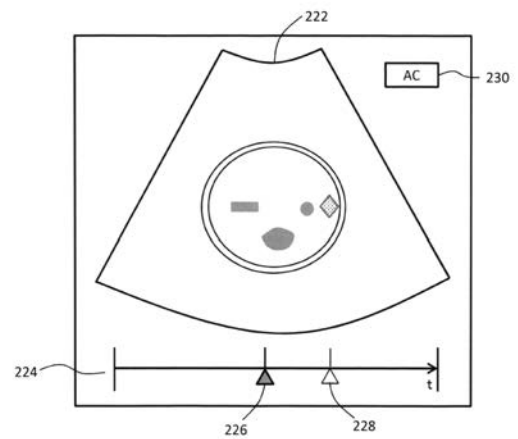
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (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
- (72)発明者 乙▲め▼ 賢一
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 三谷 由紀
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 佐藤 みか
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 井上 信康
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 EE09 EE11 JB34 JB41 JC08 KK02 KK23 KK25
KK29 KK30 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置及显示方法		
公开(公告)号	JP2020039645A	公开(公告)日	2020-03-19
申请号	JP2018170020	申请日	2018-09-11
[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	井上健太 李云 前田俊徳 豊村崇 乙め賢一 三谷由紀 佐藤みか 井上信康		
发明人	井上 健太 李 云 前田 俊徳 豊村 崇 乙▲め▼ 賢一 三谷 由紀 佐藤 みか 井上 信康		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD09 4C601/DD11 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JC08 4C601/KK02 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK29 4C601/KK30 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题:支持在测量胎儿时使用超声波探头。为了便于识别适合胎儿测量的断层图像。第一图像处理单元26计算第一评估值作为断层图像的识别分数。第二图像处理单元28根据目标组织的临时测量值和实际的周数来计算第二评估值。指标生成器36生成代表第一评估值和第二评估值的指标。当显示每个断层图像时,显示与其对应的指示符。通过参考指示符,可以全面确定断层图像是否适合于测量。[选型图]图1

