

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5865463号
(P5865463)

(45) 発行日 平成28年2月17日(2016.2.17)

(24) 登録日 平成28年1月8日(2016.1.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-203102 (P2014-203102)
 (22) 出願日 平成26年10月1日(2014.10.1)
 審査請求日 平成27年9月25日(2015.9.25)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人YK I 国際特許事務所
 (72) 発明者 小林 正樹
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
 アロカメディカル株式会社内
 (72) 発明者 井上 信康
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
 アロカメディカル株式会社内
 (72) 発明者 村下 賢
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
 アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像上において指定される第1軸を長軸および短軸の一方とし、次いで指定される第2軸を長軸および短軸の他方とする被計測楕円形状の周囲長を計測する計測手段と、
 前記第1軸の始点が指定された後に前記第1軸の終点を指定するためのユーザ操作に従って前記超音波画像上を移動する第1軸終点指定用マーカを表示するマーカ表示手段と、
 少なくとも前記第1軸の終点が指定される前に、前記第1軸の始点および前記第1軸終点指定用マーカの位置を基準とし、前記被計測楕円形状の周囲長の標準範囲を示す指標図形を前記超音波画像上に表示する指標図形表示手段と、
 を備えることを特徴とする、超音波画像処理装置。

【請求項 2】

前記指標図形は、前記第1軸の始点から前記第1軸終点指定用マーカを通る方向を長軸および短軸方向のいずれか一方とし前記標準範囲の下限値に基づく値を周囲長とする楕円形状の第1の二次元図形、および、前記第1軸の始点から前記第1軸終点指定用マーカを通る方向を長軸方向および短軸方向のいずれか一方とし前記標準範囲の上限値に基づく値を周囲長とする楕円形状の第2の二次元図形を含む、

ことを特徴とする、請求項1に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記マーカ表示手段は、前記第1軸の終点が指定された後に、前記第2軸の端部を指定するためのユーザ操作に従って前記超音波画像上を移動する第2軸端部指定用マーカを表

10

20

示し、

前記指標図形表示手段は、前記第 1 軸の始点および前記第 1 軸の終点を結ぶ線分を長軸および短軸の一方とし前記第 2 軸端部指定用マーカを長軸および短軸の他方の端部とする楕円形状の第 3 の二次元図形を表示させる、

ことを特徴とする、請求項 2 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 4】

前記マーカ表示手段は、前記第 1 軸の始点および前記第 1 軸の終点を結ぶ線分の中点を通り当該線分に垂直な直線上、かつ、前記第 1 の二次元図形と前記第 2 の二次元図形との間の範囲に前記第 2 軸端部指定用マーカを初期表示させる、

ことを特徴とする、請求項 3 に記載の超音波画像処理装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波画像処理装置に関し、特に超音波画像上において指定された楕円形状の周囲長の計測を行う超音波画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像は、被検体に対して超音波を送受波する超音波診断装置により形成される。超音波画像は、様々な検査や計測のために用いられる。例えば、胎児の発育状態を調べるために胎児の腹部周囲長が計測されるが、当該計測は、胎児の腹部断面が含まれる超音波画像（B モード画像）上において、腹部の断面輪郭の周囲長を計測することで行われる。

20

【0003】

超音波画像上における周囲長の計測は、表示部に表示された超音波画像において、医師などのユーザにより胎児の腹部断面輪郭に沿うような楕円形状が指定され、当該楕円形状の周囲長を算出するのが一般的である。例えば、ユーザはトラックボールなどを用いて超音波画像上に表示されるマーカを移動させ、当該マーカにより腹部断面の長軸の両端を指定する。次いで短軸の少なくとも一方の端部を指定する。これにより指定された楕円形状の周囲長を算出する。

【0004】

30

超音波画像には、アーチファクト（ノイズ）が多く含まれている場合がある。このような場合は、超音波画像における断面の輪郭が不明りょうとなり、ユーザが楕円形状を正しく指定するのが困難になる。そして、楕円形状を正しく指定できなければ周囲長の計測において誤計測が生じる。

【0005】

超音波画像上における計測点の位置決めをサポートする技術が開示されている。例えば、特許文献 1 には、胎児の児頭大横径の距離計測にあたり、胎児の発育の正常範囲を示すガイドを画面上に表示させることが記載されている。そのガイドは、始点から終点決定用マーカを通る方向を表すラインと、それに直交する 2 つのラインであって正常範囲の上限と下限とを示す比較的短いラインペアと、からなるものである。ユーザは、表示されたガイドを目安としながら、終点の位置を指定することができる。これにより終点位置の誤指定が防止されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 4 1 4 9 0 1 5 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

超音波画像上における距離計測と同様に、腹部周囲長計測のように楕円形状を指定して

50

当該楕円形状の周囲長を計測する周囲長計測にあたって、当該楕円形状の位置指定におけるサポートが必要である。

【 0 0 0 8 】

本発明の目的は、超音波画像上で指定された楕円形状の周囲長の計測を行う超音波画像処理装置において、当該楕円形状の位置指定を支援することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波画像処理装置は、超音波画像上において指定される第1軸を長軸および短軸の一方とし、次いで指定される第2軸を長軸および短軸の他方とする被計測楕円形状の周囲長を計測する計測手段と、前記第1軸の始点が指定された後に前記第1軸の終点を指定するためのユーザ操作に従って前記超音波画像上を移動する第1軸終点指定用マーカを表示するマーカ表示手段と、少なくとも前記第1軸の終点が指定される前に、前記第1軸の始点および前記第1軸終点指定用マーカの位置を基準とし、前記被計測楕円形状の周囲長の標準範囲を示す指標図形を前記超音波画像上に表示する指標図形表示手段と、を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、計測対象楕円は、長軸および短軸が指定されることによりその位置が指定される。まず、長軸または短軸である第1軸の始点が指定される。第1軸の始点が指定されると、超音波画像上に第1軸の終点を指定するための第1軸終点指定用マーカと共に指標図形が表示される。指標図形は、第1軸の始点と第1軸終点指定用マーカの位置を基準とする図形である。例えば、指標図形は、第1軸の始点と第1軸終点指定用マーカの位置を長軸あるいは短軸の両端とする楕円形状である。ユーザは、超音波画像上の計測対象の輪郭と当該指標図形との位置関係を目安として、第1軸終点指定用マーカの位置の指定を行うことができる。これにより、第1軸の終点の指定にあたってのユーザの負担を軽減することができる。あるいは、第1軸の終点の指定位置の精度を向上させることができる。

【 0 0 1 1 】

第1軸の終点の指定後も当該指標図形の表示を継続すれば、第2軸の始点の指定に際しても当該指標図形による支援を受けられる。指標図形は、計測対象の周囲長についての標準範囲を示すことができる限りにおいて、各種の形態をもって表現することが可能である。

【 0 0 1 2 】

望ましくは、前記指標図形は、前記第1軸の始点から前記第1軸終点指定用マーカを通る方向を長軸および短軸方向のいずれか一方とし前記標準範囲の下限値に基づく値を周囲長とする楕円形状の第1の二次元図形、および、前記第1軸の始点から前記第1軸終点指定用マーカを通る方向を長軸方向および短軸方向のいずれか一方とし前記標準範囲の上限値に基づく値を周囲長とする楕円形状の第2の二次元図形を含む。

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記マーカ表示手段は、前記第1軸の終点が指定された後に、前記第2軸の端部を指定するためのユーザ操作に従って前記超音波画像上を移動する第2軸端部指定用マーカを表示し、前記指標図形表示手段は、前記第1軸の始点および前記第1軸の終点を結ぶ線分を長軸および短軸の一方とし前記第2軸端部指定用マーカを長軸および短軸の他方の端部とする楕円形状の第3の二次元図形を表示させる。

【 0 0 1 4 】

第1軸の終点指定後において、第2軸端部指定用マーカと共に、第1軸の両端部と第2軸端部指定用マーカを通過する楕円形状の第3の二次元図形を表示させることで、ユーザは、当該第3の二次元図形を第2軸の端部の指定の目安とすることができる。例えば、当該第3の二次元図形と超音波画像上の計測対象の輪郭とが一致する位置に第2軸端部指定用マーカを移動させ、当該位置を第2軸の端部として指定することで、好適に第2軸の端部を指定することができる。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記マーカ表示手段は、前記第 1 軸の始点および前記第 1 軸の終点を結ぶ線分の中点を通り当該線分に垂直な直線上、かつ、前記第 1 の二次元図形と前記第 2 の二次元図形との間の範囲に前記第 2 軸端部指定用マーカを初期表示させる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、超音波画像上で指定された楕円形状の周囲長の計測を行う超音波画像処理装置において、当該楕円形状の位置指定を支援することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【 図 2 】 腹部周囲長の正常範囲と妊娠週数との関係を表す関数を示す図である。

【 図 3 】 計測対象楕円の長軸の始点の指定前における表示部の表示例を示す図である。

【 図 4 】 標準範囲表示図形の表示例を示す図である。

【 図 5 】 長軸終点指定用マーカが計測対象楕円の長軸の終点候補位置に合わせられた場合の表示例である。

【 図 6 】 短軸端部指定用マーカおよび計測対象楕円指標の表示例である。

【 図 7 】 標準範囲表示図形の他の表示例を示す図である。

【 図 8 】 計測対象楕円の短軸端が指定された後に長軸の長さが修正される場合の表示例を示す図である。

【 図 9 】 計測対象楕円が指定された後にその傾きが修正される場合の表示例を示す図である。

【 図 1 0 】 短軸端マーカの回転移動の様子を示す図である。

【 図 1 1 】 本実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れの例を示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 1 9 】

超音波診断装置 1 0 は、一般に病院などの医療機関に設置され、被検体に対して超音波診断を実行する医療上の機器である。超音波診断装置 1 0 は、様々な検査や計測に用いられる超音波画像を形成する。超音波診断装置 1 0 は、形成される超音波画像上において指定される楕円形状の周囲長を計測する機能を有している。なお、本明細書における「楕円形状」の語は、数学的な意味における楕円のみならず、楕円が多少歪んだ形状（オーバル形状など）も含む概念である。以下、胎児の発育状態を確認するための腹部周囲長の計測を例にとり、超音波診断装置 1 0 が有する周囲長計測機能について説明する。なお、超音波診断装置 1 0 は本願明細書において超音波画像処理装置の一種である。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、超音波診断装置 1 0 の構成概略図である。プローブ 1 2 は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波探触子である。プローブ 1 2 は複数の振動子からなる振動子アレイを有している。送信時において、振動子アレイを構成する複数の振動子に対して、送受信部 1 4 からの複数の送信信号が供給され、それらが励振される。これにより超音波ビーム（送信ビーム）が生成される。一方、受信時において、振動子アレイを構成する複数の振動子が反射エコーを受信すると、各振動子において音響信号が電気信号である受信信号に変換される。これにより生じた複数の受信信号が送受信部 1 4 へ出力される。本実施形態では、被検体である胎児の腹部に対して超音波の送受波が行われるように、ユーザによって、プローブ 1 2 の位置および姿勢が調整される。

【 0 0 2 1 】

送受信部 1 4 は、プローブ 1 2 が有する複数の振動子を励振する複数の送信信号をプローブ 1 2 へ送ることで、プローブ 1 2 において超音波を発生させる。また、送受信部 1 4

10

20

30

40

50

は、反射エコーを受信した複数の振動子で生成される複数の受信信号を整相加算処理して、超音波ビームの走査方向に並ぶビームデータを形成する。整相加算処理は受信ビームを電子的に形成する処理である。各ビームデータは、深度方向に並ぶ複数の反射エコー信号により構成される。このように、送受信部 14 は、送信ビームフォーマの機能と受信ビームフォーマの機能を備えている。送受信部 14 の後段には、検波回路等を含むビームデータ処理部が設けられているが、それについては図示省略されている。

【0022】

超音波画像形成部 16 は、例えばデジタルスキャンコンバータ(DSC)などにより構成され、送受信部 14 からの複数のビームデータに基づいて生体イメージとしての超音波画像を形成する。本実施形態においては、超音波画像形成部 16 において形成される超音波画像は、いわゆる B モード画像であり、特に胎児の腹部断面が映し出された画像である。より詳しくは、超音波画像形成部 16 は、受信フレームデータ列に基づいて表示フレームデータ列を生成する。1つの受信フレームデータは1回のビーム走査によって得られた複数のビームデータからなるものである。表示フレームデータ列が動画像としての B モード画像を構成する。超音波画像形成部 16 で順次生成される一連の超音波画像は、本実施形態において、表示処理部 30 および画像記憶部 18 に送られている。

【0023】

画像記憶部 18 は、超音波画像形成部 16 で形成された複数の超音波画像を記憶するリングバッファである。例えば、最新フレームから所定時間前までのフレームがリングバッファ上に常時一時的に格納される。超音波画像形成部 16 の前段に画像記憶部を設けてもよい。その場合、超音波画像形成部 16 による処理が施される前のビームデータ群がフレーム毎に記憶される。本実施形態では、リアルタイム動作中ではなく、フリーズ後の画像再生動作中に計測が実行される。具体的には、画像記憶部 18 に記憶された複数の超音波画像が再生され、それらの中からユーザにより特定の超音波画像が選択される。当該超音波画像を静止画像として画面表示している状態において腹部周囲長の計測が行われる。

【0024】

制御部 20 は、例えば CPU またはマイクロプロセッサにより構成され、超音波診断装置 10 が備える各部の制御を行う。制御部 20 は、周囲長計測において動作する複数の機能を備えており、それらが図 1 において複数のブロックとして表現されている。それらの機能は、本実施形態では、ソフトウェア機能として実現されている。但し、それらの機能が例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現されてもよい。あるいは、それらの機能が、CPU、プロセッサなどのハードウェアと、ソフトウェア(プログラム)との協働により実現されてもよい。以下、各ブロックについて説明する。

【0025】

標準範囲特定部 22 は、計測対象である腹部周囲長の標準範囲の下限值および上限値を特定する。本実施形態では、標準範囲特定部 22 は、統計的な観点から算出される腹部周囲長の正常範囲を標準範囲としている。腹部周囲長の正常範囲は妊娠週数によって異なることから、標準範囲特定部 22 は妊娠週数に応じて腹部周囲長の正常範囲の下限值および上限値を標準範囲として特定する。具体的には、腹部周囲長の正常範囲の下限值および上限値と妊娠週数との対応関係を示す対応情報、およびユーザによって入力される妊娠週数に基づいて、腹部周囲長の標準範囲の下限值および上限値を特定する。なお、標準範囲の下限值および上限値は、ユーザにより直接入力されてもよい。

【0026】

グラフィックイメージ形成部 24 は、超音波画像上における周囲長計測にあたり超音波画像に重畳して表示される各種グラフィック要素を形成する。グラフィックイメージ形成部 24 が形成するグラフィック要素としては、周囲長計測の対象となる被計測楕円形状の第 1 軸の始点を指定するために超音波画像上を移動する第 1 移動マーカ、被計測楕円形状の第 1 軸の終点を指定するために超音波画像上を移動する第 2 移動マーカ、被計測楕円形状の第 2 軸の端部(始点または終点)を指定するために超音波画像上を移動する第 3 移動マーカ、および標準範囲特定部 22 が特定した腹部周囲長の標準範囲を示す標準範囲表示

図形などである。もちろん、グラフィック要素としては上記に限られず、例えば指定された被計測楕円形状を示す図形など、周囲長計測をサポートするためのイメージも形成されてよい。形成されたグラフィック要素群は表示処理部 30 により超音波画像に重畳され表示部 32 に表示される。

【0027】

腹部周囲長の標準範囲を示す標準範囲表示図形は、第 1 軸の始点の指定後であって第 1 軸の終点の指定前、すなわち第 1 軸の終点指定の過程において表示部 32 に表示される。標準範囲表示図形を第 1 軸の終点指定前に表示させることで、当該標準範囲表示図形を第 1 軸の終点の指定にあたっての目安とすることができる。本実施形態においては、標準範囲表示図形として、指定された第 1 軸の始点位置と第 1 移動マーカとを結ぶ線分を長軸または短軸とする楕円形状の図形が用いられる。

10

【0028】

また、標準範囲表示図形は、第 1 軸の終点が指定された後にも引き続き表示される。これにより、ユーザは第 3 移動マーカによる被計測楕円形状の第 2 軸の端部の位置決めにおいても当該標準範囲表示図形を目安とすることができる。

【0029】

グラフィックイメージ形成部 24 が形成する標準範囲表示図形の詳細については、図 2 - 9 を用いて後に詳述する。

【0030】

計測部 26 は、超音波画像上において指定された被計測楕円形状の周囲長を算出する。被計測楕円形状の周囲長は、超音波画像上における被計測楕円形状の周囲長および超音波画像の表示スケールを考慮して算出される。

20

【0031】

記憶部 28 は、例えばハードディスクや ROM や RAM などであり、超音波診断装置 10 の各部を動作させるためのプログラムや、超音波診断装置 10 における演算処理結果などを記憶する。また、標準範囲特定部 22 が参照する腹部周囲長の正常範囲の下限値および上限値と妊娠週数との対応関係を示す対応情報を記憶する。当該対応情報は関数として記憶してもよいし、テーブルなどの形で記憶してもよい。

【0032】

表示処理部 30 は、超音波画像形成部 16 が形成した超音波画像を表示部 32 に表示させる処理を行う。また、上述の通り、グラフィックイメージ形成部 24 が形成したグラフィック要素群を超音波画像に重畳させて表示部 32 に表示させる。また、表示処理部 30 は、計測部 26 の計測結果をレポートの形などで表示部 32 に表示させてもよい。

30

【0033】

表示部 32 は、例えば液晶ディスプレイであり、上記超音波画像やグラフィック要素群などを表示する。入力部 34 は、ボタン、スイッチ、トラックボールなどを含み、妊婦の妊娠週数の入力、第 1、第 2、および第 3 の移動マーカの移動操作、被計測楕円形状の指定などのためにユーザによって用いられる。

【0034】

以下、図 1 を参照しながら図 2 - 9 を用いて、グラフィックイメージ形成部 24 が形成する腹部周囲長の標準範囲を示す標準範囲表示図形の詳細について説明する。

40

【0035】

図 2 は、記憶部 28 に記憶される、腹部周囲長の正常範囲と妊娠週数との関係を表す関数を示す図である。図 2 に示された 5 本のグラフのうち、中央のグラフ 40 は、各妊娠週数における腹部周囲長の平均値を示すグラフである。グラフ 40 の 1 つ下に位置するグラフ 42 は、平均 - 1.5 SD (Standard Deviation; 標準偏差) を示すグラフであり、グラフ 40 の 1 つ上に位置するグラフ 44 は、平均 + 1.5 SD を示すグラフである。これらのグラフは、過去における腹部周囲長の計測結果に基づいて算出されている。各妊娠週数において、- 1.5 SD から + 1.5 SD までの間には全体の約 86.6% の胎児が含まれる。例えば、妊娠 26 週においては、全体の約 86.6% の胎児の腹部周囲長のサイ

50

ズは約 19 cm から約 22 cm までの間となる。したがって、本実施形態では、 ± 1.5 SD の範囲を腹部周囲長の標準範囲とし、 -1.5 SD の値を標準範囲の下限値、 $+1.5$ SD 値を標準範囲の上限値としている。標準範囲特定部 22 は、ユーザから入力される妊娠週数に基づいて、図 2 に示す関数から標準範囲の上限値および下限値を特定する。

【0036】

なお、 -1.5 SD を示すグラフ 42 のさらに下に位置するグラフ 46 は、平均 -2.0 SD を示すグラフであり、 $+1.5$ SD を示すグラフ 44 のさらに上に位置するグラフ 48 は、平均 $+2.0$ SD を示すグラフである。本実施形態では腹部周囲長の計測を行うため ± 1.5 SD を標準範囲としているが、標準範囲は ± 1.5 SD の範囲に限られない。現在、日本においては、胎児の腹部周囲長の計測における標準範囲の基準は ± 1.5 SD となっているが、標準範囲の基準は各国において異なり、また日本においても基準が変更される可能性もある。また、胎児の腹部周囲長以外の他の周囲長計測においても、 $+1.5$ SD のみならず他の範囲が標準範囲とされる場合もある。これらの基準に応じて標準範囲を設定してよい。

【0037】

図 3 は、腹部周囲長の計測が開始されたときの表示部 32 の表示例を示す図である。図 3 に示されるように、表示部 32 には、超音波画像形成部 16 が形成した B モード画像 50 が表示される。B モード画像 50 には胎児の腹部断面 52 が含まれている。腹部断面 52 は、頭頂部側から見た断面であり楕円形状となっている。

【0038】

本実施形態においては、被計測楕円形状は楕円であり、当該楕円の長軸および短軸がユーザにより指定される。腹部周囲長の計測が開始されると、表示部 32 には計測対象楕円の第 1 軸の始点を指定するために B モード画像 50 上を移動する第 1 移動マーカ 54 が表示される。なお、本実施形態では、第 1 軸として計測対象楕円の長軸を指定し、その後第 2 軸として計測対象楕円の短軸を指定する。もちろん、第 1 軸として先に計測対象楕円の短軸を指定するようにしてもよい。

【0039】

図 4 は、計測対象楕円の長軸の始点が指定された後、当該長軸の終点が指定されるまでの間の表示部 32 の表示例を示す図である。計測対象楕円の長軸の始点が指定されると、指定された長軸始点位置に第 1 移動マーカがフィックスされ、当該位置に長軸始点マーカ 60 が表示される。本実施形態では、移動中の第 1 移動マーカと長軸始点マーカ 60 を区別するために、両者の形状を異なる形状としている。

【0040】

計測対象楕円の長軸始点の指定後、ユーザによりトラックボールが操作されると、当該長軸終点を指定するための第 2 移動マーカ 62 が表示される。本実施形態では、第 2 移動マーカ 62 の形状を第 1 移動マーカと同一としているが、これを異なる形状としてもよい。第 2 移動マーカ 62 と共に、長軸始点マーカ 60 と第 2 移動マーカ 62 とを結ぶ線分を長軸または短軸とする下限値楕円 56 および上限値楕円 58 が表示される。下限値楕円 56 および上限値楕円 58 は、標準範囲表示図形を構成するものである。下限値楕円 56 の周囲長は、標準範囲特定部 22 が特定した標準範囲の下限値に基づく値となっている。また、上限値楕円 58 の周囲長は、標準範囲特定部 22 が特定した標準範囲の上限値に基づく値となっている。下限値楕円 56 および上限値楕円 58 の周囲長は、特定された標準範囲の下限値および上限値と表示部 32 の表示スケールとを考慮して決定される。

【0041】

なお、図 4 に示されるように、本実施形態では、下限値楕円 56 および上限値楕円 58 のうち、B モード画像 50 の表示範囲外にはみ出す部分は表示されない。これにより、下限値楕円 56 および上限値楕円 58 が B モード画像 50 の表示範囲外に表示されている各情報の表示の妨げとなることを防止している。

【0042】

また、下限値楕円 56 および上限値楕円 58 の周囲長はそれぞれ一定であることから、

第2移動マーカ62と長軸始点マーカ60との距離が近い場合には、下限値楕円56および上限値楕円58は縦方向に長く伸びた形状となる。このような形状は長軸終点の位置決めをサポートとして利用できないばかりか表示が煩雑となってしまうため、第2移動マーカ62と長軸始点マーカ60との距離が所定値以下の場合は下限値楕円56および上限値楕円58を表示させないようにしてもよい。

【0043】

図5は、第2移動マーカ62が計測対象楕円の長軸終点候補位置に合わせられた場合の表示例である。図4と図5を比較して分かるように、下限値楕円56および上限値楕円58はその周囲長がそれぞれ一定に保たれるため、第2移動マーカ62が右に移動するに従って、下限値楕円56および上限値楕円58は上下方向の幅が縮み、右側に伸びるように形状が変化する。第2移動マーカ62が長軸終点候補位置に合わせられた状態において、腹部断面52の輪郭と、下限値楕円56および上限値楕円58との位置関係を比較することで、第2移動マーカ62の現在の位置が、計測対象楕円の長軸終点位置として適切な位置であるか否かをユーザが判断することが可能になる。

10

【0044】

図5に示される通り、腹部断面52の輪郭が下限値楕円56と上限値楕円58との間の領域（上限値楕円58の内側であって下限値楕円56の外側の領域）内に含まれていれば、計測対象楕円の長軸終点位置の指定前に被検体である胎児の腹部周囲長が標準範囲内であることが把握できる。すなわち、これは、第2移動マーカ62の現在の位置が計測対象楕円の長軸終点として適切な位置であること、さらに計測対象楕円の長軸始点位置も適切な位置に指定されていることを意味するものである。

20

【0045】

一方、腹部断面52の輪郭が下限値楕円56と上限値楕円58との間の領域内に含まれていない場合、いくつかの可能性が考えられる。第1に、第2移動マーカ62の現在の位置が計測対象楕円の長軸終点として適切な位置ではないことが考えられる。第2に、先に指定した計測対象楕円の長軸始点が適切な位置ではないことが考えられる。第3に、Bモード画像50に含まれる腹部断面52が適切な断面となっていないことが考えられる。第4に、本当に胎児のサイズが標準範囲から外れていることが考えられる。胎児のサイズが正常でない場合には再度超音波画像を取り直すなどして再計測を行うのが一般的である。つまり、上記いずれの場合であっても、第2移動マーカ62の現在の位置を計測対象楕円の長軸終点として指定しても良好な計測結果は得られないことになる。したがって、腹部断面52の輪郭が下限値楕円56と上限値楕円58との間の領域内に含まれていない場合、第2移動マーカ62の現在の位置は計測対象楕円の長軸終点として適切な位置ではないということが把握できる。

30

【0046】

このように、本実施形態によれば、計測対象楕円の長軸終点が指定される前に、当該終点の候補位置が計測対象楕円の長軸終点として適切な位置であるか否かを把握することができる。当該候補位置が計測対象楕円の長軸終点として適切でない場合、より早期にそのことをユーザは把握することができ、計測対象楕円の長軸終点位置または長軸始点位置の見直しや、超音波画像の再選択あるいは撮り直しなどの対応を早期に行うことができる。これにより、ユーザの手戻り作業量を低減させ、周囲長計測に係る手間を低減させている。

40

【0047】

また、計測対象楕円の長軸終点近傍において、腹部断面52の輪郭が不明りょうになっている場合であっても、その他部分の輪郭（例えば短軸端付近の輪郭）と標準範囲表示図形との位置関係に基づいて、適切な長軸終点位置を推認することができる。

【0048】

本実施形態では、標準範囲表示図形として下限値楕円56および上限値楕円58を表示させているが、標準範囲表示図形としては、腹部周囲長の標準範囲を示す限りにおいて様々な構成を取り得る。例えば、ユーザが腹部断面52の輪郭を把握しやすいよう下限値楕

50

円 5 6 および上限値楕円 5 8 を破線などで表すようにしてもよいし、ユーザが標準範囲をより把握しやすいよう、下限値楕円 5 6 と上限値楕円 5 8 との間の部分を着色するようにしてもよい。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、計測対象楕円の長軸終点が指定された後の表示例を示す図である。ユーザにより決定ボタンが押されるなどして計測対象楕円の長軸終点が指定されると、指定された終点位置に第 2 移動マーカがフィックスされ、当該位置に長軸終点マーカ 6 4 が表示される。また、長軸終点が指定されると、計測対象楕円の短軸の端部（始点または終点）を指定するための第 3 移動マーカ 6 6 が表示される。第 3 移動マーカ 6 6 は計測対象楕円の短軸端を指定するものであるため、計測対象楕円の長軸（長軸始点マーカ 6 0 と長軸終点マーカ 6 4 を結ぶ線分）の中点を通り、当該長軸に垂直な方向に移動する。なお、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 は、長軸終点の指定後においても引き続き表示される。

10

【 0 0 5 0 】

計測対象楕円の短軸端を指定するための第 3 移動マーカを表示させる初期位置を標準範囲表示図形に基づいて決定してもよい。計測対象楕円の短軸端として指定される位置は、下限値楕円 5 6 と上限値楕円 5 8 との間にあると判断できる。したがって、例えば、長軸始点マーカ 6 0 および長軸終点マーカ 6 4 を結ぶ線分に垂直であり当該線分の中点を通過する直線上であって、下限値楕円 5 6 と上限値楕円 5 8 との間に位置する点を第 3 移動マーカの初期表示位置とするようにしてもよい。好適には、下限値楕円 5 6 と上限値楕円 5 8 との中間地点あるいはその近傍を第 3 移動マーカ 6 2 の初期表示位置とする。これにより、計測対象楕円の短軸端を指定するための第 3 移動マーカの移動距離を低減させることができる。

20

【 0 0 5 1 】

第 3 移動マーカ 6 6 と共に、長軸始点マーカ 6 0 と長軸終点マーカ 6 4 を結ぶ線分を長軸とし、第 3 移動マーカ 6 6 を短軸の端部とする計測対象楕円指標 6 8 が表示される。計測対象楕円指標 6 8 は、計測対象楕円の形状を示す図形である。第 3 移動マーカ 6 6 が上下方向に移動すると、計測対象楕円指標 6 8 も上下方向に伸張するようその形状が変化する。

【 0 0 5 2 】

ユーザは、計測対象楕円の短軸端の指定にあたり、計測対象楕円指標 6 8 を目安とすることができる。例えば、腹部断面 5 2 の輪郭と計測対象楕円指標 6 8 が重なるような位置に第 3 移動マーカ 6 6 を移動させ、当該位置を計測対象楕円の短軸端に指定することで、当該短軸端の位置を的確に指定することができる。なお、計測対象楕円の短軸端は一方の位置を指定すれば他方の位置は自動的に決定するため、短軸端はその一方のみが指定される。計測対象楕円の短軸端が指定されると、計測対象楕円が確定するため、計測部 2 6 は、確定した計測対象楕円の周囲長を算出する。

30

【 0 0 5 3 】

図 7 は、標準範囲表示図形の変形例を示す図である。図 4 - 6 において示した下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 は、長軸始点マーカ 6 0 および第 2 移動マーカ 6 2（または長軸終点マーカ 6 4）を通過する楕円としていたが、図 7 に示す変形例においては、下限値楕円 7 0 および上限値楕円 7 2 は、長軸始点マーカ 6 0 および第 2 移動マーカ 6 2（または終点マーカ）を通過せず、それらの近傍を通過する楕円となっている。

40

【 0 0 5 4 】

具体的には、長軸始点マーカ 6 0 と第 2 移動マーカ 6 2 を結ぶ線分を長軸または短軸とする楕円（以下「基本楕円」と記載）を相似縮小させた楕円（もちろんその周囲長は標準範囲の下限値となっている）を下限値楕円 7 0 とし、基本楕円を相似拡大させた楕円（周囲長は標準範囲の上限値）を上限値楕円 7 2 とする。あるいは、基本楕円の長軸および短軸を同じ長さだけ短くした楕円を下限値楕円 7 0 とし、基本楕円の長軸および短軸を同じ長さだけ長くした楕円を上限値楕円 7 2 とするようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

50

図 7 に示すように、長軸始点マーカ 6 0 および第 2 移動マーカ 6 2 から少しずれた点を通過する下限値楕円 7 0 および上限値楕円 7 2 を表示させることにより、計測対象楕円の長軸の始点および終点近傍も含む腹部断面 5 2 の輪郭全体が下限値楕円 7 0 と上限値楕円 7 2 との間の領域に含まれるように計測対象楕円の長軸の終点を決定することができる。

【 0 0 5 6 】

なお、図 7 の例においては、下限値楕円 7 0 および上限値楕円 7 2 は長軸始点マーカ 6 0 および第 2 移動マーカ 6 2 から少しずれた点を通過する楕円としていたが、第 2 移動マーカ 6 2 の位置から長軸始点マーカ 6 0 側に所定値ずらした位置と長軸始点マーカ 6 0 とを結ぶ線分を長軸または短軸とする楕円を下限値楕円とし、第 2 移動マーカ 6 2 の位置から長軸始点マーカ 6 0 とは反対側に所定値ずらした位置と長軸始点マーカ 6 0 とを結ぶ線分を長軸または短軸とする楕円を上限値楕円とするようにしてもよい。これにより、下限値楕円 7 0 および上限値楕円 7 2 は、長軸始点マーカ 6 0 上を通過するが、第 2 移動マーカ 6 2 の近傍を通過する楕円となる。この場合、計測対象楕円の長軸の終点近傍を含む腹部断面 5 2 の輪郭が下限値楕円 7 0 と上限値楕円 7 2 との間の領域に含まれるように計測対象楕円の長軸の終点を決定することができる。

【 0 0 5 7 】

図 8 は、計測対象楕円の短軸端が指定された後に、計測対象楕円の長軸の長さが修正される場合の表示例を示す図である。超音波診断装置 1 0 は、指定した計測対象楕円の長軸の始点および終点、あるいは短軸端を修正する機能を有している。以下、計測対象楕円の短軸端が指定された後に長軸の始点が修正される場合の表示例について説明する。なお、短軸の長さを修正する場合は、図 6 に示す表示に戻り、ユーザは再度第 3 移動マーカ 6 6 により短軸端を指定する。

【 0 0 5 8 】

図 8 (a) に示される通り、計測対象楕円の短軸端が指定されると、短軸端の位置に短軸端マーカ 8 0 が表示される。長軸始点マーカ 6 0、長軸終点マーカ 6 4、および短軸端マーカ 8 0 によりその位置および大きさが確定された計測対象楕円指標 6 8 は引き続き表示される。さらに、図 8 (a) では図示が省略されているが、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 も引き続き表示される。その後、ユーザが長軸始点マーカ 6 0 の位置が腹部断面 5 2 の輪郭位置からずれていることに気付き、入力部 3 4 に含まれる修正ボタンを押して長軸長さ修正モードに入ると、図 8 (b) に示すように、長軸始点マーカ 6 0 が消去され、長軸始点マーカ 6 0 が表示されていた位置あるいはその近傍に再度第 1 移動マーカ 5 4 が表示される。

【 0 0 5 9 】

長軸修正モードにおいても、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 が表示される。この場合、表示される下限値楕円 5 6 は、その短軸（あるいは長軸）の長さが指定された計測対象楕円指標 6 8 の短軸の長さと同じであり、長軸終点マーカ 6 4 を長軸（あるいは短軸）の一端とし、かつ周囲長が標準範囲の下限値となる楕円である。同様に、上限値楕円 5 8 は、その短軸（あるいは長軸）の長さが指定された計測対象楕円指標 6 8 の短軸の長さと同じであり、長軸終点マーカ 6 4 を長軸（あるいは短軸）の一端とし、かつ周囲長が標準範囲の上限値となる楕円である。

【 0 0 6 0 】

図 5 において説明した通り、長軸終点の位置指定においては、腹部断面 5 2 の輪郭（特に短軸近辺の輪郭）と、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 との位置関係が位置指定の目安となっていたが、長軸修正モードにおいては、計測対象楕円指標 6 8 の短軸の設定が適切であることを前提に、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 が、直接的に長軸始点として適切であると考えられる範囲（すなわち計測対象楕円の周囲長が標準範囲以内となる長軸始点の範囲）を示すことになる。ユーザは、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 を目安に、長軸始点位置を修正することができる。

【 0 0 6 1 】

長軸の長さを修正するために、第 1 移動マーカ 5 4 が計測対象楕円の長軸方向に移動さ

10

20

30

40

50

せられる。図 8 (b) の例では、長軸の長さを長くするために、第 1 移動マーカ 5 4 が左方向に移動させられる。また、第 1 移動マーカ 5 4 が左方向に移動するに応じて、短軸端の指定前から引き続き表示されている計測対象楕円指標 6 8 も左方向に伸びるようにその形状を変化させる。ユーザは、修正始点位置の指定にあたり、さらに計測対象楕円指標 6 8 も目安とすることができる。なお、計測対象楕円指標 6 8 が左方向に伸びるように形状を変化させるに応じて、計測対象楕円指標 6 8 の短軸端の位置を示す短軸端マーカ 8 0 の位置も移動する。具体的には、例えば第 1 移動マーカ 5 4 が 2 c m 左に移動した場合、短軸端マーカ 8 0 はその半分の 1 c m 左移動する。これにより、短軸端マーカ 8 0 は、常に計測対象楕円指標 6 8 の短軸 (あるいは長軸) の端部を示すものとなる。

【 0 0 6 2 】

なお、図 8 においては、計測対象楕円の長軸始点が修正される例において説明したが、長軸終点が修正される場合についても上記説明と同様の表示が行われる。この場合は、長軸終点マーカ 6 4 が消去され第 2 移動マーカが表示される。そして、計測対象楕円指標 6 8 の短軸と同じ長さの短軸 (あるいは長軸) を有し、長軸始点マーカ 5 4 を長軸 (あるいは短軸) の一端とし、かつ周囲長が標準範囲の下限值、上限値となる下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 を表示させる。

【 0 0 6 3 】

また、超音波診断装置 1 0 は、計測対象楕円の傾きを修正することができる。図 9 は、計測対象楕円が指定された後に、その傾きを修正する場合の表示例を示す図である。なお、図 9 (a) においても、図示は省略されているが、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 は引き続き表示される。この場合、図 8 に示した例同様に、計測対象楕円の短軸端が指定された図 9 (a) に示す表示状態においてユーザが修正ボタンを押して傾き修正モードに入る。すると、上記同様に、図 9 (b) に示すように、長軸始点マーカ 6 0 が削除され、第 1 移動マーカ 5 4 が再度表示される。

【 0 0 6 4 】

図 9 (b) の状態において、図 8 (b) の例同様、計測対象楕円指標 6 8 の短軸と同じ長さの短軸 (あるいは長軸) を有し、長軸終点マーカ 6 4 を長軸 (あるいは短軸) の一端とし、かつ周囲長が標準範囲の下限值、上限値となる下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 が表示される。ユーザは、当該下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 を目安に、計測対象楕円 6 8 の傾きを修正する。

【 0 0 6 5 】

第 1 移動マーカ 5 4 は、計測対象楕円の長軸終点位置 (長軸終点マーカ 6 4 の位置) を中心とした回転方向に移動可能となる。これにより計測対象楕円の傾きが修正される。図 9 (c) に示すように、第 1 移動マーカ 5 4 が長軸終点マーカ 6 4 を中心に回転移動すると、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 は、第 1 移動マーカ 5 4 の回転移動に追従して長軸終点マーカ 6 4 を中心に回転移動する。これにより、ユーザは、計測対象楕円の修正後の傾きを指定するにあたり、下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 を目安とすることができる。すなわち、腹部断面 5 2 の輪郭が下限値楕円 5 6 および上限値楕円 5 8 の間の領域に収まるよう計測対象楕円 6 8 を回転させる。

【 0 0 6 6 】

第 1 移動マーカ 5 4 が回転移動するに応じて、短軸端の指定前から引き続き表示されている計測対象楕円指標 6 8 も第 1 移動マーカ 5 4 に追従して回転移動する。これにより、ユーザは、計測対象楕円の傾きの指定にあたり、さらに計測対象楕円指標 6 8 も目安とすることができる。計測対象楕円指標 6 8 が回転移動するに応じて、計測対象楕円指標 6 8 の短軸端の位置を示す短軸端マーカ 8 0 の位置も回転移動する。

【 0 0 6 7 】

図 1 0 は、短軸端マーカ 8 0 の回転移動の様子を示す図である。図 1 0 に示されるように、第 1 移動マーカが位置 5 4 a から位置 5 4 b まで長軸終点マーカ 6 4 を中心として回転移動したとする。この場合の回転角度を $\theta 1$ とすると、このとき短軸端マーカも位置 8 0 a から長軸終点マーカ 6 4 を中心として角度 $\theta 1$ 回転し位置 8 0 b が示す位置に移動す

10

20

30

40

50

る。これにより、短軸端マーカ 80 は、常に計測対象楕円指標 68 の短軸（あるいは長軸）の端部を示すものとなる。

【0068】

図 11 は、超音波診断装置 10 の動作の流れの例を示すフローチャートである。図 1 を参照しながら図 11 の各ステップについて説明する。

【0069】

ユーザにより周囲長計測に用いる超音波画像が指定され、超音波診断装置 10 において周囲長計測が開始されると、ステップ S10 において、標準範囲特定部 22 は、ユーザによって入力される妊婦の妊娠週数に基づいて、胎児の腹部周囲長の標準範囲の下限值および上限値を特定する。

10

【0070】

ステップ S12 において、制御部 20 は、ユーザにより第 1 移動マーカが操作されることで計測対象楕円の長軸の始点が指定され、かつ、その後トラックボールが操作されるなどして計測対象楕円の長軸の終点を指定するための第 2 移動マーカの移動操作がされたか否かを判断する。

【0071】

ステップ S14 において、表示処理部 30 は、計測対象楕円の長軸の始点位置に長軸始点マーカを表示させる。さらに、第 2 移動マーカを超音波画像上に表示させるとともに、標準範囲表示図形として、長軸始点マーカと第 2 移動マーカを結ぶ線分を長軸または短軸とし周囲長をステップ S10 で特定された標準範囲の下限值とする下限値楕円、および長軸始点マーカと第 2 移動マーカを結ぶ線分を長軸または短軸とし周囲長をステップ S10 で特定された標準範囲の上限値とする上限値楕円を表示する。

20

【0072】

ステップ S16 において、制御部 20 は、ユーザにより計測対象楕円の長軸の終点が指定されたか否かを判断する。長軸の終点が指定されるまでは、表示処理部 30 は第 2 移動マーカおよび標準範囲表示図形（下限値楕円および上限値楕円）の表示を継続する。

【0073】

ユーザにより計測対象楕円の長軸の終点が指定されると、ステップ S18 において、表示処理部 30 は、長軸終点の位置に長軸終点マーカを表示させる。また、計測対象楕円の短軸端を指定するための第 3 移動マーカを表示させる。さらに、ステップ S20 において、表示処理部 30 は、計測対象楕円の形状を示す計測対象楕円指標を表示させる。計測対象楕円指標は、長軸始点マーカと長軸終点マーカを結ぶ線分を長軸とし、第 3 移動マーカを短軸端とする楕円である。また、長軸の終点が指定された後も下限値楕円および上限値楕円の表示は継続される。

30

【0074】

ステップ S22 において、制御部 20 は、ユーザにより計測対象楕円の短軸端が指定されたか否かを判断する。短軸端が指定されるまでは、表示処理部 30 は、第 3 移動マーカ、下限値楕円、上限値楕円、および計測対象楕円指標の表示を継続する。

【0075】

ステップ S24 において、計測部 26 は、指定された計測対象楕円の周囲長を算出する。

40

【0076】

本実施形態では、胎児の腹部周囲長の計測を例に説明したが、本発明はこれに限られず、超音波画像上において指定される楕円形状の周囲長の計測について適用することができる。この場合は、記憶部 28 に記憶される標準範囲の下限値および上限値を示すテーブルあるいは関数は、計測対象に応じたものが用意される。

【0077】

また、本実施形態では、超音波画像処理装置として超音波診断装置 10 を例に説明したが、超音波画像処理装置として、例えば PC などを用いることができる。この場合は、超音波診断装置で形成された超音波画像が PC に送信され、PC において標準範囲の特定、

50

グラフィックイメージの重畳、および周囲長計測などが実行される。

【符号の説明】

【0078】

10 超音波診断装置、12 プローブ、14 送受信部、16 超音波画像形成部、18 画像記憶部、20 制御部、22 標準範囲特定部、24 グラフィックイメージ形成部、26 計測部、28 記憶部、30 表示処理部、32 表示部、34 入力部。

【要約】 (修正有)

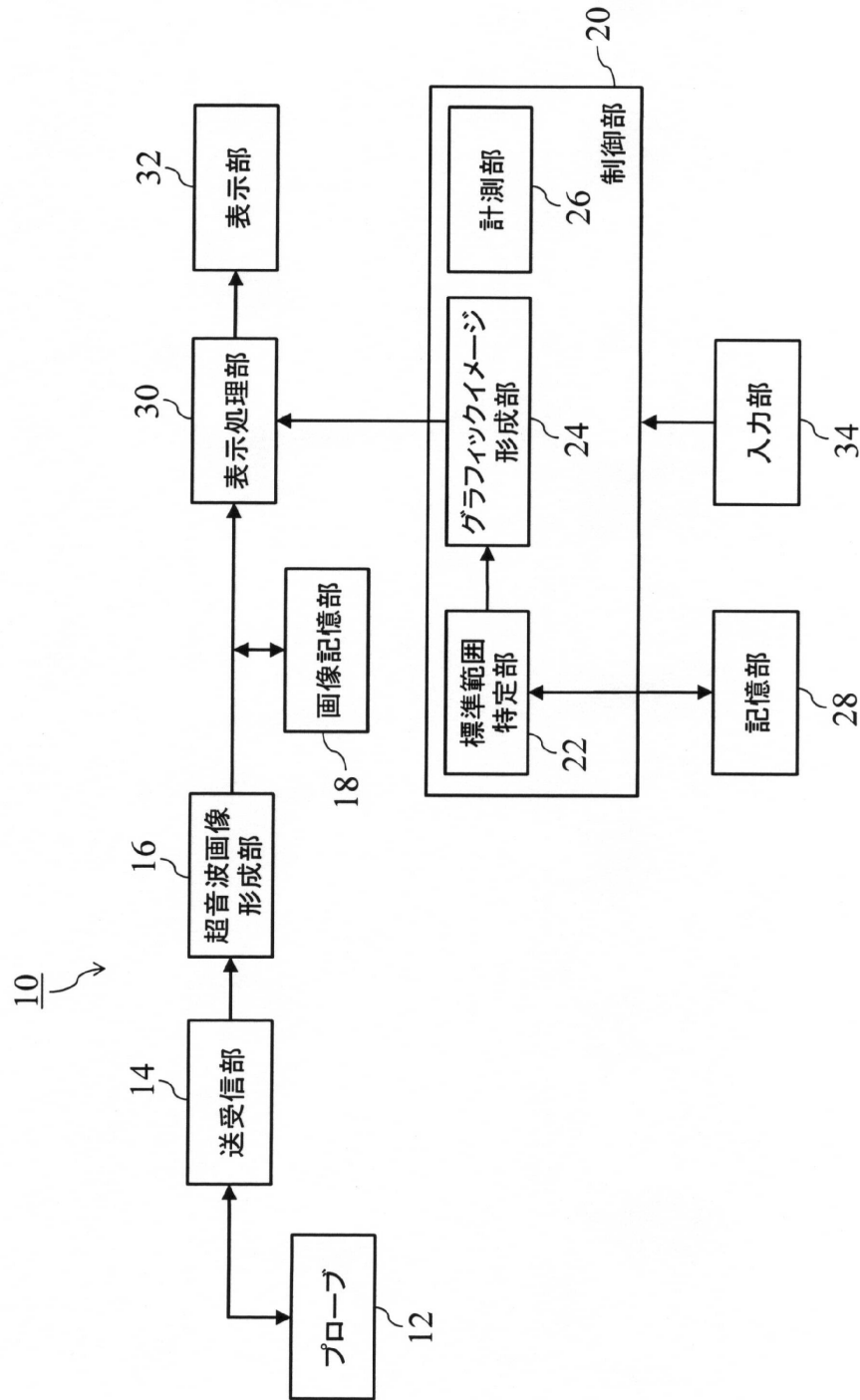
【課題】超音波画像上で指定された楕円形状の周囲長の計測を行う超音波画像処理装置において、当該楕円形状の位置指定を支援する。

10

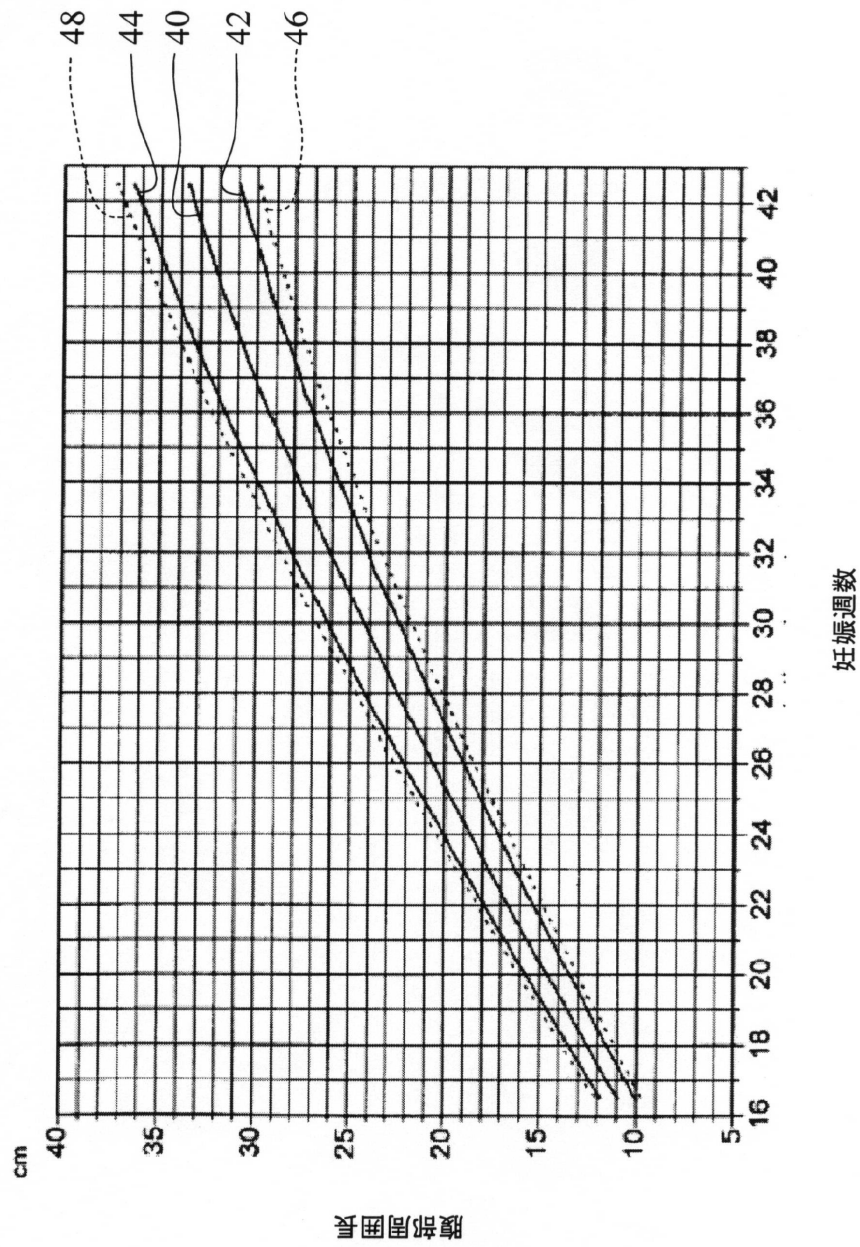
【解決手段】超音波画像50上における周囲長(胎児の腹部周囲長)の計測が開始されると、計測対象楕円の長軸始点を指定するための第1移動マーカ60が表示される。長軸始点の指定後、計測対象楕円の長軸終点を指定するための第2移動マーカ62および標準範囲表示図形が表示される。標準範囲表示図形は、長軸始点と第2移動マーカを長軸または短軸とし、周囲長を腹部周囲長の下限值および上限値とする2つの楕円56,58からなる。ユーザは、標準範囲表示図形と腹部断面の輪郭との位置関係を認識しつつ長軸終点の指定を行える。また、標準範囲図形を目安に計測対象楕円の短軸端の指定も行える。

【選択図】図4

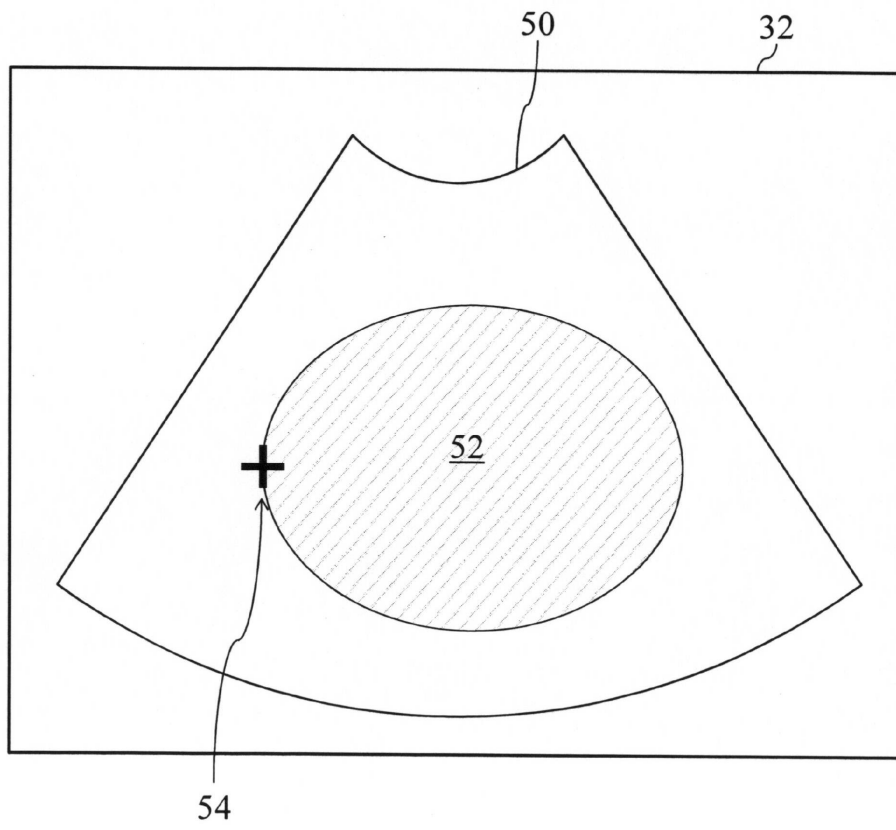
【図 1】



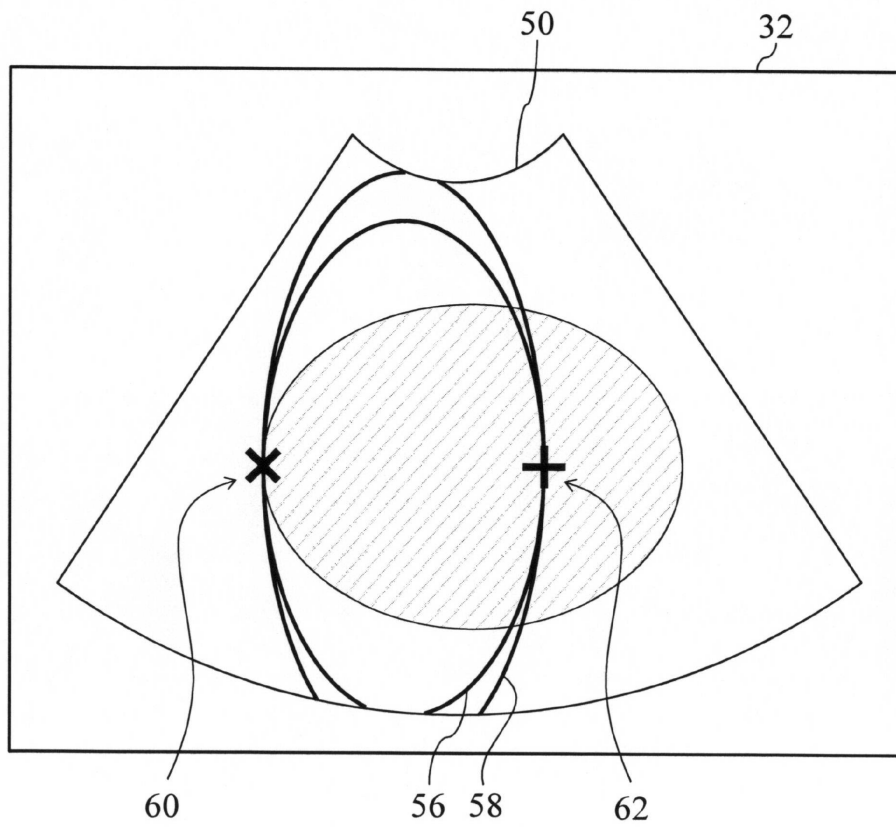
【図2】



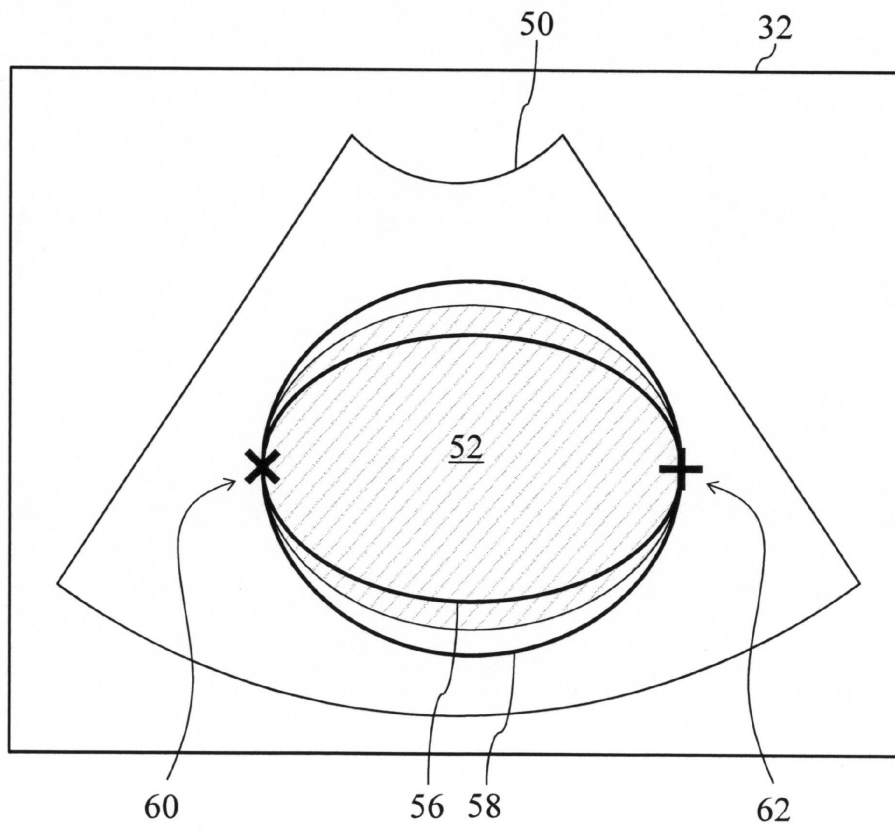
【図 3】



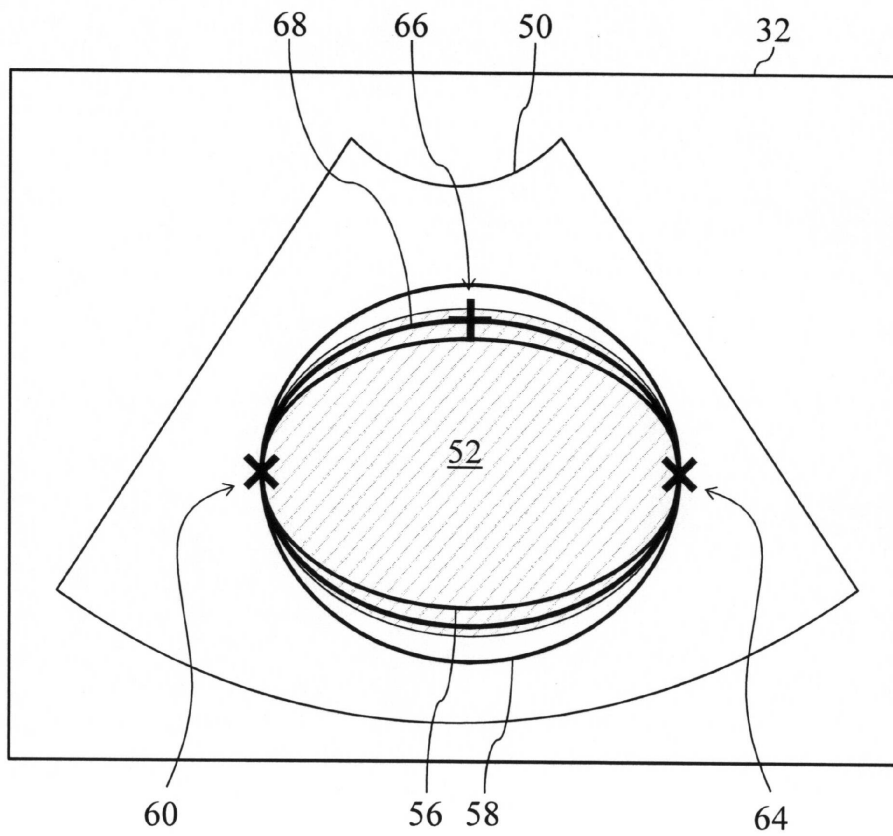
【図 4】



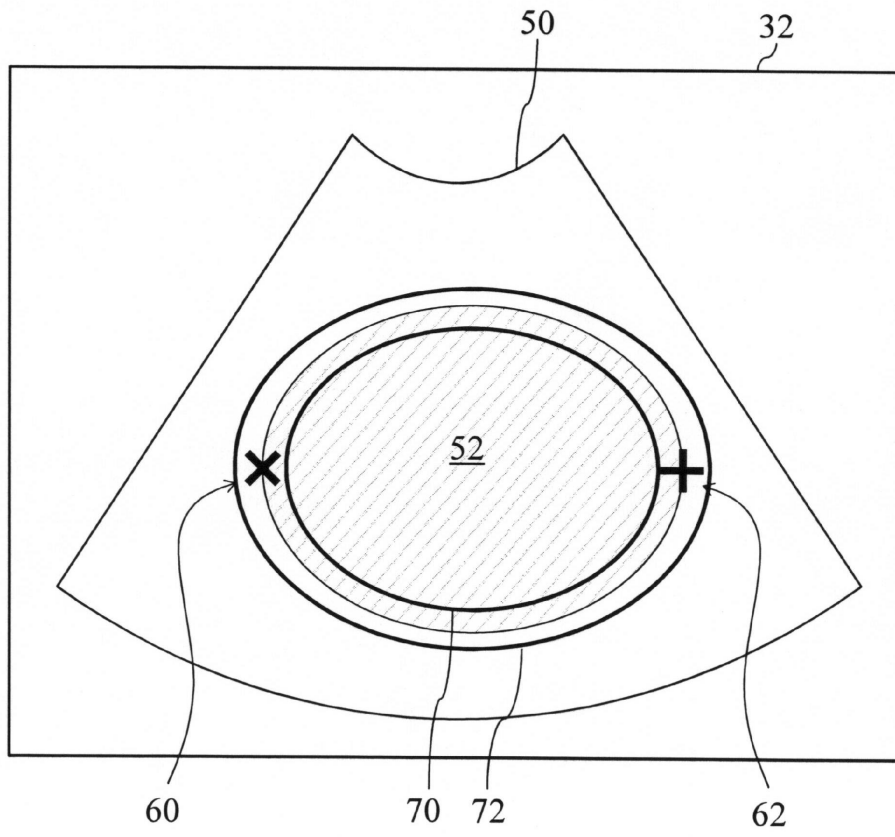
【図 5】



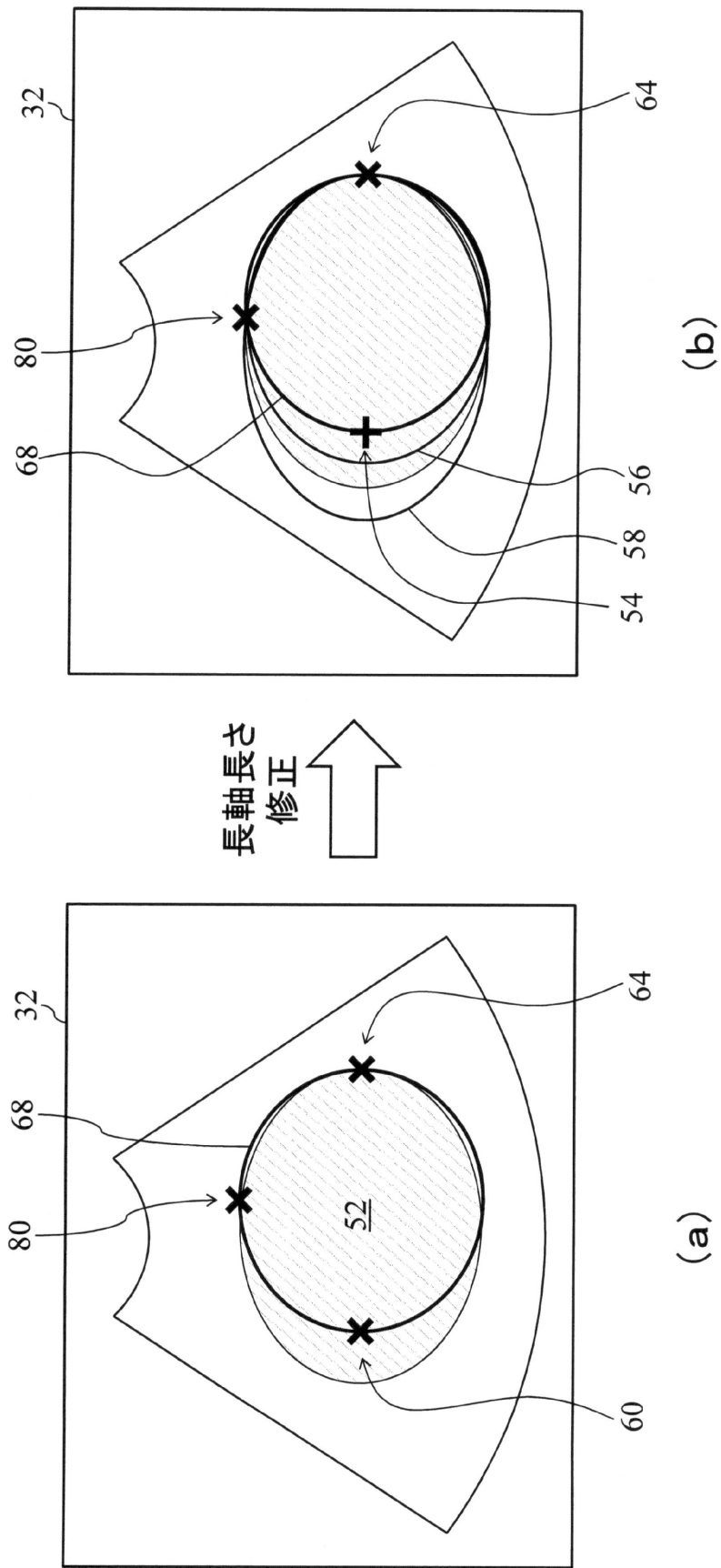
【図 6】



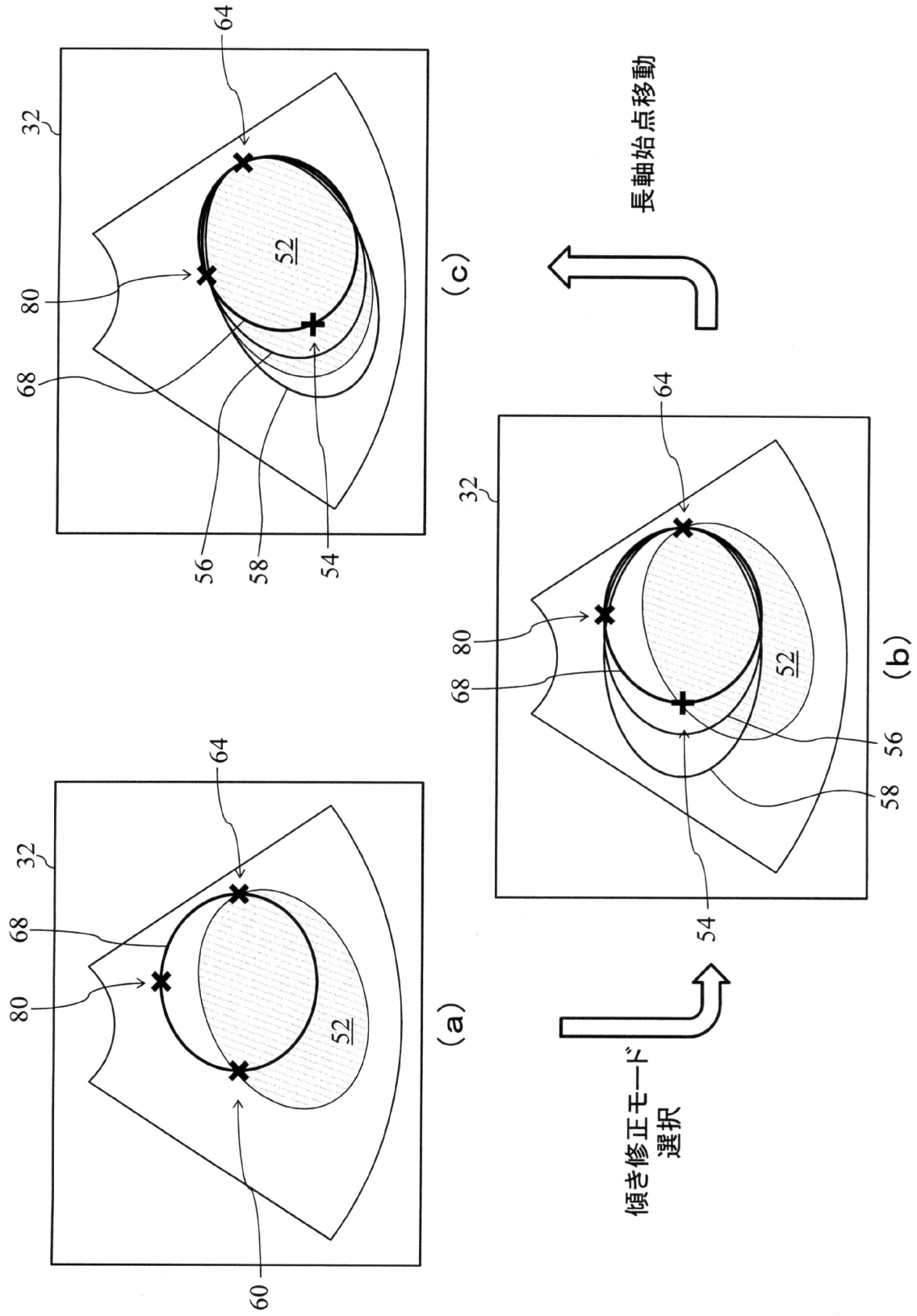
【図 7】



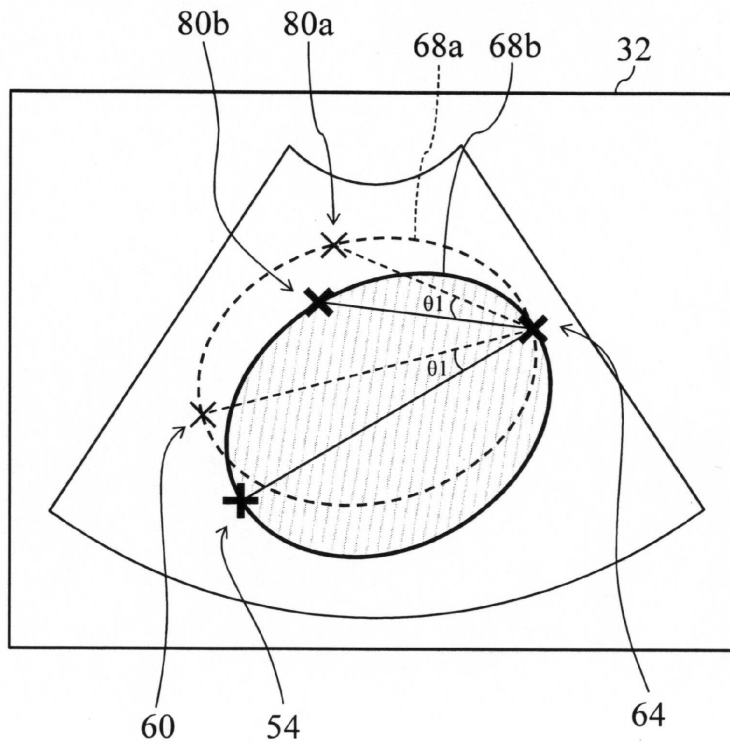
【図 8】



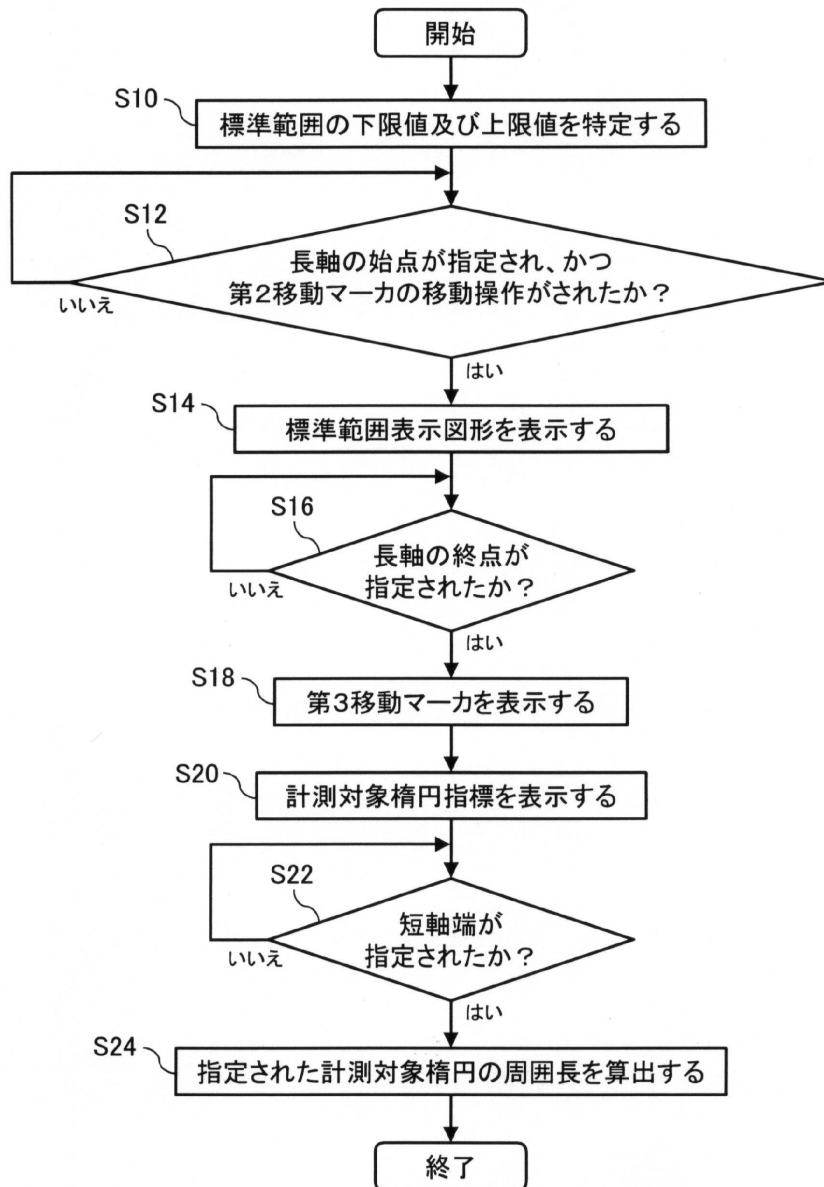
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 永瀬 優子

東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開昭56-145839 (J P , A)

特開平11-113901 (J P , A)

特開2008-99931 (J P , A)

特開2008-183063 (J P , A)

特開2009-261800 (J P , A)

米国特許出願公開第2011/257529 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP5865463B1	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	JP2014203102	申请日	2014-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	小林正樹 井上信康 村下賢 永瀬優子		
发明人	小林 正樹 井上 信康 村下 賢 永瀬 優子		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/467 A61B8/08 A61B8/0866 A61B8/463 A61B8/5223 G06T7/62 G06T11/60 G06T2207/10132 G06T2207/30044 G06T2207/30204 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/KK12 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK44		
其他公开文献	JP2016067814A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：支持在超声图像处理设备中椭圆形状的位置指定，该超声图像处理设备用于测量在超声图像上指定的椭圆形状的周长。解决方案：当开始测量超声图像50上的周长（胎儿的腹部周长）时，将显示一个第一移动标记60，用于指定要测量的椭圆的长轴起点。在指定了主轴起点之后，显示第二移动标记62和用于指定要测量的椭圆的主轴终点的标准范围显示图形。标准范围显示图由两个椭圆56、58组成，椭圆56的长轴起点和第二运动标记为长轴或短轴，周长为腹围的下限和上限。用户可以在识别标准范围显示图形与腹部的轮廓之间的位置关系的同时指定长轴终点。此外，可以使用标准范围图作为参考来指定要测量的椭圆的短轴端。[选择图]图4

(21) 出願番号	特願2014-203102 (P2014-203102)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成26年10月1日 (2014. 10. 1)		日立アロカメディカル株式会社
審査請求日	平成27年9月25日 (2015. 9. 25)		東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号
		(74) 代理人	110001210 特許業務法人YKK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	小林 正樹 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	井上 信康 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内
最終頁に続く			