

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6486493号
(P6486493)

(45) 発行日 平成31年3月20日(2019.3.20)

(24) 登録日 平成31年3月1日(2019.3.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2017-547668 (P2017-547668)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成28年9月15日 (2016.9.15)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/077257		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02017/073197	(74) 代理人	110000350
(87) 国際公開日	平成29年5月4日 (2017.5.4)		ポレール特許業務法人
審査請求日	平成30年4月17日 (2018.4.17)	(72) 発明者	高野橋 健太
(31) 優先権主張番号	特願2015-214383 (P2015-214383)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
(32) 優先日	平成27年10月30日 (2015.10.30)		式会社日立製作所内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信する探触子部から取得した信号に基づいて被検体の断層画像を生成する画像処理部と、

前記断層画像から前記被検体の長管骨の長さを計測する長管骨長計測部と、

前記長管骨長計測部の計測結果を表示する出力部と、を備え、

前記長管骨長計測部は前記断層画像上に描出される長管骨の角度を計測し、前記角度に基づいて長管骨長を計測する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

ユーザから修正入力を受け付ける入力部を更に備え、

前記長管骨長計測部は、

前記長管骨長を前記入力部からの入力に従い、前記長管骨長を修正する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記長管骨長計測部は、

計測した前記長管骨長が異常値であると判断した場合、前記出力部に警告を出力する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記長管骨長計測部は、
前記長管骨の角度に基づいて前記長管骨の端点を算出し、算出した前記端点間の距離に基づいて前記長管骨長を計測する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置であって、
前記長管骨長計測部は、
前記断層画像上に前記端点又は前記端点を通る線の少なくとも一方を重畳し、前記出力部に出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波診断装置であって、
前記長管骨長計測部は、
前記端点付近の前記断層画像を拡大して拡大断層画像を得、前記拡大断層画像上に前記端点又は前記端点を通る線の少なくとも一方を重畳して、前記出力部に出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置であって、
前記長管骨長計測部は、
前記断層画像から長管骨領域を抽出する長管骨抽出部と、
前記長管骨領域から前記長管骨の角度を推定する方向推定部と、
前記長管骨の角度に基づいた探索ラインを設定し、前記探索ライン上における前記長管骨領域の端点を算出し、当該端点間の距離を計算し、前記探索ラインを移動させつつ計測ラインを求め、前記計測ライン上の前記長管骨領域の端点を計測点として決定し、前記計測点間の距離に基づいて前記長管骨長を算出する計測部と、を備える、
ことを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 8】

処理部を備えた超音波診断装置の画像処理方法であって、
前記処理部は、
超音波を送受信する探触子部から取得した信号に基づいて被検体の断層画像を生成し、前記断層画像上に描出される長管骨の角度を計測し、前記長管骨の角度に基づいて長管骨長を計測して出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。 30

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置の画像処理方法であって、
前記処理部は、
ユーザからの修正入力に従い、計測した前記長管骨長を修正する、
ことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。 40

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断装置の画像処理方法であって、
前記処理部は、
計測した前記長管骨長が異常値であると判断した場合に警告を出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。

【請求項 11】

請求項 8 に記載の超音波診断装置の画像処理方法であって、
前記処理部は、
前記長管骨の角度に基づいて前記長管骨の端点を算出し、算出した前記端点間の距離に基づいて前記長管骨長を計測する、 50

ことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の画像処理方法であって、

前記処理部は、

前記断層画像上に前記端点又は前記端点を通る線の少なくとも一方を重畳して出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の画像処理方法であって、

前記処理部は、

前記端点付近の前記断層画像を拡大して拡大断層画像を得、前記拡大断層画像上に前記端
点又は前記端点を通る線の少なくとも一方を重畳して出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置の画像処理方法。

10

【請求項 1 4】

請求項 8 に記載の超音波診断装置の画像処理方法であって、

前記処理部は、

前記断層画像から長管骨領域を抽出し、前記長管骨領域から前記長管骨の角度を推定し、
推定した前記長管骨の角度に基づいた探索ラインを設定し、前記探索ライン上における前
記長管骨領域の端点を算出し、当該端点間の距離を計算し、前記探索ラインを移動させつ
つ計測ラインを求め、前記計測ライン上の前記長管骨領域の端点を計測点として決定し、
前記計測点間の距離に基づいて前記長管骨長を算出する超音波診断装置の画像処理方法。

20

【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係り、断層画像を用いた長さ計測のための画像処理技術に関
する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いた胎児検診においては、胎児が正常に発育しているかを調べるた
めに、断層画像を用いて大腿骨の長さを計測することがある。このような大腿骨の長さを
計測する方法として、特許文献 1 に記載の技術がある。

30

【0003】

この特許文献には、対象物画像の長さとして、対象物を囲む矩形フレームの対角距離又
は長さを決定する方法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】米国特許公開 US 20140112578 A 1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

40

特許文献 1 では、大腿骨に当てはめた矩形の対角線距離又は長さに基づいて大腿骨の長
さを計測する。この手法は大腿骨に当てはめた矩形を利用しており、大腿骨の両端間の長
さに基づいて計測していないため、正確な大腿骨の長さを測ることは困難である。

【0006】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、より正確に大腿骨等の長管骨の長さを計測する
ことが可能な超音波診断装置、及びその方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波を送受信する探触子部から取得
した信号に基づいて被検体の断層画像を生成する画像処理部と、断層画像から被検体の長

50

管骨の長さを計測する長管骨長計測部と、長管骨長計測部の計測結果を表示する出力部と、を備え、長管骨長計測部は断層画像上に描出される長管骨の角度を計測し、角度に基づいて長管骨長を計測する、構成の超音波診断装置を提供する。

【 0 0 0 8 】

また、前記の目的を達成するため、本発明においては、処理部を備えた超音波診断装置の画像処理方法であって、処理部は、超音波を送受信する探触子部から取得した信号に基づいて被検体の断層画像を生成し、断層画像上に描出される長管骨の角度を計測し、長管骨の角度に基づいて長管骨長を計測して出力する超音波診断装置の画像処理方法を提供する。

【発明の効果】

10

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、大腿骨などの長管骨の角度に基づいた計測を行うことで、より正確に長管骨の長さを計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】各実施例に係る、超音波診断装置の一構成例を示すブロック図。

【図 2】実施例 1 に係る、大腿骨長計測部の構成を示すブロック図

【図 3】実施例 1 に係る、大腿骨長計測部における計測方法を示す図。

【図 4】実施例 1 に係る、大腿骨長計測部における計測方法を示す図。

【図 5】実施例 1 に係る、大腿骨計測の方法を説明するための図。

20

【図 6】従来大腿骨長計測の一例を説明するための図。

【図 7】実施例 2 に係る、大腿骨長計測部における一計測方法を示す図。

【図 8】実施例 2 に係る、大腿骨長計測部における他の計測方法を示す図。

【図 9】実施例 1 に係る、出力部を使ってユーザに提示される画面の一例を示す模式図。

【図 10】実施例 1 に係る、出力部を使ってユーザに提示される画面の他の例を示す模式図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

以下、本発明の各種の実施例を図面に従い順次説明する。なお、以下の実施例においては大腿骨を例示して説明するが、本発明はそれに限定されるものでなく、上腕骨などの他の長管骨にも適用できるものである。ここで長管骨とは、四肢等を構成する細長い形状の骨をいう。また、その場合においては、以下の実施例における大腿骨長計測部、大腿骨抽出部等は、全て長管骨計測部、長管骨抽出部等と読み替えることとする。

30

【実施例 1】

【 0 0 1 2 】

実施例 1 は、超音波を送受信する探触子部から取得した信号に基づいて被検体の断層画像を生成する画像処理部と、断層画像から前記被検体の大腿骨の長さを計測する大腿骨長計測部と、大腿骨長計測部の計測結果を表示する出力部と、を備え、大腿骨長計測部は断層画像上に描出される大腿骨の角度を計測し、角度に基づいて大腿骨長を計測する構成の超音波診断装置の実施例である。また、実施例 1 は、処理部を備えた超音波診断装置の画像処理方法であって、処理部は、超音波を送受信する探触子部から取得した信号に基づいて被検体の断層画像を生成し、断層画像上に描出される大腿骨の角度を計測し、大腿骨の角度に基づいて大腿骨長を計測して出力する超音波診断装置の画像処理方法の実施例である。

40

【 0 0 1 3 】

図 1 は、実施例 1 を初め本発明の各実施例に係る超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。図 1 における超音波診断装置 100 は、エコーデータを取得するための超音波振動子から構成される探触子部 101、送信パルスの制御や受信エコー信号の増幅を行う送受信部 102、アナログ信号である受信信号をデジタル信号に変換するアナログ／デジタル変換部 103、複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

50

フォーミング処理部 104、ビームフォーミング処理部 104 からの RF 信号に対してダイナミックレンジ圧縮、フィルタリング処理、および走査変換処理を行い、被検体の断面を表現する断面画像 112 を生成する画像処理部 108、断面画像 112 に描出された大腿骨の長さを計測する大腿骨長計測部 109、タッチパネル、キーボード、トラックボールなどによって構成されユーザの入力を受け付ける入力部 105、ユーザの入力に基づいて画像処理部 108 や大腿骨長計測部 109 にパラメータ 111 を設定する制御部 107、ディスプレイなどによって構成され大腿骨の長さの計測結果などをユーザに提示する出力部 110、から構成される。なお、制御部 107、画像処理部 108、大腿骨長計測部 109 は、通常のコンピュータの演算処理部である中央処理部 (CPU) 106 で実行されるプログラムによって実現可能である。

10

【0014】

以下、図 1 の構成の大腿骨長計測部 109 について説明する。本実施例の大腿骨長計測部は、断層画像から大腿骨の領域を抽出し、抽出した大腿骨の領域から大腿骨の角度を推定し、推定した角度に基づいて大腿骨の端点を算出し、算出した端点間の距離に基づいて大腿骨長を計測する。好適には、大腿骨抽出部は、断層画像から大腿骨の領域を抽出する大腿骨抽出部と、大腿骨の領域から大腿骨の角度を検出する方向推定部と、大腿骨の角度に基づいた探索ラインを設定し、探索ライン上における大腿骨の領域の端点を算出し、端点間の距離を計算し、探索ラインを移動させつつ距離が最大となる探索ラインから計測ラインを求め、計測ライン上の大腿骨領域の端点を計測点として決定し、計測点間の距離に基づいて大腿骨長を算出する計測部とを備えている。

20

【0015】

図 2 は、大腿骨長計測部 109 の構成の一例である。図 2 における大腿骨長計測部 109 は、断面画像 112 から大腿骨らしい領域を抽出する大腿骨抽出部 201、抽出された大腿骨領域の情報に基づいて大腿骨全体の角度を求める方向推定部 202、抽出された大腿骨領域と推定された大腿骨の角度に基づき大腿骨の長さを計測する計測部 203 から構成される。次に、大腿骨長計測部 109 の各機能ブロックについて説明する。

【0016】

大腿骨抽出部 201 は、断面画像 112 に含まれるノイズを除去し、画素値を正規化した後、画素値が大きい、すなわち、エコー強度が強い領域を大腿骨とみなして大腿骨らしい領域を抽出し、最後にノイズなどにより分断された大腿骨同士を連結することで、大腿骨領域を抽出する。

30

【0017】

図 3 は、大腿骨抽出部 201 が行う手順を説明するフローチャートである。

ステップ 301 は、断面画像 112 に対する前処理であり、ノイズの除去と画素値の正規化を行う。ノイズの除去は例えばメディアンフィルタによって行う。後述する二値化処理のステップ 302 では画素値が大きな領域を大腿骨とみなすため、大きな画素値として出現したノイズは事前に除去することが望ましい。すなわちノイズ除去手法としては、大きな画素値のノイズを除去する効果があれば、メディアンフィルタ以外の手法を用いてもよい。また画素値の正規化は、画素値ヒストグラムの上位および下位 $n\%$ が白とびおよび黒つぶれするように設定した線形のルックアップテーブルを適用することで行う。画素値の正規化手法としては、ステップ 302 で正しく大腿骨領域を抽出できる手法であれば、他の手法を用いてもよい。

40

【0018】

なお、メディアンフィルタのフィルタサイズやルックアップテーブルの白とびや黒つぶれの度合いなどは、入力部 105 および制御部 107 を通じて入力されたユーザの指示に従って生成されたパラメータ 111 により変更可能な構成にしてもよい。この構成をとった場合、母体や胎児の状況などによって、断面画像 112 上に大腿骨が不鮮明に描出されている場合でも、パラメータを修正することによって正確な大腿骨領域が抽出できる。

【0019】

ステップ 302 は、ステップ 301 で前処理された断面画像を所定の閾値により二値化

50

することで、大腿骨とみなせる領域とそれ以外に分割する二値化処理である。閾値は固定の値でもよいが、ステップ301におけるフィルタリングや正規化の手法やそれらのパラメータを元に決定してもよいし、探触子部101、送受信部102、アナログ/デジタル変換部103、ビームフォーミング処理部104、画像処理部108の特性に合わせて決定してもよいし、被検体の妊娠週数や発育状況、母体の状態などに応じて決定してもよい。また、判別分析法として、Nobuyuki Otsu, "A threshold selection method from gray-level histograms", IEEE Trans. on Systems, Man and Cybernetics, 9 (1)などの閾値の自動決定法を用いて、断面画像から適切な閾値を求めてもよい。あるいは、入力部105および制御部107を通じて入力されたユーザの指示に従って生成されたパラメータ111により、閾値を変更可能な構成にしてもよい。

10

【0020】

ステップ303は、ステップ302で抽出された大腿骨領域を連結することで、正確な大腿骨領域を抽出する領域連結処理である。具体的には、モルフォロジー演算による膨張フィルタと収縮フィルタを適用することで、ノイズにより分断された領域を連結する。膨張フィルタと収縮フィルタの適用回数は固定でもよいが、入力部105および制御部107を通じて入力されたユーザの指示に従って生成されたパラメータ111により変更可能な構成にしてもよい。本構成で処理を行った場合、抽出された大腿骨の分断状況に応じて適切な連結処理が可能となり、より正確な大腿骨領域が抽出できる。

20

【0021】

大腿骨長計測部109の方向推定部202は、大腿骨領域全体の角度を推定する。角度の推定手法はさまざまな方法が考えられるが、ここでは2次のモーメントを用いた手法を説明する。まず、大腿骨領域のx軸方向の分散 $M_{2,0}$ 、y軸方向の分散 $M_{0,2}$ 、xy軸方向の分散 $M_{1,1}$ を次式により求める。

【0022】

【数 1】

$$M_{2,0} = \sum_{x,y} B(x,y) (x - \bar{x})^2$$

$$M_{0,2} = \sum_{x,y} B(x,y) (y - \bar{y})^2$$

10

$$M_{1,1} = \sum_{x,y} B(x,y) (x - \bar{x})(y - \bar{y})$$

20

$$\bar{x} = \frac{1}{\sum_{x,y} B(x,y) \cdot 1} \sum_{x,y} B(x,y) x$$

30

$$\bar{y} = \frac{1}{\sum_{x,y} B(x,y) \cdot 1} \sum_{x,y} B(x,y) y$$

【0023】

ここで、 $B(x, y)$ はステップ 303 によって抽出された大腿骨領域を表現する関数であり、 $B(x, y)$ が 1 の場合には大腿骨領域を、0 の場合には非大腿骨領域を示す。

【0024】

40

次に、大腿骨領域の角度 θ は、 x 軸方向の分散 $M_{2,0}$ 、 y 軸方向の分散 $M_{0,2}$ 、 x y 軸方向の分散 $M_{1,1}$ から下式により求める。

【0025】

【数 2】

$$\theta = \frac{1}{2} \tan^{-1} \left(\frac{2 \cdot M_{1,1}}{M_{2,0} - M_{0,2}} \right)$$

【0026】

大腿骨長計測部 109 の計測部 203 は、推定された大腿骨の角度 θ を踏まえて大腿骨の両端を計測点として検出し、それら計測点間の距離を算出することで、大腿骨の長さを計測する。

【0027】

図 4 は、計測部 203 が行う手順を説明するフローチャートである。また、図 5 は計測部 203 が行う計測処理を説明する模式図であり、例えば出力部 10 のディスプレイ上に表示可能な画像 501 において大腿骨領域 502 が抽出されたとき、後述する探索ライン 503 を設定した様子を示している。また、探索ライン 503a は探索ライン 503 が大腿骨領域 502 上に設定されたときの様子を示している。さらに、端点 504 および 505 は、探索ライン 503a と大腿骨領域 502 の交点である。以下、図 5 を参照しつつ図 4 のフローチャートを説明する。

【0028】

ステップ 401 は、探索ライン 503 の位置と角度を設定する処理である。探索ライン 503 の角度は方向推定部 202 で推定された大腿骨の角度 θ が設定され、探索ライン 503 の初期位置は画像の最上部、すなわち左上角を通るラインが設定される。後述する繰り返し処理により、探索ライン 503 は角度 θ を維持したまま位置を画像の最下部、すなわち右下角を通る位置まで移動させられ、画像の上端から下端までが走査される。

【0029】

ステップ 402 は、探索ライン 503 と大腿骨領域との交点を算出することにより、探索ライン 503 上における大腿骨領域 502 の端点を算出する処理である。具体的には、探索ライン 503 上を左端から右方向へ、さらに右端から左方向へ探索していき、探索ライン 503 が最初に大腿骨領域 502 に到達した座標をそれぞれ左の端点および右の端点とする。例えば、探索ラインが探索ライン 503a の位置にあるとき、左右の端点として、左の端点 504、右の端点 505 が検出される。

【0030】

ステップ 403 は、上記ステップで得られた探索ラインの端点間の距離を計算し、例えば処理部である CPU 106 に付設する図示を省略した記憶部等に保持しておく処理である。端点間の距離はユークリッド距離を用いて計算する。また、ステップ 402 において端点が求められなかった場合、すなわち、探索ライン 503 上に大腿骨領域 502 が存在しない場合は、距離はゼロとする。

【0031】

ステップ 404 は、探索ライン 503 が画像の上端から下端まで走査したかを判定する処理である。すべての走査が完了するまで、ステップ 401 から 403 は探索ラインを移動させつつ繰り返し実行される。

【0032】

ステップ 405 は、ステップ 403 で記憶部に保持されたすべての端点間の距離の計測結果から、最長の距離を探索する処理である。本実施例においては、ステップ 405 により、複数の探索ラインの中で最長の距離とされた探索ラインを計測ライン、並びに対応する端点を計測点と称する。このとき、探索された最長の距離、すなわち計測ラインの計測点間の距離が大腿骨の見かけ上、すなわち画像座標上の長さとなる。ステップ 405 は、さらに画像処理部 108 での断面画像生成方法、例えば画像の拡大率などを考慮して大腿

10

20

30

40

50

骨の見かけ上の長さを実際の大腿骨の長さに換算し、出力部 110 を通じてユーザへ提示する。

【0033】

また、ステップ 405 において、大腿骨長計測部 109 は、算出された実際の大腿骨の長さが胎児の妊娠週数から算出される標準値から明らかに外れる場合は、出力部 110 を通じてユーザに警告を提示する構成としても良い。すなわち、大腿骨長計測部は、計測した大腿骨長が異常値であると判断した場合、出力部に警告を出力すること可能とする構成を備える。この計測した大腿骨長が、予め図示を省略した記憶部等に保持した標準値と比較して異常値か否かを判定する構成により、ユーザは、断面画像が正しく描出されているか、計測結果が妥当か、胎児に異常がないか、などを認知することができる。

10

【0034】

以上詳述した本実施例の構成により、断面画像中の大腿骨の角度に基づき大腿骨の長さを検出するため、より計測精度が向上する。図 6 は比較のため、従来技術による計測手法を説明するための模式図である。従来手法では大腿骨 502 に外接する矩形 601 を算出し、矩形 601 の対角線 602 の長さを大腿骨の長さとし、従来技術では、大腿骨が太く描出されかつ傾いているときに、対角線 602 の長さが大腿骨領域の長さとは一致しないこと、この例では対角線 602 のうち、線分 602a 付近が誤差となること等があり計測精度に課題があった。

【0035】

一方、本実施例の構成においては、大腿骨の長さは、大腿骨の角度を踏まえて算出された大腿骨の端部間の距離を基準に算出されるため、線分 602a のような誤差は発生せず、より高い精度で計測することが可能である。また、本実施例の構成によって実現される大腿骨の両端間の距離を算出する手法は、医師が断面画像から手作業で大腿骨の長さを計測する場合に標準的に用いられている手法であり、手動計測結果との整合性も高くなる。

20

【0036】

また、大腿骨長計測部 109 は、ステップ 403 で計測ラインと判定された探索ライン 503、計測点と判定された左の端点 504、右の端点 505 の情報を、例えば断面画像 112 に重畳させることで可視化し、出力部 110 を通じてユーザに提示してもよい。すなわち、大腿骨長計測部は、断層画像上に端点又は端点を通る線の少なくとも一方を重畳し、出力部に出力する構成を備える。

30

【0037】

図 9 は出力部 110 のディスプレイを使って、ユーザに提示される画面の一例を示す模式図である。出力画面 901 には断面画像 112 が重畳され、断面画像 112 には大腿骨 903 が描出されている。このとき、計測ライン 503、計測点とされた左の端点 504、右の端点 505 を、それぞれ線分と点により出力画面に重畳する。この構成をとれば、ユーザはより直感的に計測結果が正しいか否かを判断することが可能となる。

【0038】

また、大腿骨長計測部 109 は、計測ライン 503、計測点とされた左の端点 504、右の端点 505 の情報を、左の端点 504 および右の端点 505 の周辺を拡大した断面画像 112 に重畳させることで可視化して、出力部 110 を通じてユーザに提示してもよい。すなわち、大腿骨長計測部は、端点付近の断層画像を拡大して拡大断層画像を得、拡大断層画像上に端点又は端点を通る線の少なくとも一方を重畳し、出力部に出力する構成を備えても良い。

40

【0039】

図 10 はユーザに提示される画面の一例を示す模式図であり、図 9 で示した画面に対して拡大図をさらに重畳した様子を示している。出力画面 1001 には、図 9 の出力画面 901 と同様に断面画像 902、大腿骨 903、計測ライン 503、計測点とされた左の端点 504、右の端点 505 が描画されている。この出力画面 1001 に対して、さらに左の端点 504 の拡大図 1002 と右の端点 505 の拡大図 1003 も描画する。左の端点 504 の拡大図 1002 は、左の端点 504 付近の断面画像 1006 を拡大し、左の端点

50

504および計測ライン503を重畳したものであり、右の端点の拡大図1003は、右の端点505付近の断面画像1005を拡大し、右の端点505および計測ライン503を重畳したものである。このとき、左の端点の拡大図1002と右の端点の拡大図1003は、大腿骨903や計測ライン503、左の端点504、右の端点505が隠れることが無いように重畳することが望ましい。

【0040】

本構成をとれば、ユーザは大腿骨全体を見つつ、計測点である左右の端点付近をより詳細に把握でき、容易に計測結果が正しいか否かを判断することが可能となる。

【実施例2】

【0041】

10

実施例2は、ユーザから修正入力を受け付ける入力部を更に備え、大腿骨長計測部は、大腿骨長を入力部からの入力に従い、大腿骨長を修正することが可能な構成の超音波診断装置の実施例である。すなわち、本実施例は、実施例1において期待する計測結果が出力されなかった場合に、ユーザが容易に計測結果を修正可能とするものである。図2、図7及び図8を参照し、実施例1から変更があるブロックのみ、以下に示す。

【0042】

本実施例における大腿骨長計測部109は、実施例1の図2とほぼ同じ構成であるが、入力部105および制御部107を通じて入力されたユーザの指示に従って生成されたパラメータ111を、計測部203に対して入力するように変更する。本実施例における計測部203は、まず実施例1で詳述した手法により処理部であるCPU106のプログラ

20

ム処理により大腿骨の長さを自動計測した後、入力されるパラメータ111に基づくユーザからの修正要求に応じて計測結果を修正する。

【0043】

図7は、本実施例における計測部203が行う手順を説明するフローチャートである。

ステップ701は、実施例1における計測部203の一連の処理を行う。すなわち、図4のフローチャートで示される処理の開始から終了までを同様に実行する。

【0044】

ステップ702はユーザに対して計測結果の修正が必要か否かを尋ねる処理である。ステップ702は、出力部110からユーザに修正の有無の問い合わせを行い、入力部105および制御部107を通じてユーザの指示を受け付ける。もし、ユーザから修正が必要

30

ないという指示がなされた場合には、本フローは終了し、自動計測701で計測された現時点での計測ラインと計測点を使って得られた計測結果が、大腿骨の長さとして確定される。

【0045】

ステップ703は、ユーザから計測ラインを移動させる指示を受け付け、新たな計測ラインの位置を設定する処理である。例えば、入力部105として上下軸方向の1軸ジョイスティックを用いて、ステップ703は上下方向の指示に従って計測ライン503の移動先を設定する。ステップ402およびステップ403は、図4で説明した実施例1と同じ処理を行う。

【0046】

40

以上の構成により、ユーザは簡単な操作で計測ライン503の位置を変更でき、かつステップ703で設定された計測ラインに基づき、ステップ402において、CPU106のプログラム処理により、計測点である左の端点504と右の端点505の位置が再設定され、大腿骨の長さが再計算されるため、容易に計測結果を修正することが可能となる。

【0047】

また、大腿骨長計測部109は、ステップ403の後に、計測ライン503、計測点である左の端点504、右の端点505の情報を、実施例1と同様に可視化してユーザに提示してもよい。この構成をとれば、ユーザは計測結果を確認しつつ計測ライン、計測点を移動させることが可能となり、容易に計測結果を修正できる。

【0048】

50

また、ステップ703において、計測ラインの角度をユーザによって修正可能にしてもよい。例えば、入力部105として上下左右方向の2軸ジョイスティックを用いて、ステップ703は上下方向の指示に従って計測ラインの角度を、左右方向の指示に従って計測ラインを回転させるときの中心位置を修正可能とする。この構成をとれば、ユーザは計測ラインの角度を簡単に変更でき、かつステップ402において、CPU106のプログラム処理により、計測点である左の端点504と右の端点505が再測定され、大腿骨の長さが再計算されるため、容易に素早く計測結果を修正できる。

【0049】

また、ステップ703において、計測ラインの長さをユーザによって修正可能にしてもよい。例えば、入力部105として上下左右軸方向の2軸ジョイスティックを用いて、ステップ703は、上下方向の指示に従って長さを変更する左または右の端点を選択し、左右方向の指示に従って、選択された端点を計測ラインの角度はそのままに延長あるいは短縮する。なお、この構成において、ステップ402は実施しない。この構成をとれば、ユーザは簡単な操作で計測ライン503の長さを容易に修正できる。

【0050】

また、図2の計測部203に対しても断面画像112を入力するように変更し、ステップ703において計測ラインの長さをユーザによって半自動修正可能にしてもよい。

【0051】

図8は、本構成における計測部203が行う半自動修正手順を説明するフローチャートである。なお、図8では、ステップ701、ステップ702、ステップ403は上述の処理と同じであり、ステップ402が省略されている。

【0052】

ステップ801は、入力部105として上下左右軸方向の2軸ジョイスティックを用いてユーザから指示を受け付ける。具体的には、ジョイスティックの上下方向の指示に従って長さを変更する左または右の端点を選択し、左右方向の指示に従って、選択された端点を計測ラインの角度はそのままに延長あるいは短縮する。ステップ801は、さらに、右の端点の座標がユーザによって修正されたら、CPU106がプログラム処理により修正された座標の画素値を、計測部203に入力された断面画像112から取得し、左の端点を取得した画素値を元に修正する。より具体的には、計測部203は、断面画像112を用いて、左の端点の周辺の計測ライン上で右の端点の画素値にもっとも近い画素値を検索し、その座標を左の端点の座標とすればよい。また、ユーザによって修正された端点が左であれば、右の端点に対して同様に座標の修正を行う。

【0053】

この構成をとれば、入力された断面画像112を用い、簡単な操作で計測ライン503の長さを容易に修正でき、かつ片方の端点の座標を修正するだけで、もう片方の端点の座標も修正されるので、より容易に計測ライン503の長さを修正できる。

【0054】

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を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。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も可能である。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。

【0055】

また、上記の各構成、機能、処理部、制御部等は、それらの一部又は全部を、CPUがそれぞれの機能を実現するプログラムを解釈し、実行することによりソフトウェアで実現するとして説明したが、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よい。また、各機能を実現するプログラム、テーブル、ファイル等の情報は、図示を省略したコンピュータの記憶部であるメモリや、ハードディスク、SSD(Solid State Drive)等の記録装置、または、ICカード、SDカード、DVD等の記録媒

10

20

30

40

50

体に置くことができる。

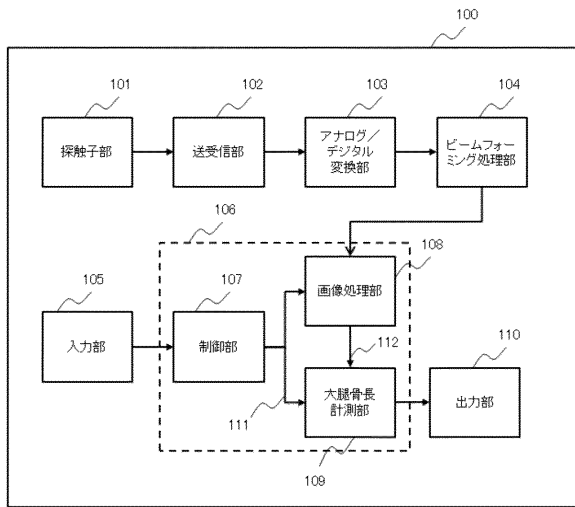
【符号の説明】

【 0 0 5 6 】

1 0 0	超音波診断装置	
1 0 1	探触子部	
1 0 2	送受信部	
1 0 2	アナログ / デジタル変換部	
1 0 4	ビームフォーミング処理部	
1 0 5	入力部	
1 0 6	中央処理部 (C P U)	10
1 0 7	制御部	
1 0 8	画像処理部	
1 0 9	大腿骨長計測部	
1 1 0	出力部	
1 1 1	パラメータ	
1 1 2、9 0 2、1 0 0 5、1 0 0 6	断面画像	
2 0 1	大腿骨抽出部	
2 0 2	方向推定部	
2 0 3	計測部	
5 0 1	画像	20
5 0 2、9 0 3	大腿骨	
5 0 3	探索 (計測) ライン	
5 0 4	左の端点	
5 0 5	右の端点	
6 0 1	矩形	
6 0 2	対角線	
9 0 1、1 0 0 1	出力画面	
1 0 0 2、1 0 0 3	拡大図	

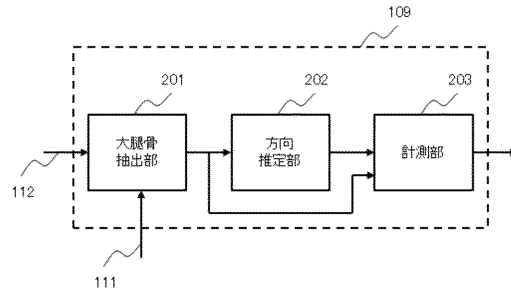
【図 1】

図 1



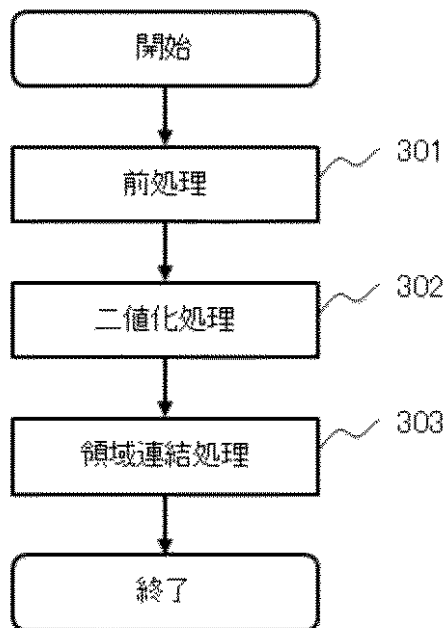
【図 2】

図 2



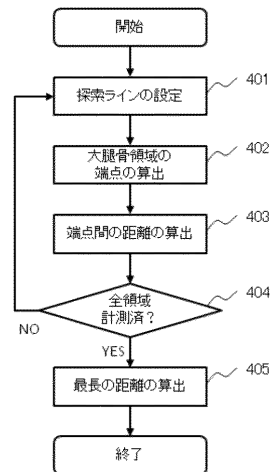
【図 3】

図 3



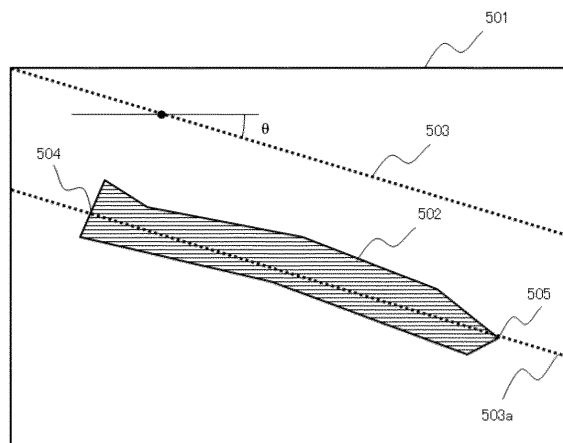
【図 4】

図 4



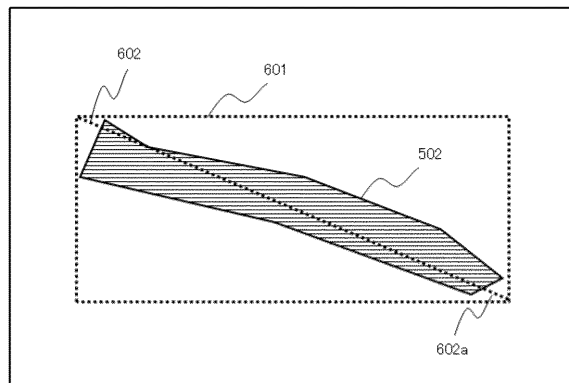
【図5】

図5



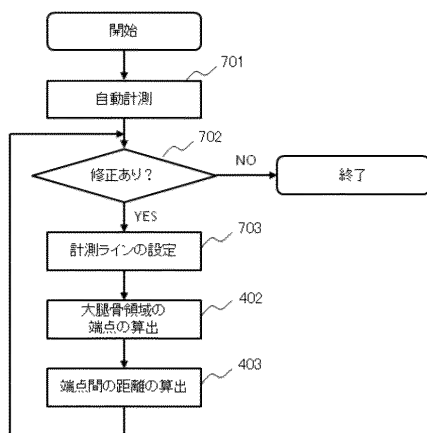
【図6】

図6



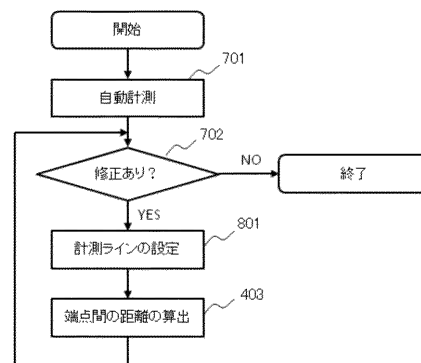
【図7】

図7



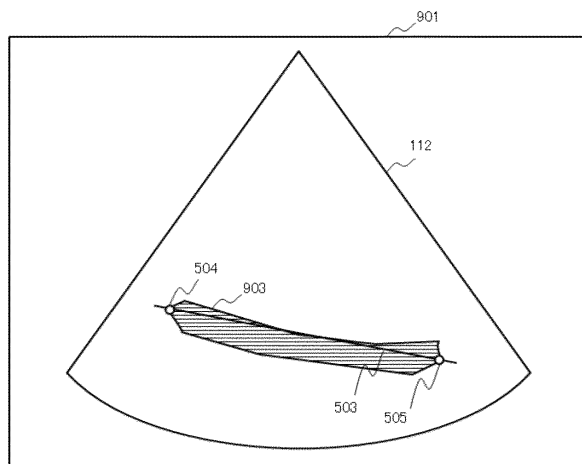
【図8】

図8



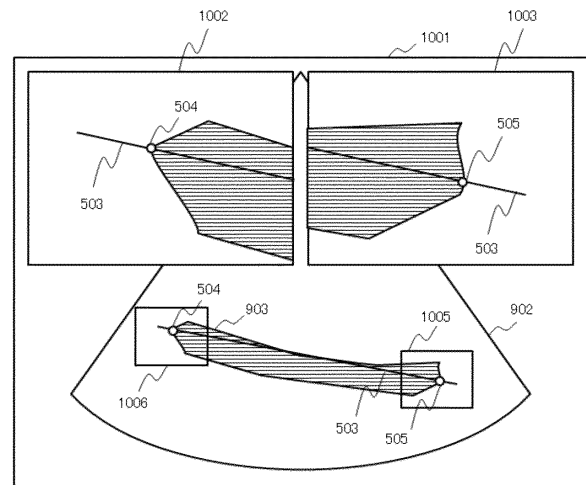
【図 9】

図9



【図 10】

図10



フロントページの続き

- (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
- (72)発明者 小林 正樹
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

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2015-171476(JP,A)
特開2014-94245(JP,A)
特開2013-138869(JP,A)
特開2010-5139(JP,A)
特表2010-512218(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	JP6486493B2	公开(公告)日	2019-03-20
申请号	JP2017547668	申请日	2016-09-15
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	高野橋健太 野口喜実 豊村崇 井上信康 小林正樹		
发明人	高野橋 健太 野口 喜実 豊村 崇 井上 信康 小林 正樹		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2015214383 2015-10-30 JP		
其他公开文献	JPWO2017073197A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于精确测量诸如受试者的股骨的长骨的长度的技术。基于从发送和接收超声波的探测器单元101获取的信号生成对象的断层图像的图像处理单元108，以及从断层图像测量对象的股骨长度的股骨长度测量单元109，输出单元110，用于显示股骨长度测量单元的测量结果。股骨长度测量单元109测量在断层图像上描绘的股骨的角度，并且基于该角度测量股骨。测量长度。通过基于股骨的角度进行测量，可以更准确地测量股骨的长度。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6486493号 (P6486493)
(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019. 3. 20)	(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019. 3. 1)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 14 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-547668 (P2017-547668)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(86) (22) 出願日 平成28年9月15日 (2016. 9. 15)	東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/077257	(74) 代理人 110000350 ボレル特許業務法人	
(87) 国際公開番号 W02017/073197	(72) 発明者 高野橋 健太 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	
(87) 国際公開日 平成29年5月4日 (2017. 5. 4)	(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	
審査請求日 平成30年4月17日 (2018. 4. 17)	(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	
(31) 優先権主張番号 特願2015-214383 (P2015-214383)		
(32) 優先日 平成27年10月30日 (2015. 10. 30)		
(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、及び方法		