

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7294996号
(P7294996)

(45)発行日 令和5年6月20日(2023.6.20)

(24)登録日 令和5年6月12日(2023.6.12)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全18頁)

(21)出願番号	特願2019-214813(P2019-214813)	(73)特許権者	320011683 富士フイルムヘルスケア株式会社 千葉県柏市新十倉二 2 番地 1
(22)出願日	令和1年11月28日(2019.11.28)	(74)代理人	110001210 弁理士法人 Y K I 国際特許事務所
(65)公開番号	特開2021-83699(P2021-83699A)	(72)発明者	伊藤 匠 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
(43)公開日	令和3年6月3日(2021.6.3)	審査官	下村 一石
審査請求日	令和4年10月14日(2022.10.14)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び表示方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

乳房に対して当接され、前記乳房に対する超音波の送受波により受信信号を出力するプローブと、

前記受信信号に基づいて、乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像を生成する画像生成部と、

前記超音波画像に基づいて、前記境界像の傾斜角度を演算する傾斜角度演算部と、

前記境界像の傾斜角度に基づいて、前記プローブの操作を支援する支援像を生成する支援像生成手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、

前記境界像の傾斜角度に基づいて、前記プローブの当接姿勢について不適正を判定する判定部を含み、

前記支援像を通じてユーザーに対して前記不適正が報知される、

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、

前記判定部は、前記傾斜角度が閾値を超える場合に前記不適正を判定し、

前記境界像の深さに応じて前記閾値を変更する閾値設定手段が設けられた、

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の超音波診断装置において、
前記閾値設定手段は、前記境界像の深さの減少に伴って前記閾値を引き上げる、
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、
前記傾斜角度演算部は、
前記境界像に基づいて近似直線を生成する生成器と、
前記傾斜角度として、水平方向に対する前記近似直線の交差角度を演算する演算器と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 6】

請求項 5 記載の超音波診断装置において、
前記生成器は、
前記境界像を横切るように複数の探索経路を設定し、
前記各探索経路上において深い側から浅い側へ境界探索を行って境界点を特定し、
前記複数の探索経路上において特定された複数の境界点に基づいて前記近似直線を生成
する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の超音波診断装置において、
前記生成器は、
前記複数の境界点の中で除外条件を満たす無効境界点を除外して複数の有効境界点を特
定し、
前記複数の有効境界点に基づいて前記近似直線を生成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 8】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、
前記超音波画像の中の異常部位を探索する解析部と、
前記境界像の傾斜角度に基づいて、前記解析部の動作を制限する制御部と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 9】

乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像に基づいて、前記境界像の
傾斜角度を演算する工程と、
前記境界像の傾斜角度に基づいて、乳房に当接したプローブの操作を支援する支援像を
生成する工程と、
前記支援像を表示する工程と、
を含むことを特徴とする表示方法。

【請求項 10】

乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像に基づいて、前記境界像の
傾斜角度を演算する機能と、
前記境界像の傾斜角度に基づいて、乳房に当接したプローブの操作を支援する支援像を
生成する機能と、
を含むことを特徴とするプログラム。

40

【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、プローブ操作を支援する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

50

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受信信号に基づいて超音波画像を形成する装置である。超音波画像は例えば断層画像であり、それは組織の断面を表した画像である。例えば、乳房の検査においては、超音波プローブが乳房表面に当接され、それによって表示された断層画像が観察され、また、その観察を通じて乳腺中の腫瘤の有無や腫瘤の態様等が診断される。

【0003】

近時、コンピュータ支援診断（Computer-Aided Diagnosis：CAD）機能を搭載した超音波診断装置や超音波画像処理装置が普及しつつある。そのような装置では、超音波画像の評価又は診断に際してCAD機能が利用される。例えば、乳腺診断においては、CAD機能を利用して断層画像がリアルタイムで解析される。具体的には、断層画像中に含まれる低輝度の腫瘤像（あるいは低輝度の非腫瘤）が自動的に認識され、それがマーキングされる。CAD機能として、腫瘤像ごとに悪性度が自動的に判定されるものもある。なお、特許文献1には、プローブ姿勢ずれの検出を行う超音波診断装置が開示されている。その超音波診断装置においては乳房の超音波診断における特殊事情は考慮されていない。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】特開2015-54007号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0005】

乳房の超音波診断においては、乳房上の個々の診断位置に対してプローブを正しく当てることが求められる。プローブが正しく当てられていない場合、超音波画像内に多くの不鮮明部分が生じたり、また、超音波画像の端部にシャドウが生じたりする。乳房は膨らみをもった軟質体である。乳房の形態やサイズは被検者によってかなり異なり、しかも、被検者の姿勢によって乳房の形態は大きく変化する。平たい体表上にプローブを当接する場合とは異なり、乳房にプローブを当接する場合には、特別な配慮が求められる。例えば、プローブと大胸筋との間に乳腺を挟み込んで、乳腺を大胸筋に沿って水平に広げる、特殊なプローブ操作が求められることもある。経験の浅い操作者にとって、乳房に対するプローブ当接姿勢を常に適正にすることは容易ではない。

30

【0006】

本開示の目的は、乳房の超音波診断を支援することにある。あるいは、本開示の目的は、乳房に対するプローブ当接姿勢についてその適否を示す情報をユーザーに提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示に係る超音波診断装置は、乳房に対して当接され、前記乳房に対する超音波の送受波により受信信号を出力するプローブと、前記受信信号に基づいて、乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像を生成する画像生成部と、前記超音波画像に基づいて、前記境界像の傾斜角度を演算する傾斜角度演算部と、前記境界像の傾斜角度に基づいて、前記プローブの操作を支援する支援像を生成する支援像生成手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0008】

本開示に係る表示方法は、乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像に基づいて、前記境界像の傾斜角度を演算する工程と、前記境界像の傾斜角度に基づいて、乳房に当接したプローブの操作を支援する支援像を生成する工程と、前記支援像を表示する工程と、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本開示によれば、乳房に対する超音波診断を支援できる。あるいは、本開示によれば、

50

乳房に対するプローブ当接姿勢についてその適否を示す情報をユーザーに提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】傾斜角度演算部及び操作支援像生成部の構成例を示すブロック図である。

【図3】断層画像の一例を示す図である。

【図4】近似直線の生成方法を示す図である。

【図5】除外処理を説明するための図である。

【図6】平滑化の前後を示す図である。

【図7】平滑化方法を説明するための図である。

【図8】支援像の第1例を示す図である。

【図9】支援像の第2例を示す図である

【図10】支援像の第3例を示す図である。

【図11】支援像の第4例を示す図である。

【図12】動作例を示す図である。

【図13】他の動作例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、実施形態を図面に基づいて説明する。

【0012】

(1) 実施形態の概要

実施形態に係る超音波診断装置は、プローブ、画像生成部、傾斜角度演算部、及び、支援像生成手段を有する。プローブは、乳房に対して当接され、乳房に対する超音波の送受波により受信信号を出力するものである。画像生成部は、受信信号に基づいて、乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像を生成する。支援像生成手段は、境界像の傾斜角度に基づいて、プローブの操作を支援する支援像を生成する。

【0013】

上記構成によれば、乳房、特に乳腺の超音波診断において、プローブを操作する操作者（ユーザー）に対して支援像を提供できる。ユーザーにおいては、支援像の観察を通じて、プローブ操作、特に乳房に対するプローブ当接姿勢、が適正であるか否かを容易に判断し得る。

【0014】

上記のように、乳房の超音波診断において、乳房に対して正しくプローブを当接した場合、断層画像において、境界像が水平となり又は水平に近くなる。具体的には、プローブの送受波面と大胸筋の表面との間に比較的柔らかい乳腺が挟み込まれ、同時に、乳腺それ全体に対して概ね様な押圧力が与えられている状態では、送受波面と大胸筋の表面とが平行又は平行に近くなる。上記構成は、支援像の提供を通じて、境界像が水平に近いかな否か、つまり、プローブ当接姿勢が適正かな否か、をユーザーに報知するものである。

【0015】

支援像は、実施形態において、超音波画像と共に表示される。超音波画像上に支援像が重畳表示されてもよいし、超音波画像の周囲に支援像が表示されてもよい。2つの表示器に超音波画像及び支援像が別々に表示されてもよい。表示情報と共に（又はそれに代えて）、プローブ当接姿勢が適正又は不適正であることを示す他の情報（例えば音情報）がユーザーに提供されてもよい。

【0016】

実施形態において、支援像はリアルタイムで表示される。すなわち、動画像としての超音波画像を表示している過程において、支援像が動画像として表示される。これによりプローブ操作がリアルタイムで支援される。もちろん、フリーズ後において超音波画像を再生している過程で、参考情報として支援像が表示されてもよい。プローブの概念には、汎用プローブ、乳房検査用プローブ、等が含まれ得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

実施形態に係る超音波診断装置は、更に、判定部を含む。判定部は、境界像の傾斜角度に基づいて、プローブの当接姿勢について不適正を判定する。支援像を通じてユーザーに対して不適正が報知される。この構成によれば、ユーザーにおいて、プローブ当接姿勢が不適正になったことを明確に認識できる。プローブ当接姿勢が適正な場合及び不適正な場合の中で、後者の場合のみ支援像を表示させてもよいし、両方の場合に支援像を表示させてもよい。支援像を常時表示する場合には、プローブ当接姿勢の適否に応じて支援像の表示態様を変化させることになる。不適正の度合いが段階的に又は連続的に判定されてもよい。

【 0 0 1 8 】

実施形態において、判定部は、傾斜角度が閾値を超える場合に不適正を判定する。実施形態に係る超音波診断装置は、更に、境界像の深さに応じて閾値を変更する閾値設定手段を含む。この構成は、乳房上でのプローブ当接位置、乳房の大きさ、乳房の形態、等によって境界像の傾斜角度の許容範囲を変化させるものである。この構成により、例えば、厳し過ぎる判断を回避できる。

【 0 0 1 9 】

実施形態において、傾斜角度演算部は、生成器及び演算器を有する。生成器は、境界像に基づいて近似直線を生成する。演算器は、傾斜角度として、水平方向に対する近似直線の交差角度を演算する。近似直線を求めることなく、境界像から直接的に傾斜角度が演算されてもよい。近似直線が関数の形式で生成される場合、その関数を導出した部分が生成器及び演算器の両方に相当する。

【 0 0 2 0 】

実施形態において、生成器は、境界像を横切るように複数の探索経路を設定し、各探索経路上において深い側から浅い側へ境界探索を行って境界点を特定し、複数の探索経路上において特定された複数の境界点に基づいて近似直線を生成する。超音波画像上において、大胸筋像の内部においては、一般に、一様に輝度が低い。よって、境界像よりも深い側から浅い側へ境界探索を行えば、境界点を正しく特定することが可能となる。

【 0 0 2 1 】

実施形態において、生成器は、複数の境界点の中で除外条件を満たす無効境界点を除外して複数の有効境界点を特定し、複数の有効境界点に基づいて近似直線を演算する。境界像上に腫瘍等の病変部位が生じることもあり、あるいは、アーチファクト等の影響により、一部の境界点が不適切な位置に特定されてしまうこともある。除外条件を満たす無効境界点を除いて、複数の有効境界点に基づいて近似直線を演算することにより、近似直線をより正確に求めることが可能となる。近似直線又は境界像トレースラインにより、画像解析の対象となる関心領域 (R O I) の下辺が定義されてもよい。

【 0 0 2 2 】

実施形態に係る超音波診断装置は、解析部及び制御部を含む。解析部は、超音波画像の中の異常部位を探索する。制御部は、境界像の傾斜角度に基づいて、解析部の動作を制限する。境界像の傾斜角度が大きい場合、超音波画像中に比較的多くのアーチファクトが生じ、アーチファクトを病変部位であると誤認してしまう可能性が高くなる。例えば、受波面と乳房表面との密着度が低い部分が生じると、超音波画像の一部が欠落し、つまり、シャドウが生じる。そのようなシャドウを病変部位であると誤認してしまう可能性が高くなる。上記構成は、超音波画像の品質の低下が予想される場合に、解析部の動作を制限して、誤った情報がユーザーに提供されないようにものである。プローブ当接姿勢が不適正であると判断するための閾値と、解析部の動作を制限するための閾値と、を別々に設けてもよい。

【 0 0 2 3 】

実施形態に係る表示方法は、傾斜角度演算工程、支援像生成工程、及び、表示工程を有する。傾斜角度演算工程では、乳腺像、大胸筋像及びそれらの間の境界像を含む超音波画像に基づいて、境界像の傾斜角度が演算される。支援像生成工程では、境界像の傾斜角度

10

20

30

40

50

に基づいて、乳房に当接したプローブの操作を支援する支援像が生成される。表示工程では、支援像が表示される。この構成によれば、支援像の観察を通じて、プローブ当接姿勢の正しさを確認でき、あるいは、プローブ当接姿勢が正しくないことを認識できる。

【 0 0 2 4 】

上記方法は、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、上記の方法を実行するプログラムが、ネットワークを介して又は可搬型記憶媒体を介して、情報処理装置へインストールされる。情報処理装置の概念には、超音波診断装置、超音波診断システム等が含まれる。情報処理装置は、CPU等のプロセッサを備え、そのプロセッサが上述した各機能を発揮する。

【 0 0 2 5 】

(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(被検者)に対する超音波の送受波により得られた受信信号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、後に詳述するように、超音波画像を自動的に解析する機能(CAD機能)、及び、プローブ操作を支援する情報を表示する機能、を備えている。実施形態において、超音波診断対象となる組織は乳房であり、より詳しくは乳腺である。

【 0 0 2 6 】

プローブ10は、超音波を送受波する手段として機能するものである。プローブ10は、可搬型送受波器であり、それはユーザー(医師、検査技師等)によって保持及び操作される。乳腺の超音波診断に際しては、プローブの10の送受波面(音響レンズ表面)が被検者の乳房11の表面に当接され、その状態で超音波が送受波される。乳房11内には、乳腺、大胸筋、及び、それらの間の境界12が存在する。

【 0 0 2 7 】

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が形成され、超音波ビームの電子的な走査により走査面が形成される。走査面は観察面であり、すなわち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。

【 0 0 2 8 】

送信部13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14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14は、複数のA/D変換器、検波回路等を備えている。受信部14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。

【 0 0 2 9 】

ビームデータ処理部16は、受信部14から出力された各ビームデータを処理する電子回路である。その処理には、対数変換、相関処理、等が含まれる。処理後の各ビームデータが断層画像形成部18へ送られている。

【 0 0 3 0 】

断層画像形成部18は、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し、ビーム走査方向に並ぶ複数のビームデータからなる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20及び傾斜角度演算部22へ送られている。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

なお、実施形態においては、以下に説明する表示処理部 20、傾斜角度演算部 22、支援像生成部 23、判定部 25、及び、画像解析部 24 が画像処理モジュール 26 を構成している。画像処理モジュール 26 は、プログラムに従って動作する 1 又は複数のプロセッサにより構成され得る。制御部 34 を構成する CPU が画像処理モジュール 26 として機能してもよい。

【0032】

傾斜角度演算部 22 は、断層画像に含まれる境界像の傾斜角度を演算する。断層画像には、後述するように、乳腺像及び大胸筋像が含まれる。境界像は乳腺像と大胸筋像の間に存在し、概ね横方向に流れる線状の像である。傾斜角度は水平方向に対する角度であり、実施形態において、傾斜角度は符号を有しない絶対角度である。

10

【0033】

支援像生成部 23 は、傾斜角度に基づいて、ユーザーによるプローブ操作を支援するための支援像（プローブ操作支援像）を生成する。支援像の表示態様は、傾斜角度が閾値を超える場合においてアラート態様となり、傾斜角度が閾値以下の場合に非アラート態様となる。傾斜角度が閾値を超える場合に限り支援像を表示してもよい。支援像は、断層画像と同様に、動画像であり、それらはリアルタイムで表示される。生成された支援像のデータが表示処理部 20 へ送られている。

【0034】

画像解析部 24 は、画像解析手段として機能し、断層画像の内の関心領域に含まれる画像部分に対して画像解析を実行するものである。すなわち、画像解析部 24 は CAD 機能を発揮するものである。画像解析部 24 は、フレーム単位で画像解析を行う。もちろん、所定数のフレームを単位として画像解析が実行されてもよい。画像解析部 24 は、CNN (Convolutional Neural Network) 等の機械学習型解析器によって構成され得る。画像解析部 24 は、低輝度の腫瘍や低輝度の非腫瘍等を認識、抽出又は弁別する機能を有している。画像解析部 24 が腫瘍の悪性度を評価する機能を備えていてもよい。画像解析部 24 は、実施形態において、断層画像を解析して腫瘍等を特定し、それを指し示すマーカーを生成する。マーカーを含む画像解析結果が表示処理部 20 へ送られている。画像解析部 24 は、基本的に、リアルタイム動作する。もっとも、再生された断層画像に対して解析を行うようにしてもよい。画像解析部 24 において、算出された傾斜角度に基づいて、近似直線に直交する方向に並行に処理を行うようにしてもよい。

20

30

【0035】

判定部 25 は、傾斜角度に基づいて、CAD 機能のオンオフを制御するものである。具体的には、傾斜角度が閾値以内である場合において CAD 機能をオン状態とし、傾斜角度が閾値を超える場合に CAD 機能をオフする。CAD それ自体ではなく CAD 結果の表示をオンオフしてもよい。傾斜角度が大きい場合、断層画像品質の低下が予想され、すなわち、断層画像中に比較的多くのアーチファクトが出ている可能性が高いので、あるいは、送受波面の端部の密着度が低くなってシャドウが生じている可能性が高いので、誤検出防止の観点から CAD 機能をオフさせるものである。

【0036】

表示処理部 20 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する。具体的には、表示処理部 20 は、断層画像、支援像、画像解析結果、等を含む表示画像を生成し、そのデータを表示器 28 へ送る。表示器 28 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 34 は、図 1 に示されている各構成要素の動作を制御するものである。制御部 34 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 34 が上記の画像処理モジュール 26 として機能してもよい。操作パネル 32 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。なお、図 1 において、断層画像形成部 18 以外の超音波画像形成部については図示省略されている。例えば、弾性情報（エラスト）画像形成部、血流画像形成部、その他が設けられて

50

もよい。

【 0 0 3 8 】

図 2 には、傾斜角度演算部 2 2 及び支援像生成部 2 3 の構成例が示されている。傾斜角度演算部 2 2 は、境界検出器 3 6、除外処理器 3 8、近似直線生成器 4 0、角度演算器 4 2、及び、平均深度演算器 4 3 を有する。支援像生成部 2 3 は、閾値設定器 4 4、生成制御器 4 6、及び、支援像生成器 4 8 を有する。平均深度演算器 4 3 は必要に応じて設けられる。

【 0 0 3 9 】

境界検出器 3 6 は、断層画像に対して境界像を横切るように複数の探索経路を設定し、各探索経路上においてエッジ検出を行うものである。これにより境界像を特定する複数の検出点からなる検出点列が構成される。設定する探索経路の個数をユーザーが可変設定してもよい。

10

【 0 0 4 0 】

境界検出に先立って、断層画像に対して前処理が適用される。前処理として、平滑化処理、最小値抽出処理、最大値抽出処理、メディアン（中央値抽出）処理、エッジ強調処理等があげられる。断層画像の外側のエリア内を画素値ゼロで埋めるゼロパディングが実行されてもよい。

【 0 0 4 1 】

境界探索の開始点は、実施形態において、各探索経路上において最も深い地点とされており、その開始点から浅い方へ境界探索が順番に進められる。乳房の断層画像においては、乳腺像と大胸筋像との間に境界像が明瞭に現れる。境界像の奥側（深い側）が概ね一様性をもった低輝度の領域となる。それらの性質又は特徴を前提として、深いところから浅いところへ、境界探索が順次実行される。実施形態において、観察対象は乳腺像であり、それは境界像の手前側つまり浅い側に存在する。

20

【 0 0 4 2 】

除外処理器 3 8 は、検出点列を構成する複数の検出点の中で、除外条件を満たす検出点を無効検出点として除外する処理を実行する。これにより複数の有効検出点が残される。複数の有効検出点により検出点列が再構成される。

【 0 0 4 3 】

近似直線生成器 4 0 は、複数の有効検出点に基づいて近似直線を生成する。その場合には、例えば、最小二乗法等が利用される。近似直線の上側の領域を関心領域（ROI）と定めてもよい。関心領域内において画像解析が実行される。複数の有効検出点を近似する曲線により関心領域の下辺を定めてもよい。複数の境界点からなる境界点列に対して、空間的な平滑化が適用されてもよい。また、そのような境界点列に対して、時間的な平滑化が適用されてもよい。関心領域の下辺に対して、空間的な平滑化、及び、時間的な平滑化が適用されてもよい。

30

【 0 0 4 4 】

角度演算器 4 2 は、近似直線と水平ラインとの交差角度を傾斜角度として演算する。垂直ラインと近似直線との交差角度が演算されてもよい。近似直線を生成することなく、境界像を模擬する複数の有効検出点から直接的に傾斜角度が演算されてもよい。

40

【 0 0 4 5 】

平均深度演算器 4 3 は、近似直線についての平均深度 d を演算する。例えば、複数の有効検出点の y 座標を平均することにより平均深度 d が演算されてもよいし、近似直線を構成する複数の画素の y 座標を平均することにより平均深度 d が演算されてもよい。近似直線の両端の y 座標の midpoint として平均深度 d が演算されてもよい。平均深度 d は閾値 1 の可変設定において参照される。

【 0 0 4 6 】

閾値設定器 4 4 は、傾斜角度に対して比較される閾値 1 を設定するものである。閾値 1 は、ユーザー指定に基づいて設定され、あるいは、自動的に適応的に設定される。図示の構成例では、近似直線の深さに基づいて閾値 1 を可変設定し得る。

50

【 0 0 4 7 】

生成制御器 4 6 は、支援像生成器 4 8 の動作を制御するものであり、具体的には、傾斜角度 が閾値 1 を超える場合にアラート態様を有する支援像が生成され、一方、傾斜角度 が閾値 1 以下である場合に非アラート態様を有する支援像が生成されるように、支援像生成器 4 8 を制御する。プローブ当接姿勢が不適正である場合及びプローブ当接姿勢が適正である場合の両方又は一方において支援像が生成される。

【 0 0 4 8 】

支援像生成器 4 8 は、プローブ操作を支援する支援像を生成するものである。支援像の表示形態は、上記のように傾斜角度に応じて変更される。上記のアラート態様はユーザーに対して注意を喚起させる態様であり、例えば、ある図形が、目立つ色で表示され、高輝度で表示され、目立つ形態で表示され、又は、拡大表示される。

10

【 0 0 4 9 】

なお、傾斜角度の情報は、図 1 に示した判定部にも与えられている。判定部は、傾斜角度 が閾値 1 を超える場合に C A D 機能を無効とし、傾斜角度 が閾値 1 以下である場合に C A D 機能を有効とする。支援像の生成を制御するための閾値と C A D 機能のオンオフを制御するための閾値とを異ならせてもよい。

【 0 0 5 0 】

図 3 には、乳房の超音波診断により生成された断層画像 5 0 が示されている。断層画像 5 0 は、リアルタイムで表示される B モード断層画像である。x は水平方向（横方向）を示しており、それは実施形態において電子走査方向である。y は垂直方向（縦方向）を示しており、それは実施形態において深さ方向である。

20

【 0 0 5 1 】

断層画像 5 0 には、脂肪層像 5 4、乳腺像（乳腺層像）5 6、及び、大胸筋像 5 8 が含まれる。また、断層画像 5 0 には、乳腺像 5 6 と大胸筋像 5 8 の間に、線状の境界像 6 0 が含まれる。図示の例では、乳腺像 5 6 内には腫瘤（腫瘤像）6 2 が含まれ、断層画像 5 0 には、シャドウ 6 8 が含まれている。シャドウ 6 8 は、プローブが乳房に対して適正に当てられずに、送受波面と乳房表面との間で部分的な密着度低下が生じた場合や、プローブによる押圧力が不足して乳腺を十分に伸ばせない部分が生じ、その部分の奥側に超音波が十分に到達しない場合に生じる。乳腺に対する必要な押圧又は必要な引き伸ばしを行えない場合にはシャドウ以外の不鮮明部分も生じやすくなる。図示の例では、境界像 6 0 がかなり傾斜しており、具体的にはその右側が上がって、その左側が下がっている。

30

【 0 0 5 2 】

シャドウ等のアーチファクトを多く含む断層画像は読影に適しないものであり、それに対して C A D を適用すると、異常部位の誤認が生じやすくなる。例えば、図 3 に示されている断層画像 5 0 に対して C A D を適用した場合、シャドウ中の特定部分を異常部位として誤認してしまうことが生じる。

【 0 0 5 3 】

アーチファクトを低減し、断層画像の品質を高めるには、プローブの送受波面と大胸筋との間に比較的柔らかい乳腺が適度に挟まれるようにし、つまり乳腺が水平方向に引き伸ばされた状態を生じさせることが望まれる。つまり、プローブを乳房に押し付けつつ、プローブの送受波面と境界像とが平行な関係に近づくようにプローブの当接姿勢を調整することが求められる。上記支援像は、そのようなプローブ操作を支援するための画像であり、具体的には、境界像 6 0 の傾斜角度（プローブ当接姿勢）の適否を示す情報である。

40

【 0 0 5 4 】

境界像 6 0 の傾斜角度は次のように演算される。最初に、断層画像に対して、y 方向に平行に複数の探索経路 6 9 が等間隔で設定される。各探索経路 6 9 上において境界像 6 0 に相当するエッジが探索され、エッジの検出地点が境界点 7 0 とされる。x 方向における複数の境界点により境界点列 7 2 が構成される。境界点列 7 2 に基づいて近似直線 7 4 が生成され、その近似直線 7 4 が水平ラインとなす交差角度として境界像 6 0 の傾斜角度が演算される。実際には、境界点列 7 2 に対して除外処理を適用した上で、除外処理後の

50

境界点列に基づいて近似直線が演算される。

【 0 0 5 5 】

図 4 には、近似直線の生成方法が具体的に示されている。図示の例では、境界像上において複数の境界点 7 0 が検出されており、それらにより境界点列 7 2 A が構成されている。実施形態においては、複数の境界点 7 0 の中で、所定の除外条件を満たす境界点が無効境界点として除外される。例えば、境界点列 7 2 A に基づいて最小二乗法により近似直線（仮の近似直線）7 4 A が生成され、近似直線 7 4 A を基準とする除外条件を満たす境界点が無効境界点として判定される。

【 0 0 5 6 】

例えば、境界点ごとに、その境界点と近似直線 7 4 A との間の y 方向距離（垂直距離）が演算され、最大の距離を生じさせる境界点が無効境界点とされる。その場合、距離の大きさ順で n（n は 1 以上の整数）個の境界点それぞれが無効境界点として定められてもよい。あるいは、距離が所定値以上となる境界点をすべて無効境界点としてもよい。図 4 に示す例では、例えば、探索経路 6 9 上において、境界点 7 0 A と近似直線 7 4 A との間の y 方向距離 8 2 が最大距離であり、それを生じさせた境界点 7 0 A が無効境界点とされる。なお、近似直線 7 4 A に直交するライン 6 9 A 上の距離 8 2 A を演算するようにしてもよい。

10

【 0 0 5 7 】

図 5 には、境界点 7 0 A に対して除外処理を適用した後の境界点列 7 2 B が示されている。境界点列 7 2 B に基づいて近似直線 7 4 B が再演算される。それは先に求められた近似直線 7 4 A に対して異なる直線であり、境界点 7 0 A による影響を受けていないものである。除外処理によれば、局所的な変化の影響を除外して、より正確な近似直線を生成することが可能となる。近似直線の生成及び除外処理を繰り返し実行してもよい。

20

【 0 0 5 8 】

図 6 に示されるように、境界点列 7 2 C に対して空間的な平滑化を適用し、平滑化後の境界点列 7 2 D に基づいて近似直線 7 4 C を生成するようにしてもよい。なお、図 4 においては、平滑前後の違いを分かり易く表現するため平滑前後の境界点列がそれぞれ 1 本のラインで表現されている。

【 0 0 5 9 】

空間的な平滑化の前又は後に、境界点列に対して、時間的な平滑化を適用してもよい。時間的な平滑化により、近似直線の形態がフレーム単位で激しく変化することを抑制することが可能となり、演算される傾斜角度を安定化することができる。もっとも、超音波プローブを動かしている最中においては、時間的な平滑化の機能をオフにしてもよい。

30

【 0 0 6 0 】

図 7 には、平滑化方法が示されている。x 方向は水平方向であり、その軸上には複数の探索経路上で検出された複数の境界点の y 座標が示されている。それらの内で、注目 x 座標（y 座標は y_m ）（符号 1 0 8 を参照）を中心とした一定の区間 1 0 0 内に含まれる y 座標（ $y_m - k \sim y_m \sim y_m + k$ ）が特定され、それらの空間平均値 $y' m$ が演算され（符号 1 0 2 を参照）、その空間平均値 $y' m$ が注目 x 座標に与えられる。

【 0 0 6 1 】

上記処理が区間 1 0 0 を移動させながら繰り返し実行される（符号 1 0 4 を参照）。単純平均に代えて重み付け平均等を利用してよい。更に、個々の x 座標において、時間軸方向に y 座標を平滑化し、時間空間平均値 $y'' m$ （符号 1 0 6 を参照）を演算し、それを個々の x 座標に与えてもよい。

40

【 0 0 6 2 】

図 8 には、支援像の第 1 例が示されている。図 8 の左側にはアラート態様を有する支援像 1 1 0 A が示され、図 8 の右側には非アラート態様を有する支援像 1 1 0 B が示されている。支援像 1 1 0 A は、近似直線を示す赤色ラインにより構成される。支援像 1 1 0 B には、近似直線を示す緑色ラインにより構成される。いずれのラインも境界像 6 0 に重畳して表示されている。境界像 6 0 の観察を行えるように、各ラインは半透明ラインとして

50

表示される。プローブ操作の過程で、支援像 1 1 0 A が表示された場合、その観察を通じて、プローブ当接姿勢が適正でないことを認識できる。その後、支援像 1 1 0 B が表示された時点で、プローブ当接姿勢が適正化されたことを認識できる。ラインに代えて境界点列を表示してもよい。

【 0 0 6 3 】

実施形態では、傾斜角度が閾値を超える場合に C A D 機能が自動的にオフになり、傾斜角度が閾値以下である場合に C A D 機能が自動的にオンになる。図 8 に示す例では、右側の断層画像に含まれる腫瘍 1 1 2 がマーカー 1 1 4 によって囲まれており、つまり異常部位（正確には異常部位候補）が自動的にマーキングされている。近似直線よりも下側を半透明で塗り潰すことにより支援像を生成してもよい。

10

【 0 0 6 4 】

図 9 には、支援像の第 2 例が示されている。なお、既に説明した要素には同一の符号を付し、その説明を省略する。このことは後に説明する図 1 0 及び図 1 1 に示される要素についても同様である。

【 0 0 6 5 】

図 9 において、左側にはアラート態様を有する支援像 1 1 6 A が示され、右側には非アラート態様を有する支援像 1 1 6 B が示されている。表示画像 1 1 5 は、断層画像表示エリア 1 1 5 A 及びその周りの周囲エリア 1 1 5 B を有し、周囲エリア 1 1 5 B 内に支援像 1 1 6 A , 1 1 6 B が表示されている。

【 0 0 6 6 】

具体的には、支援像 1 1 6 A は、近似直線を外挿することにより観念されるライン上に表示された 2 つのマーカー 1 1 8 a , 1 1 8 b により構成され、それらは例えば赤色を有する。2 つのマーカー 1 1 8 a , 1 1 8 b は周囲エリア 1 1 5 B 内に表示されている。支援像 1 1 6 B は、上記同様に、近似直線を外挿することにより観念されるライン上に表示された 2 つのマーカー 1 1 8 c , 1 1 8 d により構成され、それらは例えば緑色を有する。2 つのマーカー 1 1 8 c , 1 1 8 d は周囲エリア 1 1 5 B 内に表示されている。緑色との対比において、赤色の表示により、アラート状態がユーザーに報知されている。

20

【 0 0 6 7 】

この第 2 例によれば、支援像 1 1 6 A , 1 1 6 B が境界像 6 0 に重ならないので、支援像 1 1 6 A , 1 1 6 B により境界像 6 0 の観察が妨げられないという利点を得られる。

30

【 0 0 6 8 】

図 1 0 には、支援像の第 3 例が示されている。図 1 0 の左側にはアラート態様を有する支援像 1 2 0 A が示され、その右側には非アラート態様を有する支援像 1 2 0 B が示されている。表示画像 1 1 5 は、断層画像表示エリア 1 1 5 A 及びその周りの周囲エリア 1 1 5 B を有し、周囲エリア 1 1 5 B 内に支援像 1 2 0 A , 1 2 0 B が表示されている。

【 0 0 6 9 】

個々の支援像 1 2 0 A , 1 2 0 B は、断層画像の形態を模擬した枠 1 2 2 a , 1 2 2 b 、及び、近似直線を模擬したライン 1 2 4 a , 1 2 4 b 、により構成される。支援像 1 2 0 A は例えば赤色を有し、支援像 1 2 0 B は例えば緑色を有する。支援像 1 2 0 B のみを表示してもよい。第 3 例によれば境界像の深さ位置及び傾きを視認することが容易となる。

40

【 0 0 7 0 】

図 1 1 には、支援像の第 4 例が示されている。図 1 1 の左側には、傾斜角度が閾値を超えた場合に表示される支援像 1 2 6 A が示されている。表示画像 1 1 5 は、断層画像表示エリア 1 1 5 A 及びその周りの周囲エリア 1 1 5 B を有し、周囲エリア 1 1 5 B 内に支援像 1 2 6 A が表示されている。それは赤色の三角形からなるアラートシンボルにより構成されている。図 1 1 の右側には、傾斜角度が閾値以下になった場合に表示される表示画像 1 1 5 が示されている。周囲エリア 1 1 5 B には、符号 1 2 6 B で示されるように、支援像は表示されていない。

【 0 0 7 1 】

なお、第 2 例～第 4 例においても、第 1 例同様、傾斜角度が閾値を超える場合に C A D

50

機能が自動的にオフにされ、傾斜角度が閾値以下である場合にCAD機能が自動的にオンにされている。右側の断層画像に含まれる腫瘍112がマーカー114によってマーキングされている。

【0072】

図12には、図1に示した超音波診断装置の動作例（特に表示に関する動作例）がフローチャートとして示されている。S10では、断層画像中の境界像に基づいて境界点列が生成され、境界点列に基づいて近似直線が生成される。その過程において上記除外処理が適用されてもよい。S12では、近似直線の傾斜角度が演算される。傾斜角度は、実施形態において、近似直線と水平ラインとの交差角度である。S14では、傾斜角度が閾値1と比較される。傾斜角度が閾値1を超える場合、S16においてアラート態様を有する支援像が表示され、続いて、S18においてCADが制限される。例えば、CAD結果の表示が禁止される。一方、S14において、傾斜角度が閾値1以下であると判定された場合、S20において、非アラート態様を有する支援像が表示され、続いて、S24においてCADが許容される。

10

【0073】

以上のように、実施形態の動作によれば、プローブ当接姿勢が不適正な場合にアラート態様を有する支援像が表示されるので、その観察を通じて、その状態をユーザーにおいて認識でき、その上で、プローブの姿勢を変化させる操作を行える。その過程で、非アラート態様を有する支援像が表示されたならば、その観察を通じてプローブ当接姿勢が適正であることを確認できる。また、実施形態によれば、プローブ当接姿勢が適正である場合に限りCADの機能を発揮させることができるので、異常部位の誤認の発生を防止又は軽減できる。傾斜角度が閾値1を超える場合にのみ支援像を表示してもよい。

20

【0074】

図13には、他の動作例がフローチャートとして示されている。なお、図12に示した工程と同様の工程には同一の符号を付しその説明を省略する。

【0075】

図13に示す動作例では、S12とS14との間にS26、S28が加えられている。S26では、近似直線に基づいてその平均深度dが演算されている。S28においては、平均深度dに基づいて閾値1が適応的に設定されている。具体的には、平均深度dが小さくなればなるほど、閾値1が緩和されており、つまり閾値1が増大されている。逆に言えば、平均深度dが大きくなればなるほど、閾値1が厳しくされており、つまり閾値1が小さくされている。例えば、係数k及び基準値0を用いて、 $1 = 0 - k \cdot d$ により閾値1が計算される。S14では、適応的に設定される閾値1に対して傾斜角度が比較される。

30

【0076】

乳房の端部にプローブを当てる場合、断層画像上において境界像が浅部に現れる傾向にあり、また、その境界は傾きやすい。患者によって乳腺の厚さは異なり、乳腺が薄い場合に、境界は傾きやすい傾向が認められる。このため、境界が浅部に存在する場合は、閾値を緩和するために閾値を増大し、一方、境界が深部に存在する場合は、閾値を厳しくするために閾値を減少させる。図13に示した動作例によれば、例えば、乳房の端部にプローブを当接して超音波検査を行う場合において、閾値1が厳し過ぎてしまう問題を回避することが可能となる。

40

【0077】

上記実施形態においては、傾斜角度に基づいてCAD機能のオンオフが制御されていたが、エラストグラフィにおいて傾斜角度に基づいてエラスト画像のオンオフを制御してもよい。あるいは、傾斜角度が閾値以下である場合にエラスト画像が解析されてもよい。

【0078】

上記実施形態において、境界像の検出に際して、検出された境界点が著しく少ない場合や、近似直線と複数の境界点の間の誤差量が著しく大きい場合は、近似直線の演算を行わないようにしてもよい。なお、支援像を生成しない構成において、境界像の傾斜角度に基

50

づいて画像解析のオンオフ制御を行ってもよい。上記実施形態に係る技術を乳房以外の他の組織に対して適用する変形例も考えられる。

【符号の説明】

【0079】

10 超音波プローブ、18 断層画像形成部、20 表示処理部、22 傾斜角度演算部、23 支援像生成部、24 画像解析部、25 判定部、36 境界検出器、38 除外処理器、40 近似直線生成器、42 角度演算器、43 平均深度演算器、44 閾値設定器、46 生成制御器、48 支援像生成器。

10

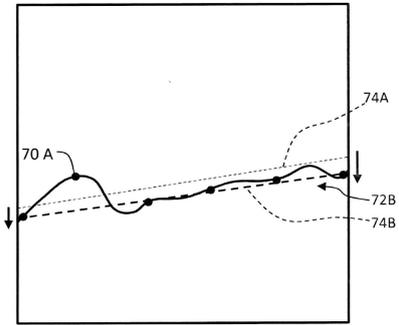
20

30

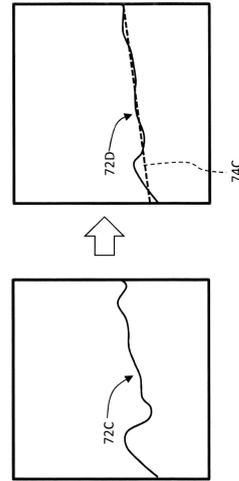
40

50

【 図 5 】



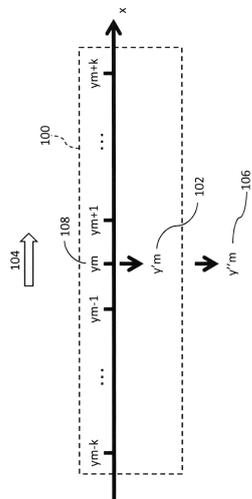
【 図 6 】



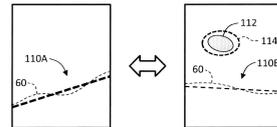
10

20

【 図 7 】



【 図 8 】

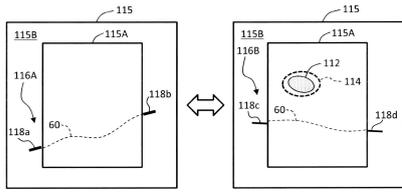


30

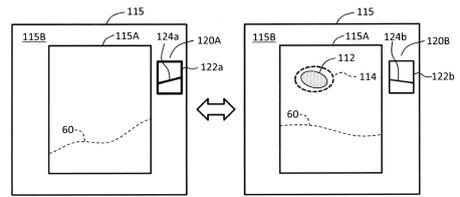
40

50

【図 9】

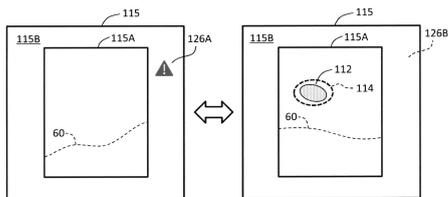


【図 10】

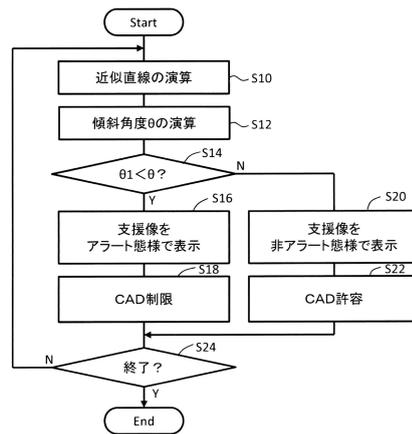


10

【図 11】



【図 12】



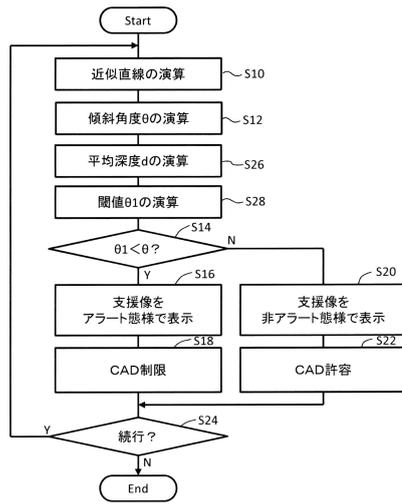
20

30

40

50

【 図 1 3 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2015 - 43911 (JP, A)
特開 2013 - 63253 (JP, A)
特開 2014 - 133133 (JP, A)
特開 2017 - 127452 (JP, A)
米国特許出願公開第 2013 / 0053681 (US, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 8 / 00 - 8 / 15