

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/088758

発行日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(43) 国際公開日 平成28年6月9日(2016.6.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/08テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

出願番号 特願2016-562637 (P2016-562637)
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/083773
(22) 国際出願日 平成27年12月1日(2015.12.1)
(31) 優先権主張番号 特願2014-243189 (P2014-243189)
(32) 優先日 平成26年12月1日(2014.12.1)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

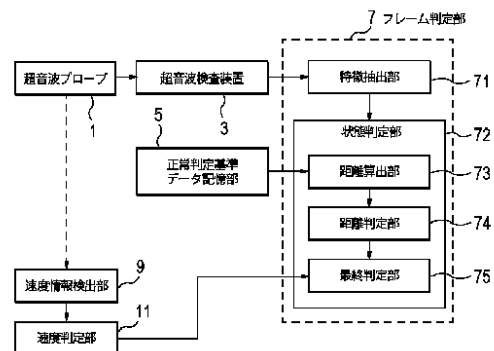
(71) 出願人 301021533
国立研究開発法人産業技術総合研究所
東京都千代田区霞が関1-3-1
(74) 代理人 100091443
弁理士 西浦 ▲嗣▼晴
(72) 発明者 坂無 英徳
茨城県つくば市東1-1-1 国立研究開
発法人産業技術総合研究所 つくばセンタ
ー内
(72) 発明者 野里 博和
茨城県つくば市東1-1-1 国立研究開
発法人産業技術総合研究所 つくばセンタ
ー内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波検査システム及び超音波検査方法

(57) 【要約】

超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームからなる動画像に基づいて病変を自動検出する超音波検査システムの検出精度を高める。フレーム判定部7の特徴抽出部71は、検査者が超音波プローブ1を被験者に対して操作して超音波検査装置3から得た、身体の動画像の複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する。最終判定部75は該当フレームが病変の画像を含む異常フレームであると判断できるものであっても、超音波プローブ1の速度が正常速度ではないと速度判定部が判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定する。



- 1 Ultrasound probe
- 3 Ultrasound examination device
- 5 Normal determination reference data storage unit
- 7 Frame determination unit
- 9 Speed information detection unit
- 11 Speed determination unit
- 71 Feature extraction unit
- 72 State determination unit
- 73 Distance calculation unit
- 74 Distance determination unit
- 75 Final determination unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査する超音波検査システムであって、規定の速度範囲内の速度で超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから立体高次局所自己関連特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する正常判定基準データ記憶部と、

検査者が前記超音波プローブを前記被験者に対して操作して前記超音波検査装置から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己関連特徴を抽出する特徴抽出部と、各フレームからの立体高次局所自己関連特徴の抽出結果と前記正常判定基準データに基づいて、該当フレームが前記病変を含まない正常フレームであるか前記病変を含む異常フレームであるかを判定する状態判定部とを含むフレーム判定部と、

各フレームについて前記検査者が操作する前記超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する速度情報検出部と、

前記速度情報検出部が取得した前記速度情報から得た前記超音波プローブの速度が、前記規定の速度範囲を基準として定めた閾値を超えていない場合には正常速度であると判定する速度判定部とを具備し、

前記フレーム判定部の前記状態判定部は、前記各フレームからの立体高次局所自己関連特徴の抽出結果と前記正常判定基準データのみに基づいて該当フレームが前記異常フレームであると判断できるものであっても、前記超音波プローブの速度が前記正常速度ではないと前記速度判定部が判定しているときには、該当フレームは前記正常フレームであると判定することを特徴とする超音波検査システム。

【請求項 2】

前記フレーム判定部は、コンピュータを利用して実現されている請求項 1 に記載の超音波検査システム。

【請求項 3】

前記所定の分析手法が、部分空間法からなり、

前記正常判定基準データ記憶部には、前記抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が前記正常判定基準データとして記憶されており、

前記フレーム判定部の前記状態判定部は、前記各フレームからの立体高次局所自己関連特徴の抽出結果と前記正常部分空間との距離を算出する距離算出部と、

前記距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定部と、

前記距離判定部が前記正常距離であると判定しているとき及び前記距離判定部が前記正常距離ではないと判定し且つ前記速度判定部が前記正常速度でないと判定しているときには、該当フレームは前記正常フレームであると判定し、前記距離判定部が前記正常距離ではないと判定し且つ前記速度判定部が前記正常速度であると判定しているときには、該当フレームを前記異常フレームであると判定する最終判定部とからなる請求項 1 に記載の超音波検査システム。

【請求項 4】

前記正常判定基準データを抽出するときにおける前記所定の分析手法が、1 クラスサポートベクタマシンを用いた分析手法であり、正常フレームだけを学習して、正常フレームの正常クラスを前記正常判定基準データと定め、

前記フレーム判定部では、該当フレームの分析データが前記正常クラスに入るか否かにより、正常フレームか否かを判定する請求項 1 に記載の超音波検査システム。

【請求項 5】

前記速度情報検出部は、前記超音波プローブの位置・姿勢情報から前記速度に関する速

10

20

30

40

50

度情報を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検査システム。

【請求項 6】

前記距離判定部における前記予め定めた閾値は、ROC 解析を利用して決定される請求項 3 に記載の超音波検査システム。

【請求項 7】

前記速度判定部における前記予め定めた閾値 T_s は、学習した乳腺超音波画像におけるプローブの平均移動速度 u とその標準偏差 σ 、パラメータ k を用いた数式 $T_s = u + k \times \sigma$ により定められて、ここでパラメータ k は実験により決定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波検査システム。

【請求項 8】

超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査する超音波検査システムであって、超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから、前記超音波プローブの速度に関する速度情報に基づいて前記速度の変化の影響を抽出結果が受けることを抑制するように、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を調整しながら、立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する正常判定基準データ記憶部と、

検査者が前記超音波プローブを前記被験者に対して操作して前記超音波検査装置から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する特徴抽出部と、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常判定基準データとに基づいて、該当フレームが前記病変を含まない正常フレームであるか前記病変を含む異常フレームであるかを判定する状態判定部とを含むフレーム判定部と、

各フレームについて前記検査者が操作する前記超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する速度情報検出部とを具備し、

前記フレーム判定部の前記特徴抽出部は、前記速度に関する速度情報に基づいて、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を、前記抽出結果が受ける前記速度の変化の影響を抑制するように調整する機能を有しており、

前記フレーム判定部の前記状態判定部は、前記各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常判定基準データのみに基づいて該当フレームが前記正常フレームであるか前記異常フレームであるかを判定することを特徴とする超音波検査システム。

【請求項 9】

前記所定の分析手法が、部分空間法からなり、

前記正常判定基準データ記憶部には、前記抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が前記正常判定基準データとして記憶されており、

前記フレーム判定部の前記状態判定部は、

前記各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常部分空間との距離を算出する距離算出部と、

前記距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定部と、

前記距離判定部が前記正常距離であると判定しているときには、該当フレームは前記正常フレームであると判定し、前記距離判定部が前記正常距離ではないと判定しているときには、該当フレームを前記異常フレームであると判定する最終判定部とからなる請求項 8 に記載の超音波検査システム。

【請求項 10】

前記特徴抽出部は、前記速度情報から得た前記超音波プローブの速度の大きさに従って広義単調減少する関係で前記時間軸相関幅を調整する請求項 9 に記載の超音波検査システム。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

前記特徴抽出部は、段階的に大きな値となる複数の速度閾値範囲と、前記複数の速度閾値範囲に対応した複数の時間軸相関幅を準備し、前記超音波プローブの速度と前記複数の速度閾値範囲とを比べ、前記超音波プローブの速度に対応した前記時間軸相関幅を選択するように構成されている請求項 10 に記載の超音波検査システム。

【請求項 12】

前記正常判定基準データを抽出するときにおける前記所定の分析手法が、1 クラスサポートベクタマシンを用いた分析手法であり、正常フレームだけを学習して、正常フレームの正常クラスを前記正常判定基準データと定め、

前記フレーム判定部では、該当フレームの分析データが前記正常クラスに入るか否かにより、正常フレームか否かを判定する請求項 8 に記載の超音波検査システム。

10

【請求項 13】

前記速度情報検出部は、前記超音波プローブの位置・姿勢情報から前記速度に関する速度情報を算出することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波検査システム。

【請求項 14】

前記距離判定部における前記予め定めた閾値は、ROC 解析を利用して決定される請求項 9 に記載の超音波検査システム。

【請求項 15】

超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査するためにコンピュータを利用する超音波検査方法であって、

20

前記コンピュータを利用して、規定の速度範囲内の速度で超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを学習して正常判定基準データ記憶部に記憶する学習ステップと、

検査者が前記超音波プローブを前記被験者に対して操作して前記超音波検査装置から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する特徴抽出ステップと、

各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常判定基準データとに基づいて、該当フレームが前記病変を含まない正常フレームであるか前記病変を含む異常フレームであるかを判定するフレーム判定ステップと、

30

各フレームについて前記検査者が操作する前記超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する速度情報検出ステップと、

前記速度情報検出ステップで取得した前記速度情報から得た前記超音波プローブの速度が、前記規定の速度範囲を基準として定めた閾値を超えていない場合には正常速度であると判定する速度判定ステップとを実行し、

前記フレーム判定ステップでは、前記各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常判定基準データとに基づいて該当フレームが前記異常フレームであると判断できるものであっても、前記超音波プローブの速度が前記正常速度ではないと前記速度判定ステップで判定しているときには、該当フレームは前記正常フレームであると判定することを特徴とする超音波検査方法。

40

【請求項 16】

前記所定の分析手法が、部分空間法からなり、

前記正常判定基準データ記憶部には、前記抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が前記正常判定基準データとして記憶されており、

前記フレーム判定ステップは、

前記各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果を前記部分空間法により分析して得た部分空間と前記正常部分空間との距離を算出する距離算出ステップと、

前記距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定ステップと、

50

前記距離判定ステップが前記正常距離であると判定しているとき及び距離判定ステップで正常距離ではないと判定し且つ速度判定ステップが正常速度でないとして判定しているときには、該当フレームは前記正常フレームであると判定し、前記距離判定ステップが前記正常距離ではないと判定し且つ前記速度判定ステップが前記正常速度であると判定しているときには、該当フレームを前記異常フレームであると判定する状態判定ステップとからなる請求項 15 に記載の超音波検査方法。

【請求項 17】

超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査するためにコンピュータを利用する超音波検査方法であって、

超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから前記超音波プローブの速度に関する速度情報に基づいて前記速度の変化の影響を抽出結果が受けることを抑制するように、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を調整しながら立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを学習して正常判定基準データ記憶部に記憶する学習ステップと、

検査者が前記超音波プローブを前記被験者に対して操作して前記超音波検査装置から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する特徴抽出ステップと、

各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果を前記所定の分析手法により分析して得た分析データと前記正常判定基準データとに基づいて、該当フレームが前記病変を含まない正常フレームであるか前記病変を含む異常フレームであるかをコンピュータを利用して判定するフレーム判定ステップと、

各フレームについて前記検査者が操作する前記超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する速度情報検出ステップとを備え、

前記フレーム判定ステップでは、前記速度情報に基づいて、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を、前記抽出結果が受ける前記速度の変化の影響を抑制するように調整し、

前記フレーム判定ステップでは、前記各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果を前記所定の分析手法により分析して得た分析データと前記正常判定基準データのみに基づいて該当フレームが前記正常フレームであるか前記異常フレームであるかを判定することを特徴とする超音波検査方法。

【請求項 18】

前記所定の分析手法が、部分空間法からなり、

前記正常判定基準データ記憶部には、前記抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が前記正常判定基準データとして記憶されており、

前記フレーム判定ステップは、

前記各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常部分空間との距離を算出する距離算出ステップと、

前記距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定ステップと、

前記距離判定ステップが前記正常距離であると判定しているときには、該当フレームは前記正常フレームであると判定し、前記距離判定ステップが前記正常距離ではないと判定しているときには、該当フレームを前記異常フレームであると判定する状態判定ステップとからなる請求項 17 に記載の超音波検査方法。

【請求項 19】

前記速度の情報から得た前記超音波プローブの速度の大きさに従って広義単調減少する関係で前記時間軸相関幅を調整する請求項 17 に記載の超音波検査方法。

【請求項 20】

前記フレーム判定ステップでは、段階的に大きな値となる複数の速度閾値範囲と、前記

10

20

30

40

50

複数の速度閾値範囲に対応した複数の時間軸相関幅を準備し、前記超音波プローブの速度と前記複数の速度閾値範囲とを比べ、前記超音波プローブの速度に対応した前記時間軸相関幅を選択する請求項 19 に記載の超音波検査方法。

【請求項 21】

前記正常判定基準データを抽出するときにおける前記所定の分析手法が、1 クラスサポートベクタマシンを用いた分析手法であり、正常フレームだけを学習して、正常フレームの正常クラスを前記正常判定基準データと定め、

前記フレーム判定ステップでは、該当フレームの分析データが前記正常クラスに入るか否かにより、正常フレームか否かを判定する請求項 17 に記載の超音波検査方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変を含む動画像のフレームが病変を含まない正常フレームであるか病変を含む異常フレームであるかを検査する超音波検査システム及び超音波検査方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波検査装置では、測定結果は動画像として表示される。例えば、乳腺超音波検査において、腫瘍性病変は暗い塊状の陰として描出されるため、動画像の各フレームを独立した静止画像として扱っても検出され得る。そのため特許文献 1 (W02012011579) に示される静止画像 (病理画像) からの異常検出技術でも、腫瘍性病変は発見可能である。しかし非腫瘍性病変の形状は明瞭ではなく、乳腺組織が示すテクスチャの変化を観測しなければならぬため、特許文献 1 に記載の手法のアプローチで対応できず、前後のフレームの相関を計測する等の動画像パターン認識が必須となる。

20

特許文献 2 (特開 2000 - 126182 号公報) には、超音波プローブに位置センサを取り付けて、画像情報と位置情報とを組み合わせることで内部構造の 3 次元データを構築し、腫瘍像の表面積と体積の比率に基づいて、その像が腫瘍であるか否かを判定する技術が開示されている。特許文献 3 (特開 2010 - 166973 号公報) には、超音波プローブに位置センサを取り付けるのではなく、取得された画像を解析して位置を推定する技術が示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】W02012011579

【特許文献 2】特開 2000 - 126182 号公報

【特許文献 3】特開 2010 - 166973 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

しかし特許文献 2 に示された技術では、形状が明瞭な腫瘍性病変のみを対象としており、形状が不明瞭な非腫瘍性病変は対象としていない。

また特許文献 3 に記載の技術では、推定位置情報をボディマークとして画面表示し、医師が検査部位を把握しやすくするために用いるのみで、病変の自動検出には利用されていない。

本発明の目的は、超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変を自動検出する超音波検査システムの検出精度を高めることにある。

本発明の他の目的は、超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変を自動検出する超音波検査方

50

法の検出精度を高めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本願第1の発明の超音波検査システムは、超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査するために、正常判定基準データ記憶部と、フレーム判定部と、速度情報検出部と、速度判定部とを具備する。正常判定基準データ記憶部には、事前の学習によって、規定の範囲内の速度で超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する。所定の分析手法は任意であるが、例えば、部分空間法や、One-class SVM（サポートベクタマシン）等を用いることができる。速度情報検出部は、各フレームについて検査者が操作する超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する。速度判定部は、速度情報検出部が取得した速度情報から得た超音波プローブの速度が、規定の速度範囲内の速度（事前の学習において用いた動画像を取得したときの速度）を基準として予め定めた閾値を超えていない場合には正常速度であると判定する。ここで速度判定部における予め定めた閾値は、事前の学習において用いた動画像を取得したときの規定の速度範囲内の速度に基づいて定められたものである。

10

【0006】

フレーム判定部は、検査者が超音波プローブを被験者に対して操作して超音波検査装置から得た、被験者の身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する特徴抽出部と、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記所定の分析手法により分析して得た正常判定基準データに基づいて、該当フレームが病変を含まない正常フレームであるか病変を含む異常フレームであるかを判定する状態判定部とからなる。そしてフレーム判定部の状態判定部は、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データのみに基づいて、該当フレームが病変を含む異常フレームであると判断できるものであっても、超音波プローブの速度が正常速度ではないと速度判定部が判定しているときには、該当フレームは病変を含まない正常フレームであると判定する。発明者は、超音波プローブの速度が速くなると、病変の有無にかかわらず、フレームに病変があることを示す特徴と良く似た特徴が現れることを見出した。そこで本発明は、この知見に基づいて、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データのみに基づいて、該当フレームが病変の画像を含む異常フレームであると判断できるものであっても、超音波プローブの速度が正常速度ではないと速度判定部が判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定することとした。その結果、本発明によれば、誤検出率を大幅に抑制できる。なおフレーム判定部は、コンピュータを利用して実現できる。

20

30

【0007】

本願第2の発明の超音波検査システムでは、正常判定基準データ記憶部と、フレーム判定部と、速度情報検出部とを備えている。正常判定基準データ記憶部は、規定の範囲内の速度で超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た、病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する。速度情報検出部は、各フレームについて検査者が操作する超音波プローブの速度に関する情報を取得する。そしてフレーム判定部は、検査者が超音波プローブを被験者に対して走査して超音波検査装置から得た、被験者の身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する特徴抽出部と、各フレームの抽出結果と正常判定基準データとに基づいて、該当フレームが病変を含まない正常フレームであるか病変を含む異常フレームであるかを判定する状態判定部とを含む。特に、フレーム判定部の特徴抽出部は、速度に関する情報に基づいて、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を、抽出結果が受ける速度の変化の影響を抑制するように調整する機能を有して

40

50

いる。そしてフレーム判定部の状態判定部は、各フレームの抽出結果と正常判定基準データのみに基づいて該当フレームが前記正常フレームであるか異常フレームであるかを判定する。本発明によれば、速度に関する情報に基づいて、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を、抽出結果が受ける速度の変化の影響を抑制するように調整することにより、第1の発明と同様に、異常フレームの判定の誤検出率を大幅に低減できる。一般に、動画のフレームから抽出される立体高次局所自己相関特徴には、被験者の身体内部の断面画像を連続的に表現することで得られる立体構造に関する情報のほか、検査者による超音波プローブの走査速度の情報が含まれているが、病変の検出という目的に関して、後者の情報はほとんど無関係である。つまり、ノイズに過ぎない後者の情報が本発明によって抑制されることで、誤検出の発生も大幅に抑えられる。

10

【0008】

第1の発明において、所定の分析手法が、部分空間法からなる場合には、正常判定基準データ記憶部には、抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が前記正常判定基準データとして記憶される。フレーム判定部の状態判定部は、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と前記正常判定基準データ（正常部分空間）との距離を算出する距離算出部と、距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定部と、距離判定部が正常距離であると判定しているとき及び距離判定部が正常距離ではないと判定し且つ速度判定部が正常速度でない（速度が予め定めた閾値を越えている）と判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定し、距離判定部が正常距離ではないと判定し且つ速度判定部が正常速度であると判定し

20

【0009】

第2の発明においては、正常判定基準データ記憶部には、超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画画像を構成する複数のフレームから、超音波プローブの速度に関する速度情報に基づいて速度の変化の影響を抽出結果が受けることを抑制するように、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を調整しながら、立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する。フレーム判定部の特徴抽出部は、速度

30

【0010】

正常判定基準データを算出するときにおける所定の分析手法としては、One-class SVM（Support Vector Machine; サポートベクタマシン）を用いた分析手法を用いることができる。この分析手法を用いる場合には、正常フレームだけを学習して、正常クラスを表現するサポートベクタを正常判定基準データとして定め、フレーム判定部では、該当フレームの分析データが正常クラスに入るか否かにより、正常フレームか否かを判定する。この判定手法を用いると、部分空間法を用いる場合と比べて、検出精度が高いという利点を得られる。

40

【0011】

速度情報検出部は、速度に関する速度情報を速度センサ等を用いて任意に得ることができる。また、X線CTやMRI画像と連動した情報や映像を表示して検査者を支援するための、超音波プローブの位置や角度をリアルタイムで検出する機能が搭載されている超音波検査装置を利用する場合には、超音波プローブの位置・姿勢情報から速度に関する速度情報を算出してもよい。

【0012】

50

距離判定部における予め定めた閾値は、ROC解析(Receiver Operating Characteristic analysis)を利用して決定される。一般に、異常検出器の性能を評価するに当たって、真陽性率(有病者において検査が陽性となる確率)が高く、偽陽性率(無病者において検査が陽性となる確率)は低いことが望ましいが、両者はトレードオフの関係にあり、両立することは難しい。つまり、真陽性率を高めるために閾値を引き下げると、正常であっても陽性であると誤判定(過検出)されるケースが増えるため偽陽性率も大きくなってしまふ。逆に、偽陽性率を低く抑えるために閾値を引き上げると、異常であっても陰性であると誤判定(見落とし)される傾向が強くなり、真陽性率も低下してしまう。ROC解析は、閾値を変化させたときの両者の関係を分析する目的で広く用いられている手法で、これを利用することにより両者の適正バランスを定めやすくなる。

10

【0013】

速度判定部における予め定めた閾値 T_s は、学習した動画像におけるプローブの平均移動速度 u とその標準偏差 σ 、パラメータ k を用いた数式 $T_s = u + k \times \sigma$ により定められて、ここでパラメータ k は実験により決定することができる。このように閾値 T_s を決定すると、学習した動画像におけるプローブの速度から、検査者が超音波プローブを走査する際の一般的な速度の範囲(規定の速度範囲)を算出でき、その一般的な速度から逸脱する速度を判定できるという利点がある。

【0014】

第1の発明は、超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査するためにコンピュータを利用する超音波検査方法としても特定できる。この方法では、コンピュータを利用して、学習ステップと、特徴抽出ステップと、フレーム判定ステップと、速度情報検出ステップと、速度判定ステップとを実行する。学習ステップでは、規定の速度範囲内の速度で超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを学習して正常判定基準データ記憶部に記憶する。特徴抽出ステップでは、検査者が超音波プローブを被験者に対して操作して超音波検査装置から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する。フレーム判定ステップでは、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データとに基づいて、該当フレームが病変を含まない正常フレームであるか病変を含む異常フレームであるかを判定する。速度情報検出ステップでは、各フレームについて検査者が操作する超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する。速度判定ステップでは、速度情報検出ステップで取得した速度情報から得た超音波プローブの速度が、規定の速度範囲を基準として定めた閾値を超えていない場合には正常速度であると判定する。特に、フレーム判定ステップでは、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データのみに基づいて該当フレームが異常フレームであると判断できるものであっても、超音波プローブの速度が正常速度ではないと速度判定ステップで判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定する。

20

30

【0015】

所定の分析手法が、部分空間法からなり、正常判定基準データ記憶部には、抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が正常判定基準データとして記憶されている場合において、フレーム判定ステップは、距離算出ステップと、距離判定ステップと、状態判定ステップとから構成される。距離算出ステップでは、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果を部分空間法により分析して得た部分空間と正常部分空間との距離を算出する。距離判定ステップでは、距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する。状態判定ステップでは、距離判定ステップが正常距離であると判定しているとき及び距離判定ステップで正常距離ではないと判定し且つ速度判定ステップが正常速度でないと判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定し、距離判定ステップが正常距離ではないと判定し且つ速度判定ステップが正

40

50

常速度であると判定しているときには、該当フレームを異常フレームであると判定する。

【 0 0 1 6 】

第 2 の発明は、超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変の有無を検査するためにコンピュータを利用する超音波検査方法としても特定できる。この超音波検査方法では、学習ステップと、特徴抽出ステップと、フレーム判定ステップと、速度情報検出ステップとからなる。

【 0 0 1 7 】

学習ステップでは、超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから超音波プローブの速度に関する速度情報に基づいて速度の変化の影響を抽出結果が受けることを抑制するように、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を調整しながら立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを学習して正常判定基準データ記憶部に記憶する。特徴抽出ステップでは、検査者が超音波プローブを被験者に対して操作して超音波検査装置から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する。フレーム判定ステップでは、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果を所定の分析手法により分析して得た分析データと正常判定基準データとに基づいて、該当フレームが病変を含まない正常フレームであるか病変を含む異常フレームであるかをコンピュータを利用して判定する。速度情報検出ステップでは、各フレームについて検査者が操作する超音波プローブの速度に関する速度情報を取得する。特に、フレーム判定ステップでは、速度情報に基づいて、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を、抽出結果が受ける速度の変化の影響を抑制するように調整する。そしてフレーム判定ステップでは、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果を所定の分析手法により分析して得た分析データと正常判定基準データのみに基づいて該当フレームが正常フレームであるか異常フレームであるかを判定する。

【 0 0 1 8 】

この方法において、所定の分析手法が、部分空間法からなり、正常判定基準データ記憶部には、抽出結果を主成分分析することにより得た正常部分空間が正常判定基準データとして記憶されている場合、フレーム判定ステップは、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常部分空間との距離を算出する距離算出ステップと、距離が予め定めた閾値を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定ステップと、距離判定ステップが正常距離であると判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定し、距離判定ステップが正常距離ではないと判定しているときには、該当フレームを異常フレームであると判定する状態判定ステップとから構成する。

【 0 0 1 9 】

所定の分析手法としてOne-class SVM (Support Vector Machine; サポートベクタマシン) を用いる場合には、正常フレームだけを学習して、正常クラスを表現するサポートベクタを正常判定基準データとして定め、フレーム判定ステップでは、該当フレームの分析データが正常クラスに入るか否かにより、正常フレームか否かを判定する。この判定手法を用いると、部分空間法を用いる場合と比べて、検出精度が高いという利点を得られる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 0 】

【図 1】本発明の超音波検査システム及び超音波検査方法の第 1 の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 2】(A) は立体マスクパターンの例を示す図であり、(B) は空間相関幅と時間軸相関幅を説明するために用いる図である。

【図 3】ROC 解析を説明するために用いる図である。

【図 4】図 1 の実施の形態をコンピュータを利用して実現する場合のソフトウェアのアルゴリズムを示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図 5】第 1 の実施の形態の実験結果を示すグラフである。

【図 6】本発明の超音波検査システム及び超音波検査方法の第 2 の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 7】超音波プローブの走査速度とフレームの取得位置の関係を示す図である。

【図 8】第 2 の実施の形態における CHLAC 特徴での着目フレームを説明するための図である。

【図 9】プレ学習を実施する場合のアルゴリズムを示すフローチャートである。

【図 10】図 6 に示した第 2 の実施の形態をコンピュータを利用して実現する場合のソフトウェアのアルゴリズムを示すフローチャートである。

【図 11】ステップ S T 9 の詳細の一例を示す図である。

10

【図 12】(A) 及び (B) は、被験者 A に対しての ROC 曲線を示す図である。

【図 13】(A) 及び (B) は、被験者 B に対しての ROC 曲線を示す図である。

【図 14】(A) 及び (B) は、被験者 A に対する異常検出結果を示す図である。

【図 15】(A) 及び (B) は、被験者 A B に対する異常検出結果を示す図である。

【図 16】(A) 及び (B) は、被験者 A に対する真陽性率と偽陽性率を示す図である。

【図 17】(A) 及び (B) は、被験者 B に対する真陽性率と偽陽性率を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下図面を参照して、本発明の超音波検査システム及び超音波検査方法の実施の形態を詳細に説明する。

20

【0022】

[第 1 の実施の形態]

図 1 は、本発明の超音波検査システム及び超音波検査方法の第 1 の実施の形態の構成を示すブロック図である。本実施の形態では、一例として乳腺超音波検診において病変を検査する。前述のように、乳腺超音波検診において検査する病変は、腫瘍性病変と非腫瘍性病変の 2 種類がある。腫瘍性病変は、周辺組織と比較して暗く描出されるため、静止画像として観察することで検出できる。一方、非腫瘍性病変は、暗い陰として描出されず静止画像での発見は困難であるため、動画像に描出される乳腺の模様の規則的な変化を捉え、その規則性が乱れる部位を検出する必要がある。従来の乳腺超音波画像からの病変の自動検出手法では、静止画像だけから発見可能な腫瘍性病変を検出対象としており、非腫瘍性病変を検出対象とした手法は開発されていない。そこで本発明の実施の形態では、動画像に対するパターン認識技術を用いて非腫瘍性病変を自動検出することを可能にする。

30

【0023】

図 1 は、本願第 1 の発明の実施の形態の超音波検査システムの構成を示すブロック図である。本実施の形態の超音波検査システムでは、動画像に対するパターン認識技術を用いて正常な乳腺超音波画像から、正常な乳腺の変化の様子を学習し、正常とは異なるものを異常として検出する。そこで図 1 の超音波検査システムでは、超音波プローブ 1 を動かして超音波検査装置 3 から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像（身体内部の断面画像に基づいて立体構造及び超音波プローブの速度を可視化する動画像）に基づいて病変の有無を検査するために、正常判定基準データ記憶部 5 と、フレーム判定部 7 と、速度情報検出部 9 と、速度判定部 11 とを具備する。

40

【0024】

正常判定基準データ記憶部 5 には、事前の学習によって、規定の範囲の速度で超音波プローブ 1 を動かしながら基準被験者または被験者から得た、病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから、立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する。所定の分析手法は任意であるが、例えば、部分空間法や、One-class SVM (Support Vector Machine、サポートベクタマシン) 等を用いることができる。乳腺超音波画像から乳腺の模様の変化を捉えるために、動画像に対する特徴量である立体高次局所自己相関(ChLAC; Cubic Higher-order Local Auto Correlation)特徴を用いる。立体高次局所自己相関特徴につい

50

ては、「Takumi Kobayashi, Nobuyuki Otsu, Three-way auto-correlation approach to motion recognition, Pattern Recognition Letters, Volume 30, Issue 3, 1 February 2009, Pages 212-221」に詳しく説明されている。One-class SVMについては「B. Scholkopf et. al.; Estimating the support of a high-dimensional distribution. Neural Computation, 13(7), 2001」に詳しく説明されている。

本実施の形態において、CHLAC特徴を用いる理由は2つある。1つ目の理由は、CHLAC特徴が乳腺超音波画像に多く含まれるスペックルノイズの影響を受けにくいためである。超音波の波長に比べて十分小さな生体内の無数の反射体（群反射体）により、散乱波が様々な場所（位相）で生じる。この散乱波のうち「超音波プローブに戻ってくる散乱波（後方散乱波）」が干渉し、ランダムに小輝点群が現れる。小輝点群は、まだらな点状の像を呈するので、これを指してスペックル（小斑点）パターンまたはスペックルノイズ（speckle noise）という（<http://us-ism.net/mobile/sub8-S.html>）。2つ目の理由は、CHLAC特徴を用いると、動画像に描出される対象物の動きや形の情報を捉えることが可能なためである。CHLAC特徴は、図2（A）に示すように、279種類の立体マスク（マスクパターン）をグレースケールの動画像中の各フレームからスキャンすることで得られる特徴量であり、279次元のベクトルとして表現される。この279という値は、注目画素を中心とする $X \times Y \times T = 3 \times 3 \times 3$ の小領域から任意の2つ（注目画素も含めると3つ）の画素を選択する全ての組合せのうち、平行移動させても等価とならない独立した組合せのみを数え上げたときの値である。2値の動画像の場合は、251次元のベクトルとして表現される。超音波画像診断では動画像を左右反転させても診断結果は変わらないことから、左右反転させたときに等価となるマスクパターンを走査して得られる特徴を統合することでベクトルの次元数を小さく抑えて部分空間法やOne-class SVMの識別精度を向上させることが可能となるが、その時のベクトル長は172次元となる。図2（B）に示すように、この立体マスクの大きさを変更することで、局所的、大局的な情報を捉えることができる。立体マスクの大きさは、 $X - Y$ 平面方向の相関の幅を表す空間相関幅、時間（ T ）軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を変化させることで調整できる。しかしながらCHLAC特徴を乳腺超音波画像に適用した場合、正常なフレームを異常と判定して過検出が発生するおそれがある。CHLAC特徴には医師が超音波プローブを走査したときの動き情報も含まれているため、ある連続する2フレーム間でCHLAC特徴量が大きく変化したとき、病変の影響で乳腺の模様が大きく変化したのか、超音波プローブの位置が大きく変わったために撮影された像が大きく変化したのかを区別できないのである。そこで本実施の形態では、CHLAC特徴に基づく異常検出に加えて、超音波プローブの移動速度情報を利用することで過検出を抑制する。

本実施の形態では、正常な乳腺超音波画像から抽出したCHLAC特徴に対して所定の分析手法として部分空間法を適用して正常部分空間を正常判定基準データとして算出する。部分空間法では、主成分分析を用いて正常クラスを表現する主成分ベクトルを算出し、この主成分ベクトルが張る空間を正常部分空間とする。正常部分空間の次元数は、累積寄与率に関する閾値 T_{cc} により決定する。つまり、主成分分析の結果として得られる主成分ベクトルを対応する寄与率（各固有ベクトルの固有値を、全固有ベクトルの固有値の総和で除算した値）の大きい順序に並べ、寄与率を順番に足し合わせて行ったとき、閾値 T_{cc} を超える直前までの主成分ベクトルを部分空間の基底ベクトルとして採用する。よって、閾値 T_{cc} を小さくすることで、部分空間の次元は少なくなり、反対に大きくすれば部分空間の次元は多くなる。なお閾値 T_{cc} を用いず、部分空間の次元数を直接的に指定してもよい。

【0025】

正常部分空間の次元数を規定するための閾値 T_{cc} の最適化には、ROC解析における指標の一つであるAUC値を利用する。AUC値はROC曲線下の面積のことで、分類器の性能指標の一つであり、0から1までの値をとる。完全な分類が可能なときの面積（AUC値）は1で、ランダムな場合は0.5となる。正常部分空間の次元数を規定するための閾値 T_{cc} に任意の値を設定し、正常と異常を判定するための閾値 T_{NA} を変化させながら真

陽性率（有病者において検査が陽性となる確率）と偽陽性率（無病者において検査が陽性となる確率）を計算して、横軸に偽陽性率、縦軸に真陽性率をとって2次元グラフ上にプロットすると1つのROC曲線を描くことができる。TNAについては後述する。そして、Tccを所定の最小値から最大値まで所定の間隔で変化させることで、複数のROC曲線を得る事ができる。これらのROC曲線において最大のAUC値を取るときの閾値Tccを、正常部分空間の最適次元数を定める閾値として採用する。

【0026】

速度情報検出部9は、各フレームについて検査者が操作する超音波プローブ1の速度に関する速度情報を取得する。超音波プローブ1の位置・姿勢情報は、例えば、超音波プローブ1内に磁界位置センサを実装することにより得ることができる。

10

【0027】

速度判定部11は、速度情報検出部9が取得した速度情報から得た超音波プローブ1の速度が、事前の学習において用いた動画像を取得したときの規定の速度範囲内の速度を基準として定めた閾値Tsを超えていない場合には正常速度であると判定する。ここで速度判定部における予め定めた閾値Tsは、超音波プローブ1の走査速度の影響による過検出抑制のための閾値であり、学習した乳腺超音波画像における超音波プローブの平均移動速度(u)とその標準偏差(σ)、パラメータ(k)を用いた数式 $Ts = u + k \times \sigma$ を用いる。ここで、パラメータkは、実験により決定する。ちなみに一般的なkは1〜3の範囲の値である。この式により具体的に定められた閾値Tsは0より大きな値である。

20

【0028】

フレーム判定部7は、検査者が超音波プローブ1を被験者に対して走査して超音波検査装置3から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する特徴抽出部71と、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データ記憶部5に記憶された正常判定基準データに基づいて、該当フレームが病変を含まない正常フレームであるか病変を含む異常フレームであるかを判定する状態判定部72とからなる。

【0029】

特徴抽出部71では、前述の正常判定基準データ記憶部5に記憶した正常判定基準データを得る場合と同様に、超音波検査装置3から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームから、各フレームの立体高次局所自己相関特徴を抽出する。

30

【0030】

状態判定部72は、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と部分空間法により分析して得た正常部分空間との距離を算出する距離算出部73と、距離が予め定めた閾値TNAを越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する距離判定部74と、距離判定部が正常距離であると判定しているとき及び距離判定部が正常距離ではないと判定し且つ速度判定部11が正常速度でないと判定しているときには、該当フレームは正常フレームであると判定し、距離判定部74が正常距離ではないと判定し且つ速度判定部11が正常速度であると判定しているときには、該当フレームを異常フレームであると判定する最終判定部75とからなる。

距離判定部74における正常/異常を判定する閾値TNAはROC解析(Receiver Operating Characteristic analysis)を利用して決定する。ROC解析により得られるROC曲線は、横軸に偽陽性率（無病者において検査が陽性となる確率）、縦軸に真陽性率（有病者において検査が陽性となる確率）をとって2次元グラフ上にプロットした軌跡である（<http://oku.edu.mie-u.ac.jp/~okumura/stat/ROC.html>）。ROC曲線が左上方にいくほど、つまり真陽性率が1、偽陽性率が0に近づくほど分類性能が高いことを示す。ROC曲線の例を図3に示す。この例では、A、B、Cで示した枠中の2次元グラフでの閾値SHのときの真陽性率と偽陽性率を、それぞれROC曲線上の点でプロットしている。本実施の形態では、ROC曲線と傾き45度の直線Lとの接点に対応する閾値を最適な閾値TNAとして採用する。最適な閾値TNAを用いて判定された異常フレームには、超音波プローブの移動速度の変化に起因する過検出が含まれる可能性がある。そこで、本実施の形態で

40

50

は、距離判定部 7 4 が正常距離ではないと判定した異常フレームにおいて、速度判定部 1 1 で判定した超音波プローブ 1 の移動速度が事前に定めた閾値 T_s 以上の場合は過検出と見做し、移動速度が閾値 T_s より小さいものだけを最終判定部 7 5 が最終的に異常フレームとして判定する。その結果、本発明によれば、過検出率を大幅に低減できる。なおフレーム判定部 7 は、コンピュータを利用して実現できる。

【 0 0 3 1 】

[第 1 の実施の形態を実施するためのフローチャートの説明]

図 4 は、図 1 の実施の形態をコンピュータを利用して実現する場合のソフトウェアのアルゴリズムを示すフローチャートである。図 4 のフローチャートのアルゴリズムには、学習フェーズのソフトウェアのアルゴリズムと、検査フェーズのアルゴリズムが含まれている。学習フェーズでは、前述の正常判定基準データ記憶部 5 に記憶する正常判定基準データを作成する。なお本実施の形態では分析手法として部分空間法を使用しているため、正常判定基準データとしては、正常部分空間が正常判定基準データ記憶部 5 に記憶される。ステップ S T 1 及び S T 2 では、規定の速度で超音波プローブ 1 を動かしながら基準被験者または被験者から得た、病変が存在しない身体部分の動画を構成する複数のフレームを取得する。本実施の形態では、後述の立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) は画像中で輝度が高く白い部分に強く反応する一方で、超音波画像中に描出される瘤性病変などの異常は輝度が低く暗く描出されるというミスマッチを解消するため、ステップ S T 3 において、前処理として画像の白黒反転を実施する。白黒反転に加えてコントラスト強調を行う事により、病変部をより目立たせることも可能である。また、処理速度を向上させるため、白黒反転を行わずに前処理に要する処理時間を節約することも可能である。その後ステップ S T 4 で、取得したフレームから立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) を抽出する。これらの工程は、取得したすべてのフレームに対して実施される (ステップ S T 5)。その後、全フレームについて立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) を抽出すると、抽出結果を所定の分析手法 (部分空間法の場合は主成分分析、ステップ S T 6) をとることにより得た正常部分空間を正常判定基準データとして正常判定基準データ記憶部 5 に記憶する (ステップ S T 7)。ステップ S T 1 乃至ステップ S T 7 によって学習ステップが構成されている。

【 0 0 3 2 】

検査フェーズでは、まず超音波検査装置から得た、被検者の身体部分の動画を構成する複数のフレームを入力とするとともに (ステップ S T 1 1 A、S T 1 2)、超音波プローブの位置・姿勢情報を磁界位置センサ等により検出して入力とする。検査者が超音波プローブを被験者に対して操作して超音波検査装置から得た、身体部分の動画を構成する複数のフレームに対して前処理 (白黒反転) を行った後 (ステップ S T 1 3)、各フレームの立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) を抽出する (ステップ S T 1 4 : 特徴抽出ステップ)。学習フェーズにおいて白黒反転以外にコントラスト強調などの処理も行なった場合、あるいは前処理を全く行わなかった場合には、検査フェーズでも同様の処理を行う。

次に各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と、学習フェーズにおいて学習用動画の各フレームからの立体高次局所自己相関特徴量の抽出結果を所定の分析手法により分析して得た分析データであるところの正常判定基準データ (正常部分空間) との距離を算出する (ステップ S T 1 5 : 距離算出ステップ)。そして算出した距離が予め定めた閾値 T_{NA} に基づいて、距離が閾値 T_{NA} を超えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する (ステップ S T 1 6 : 距離判定ステップ)。正常距離であると判定された場合には、ステップ S T 1 9 に進んで、正常フレームと判定される。距離が閾値 T_{NA} を超えている場合であれば、ステップ S T 1 7 へと進む。ステップ S T 1 7 (速度情報検出ステップ) では、超音波プローブの速度を算出し、超音波プローブの速度が予め定めた閾値 T_s を超えているか否かを判定する (ステップ S T 1 8 : 速度判定ステップ)。超音波プローブの速度が予め定めた閾値 T_s 以上である場合には、正常速度ではないと判定して、前述の距離の判定で正常距離ではないと判定された異常フレームでも、正常フレームである

と判定してステップST19へと進む。超音波プローブの速度が予め定めた閾値Tsを超えていない場合には正常速度であると判定して、ステップST20へと進み、そのフレームは異常フレームであると判定される。そしてステップST21で、全フレームについて検査が終了したことが判定されると、検査フェーズが終了する。ステップST19～ステップST21により状態判定ステップが構成されている。そしてステップST15～ステップST21によりフレーム判定ステップが構成されている。

【0033】

[実験]

上記実施の形態の効果を確認するために、非腫瘍性病変ありと診断された被験者を対象に異常検出実験を行った。

【0034】

実験では、上記実施の形態を用いて走査速度が速くなる部位での過検出の抑制可能を検証した。本実験では、速度の閾値Ts ($=u+k \times \sigma$)におけるパラメータkをk=1.8とした。実験結果を図5に示す。図5中の上のグラフは正常部分空間との距離を表し、下のグラフは走査速度を表す。走査速度が速くなる区間(下のグラフにて閾値Tsを超えている区間)については図5にて「速い」と記載した。走査速度が速くなる区間では、走査速度の影響で距離が大きくなっていることがわかる。そこで正常部分空間との距離の閾値TNAのみでは、枠内部のフレームを異常として過検出してしまうものの、超音波プローブの走査速度の閾値Tsを用いることで、走査速度が原因で発生する過検出を抑制できていることがわかる。

【0035】

[第2の実施の形態]

図6は、本発明の超音波検査システム及び超音波検査方法の第2の実施の形態の構成を示すブロック図である。図1に示した第1の実施の形態のブロック図を構成する構成要素と同じ構成要素には、図1に付した符号と同じ符号を付して説明を省略する。本実施の形態でも、一例として乳腺超音波検診において病変を検査する。そして本実施の形態では、超音波プローブ1の走査速度に応じて時間軸相関幅を適応的に変化させて立体高次局所自己相関特徴(CHLAC特徴)を抽出する。これは、CHLAC特徴を乳腺超音波画像に適用した場合に異常検出性能が超音波プローブ1の動きの影響を受けるためである。例えば、図7に示すように超音波プローブ1の走査速度が速い場合は、遅い場合と比較して、隣接するフレームは遠い位置で撮影される。そのため、同一の乳腺を撮影しても走査速度が異なる場合は、異なるCHLAC特徴として表現される。本実施の形態ではこの影響を緩和するために図8に示すように時間軸相関幅(図2)を超音波プローブ1の走査速度に応じて変化させて等間隔の距離で撮影されたフレームからCHLAC特徴を抽出する。

【0036】

本実施の形態では、学習フェーズに入る前に、速度を{速い、普通、遅い}に3分割するための閾値Th1及びTh2を算出するためのプレ学習を実行する。図9は、プレ学習を実施する場合のアルゴリズムを示すフローチャートである。最初に、事前の学習によって、作業者が超音波プローブを動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから速度を算出する(ステップST31～ST33)。そして算出した速度を、速い、普通、遅いに分類するための閾値Th1及びTh2を決定する(ステップST34及びST35)。このプレ学習は、検査に従事する作業者ごとに行うのが好ましい。正常判定基準データ記憶部5'には、超音波プローブ1を動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画像を構成する複数のフレームから、閾値Th1及びTh2を用いて適当な時間軸相関幅を決めながら立体高次局所自己相関特徴を抽出し、抽出結果を所定の分析手法により分析することにより得た正常判定基準データを記憶する。具体的には、CHLAC特徴の時間軸相関幅を調整するため、超音波プローブ1の走査速度を取得して量子化を行う。超音波プローブに設置された磁界位置センサ等から各フレームにおける位置情報を取得し、フレーム間での走査速度を算出する。算出した走査速度を[遅い、普通、速い]の3レベルに量子化

10

20

30

40

50

する。量子化の方法としては、既に撮影されている乳腺超音波画像における超音波プローブの走査速度の最小値から最大値までを均等に3つの区間（小さい方から[遅い、普通、速い]）に分けておき、取得した走査速度がどの区間内に含まれるかで判定する。区間の分け方は不均等であってもよい。走査速度に応じてCHLAC特徴の時間軸相関幅を適応的に変更するために、量子化された3種類の速度に対し、遅い場合は $T\#large$ 、普通の場合は $T\#medium$ 、速い場合は $T\#small$ として時間軸相関幅を変更してCHLAC特徴を抽出する。各時間軸相関幅の設定は任意であるが、一般に $T\#small < T\#medium < T\#large$ とする。これにより走査速度の大きさに従って広義単調減少する関係で、時間軸相関幅が調整されることになる。後述する図10及び図11に示したフローチャートを利用した計算機実験では、 $T\#large=5$ 、 $T\#medium=3$ 、 $T\#small=1$ に設定した。そして正常な乳腺超音波画像から抽出したCHLAC特徴に対して部分空間法を適用して正常部分空間を算出する。部分空間法では、主成分分析を用いて正常クラスを表現する主成分ベクトルを算出し、この主成分ベクトルが張る空間を正常部分空間とする。なお正常部分空間の決定方法は第1の実施の形態の場合と同じであるため省略する。

10

20

30

40

50

【0037】

閾値 T_{h1} 及び T_{h2} は、速度判定部11'に保存される。フレーム判定部7'の特徴抽出部71'は、速度判定部11'から得た判定結果に基づいて、閾値 T_{h1} 及び T_{h2} に基づいて定まる段階的に大きな値となる3つの速度閾値範囲に基づいて、超音波プローブの速度に対応した時間軸相関幅を選択する。フレーム判定部7'の状態判定部72'は、各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データに基づいて該当フレームが正常フレームであるか異常フレームであるかを判定する。距離算出部73'、距離判定部74'及び最終判定部75'の動作は、第1の実施の形態の距離算出部73、距離判定部74及び最終判定部75の動作と同じである。特徴抽出部71'は、検査対象用の乳腺超音波画像から、超音波プローブの走査速度を基に時間軸相関幅を自動調整したCHLAC特徴を抽出する。次に、距離算出部73'は抽出したCHLAC特徴と学習フェーズで作成した正常部分空間との距離を算出する。距離判定部74'及び最終判定部75'は、この距離が第1の実施の形態と同じ方法で決定した閾値より大きい場合、そのフレームを異常として検出する。

【0038】

本実施の形態によれば、速度に関する情報に基づいて、時間軸方向の相関の幅を表す時間軸相関幅を、抽出結果が受ける超音波プローブの速度の変化の影響を抑制するように調整しているので、超音波プローブの速度が速すぎることにより生じる過検出の発生を抑制することができる。したがって第1の実施の形態のように超音波プローブの速度を直接的に判定基準とせず、異常フレームの判定の誤検出率を大幅に低減できる。

【0039】

[第2の実施の形態を実施するためのフローチャート]

図10は、図6に示した第2の実施の形態をコンピュータを利用して実現する場合のソフトウェアのアルゴリズムを示すフローチャートである。図10のフローチャートのアルゴリズムには、学習フェーズのソフトウェアのアルゴリズムと、検査フェーズのアルゴリズムが含まれている。学習フェーズでは、前述の正常判定基準データ記憶部5'に記憶する正常判定基準データを作成する。なお本実施の形態では分析手法として部分空間法を使用しているため、正常判定基準データとしては、正常部分空間が正常判定基準データ記憶部5'に記憶される。ステップST1'A及びST2'では、作業者が超音波プローブ1を動かしながら基準被験者または被験者から得た病変が存在しない身体部分の動画を構成する複数のフレームを取得する。ステップST3'において、前処理として画像の白黒反転を実施する。白黒反転に加えてコントラスト強調を行うことにより、病変部をより目立たせることも可能である。また、処理速度を向上させるため、白黒反転を行わずに前処理に要する処理時間を節約することも可能である。またステップST1'Bでは、超音波プローブの位置・姿勢情報を磁界位置センサ等を用いて検出し、ステップST8'で各フレームにおける超音波プローブの位置・姿勢情報を取得する。

【 0 0 4 0 】

そしてステップ S T 9 ' において、位置・姿勢情報を元に各フレームにおける超音波プローブの走査速度を算出し、前述の閾値 T h 1 及び T h 2 を利用して定めた速度閾値範囲を用いて適当な C H L A C 特徴の時間軸相関幅を調整する。図 1 1 には、ステップ S T 9 ' の詳細の一例が示されている。算出した走査速度を[遅い、普通、速い]の 3 レベルに量子化するために、閾値 T h 1 及び T h 2 を用いている。ステップ S T 9 ' では、閾値 T h 1 及び T h 2 を決定する際に、既に撮影されている乳腺超音波画像における超音波プローブの走査速度の最小値から最大値までを均等に 3 つの区間(小さい方から遅い、普通、速い)に分け、取得した走査速度がどの区間内に含まれるかを判定する。量子化された 3 種類の速度に対し、遅い場合は T # large、普通の場合は T # medium、速い場合は T # small として時間軸相関幅を変更する。

10

【 0 0 4 1 】

ステップ S T 4 ' では、ステップ S T 9 ' で決定された時間軸相関幅を用いて、各フレームについて立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) を抽出する。これらの工程は、取得したすべてのフレームに対して実施される (ステップ S T 5 ')。その後、全フレームについて立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) を抽出すると、抽出結果を所定の分析手法 (部分空間法の場合は主成分分析、ステップ S T 6 ') をとることにより得た正常部分空間を正常判定基準データとして正常判定基準データ記憶部 5 ' に記憶する (ステップ S T 7 ')。ステップ S T 1 ' ~ ステップ S T 7 ' により学習ステップが構成されている。

20

【 0 0 4 2 】

検査フェーズでは、ステップ S T 1 1 ' A 及び S T 1 2 ' で、作業者が超音波プローブ 1 を動かしながら被験者から得た、身体部分の動画像を構成する複数のフレームを取得する。ステップ S T 1 3 ' において、前処理として画像の白黒反転を実施する。学習フェーズにおいて白黒反転以外にコントラスト強調などの処理も行なった場合、あるいは前処理を全く行わなかった場合には、検査フェーズでも同様の処理を行う。またステップ S T 1 1 ' B では、超音波プローブの位置・姿勢情報を磁界位置センサ等で検出し、ステップ S T 2 8 ' で各フレームにおける超音波プローブの位置・姿勢情報を取得する。

【 0 0 4 3 】

そしてステップ S T 2 9 ' において、位置・姿勢情報を元に各フレームにおける超音波プローブの走査速度を算出し、前述の閾値 T h 1 及び T h 2 を利用して定めた速度閾値範囲を用いて適当な C H L A C 特徴の時間軸相関幅を調整する。ステップ S T 2 9 ' においては、図 1 1 に示したステップ S T 9 ' と同様にして、取得した走査速度がどの区間内に含まれるかを判定する。量子化された 3 種類の速度に対し、遅い場合は T # large、普通の場合は T # medium、速い場合は T # small として時間軸相関幅を変更する。ステップ S T 2 9 ' は、速度情報検出ステップ及びフレーム判定ステップの一部を構成している。ステップ S T 1 4 ' (特徴抽出ステップ) では、ステップ S T 2 9 ' で決定された時間軸相関幅を用いて、各フレームについて立体高次局所自己相関特徴 (C H L A C 特徴) を抽出する。次に各フレームからの立体高次局所自己相関特徴の抽出結果と正常判定基準データ (正常部分空間) との距離を算出する (ステップ S T 1 5 ' : 距離算出ステップ)。そして算出した距離が予め定めた閾値 T N A を越えているか否かにより正常距離であるか否かを判定する (ステップ S T 1 6 ' : 距離判定ステップ)。正常距離であると判定された場合には、ステップ S T 1 9 ' に進んで、正常フレームと判定される。距離が閾値 T N A を越えている場合であれば、ステップ S T 2 0 ' へと進んで異常フレームであると判定する。これにより超音波プローブの走査速度の影響を受けることなく、正常フレームと異常フレームとを判定することができる。そしてステップ S T 2 1 ' で、全フレームについて検査が終了したことが判定されると、検査フェーズが終了する。ステップ S T 1 9 ' ~ ステップ S T 2 1 ' により状態判定ステップが構成されている。そしてステップ S T 1 5 ' ~ ステップ S T 2 1 ' によりフレーム判定ステップが構成されている。

30

40

【 0 0 4 4 】

50

[分析法としてOne-class SVMを用いる場合]

所定の分析法としてOne-class SVMを用いる場合には、正常な乳腺超音波画像から抽出したCHLAC特徴に対してOne-class SVM (Support Vector Machine)を適用して正常クラスを算出する。One-class SVMでは、データの構造を見つけ出すことができるカーネル法と呼ばれる手法を利用して学習データが多く存在する領域を推定し、学習データが多く含まれる領域（正常クラス）と学習データが含まれない領域とに分ける境界面（超平面）を算出する。そして検査フェーズでは、検査対象用の乳腺超音波画像から抽出したCHLAC特徴が、学習で算出した正常クラスに入るか否かにより正常フレームであるか、異常フレームであるかを判定する。

【 0 0 4 5 】

10

[実験]

上記第2の実施の形態の効果を確認するために、被験者A及びBの2人の被験者を対象に異常検出実験を行った。被験者Aは腫瘍性病変ありと診断された患者であり、被験者Bは非腫瘍性病変ありと診断された患者である。

【 0 0 4 6 】

実験方法（分析法として部分空間法を用いた場合）

実験では、超音波プローブの走査速度に応じた時間軸相関幅を変更してCHLAC特徴を抽出することの有効性を検証するため、CHLAC特徴の時間軸相関幅を固定にした場合と、上記第2の実施の形態に基づいて時間軸相関幅を可変にした場合でのROC曲線の比較を行った。CHLAC特徴の時間軸相関幅は、走査速度が[遅い、普通、速い]に対して[T#large=5、T#medium=3、T#small=1]と設定した。また、正常部分空間の最適な次元数を定めるための閾値TCCについては、閾値を[0.9、0.99、0.999、0.9999、0.99999、0.999999]の6種類の値に設定してAUC値が最大となる時の値を採用した。

20

【 0 0 4 7 】

実験結果（分析法として部分空間法を用いた場合）

被験者A及びBに対してのROC曲線をそれぞれ図12(A)及び(B)並びに図13(A)及び(B)に示す。CHLAC特徴の時間軸相関幅を可変にしたときのROC曲線[図12(B)及び図13(B)]は、時間軸相関幅を固定したとき[図12(A)及び図13(A)]と比較して、ROC曲線が左上に近づき、AUC値が高いことがわかる。

30

【 0 0 4 8 】

被験者A、Bから撮影された動画像に対する異常検出結果を図14及び図15に示す。グラフ中の黒線は、正常と異常を判定する閾値を表し、正常部分空間との距離が閾値より大きい場合、そのフレームを異常と判定する。図14(A)及び(B)において、Pで示した部分が病変ありのフレームが連続する区間である。また図15(A)及び(B)においては、「あり」と記載した部分が病変ありのフレームが連続する区間である。被験者Aの異常検出結果では、時間軸相関幅を固定にしたとき[図14(A)及び図15(A)]、正常フレームでも正常部分空間との距離が大きい場合があり、過検出が多いことがわかる。一方で、時間軸相関幅を可変にした場合[図14(B)及び図15(B)]、病変ありのフレームは、正常フレームと比較して正常部分空間との距離が大きい傾向にある。これは、時間軸相関幅を可変にしたことにより、プローブの走査速度の影響を抑制できたためである。被験者Bでは、過検出が多くなったものの、走査速度が速いフレームにおける影響を抑えられていることがわかる。

40

【 0 0 4 9 】

実験方法（分析法としてOne-class SVMを用いた場合）

実験では、提案手法の速度に応じたCHLAC特徴の有効性を検証するため、CHLAC特徴の時間軸相関幅を固定にした場合と、時間軸相関幅を可変にした場合(提案手法)での真陽性(TP)率と偽陽性(FP)率の比較を行った。

【 0 0 5 0 】

CHLAC特徴の時間軸相関幅は、走査速度が[遅い、普通、速い]に対して[5、3、1]と設定した。One-class SVMでは、カーネル関数にガウシアンカーネルを使用した。

50

【 0 0 5 1 】

実験結果（分析法としてOne-class SVMを用いた場合）

被験者 A、B に対しての真陽性率と偽陽性率の結果を図 1 6 及び図 1 7 に示す。図 1 6 より、CHLAC 特徴の時間軸相関幅を可変にした場合は、固定にした場合と比較して真陽性率が高いことがわかる。また図 1 7 より、CHLAC 特徴の時間軸相関幅を可変にした場合と固定にした場合では、真陽性率に変化はない。その一方で、可変にした場合は、固定にした場合と比較して偽陽性率が減少していることがわかる。すなわち時間軸相関幅を可変にした場合は、過検出を抑えられていることがわかる。これは、CHLAC 特徴の時間軸相関幅を可変にしたことにより、プローブの走査速度の影響を抑制できたためであると考えられる。

10

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 2 】

本発明によれば、超音波プローブを動かして超音波検査装置から出力される時間的に連続した複数のフレームの列からなる動画像に基づいて病変を自動検出する超音波検査システムの検出精度を高めることができる。

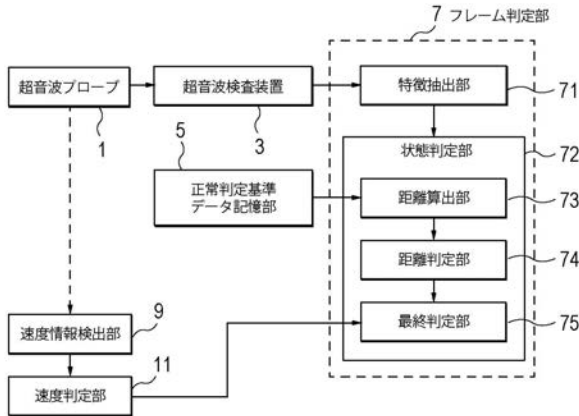
【 符号の説明 】

【 0 0 5 3 】

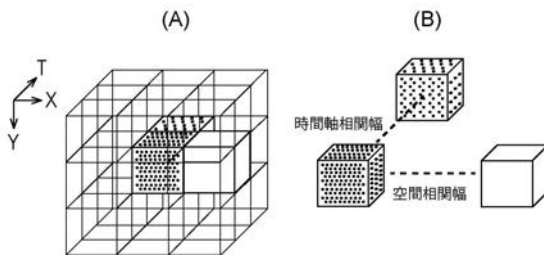
- | | |
|-----|--------------|
| 1 | 超音波プローブ |
| 3 | 超音波検査装置 |
| 5 | 正常判定基準データ記憶部 |
| 7 | フレーム判定部 |
| 9 | 速度情報検出部 |
| 1 1 | 速度判定部 |
| 7 1 | 特徴抽出部 |
| 7 2 | 状態判定部 |
| 7 3 | 距離算出部 |
| 7 4 | 距離判定部 |
| 7 5 | 最終判定部 |

20

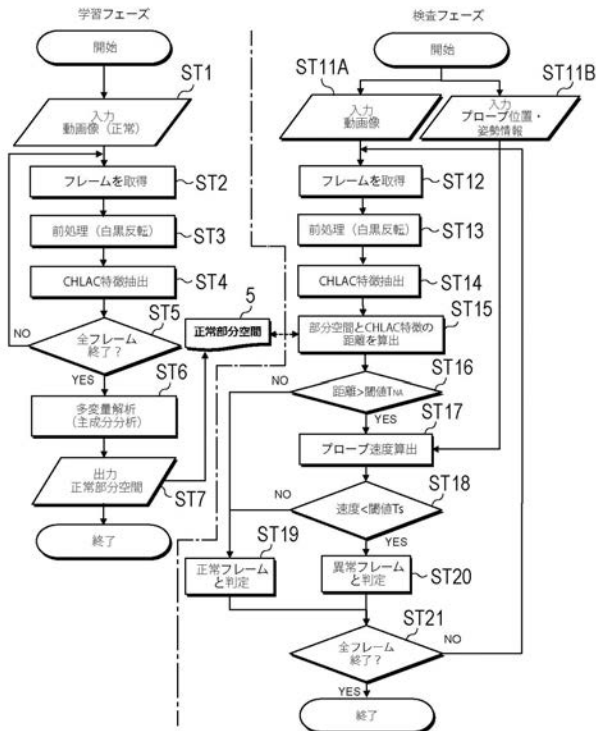
【図 1】



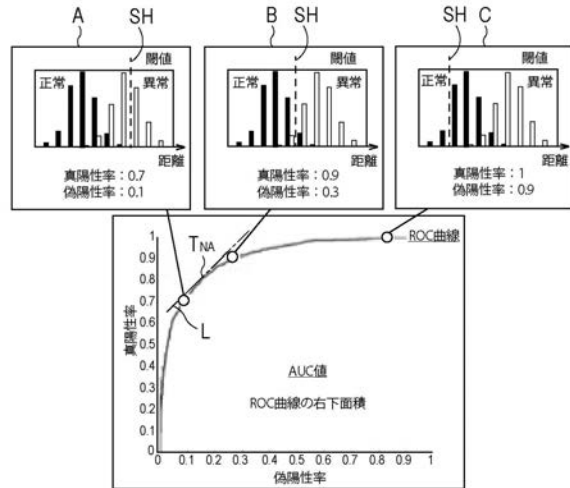
【図 2】



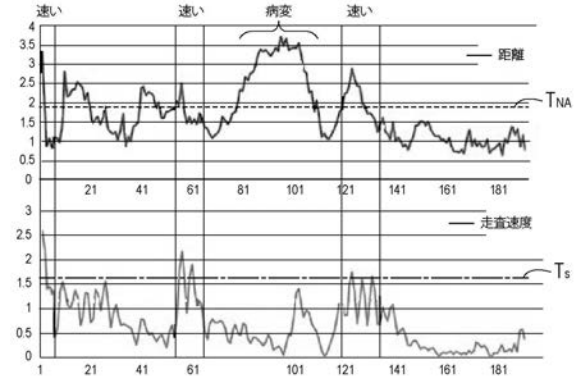
【図 4】



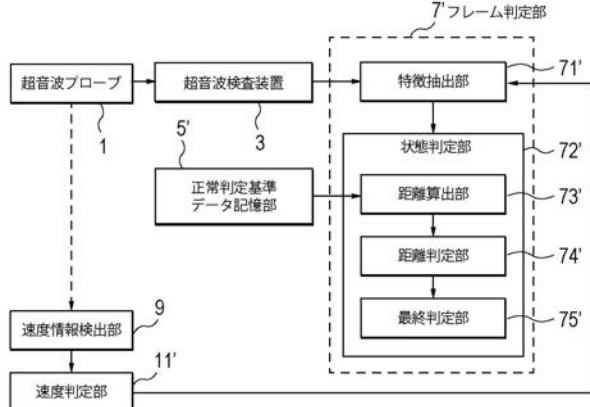
【図 3】



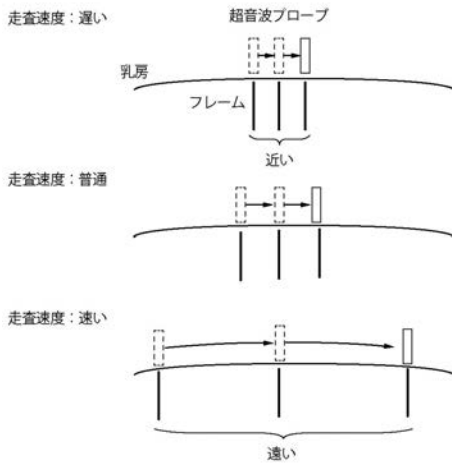
【図 5】



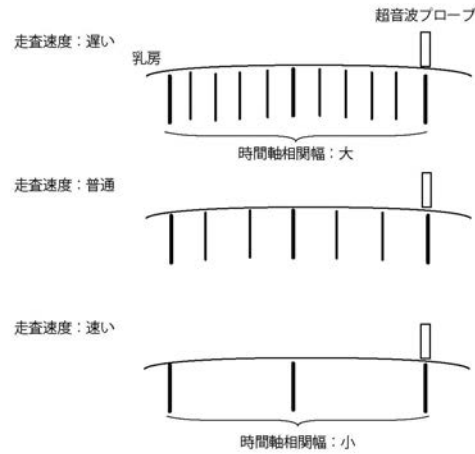
【図 6】



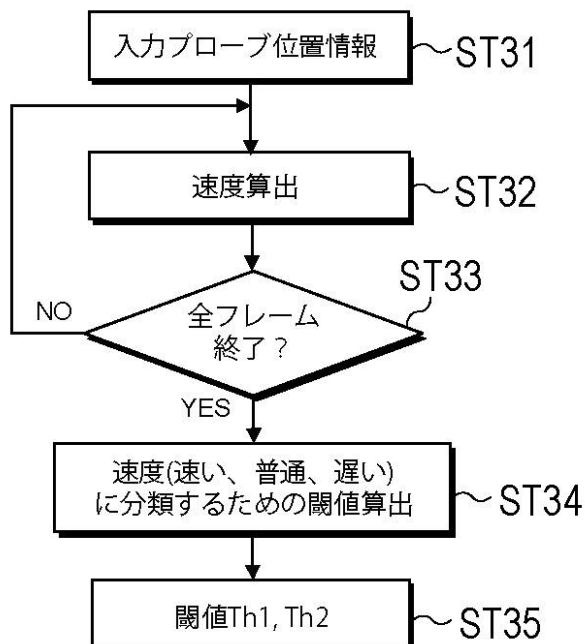
【図 7】



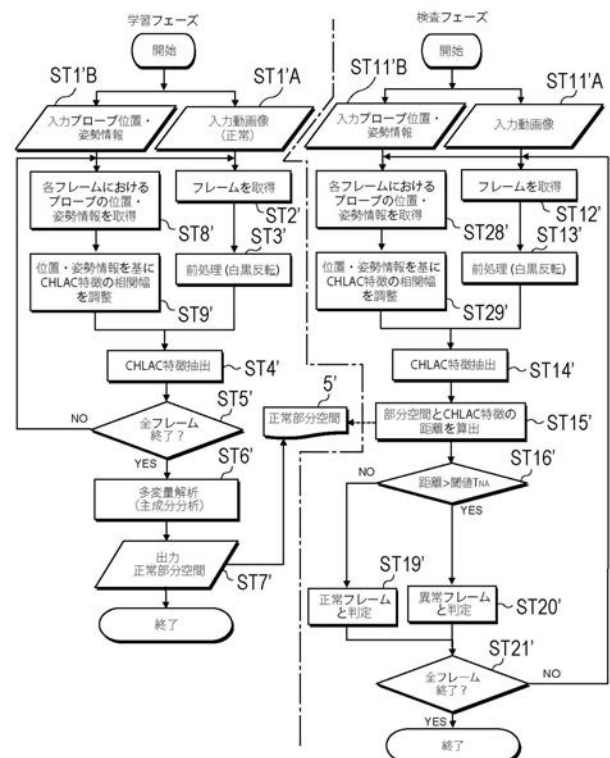
【図 8】



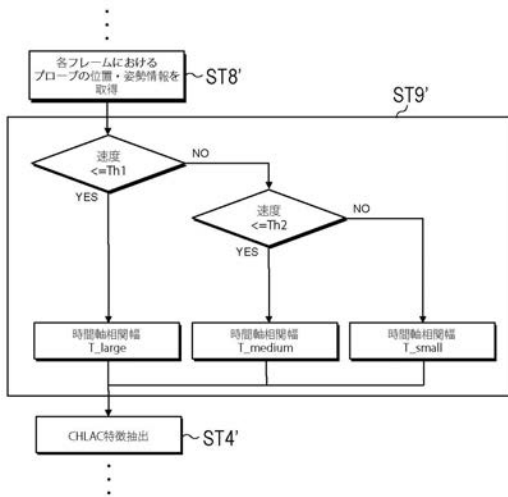
【図 9】



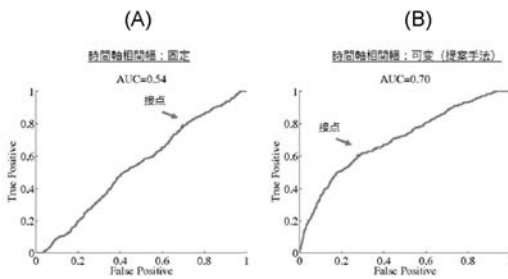
【図 10】



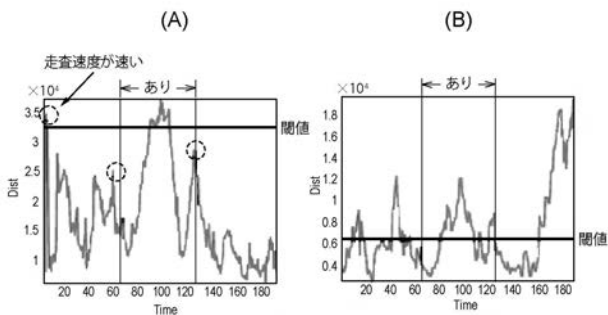
【図 1 1】



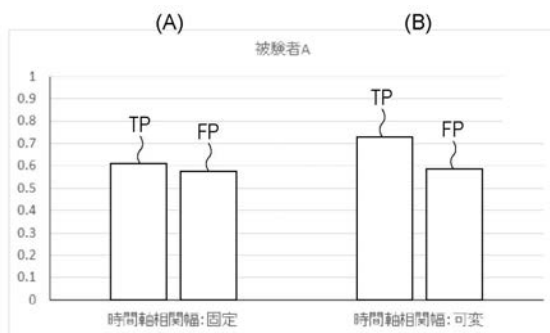
【図 1 2】



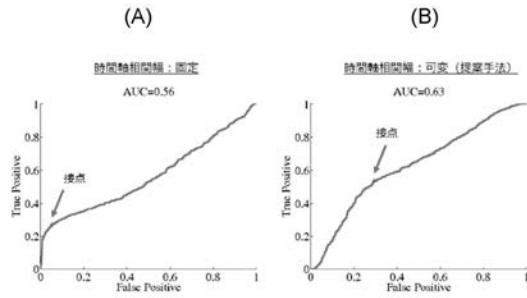
【図 1 5】



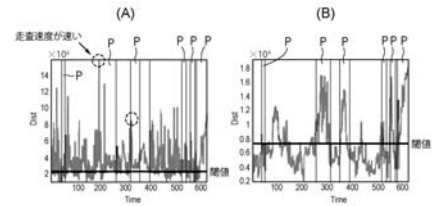
【図 1 6】



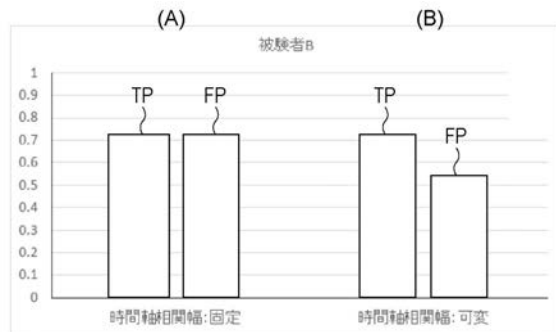
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083773

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(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)

A61B8/08

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.
P, A	Yudai YAMAZAKI et al., "A Study on Lesion Detection from Breast Ultrasound Images Based on Difference of Texture Change between Adjacent Regions", IEICE Technical Report, vol.114, no.482, 23 February 2015 (23.02.2015), pages 283 to 288	1-21
A	Yudai YAMAZAKI et al., "Koji Kyokusho Jiko Sokan Tokucho ni Motozuku AdaBoost o Mochiita Nyusen Choonpa Gazo karano Shuryuzo Kenshutsu", Information Processing Society of Japan Dai 75 Kai Zenkoku Taikai Koen Ronbunshu(4), 06 March 2013 (06.03.2013), pages 553 to 554	1-21

☒ 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
05 February 2016 (05.02.16)Date of mailing of the international search report
16 February 2016 (16.02.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/083773

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-14152 A (National Institute of Advanced Industrial Science and Technology), 20 January 2011 (20.01.2011), (Family: none)	1-21
A	JP 2014-100569 A (Samsung Electronics Co., Ltd.), 05 June 2014 (05.06.2014), & US 2014/0140593 A1 & KR 10-2014-0065594 A & CN 103823962 A	1-21
A	JP 7-299068 A (Aloka Co., Ltd.), 14 November 1995 (14.11.1995), (Family: none)	1-21

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 7 7 3													
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (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. A61B8/08															
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2016年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2016年</td> </tr> </table>				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				
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													
P, A	山崎優大 他, 乳腺超音波画像における隣接領域間のテクスチャ変化の違いに基づく病変検出手法の検討, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol.114 No.482, 2015.02.23, pp.283-288	1-21													
A	山崎優大 他, 高次局所自己相関特徴に基づくAdaBoostを用いた乳腺超音波画像からの腫瘍像検出, 情報処理学会第75回全国大会講演論文集(4), 2013.03.06, pp.553-554	1-21													
☒ 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。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&」 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献	「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	「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	「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	「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	「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)	「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	「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献	「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	
* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献														
「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	「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														
「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	「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														
「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)	「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														
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献														
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願															
国際調査を完了した日 05.02.2016		国際調査報告の発送日 16.02.2016													
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) 姫島 あや乃 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 5062												

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 8 3 7 7 3
C (続き) . 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
A	JP 2011-14152 A (独立行政法人産業技術総合研究所) 2011.01.20, (ファミリーなし)	1-21
A	JP 2014-100569 A (三星電子株式会社) 2014.06.05, & US 2014/0140593 A1 & KR 10-2014-0065594 A & CN 103823962 A	1-21
A	JP 7-299068 A (アロカ株式会社) 1995.11.14, (ファミリーなし)	1-21

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 岩田 昌也

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所 つくばセンター内

(72)発明者 高橋 栄一

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所 つくばセンター内

(72)発明者 山▲崎▼ 優大

茨城県つくば市東 1 - 1 - 1 国立研究開発法人産業技術総合研究所 つくばセンター内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB17 EE09 EE11 GA18 GA21 JC05 JC06 JC11 JC23

(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)	超声波检测系统和超声波检测方法		
公开(公告)号	JPWO2016088758A1	公开(公告)日	2017-06-29
申请号	JP2016562637	申请日	2015-12-01
申请(专利权)人(译)	国立研究開発法人産業技術総合研究所		
[标]发明人	坂無英徳 野里博和 岩田昌也 高橋栄一		
发明人	坂無 英徳 野里 博和 岩田 昌也 高橋 栄一 山▲崎▼ 優大		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/085 A61B8/5223 A61B8/5246 G06T7/0012 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC23		
优先权	2014243189 2014-12-01 JP		
其他公开文献	JP6281994B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波检查系统基于动态图像自动检测病变，该动态图像由时间上连续的多个帧阵列构成，并且在操作超声波探头1的情况下从超声波检查设备3输出。超声波检查系统的检测精度可以提高。帧检查器7中的特征提取器71在检查者操纵超声波探头1的同时从构成从超声波检查设备3获得的人体部位的动态图像的多个帧中的每一帧中提取立方体高阶局部自相关特征在考生身上。当速度确定器确定超声探头1的速度不是正常速度时，最终确定器75确定所讨论的帧是正常帧，即使所讨论的帧可以被确定为包含病变的异常帧。

