

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6123458号
(P6123458)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

請求項の数 20 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-92228 (P2013-92228)
(22) 出願日 平成25年4月25日(2013.4.25)
(65) 公開番号 特開2014-212922 (P2014-212922A)
(43) 公開日 平成26年11月17日(2014.11.17)
審査請求日 平成27年10月21日(2015.10.21)

(73) 特許権者 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 武田 義浩
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内

審査官 森口 正治

(56) 参考文献 特開2012-120747(JP, A)
)
特開2012-070837(JP, A)
)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置及び超音波画像診断装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子と、

前記受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する画像生成部と、

前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示部と

、

複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成部と、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出部と、

を備え、

前記穿刺針位置検出部は、前記動き評価情報の領域に複数のパーティクルを一様に配置し、前記複数のパーティクルにおける前記動き評価情報の前記穿刺針らしさを表す尤度を求め、前記尤度に基づいて前記複数のパーティクルの位置から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として前記表示部に表示させることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項2】

前記穿刺針の先端の移動速度及び前記穿刺針の先端の加速度を演算する速度演算部を備え、

前記穿刺針位置検出部は、前記移動速度と前記加速度とに基づいて前記穿刺針の先端の

10

20

位置を特定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記穿刺針位置検出部は、前記尤度を重みとした重み付き平均を算出し、前記重み付き平均が所定の閾値以上であるか否かを判定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記穿刺針位置検出部は、前記重み付き平均が前記閾値以上であると判定した場合、前記複数のパーティクルの重心座標を求め、前記重心座標に基づいて前記穿刺針の先端の位置を特定することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記穿刺針位置検出部は、前記尤度に基づいて、前記尤度の高い前記パーティクルを確率的に多く発生させるとともに、前記尤度の低い前記パーティクルを消滅させる選択処理を行うことを特徴とする請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子と、

前記受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する画像生成部と、

前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示部と、

複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成部と、

前記穿刺針の先端の移動速度及び前記穿刺針の先端の加速度を演算する速度演算部と、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出部と、

を備え、

前記穿刺針位置検出部は、前記移動速度と前記加速度とに基づいて、前記動き評価情報から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として前記表示部に表示させることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記穿刺針位置検出部は、パーティクルフィルターを用いて前記動き評価情報から前記穿刺針の先端の位置を特定することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

前記穿刺針位置検出部によって検出された穿刺針の先端の位置の履歴情報を保存する履歴保存部を備え、

前記速度演算部は、前記履歴情報に基づいて前記移動速度を演算することを特徴とする請求項 2、6、7 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記評価情報生成部は、前記複数フレームの超音波画像データ間の差分信号を得ることにより前記動き評価情報を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 8 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 10】

前記評価情報生成部は、前記複数フレームの超音波画像データ間で画素毎に相関係数を算出し、該算出した画素毎の相関係数を示す信号を得ることにより前記動き評価情報を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 8 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 11】

前記評価情報生成部は、複数フレームの超音波画像データ間の画素毎の時間方向分散を分析することにより前記動き評価情報を生成することを特徴とする請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 12】

前記穿刺針位置検出部は、直前のフレームにおいて検出された穿刺針の先端の位置から

10

20

30

40

50

所定範囲において前記穿刺針の先端の位置を検出することを特徴とする請求項 1 ~ 11 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 13】

前記穿刺針位置検出部は、前記履歴情報に基づいて前記穿刺針の先端の直線軌道を求め、該直線軌道周辺において前記穿刺針の先端の位置を検出することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 14】

前記穿刺針先端画像の表示を強調する表示強調部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 13 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 15】

前記表示強調部は、前記穿刺針先端画像の輝度を上昇させることにより強調表示を行うことを特徴とする請求項 14 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 16】

前記表示強調部は、前記穿刺針先端画像の表示色を変更することにより強調表示を行うことを特徴とする請求項 14 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 17】

前記履歴情報に基づいて、前記穿刺針の先端の軌跡を表示する軌跡表示部を備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 18】

前記軌跡表示部は、前記履歴情報に基づいて最小二乗直線を求め、該最小二乗直線に基づいて前記穿刺針の先端の軌跡を表示することを特徴とする請求項 17 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 19】

穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成ステップと、

前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示ステップと、

複数の時系列フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成ステップと、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出ステップと、
を含み、

前記穿刺針位置検出ステップは、前記動き評価情報の領域に複数のパーティクルを一様に配置し、前記複数のパーティクルにおける前記動き評価情報の前記穿刺針らしさを表す尤度を求め、前記尤度に基づいて前記複数のパーティクルの位置から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として表示させることを特徴とする超音波画像診断装置の作動方法。

【請求項 20】

穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成ステップと、

前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示ステップと、

複数の時系列フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成ステップと、

前記穿刺針の先端の移動速度及び前記穿刺針の先端の加速度を演算する演算ステップと、
、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出ステップと、
を含み、

前記穿刺針位置検出ステップは、前記移動速度と前記加速度とに基づいて、前記動き評

10

20

30

40

50

価情報から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として表示させることを特徴とする超音波画像診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像診断装置及び超音波画像診断装置の作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体内に穿刺針を挿入して組織や体液を採取し、これを診断する生体組織診断（バイオプシー）が行われている。この場合、生体内の所定の組織等を採取する際に、誤って別の位置に穿刺針を穿刺してしまわないように、アタッチメントやガイドを備えた超音波探触子に穿刺針を取り付け、医師等の操作者は、超音波探触子にて取得した生体内の超音波画像データから超音波画像を表示するとともに、これを見ながら穿刺位置を確認し、穿刺針の穿刺を実施する。

10

【0003】

穿刺を実施する際には、操作者は、確実に目的部位まで穿刺針を到達させるため、超音波画像を見ながら予め決められた刺入経路通りに穿刺針を刺入させる。

このような穿刺術を行う場合には、目的部位まで穿刺針を到達させ、そこから余分な液体を抜いたり、注液したりする等を行う必要があるため、モニター上で穿刺針、特にその先端部を確実に、また適切に確認できることが重要である。

20

【0004】

このような状況に鑑み、従来の超音波画像診断装置では、複数の時系列フレームのエコー信号から時系列フレーム間の差分エコー信号を生成し、これに基づいて穿刺針の先端候補を検出し、その先端候補の部分を強調して表示するようにしたものがある。また、この超音波画像診断装置では、過去に検出された先端候補に基づいて複数の先端候補から絞り込みを行っている（例えば、特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

30

【特許文献1】特開2012-120747号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、操作者は、超音波画像における穿刺針の位置を確認しながら、穿刺針の刺入を行うが、穿刺針の刺入速度は操作者の技量や状況に応じてまちまちであり、また変化もするため、上記特許文献1に記載の発明のように、単に過去に検出された先端候補に基づいて穿刺針の先端位置を特定する方法だと、穿刺針がその先どれだけ進むのかについて予測することができないため、複数の先端候補から何れが真の穿刺針の先端の位置であるかについて判断するのが困難であり、超音波画像における穿刺針の先端位置の把握を十分に

40

【0007】

本発明の課題は、穿刺針の先端位置をより正確に把握することができる超音波画像診断装置及び超音波画像診断装置の作動方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

以上の課題を解決するため、請求項1に記載の発明は、超音波画像診断装置において、穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子と、

前記受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する画像生成部と、

50

前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示部と、
複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成部と、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出部と、
を備え、

前記穿刺針位置検出部は、前記動き評価情報の領域に複数のパーティクルを一様に配置し、前記複数のパーティクルにおける前記動き評価情報の前記穿刺針らしさを表す尤度を求め、前記尤度に基づいて前記複数のパーティクルの位置から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として前記表示部に表示させることを特徴とする。

10

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波画像診断装置において、
前記穿刺針の先端の移動速度及び前記穿刺針の先端の加速度を演算する速度演算部を備え、

前記穿刺針位置検出部は、前記移動速度と前記加速度とに基づいて前記穿刺針の先端の位置を特定することを特徴とする。

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置において、
前記穿刺針位置検出部は、前記尤度を重みとした重み付き平均を算出し、前記重み付き平均が所定の閾値以上であるか否かを判定することを特徴とする。

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波画像診断装置において、
前記穿刺針位置検出部は、前記重み付き平均が前記閾値以上であると判定した場合、前記複数のパーティクルの重心座標を求め、前記重心座標に基づいて前記穿刺針の先端の位置を特定することを特徴とする。

20

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記穿刺針位置検出部は、前記尤度に基づいて、前記尤度の高い前記パーティクルを確率的に多く発生させるとともに、前記尤度の低い前記パーティクルを消滅させる選択処理を行うことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

請求項 6 に記載の発明は、超音波画像診断装置において、
穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子と、

30

前記受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する画像生成部と、
前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示部と、

複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成部と、

前記穿刺針の先端の移動速度及び前記穿刺針の先端の加速度を演算する速度演算部と、
前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出部と、
を備え、

40

前記穿刺針位置検出部は、前記移動速度と前記加速度とに基づいて、前記動き評価情報から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として前記表示部に表示させることを特徴とする。

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の超音波画像診断装置において、
前記穿刺針位置検出部は、パーティクルフィルターを用いて前記動き評価情報から前記穿刺針の先端の位置を特定することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 2 、 6 、 7 の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記穿刺針位置検出部によって検出された穿刺針の先端の位置の履歴情報を保存する履歴

50

歴保存部を備え、

前記速度演算部は、前記履歴情報に基づいて前記移動速度を演算することを特徴とする。

【0011】

請求項9に記載の発明は、請求項1～8の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記評価情報生成部は、前記複数フレームの超音波画像データ間の差分信号を得ることにより前記動き評価情報を生成することを特徴とする。

【0012】

請求項10に記載の発明は、請求項1～8の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記評価情報生成部は、前記複数フレームの超音波画像データ間で画素毎に相関係数を算出し、該算出した画素毎の相関係数を示す信号を得ることにより前記動き評価情報を生成することを特徴とする。

【0013】

請求項11に記載の発明は、請求項1～7の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記評価情報生成部は、複数フレームの超音波画像データ間の画素毎の時間方向分散を分析することにより前記動き評価情報を生成することを特徴とする。

【0014】

請求項12に記載の発明は、請求項1～11の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記穿刺針位置検出部は、直前のフレームにおいて検出された穿刺針の先端の位置から所定範囲において前記穿刺針の先端の位置を検出することを特徴とする。

【0015】

請求項13に記載の発明は、請求項8に記載の超音波画像診断装置において、

前記穿刺針位置検出部は、前記履歴情報に基づいて前記穿刺針の先端の直線軌道を求め、該直線軌道周辺において前記穿刺針の先端の位置を検出することを特徴とする。

【0016】

請求項14に記載の発明は、請求項1～13の何れか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記穿刺針先端画像の表示を強調する表示強調部を備えることを特徴とする。

【0017】

請求項15に記載の発明は、請求項14に記載の超音波画像診断装置において、

前記表示強調部は、前記穿刺針先端画像の輝度を上昇させることにより強調表示を行うことを特徴とする。

【0018】

請求項16に記載の発明は、請求項14に記載の超音波画像診断装置において、

前記表示強調部は、前記穿刺針先端画像の表示色を変更することにより強調表示を行うことを特徴とする。

【0019】

請求項17に記載の発明は、請求項8に記載の超音波画像診断装置において、

前記履歴情報に基づいて、前記穿刺針の先端の軌跡を表示する軌跡表示部を備えたことを特徴とする。

【0020】

請求項18に記載の発明は、請求項17に記載の超音波画像診断装置において、

前記軌跡表示部は、前記履歴情報に基づいて最小二乗直線を求め、該最小二乗直線に基づいて前記穿刺針の先端の軌跡を表示することを特徴とする。

【0023】

請求項19に記載の発明は、超音波画像診断装置の作動方法において、

10

20

30

40

50

穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成ステップと、

前記超音波画像データに基づいて前記穿刺針画像を含む超音波画像を表示する表示ステップと、

複数の時系列フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成ステップと、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出ステップと、
を含み、

前記穿刺針位置検出ステップは、前記動き評価情報の領域に複数のパーティクルを一樣に配置し、前記複数のパーティクルにおける前記動き評価情報の前記穿刺針らしさを表す尤度を求め、前記尤度に基づいて前記複数のパーティクルの位置から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として表示させることを特徴とする。

請求項 20 に記載の発明は、超音波画像診断装置の作動方法において、

穿刺針が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する超音波探触子から出力された受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成ステップと、

前記超音波画像データに基づいて穿刺針先端画像を含む超音波画像を表示する表示ステップと、

複数の時系列フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する評価情報生成ステップと、

前記穿刺針の先端の移動速度及び前記穿刺針の先端の加速度を演算する演算ステップと、

、

前記穿刺針の先端の位置を検出する穿刺針位置検出ステップと、

を含み、

前記穿刺針位置検出ステップは、前記移動速度と前記加速度とに基づいて、前記動き評価情報から前記穿刺針の先端の位置を特定し、前記穿刺針の先端の位置における前記超音波画像を前記穿刺針先端画像として表示させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、穿刺針の先端位置をより正確に把握することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】超音波画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図3】画像処理部の機能的構成を示すブロック図である。

【図4】差分信号による動き評価情報の生成方法について説明する図である。

【図5】相関係数による動き評価情報の生成方法について説明する図である。

【図6】時間方向分散による動き評価情報の生成方法について説明する図である。

【図7】時間方向分散による動き評価情報の生成方法の他の例について説明する図である。

。

【図8】履歴情報に基づいて穿刺針の先端を検出する方法について説明する図である。

【図9】パーティクルフィルターを用いて穿刺針の先端の位置を検出する方法について説明する図である。

【図10】尤度関数について説明する図である。

【図11】穿刺針先端を示す画像について説明する図である。

【図12】穿刺針先端の強調表示について説明する図である。

【図13】画像データ生成処理について説明するフローチャートである。

【図14】画像処理部の他の例を示すブロック図である。

【図 1 5】動き評価情報の生成について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 6 】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波画像診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 2 7 】

本実施の形態に係る超音波画像診断装置 2 0 は、図 1 及び図 2 に示すように、超音波画像診断装置本体 2 1 と超音波探触子 2 2 とを備えている。超音波探触子 2 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波画像診断装置本体 2 1 は、超音波探触子 2 2 とケーブル 2 3 を介して接続され、超音波探触子 2 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子 2 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

【 0 0 2 8 】

超音波探触子 2 2 は、圧電素子からなる振動子 2 2 a を備えており、この振動子 2 2 a は、例えば、方位方向に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子 2 2 a を備えた超音波探触子 2 2 を用いている。なお、振動子 2 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 2 a の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 2 について、リニア走査方式の電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

【 0 0 2 9 】

また、超音波探触子 2 2 の側部には、方位方向に穿刺針 2 4 の被検体への刺入を案内するアタッチメント 2 5 が設けられている。アタッチメント 2 5 は、穿刺針 2 4 の刺入角度が規定されるように刺入の案内を行い、また、刺入角度を可変することができる。

なお、本実施の形態において、アタッチメント 2 5 を設けず、例えば、超音波探触子 2 2 に穿刺針 2 4 の刺入角度をガイドするガイド溝を設けるようにしてもよい。

【 0 0 3 0 】

超音波画像診断装置本体 2 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 2 0 1 と、送信部 2 0 2 と、受信部 2 0 3 と、画像生成部 2 0 4 と、画像処理部 2 0 5 と、D S C (Digital Scan Converter) 2 0 6 と、表示部 2 0 7 と、制御部 2 0 8 とを備えて構成されている。

【 0 0 3 1 】

操作入力部 2 0 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 2 0 8 に出力する。

【 0 0 3 2 】

送信部 2 0 2 は、制御部 2 0 8 の制御に従って、超音波探触子 2 2 にケーブル 2 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 2 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 2 0 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子 2 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

このように構成された送信部 202 は、制御部 208 の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子 22a を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子 22a に対して駆動信号を供給することによりスキャンを行う。

【0033】

受信部 203 は、制御部 208 の制御に従って、超音波探触子 22 からケーブル 23 を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。受信部 203 は、例えば、増幅器、A/D 変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子 22a 毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D 変換回路は、増幅された受信信号をアナログ - デジタル変換 (A/D 変換) するための回路である。整相加算回路は、A/D 変換された受信信号に対して、振動子 22a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算 (整相加算) して音線データを生成するための回路である。

10

【0034】

画像生成部 204 は、受信部 203 からの音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、ゲインの調整等を行って輝度変換することにより、B モード画像データを生成する。すなわち、B モード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。画像生成部 204 にて生成された B モード画像データは、画像処理部 205 に送信される。

【0035】

画像処理部 205 は、画像生成部 204 から出力された B モード画像データをフレーム単位で画像メモリー部 205a (図 3 参照) に記憶する。フレーム単位での画像データを超音波画像データ、あるいはフレーム画像データということがある。画像処理部 205 は、画像メモリー部 205a に記憶した超音波画像データを適宜読み出して DSC 206 に出力する。

20

【0036】

また、画像処理部 205 は、図 3 に示すように、画像メモリー部 205a、評価情報生成部 205b、穿刺針位置検出部 205c、履歴保存部 205d、速度演算部 205e、表示強調部 205f 及び軌跡表示部 205g を備えている。

【0037】

画像メモリー部 205a は、DRAM (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリーによって構成されている。画像メモリー部 205a は、約 10 秒分の超音波画像データを保持可能な大容量メモリーにより構成されており、例えば、FIFO (First-In First-Out) 方式により、直近 10 秒分の超音波画像データが保持される。

30

【0038】

評価情報生成部 205b は、複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動き評価情報を生成する。動き評価情報の生成方法は、例えば、以下に説明する何れの方法も適用することができる。なお、動き評価情報を生成するにあたり、複数フレームの超音波画像データの相関を求めて画像のずれを検出し、そのずれを補正する体動補正処理を行うようにしてもよい。

40

【0039】

[差分信号による動き評価情報の生成方法]

図 4 に示す例は、複数フレームの超音波画像データ間の差分信号を得ることにより動き評価情報を生成するものである。

具体的には、最新フレームの超音波画像 A と 1 フレーム前の超音波画像 B との画素毎の差分を表す差分信号 C を得る。この差分信号 C が動き評価情報となる。差分信号 C は、フレーム間の画素値の差分の絶対値が小さいほど値が 0 に近似する。すなわち、差分信号の値が 0 から離れているほど動きがあったと評価することができる。

【0040】

[相関係数による動き評価情報の生成方法]

50

図5に示す例は、複数フレームの超音波画像データの間で画素毎の相関係数を得ることにより動き評価情報を生成するものである。

具体的には、最新フレームの超音波画像Aにおける注目画素 (x, y, t) を中心とした所定サイズの関心領域aを設定するとともに、1フレーム前の超音波画像Bにおける注目画素 $(x, y, t-1)$ を中心とした所定サイズの関心領域bを設定する。そして、下記式(1)により、注目画素 (x, y) における相関係数 $E(x, y, t)$ を求める。なお、下記式(1)において、 (i, j) は関心領域内の画素の座標を示している。

【数1】

$$E(x, y, t) = \frac{\sum \sum (I(i, j, t) - \bar{I}(t))(I(i, j, t-1) - \bar{I}(t-1))}{\sqrt{\sum \sum (I(i, j, t) - \bar{I}(t))^2} \sqrt{\sum \sum (I(i, j, t-1) - \bar{I}(t-1))^2}}$$

10

相関係数 $E(x, y, t)$ は、0から1.0の間の値を取る。すなわち、フレーム間の画素の相関が低いほど動きがあったと評価することができる。この相関係数 $E(x, y, t)$ は、画素毎に求める。このようにして生成された相関係数の情報Dが動き評価情報となる。

【0041】

[時間方向分散による動き評価情報の生成方法]

図6に示す例は、複数フレームの超音波画像データ間の画素毎の時間方向分散を分析することにより動き評価情報を生成するものである。

20

具体的には、最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ 、1フレーム前の超音波画像データ $I(t-1)$ ・・・ $(k-1)$ フレーム前の超音波画像データ $I(t-(k-1))$ 及び k フレーム前の超音波画像データ $I(t-k)$ について画素値の分散を画素毎に求める。例えば、各フレームの超音波画像データのそれぞれについて、ある座標 (x, y) の画素値を抽出してその平均を求める。そして、各フレームの超音波画像データにおける座標 (x, y) の各画素について、その平均との偏差を二乗和によってそれぞれ求め、これらの総和を求めることにより時間方向分散値を得る。また、時間方向分散値に対して更に追加の演算を行った値など、時間方向分散値が決まれば一義的に決まる値(例えば、標準偏差)を動き評価情報として用いることもできる。 k フレーム前の超音波画像データ $I(t-k)$ から最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ にかけて画素値の変化が大きいほど、時間方向分散値は大きくなる。この時間方向分散値は、画素毎に求める。このようにして生成された時間方向分散の情報Fが動き評価情報となる。また、動き量が大きいほど時間方向分散値の高い範囲が大きくなるので、穿刺針24の刺入速度を容易に認識することができ、また、穿刺針24の動きを容易に予測することが可能となる。

30

この方法においては、時間方向分散を分析するにあたり、使用する超音波画像データの数(フレーム数)を任意に設定することができるが、フレーム数が多いほど穿刺針24の検出感度を向上させることができる。

また、フレームレートに応じてフレーム数を設定するようにしてもよい。具体的には、例えば、下記式(2)のようにしてフレーム数FNを決定するようにしてもよい。下記式(2)において、FPSはフレームレートを示し、FNBはフレームレートが30[fps]のときにおいて時間方向分散を分析する際に使用する超音波画像データの数を示している。

40

$$FN = FPS / 30 * FNB \cdots (2)$$

したがって、フレームレートが高い場合には、フレーム間の超音波画像データの相違は微小となるので、多くのフレーム数の超音波画像データを用いることにより穿刺針24の先端の検出精度を高めることができる。一方、フレームレートが低い場合には、フレーム間の超音波画像データの相違は大きいので、少ないフレーム数の超音波画像データを用いることにより処理速度を向上させることができるようになる。

【0042】

なお、時間方向分散値の求め方は上述したものに限定されず、例えば、図7に示すよう

50

に、複数フレームの超音波画像データから時系列的に連続する2つのフレームの超音波画像データ間の差分信号をそれぞれ取得し、これらの時間方向分散を分析して動き評価情報を生成することによっても同様の結果を得ることができる。

具体的には、最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ と1フレーム前の超音波画像データ $I(t-1)$ との画素毎の差分を表す差分信号 $F(t)$ 、1フレーム前の超音波画像データ $I(t-1)$ と2フレーム前の超音波画像データ $I(t-2)$ との画素毎の差分を表す差分信号 $F(t-1) \cdots (k-2)$ フレーム前の超音波画像データ $I(t-(k-2))$ と $(k-1)$ フレーム前の超音波画像データ $I(t-(k-1))$ との画素毎の差分を表す差分信号 $F(t-(k-2))$ 及び $(k-1)$ フレーム前の超音波画像データ $I(t-(k-1))$ と k フレーム前の超音波画像データ $I(t-k)$ との画素毎の差分を表す差分信号 $F(t-(k-1))$ について差分信号の時間方向分散値を画素毎に求める。例えば、各差分信号のそれぞれについて、ある座標 (x, y) の信号値を抽出してその平均を求める。そして、各差分信号における座標 (x, y) の各信号値について、その平均との偏差を二乗和によってそれぞれ求め、これらの総和を求めることにより時間方向分散値を得る。差分信号の値の変動が大きいほど、時間方向分散値は大きくなる。このようにして生成された時間方向分散の情報 G が動き評価情報となる。

10

【0043】

穿刺針位置検出部 205c は、評価情報生成部 205b によって生成された動き評価情報から穿刺針 24 の先端の位置を検出するものである。穿刺針 24 の先端の位置の検出は、例えば、以下に説明する何れの方法も適用することができる。

20

【0044】

第1の方法は、上述した動き評価情報の示す値（例えば、差分信号の値や相関係数）が所定の条件を満たす部分を穿刺針 24 の先端の位置として検出するものである。例えば、評価情報の示す値として差分信号の値を用いる場合には、差分信号の値が所定値以上となる部分を穿刺針 24 の先端の位置として検出すればよく、評価情報の示す値として相関係数を用いる場合には、相関係数が所定値以下となる部分を穿刺針 24 の先端の位置として検出すればよい。これによれば、簡易な方法にて穿刺針 24 の先端の位置を検出することができる。但し、体動やノイズ等の影響により、複数の位置を穿刺針の先端として検出してしまうことがある。その場合には、以下に示す方法により検出精度を高めることができる。

30

【0045】

第2の方法は、動き評価情報に基づく穿刺針 24 の先端の検出を、過去のフレーム（例えば、1フレーム前）の超音波画像データにおいて検出した穿刺針 24 の先端の位置から所定範囲の領域において行うものである。過去のフレームの超音波画像データにおいて検出した穿刺針 24 の先端の位置の情報は、履歴保存部 205d に保存された穿刺針 24 の先端の位置の履歴情報から得ることができる。これによれば、実際の穿刺針 24 から離れた位置を穿刺針の先端として検出してしまうことがなくなるので、検出精度を高めることができる。

【0046】

第3の方法は、後述するようにして履歴保存部 205d に保存された穿刺針 24 の先端の位置の履歴情報に基づいて穿刺針 24 の先端の直線軌道を求め、この直線軌道周辺において動き評価情報の示す値に基づく穿刺針 24 の先端の検出を行うものである。直線軌道は、例えば、最小二乗直線により求めることができる。より具体的には、例えば、図8に示すように、履歴情報から過去のフレームの超音波画像データにおける穿刺針 24 の検出位置が $P1 \sim P3$ であった場合、これらの検出位置 $P1 \sim P3$ から最小二乗直線を演算し、直線軌道 S を求める。動き評価情報の示す値が所定値以上である点が複数（ $P4a, P4b, P4c$ ）あった場合、このうち、直線軌道 S の周辺にあるのは点 $P4a$ であるので、この点 $P4a$ が穿刺針 24 の先端として検出される。

40

【0047】

第4の方法は、上述したようにして生成された動き評価情報についてパーティクルフィ

50

ルターを用いて穿刺針 24 の先端の位置を検出するものである。以下、図 9 を参照しながら具体的に説明する。

【 0 0 4 8 】

図 9 (a) は、穿刺針 24 が刺入される前の超音波画像を表している。また、図 9 (e) は、図 9 (a) に示される超音波画像に係る超音波画像データとその 1 フレーム前に取得された超音波画像データとの差分信号により生成された動き評価情報を示している。なお、差分信号に変えて相関係数により生成された動き評価情報であってもよい。

【 0 0 4 9 】

最初に、図 9 (a) に示す穿刺針挿入領域 A R 1 に相当する図 9 (e) に示す動き評価情報の領域について、多数のパーティクル P T が一様に配置された針信号検出ゲート G T 1 を設定する初期化処理を行う。この針信号検出ゲート G T 1 は、穿刺針挿入領域 A R 1 に穿刺針 24 が進入するのを精度よく検出するためのフィルターである。なお、本実施の形態では、針信号検出ゲート G T 1 を左側端に 1 か所のみ設けるようにしたが、配置される位置はこれに限定されず、穿刺針 24 が進入する可能性のある位置に配置されているのが好ましい。また、針信号検出ゲート G T 1 を設けないようにしてもよい。

10

【 0 0 5 0 】

次に、各パーティクル P T を、予め定められた状態遷移モデルに基づいて移動させる予測処理を行う。この状態遷移モデルは、例えば、穿刺針 24 の概略動作である。

【 0 0 5 1 】

次に、各パーティクル P T について矩形を作成し、作成した矩形内の画素値を取得する観測処理を行う。

20

【 0 0 5 2 】

次に、各パーティクル P T について尤度を計算し、算出した尤度から重みを求める尤度計算処理を行う。尤度は、パーティクル P T の状態から推定した画素値と観測処理によって取得した画素値とを比較し、推定した画素値の観測処理によって得られた画素値に対する尤もらしさを示すものである。尤度は、例えば、図 10 に示すような尤度関数 $Q(v)$ を用いて、動き評価情報の示す値から求めることができる。

【 0 0 5 3 】

次に、尤度計算処理において算出された各パーティクル P T の尤度を重みとした重み付き平均を求める。そして、重み付き平均が所定の閾値以上であるか否かを判定し、重み付き平均が閾値以上でない場合には、穿刺針 24 の進入を検出しないとして針信号検出ゲート G T 1 を設定した状態で上述した初期化処理を実行する。

30

一方、穿刺針 24 が進入して、図 9 (b) に示すように穿刺針画像 N D が超音波画像内に表れると、重み付き平均が閾値以上となる。その場合には、図 9 (f) に示すように、針信号検出ゲート G T 1 の設定を解除するとともに、パーティクル P T の重心座標を取得することにより、対象物体としての穿刺針 24 の先端の中心位置を推定する対象推定処理を行う。このパーティクル P T の重心座標は履歴として保持される。

【 0 0 5 4 】

次に、各パーティクル P T の尤度に基づいて、尤度の高いパーティクル P T を確率的に多く発生させるとともに、尤度の低いパーティクル P T を消滅させる選択処理を行う。すると、図 9 (f) に示すように、尤度が高いパーティクル P T ほど選択されやすくなるため多くのパーティクル P T が集合することとなる。その後は、上述した処理を繰り返すことにより、図 9 (c) に示すように、穿刺針画像 N D が移動すると、図 9 (g) に示すようにパーティクル P T の集合がこれを追跡するようになる。

40

【 0 0 5 5 】

その後、穿刺針 24 が被検体内で停止し、動き評価情報において穿刺針 24 を検出できなくなった場合には、図 9 (d) に示すように、穿刺針 24 の先端が停止したと推定される位置を中心とした穿刺針存在推定領域 A R 2 に相当する、図 9 (h) に示す動き評価情報の領域について、方形状の針信号検出ゲート G T 2 を再設定する。この針信号検出ゲート G T 2 は、例えば、パーティクル P T の重心座標の履歴に基づいてその形状と位置が設

50

定される。具体的には、パーティクル P T の重心座標の履歴から穿刺針画像 N D の進行方向と位置が推定できるので、針信号検出ゲート G T 2 の中心位置と、その形状の傾きを求めることができる。また、針信号検出ゲート G T 2 の幅を、パーティクル P T の重心座標の履歴から算出された穿刺針画像 N D の移動速度から設定するようにしてもよい。これにより、穿刺針 2 4 が再度移動した場合に、これを精度よく検出することができる。

【 0 0 5 6 】

また、本実施の形態では、パーティクル P T の重心座標の履歴から直近に取得した複数（例えば、5 点）の重心座標を抽出し、これに基づいて近似直線を得ることができる。この近似直線は、例えば、最小二乗直線により求めることができる。そして、この近似直線と、上述の複数の重心座標との相関係数を求め、相関が高いか否かを判定する。相関が高い場合には、穿刺針 2 4 の刺入角度、穿刺針 2 4 の先端の深さ等の穿刺情報を保持することにより、例えば、その情報を表示部 2 0 7 に表示させることができる。

10

【 0 0 5 7 】

第 5 の方法は、後述するようにして速度演算部 2 0 5 e によって演算された穿刺針 2 4 の先端の移動速度から過去のフレーム（例えば、1 フレーム前）の超音波画像データにおいて検出した穿刺針 2 4 の先端の位置からの移動量を求め、この移動量から推測される領域において、動き評価情報の示す値に基づく穿刺針 2 4 の先端の検出を行うものである。穿刺針 2 4 の先端の移動速度に加えて加速度を演算し、移動速度と加速度に基づいて移動量を求めてもよい。より具体的には、例えば、図 8 に示すように、履歴情報から過去のフレームの超音波画像データにおける穿刺針 2 4 の検出位置が P 1 ~ P 3 であった場合、速度演算部 2 0 5 e により、P 1 から P 2 への移動量から P 1 と P 2 との間における穿刺針 2 4 の移動速度が求められ、P 2 から P 3 への移動量から P 2 と P 3 との間における穿刺針 2 4 の移動速度が求められる。そして、これらの移動速度の差分から加速度が求められる。そして、穿刺針位置検出部 2 0 5 c は、P 2 と P 3 との間における穿刺針 2 4 の移動速度と加速度から P 3 からの穿刺針 2 4 の先端の移動量を求める。動き評価情報の示す値が所定値以上である点が複数（P 4 a , P 4 b , P 4 c ）あった場合、このうち、求められた移動量だけ P 3 から離間した位置にあるのは点 P 4 a であるので、この点 P 4 a が穿刺針 2 4 の先端として検出される。これによれば、穿刺針 2 4 の先端の移動先を精度よく推測することができるので、穿刺針 2 4 の先端の検出精度を高めることができる。なお、この第 5 の方法は、上述した第 1 ~ 第 4 の方法と組み合わせて実施することにより、より

20

30

【 0 0 5 8 】

第 6 の方法は、過去のフレーム（例えば、1 フレーム前）における穿刺針 2 4 の先端の移動量に基づき、過去のフレームの超音波画像データにおいて検出された穿刺針 2 4 の先端の位置から当該移動量だけ離れた位置において動き評価情報の示す値に基づく穿刺針 2 4 の先端の検出を行うものである。この場合において、例えば、オプティカルフローによって移動量を求めることができる。この方法によれば、穿刺針 2 4 の移動量（移動速度）に応じて検出範囲が変更されるので、穿刺針 2 4 の先端の移動速度を考慮した検出を行うことができ、検出精度を高めることができる。

【 0 0 5 9 】

40

履歴保存部 2 0 5 d は、穿刺針位置検出部 2 0 5 c によって検出された穿刺針 2 4 の先端の位置の履歴情報を保存する。

【 0 0 6 0 】

速度演算部 2 0 5 e は、上述したようにして、履歴保存部 2 0 5 d に保存された穿刺針 2 4 の先端の位置の履歴情報に基づいて穿刺針 2 4 の移動速度を演算する。

【 0 0 6 1 】

表示強調部 2 0 5 f は、穿刺針位置検出部 2 0 5 c によって検出された穿刺針 2 4 の先端の位置に対応する超音波画像における先端画像の表示を強調するように超音波画像データの補正を行う。

具体的には、まず、上述のようにして生成された動き評価情報に対し、穿刺針位置検出

50

部 2 0 5 c による穿刺針 2 4 の先端の位置の検出情報に基づいて、検出された穿刺針 2 4 の先端の位置以外の部分についてフィルター処理を行う。そして、フィルター処理された動き評価情報に対し、例えば、L U T (Look Up Table) 等のテーブルを用いて、図 1 1 (a) に示すような穿刺針先端信号強調係数に変換する。そして、図 1 1 (b) に示すような最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ に対してこの穿刺針先端信号強調係数を乗じると、図 1 1 (c) に示すような、穿刺針先端を示す画像 (穿刺針先端画像) H の画像データが得られる。その後、図 1 2 (a) に示される穿刺針先端画像 H の画像データを、図 1 2 (b) に示される最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ に加算すると、図 1 2 (c) に示すような、穿刺針の先端が強調された超音波画像 J の画像データが生成される。

10

【 0 0 6 2 】

なお、本実施の形態において、穿刺針の先端部分の輝度を上昇することにより穿刺針の先端の強調表示を行う際に、穿刺針の先端の移動速度に応じて強調する度合いを変更するようにしてもよく、例えば、穿刺針の移動中は強調の度合いを小さくし、穿刺針の停止中は強調の度合いを大きくするようにしてもよい。このようにすることで、穿刺針 2 4 の挙動を認識することができ、穿刺針 2 4 の先端をより認識しやすくすることができるようになる。

【 0 0 6 3 】

また、穿刺針先端部分の表示色を変更することにより穿刺針の先端の強調表示を行うようにしてもよい。このとき、穿刺針の先端の移動速度に応じて表示色を変更するようにしてもよく、例えば、穿刺針の移動中は赤色で表示し、穿刺針の停止中は青色で表示するようにしてもよい。

20

【 0 0 6 4 】

軌跡表示部 2 0 5 g は、履歴保存部 2 0 5 d にて保存された穿刺針 2 4 の先端の位置の履歴情報に基づいて、穿刺針 2 4 の先端の軌跡を表示するように制御を行う。具体的には、履歴保存部 2 0 5 d に保存された穿刺針 2 4 の先端の位置の履歴情報から複数の位置の履歴を抽出し、これに基づいて、例えば、最小二乗直線により移動軌跡を算出する。そして、軌跡表示部 2 0 5 g は、算出された移動軌跡が超音波画像に表示されるように超音波画像データに移動軌跡を示すデータを合成する。これにより、穿刺針 2 4 の先端の移動先を予測することができるので、穿刺針 2 4 の先端をより認識しやすくすることができるようになる。なお、操作入力部 2 0 1 の操作に応じて移動軌跡を表示させないようにしてもよい。また、軌跡表示部 2 0 5 g を備えない構成であってもよい。

30

【 0 0 6 5 】

図 2 に示すように、D S C 2 0 6 は、画像処理部 2 0 5 より受信した超音波画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部 2 0 7 に出力する。

【 0 0 6 6 】

表示部 2 0 7 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 2 0 7 は、D S C 2 0 6 から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波画像の表示を行う。

40

【 0 0 6 7 】

制御部 2 0 8 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備えて構成され、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置 2 0 の各部の動作を集中制御する。

R O M は、半導体等の不揮発メモリー等により構成され、超音波画像診断装置 2 0 に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

50

R A Mは、C P Uにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【 0 0 6 8 】

次に、以上のように構成された超音波画像診断装置 2 0 の制御部 2 0 8 にて実行される画像データ生成処理の一例について図 1 3 を参照しながら説明する。この画像データ生成処理は、医師や技師等の操作者による所定の検査実施操作に応じて実行される。

【 0 0 6 9 】

まず、制御部 2 0 8 は、画像処理部 2 0 5 の評価情報生成部 2 0 5 b に動き評価情報を生成させ、これを穿刺針位置検出部 2 0 5 c に出力させる（ステップ S 1 0 1 ）。

【 0 0 7 0 】

続いて、制御部 2 0 8 は、動き評価情報から穿刺針 2 4 の先端の位置を検出する（ステップ S 1 0 2 ）。なお、本実施の形態では、上述したように、履歴保存部 2 0 5 d から穿刺針 2 4 の先端の位置の履歴情報を読み出し、これに基づいて速度演算部 2 0 5 e にて穿刺針 2 4 の先端の移動速度を演算し、この結果に基づき、動き評価情報から穿刺針 2 4 の先端の位置を検出するようにすることができる。

【 0 0 7 1 】

制御部 2 0 8 は、ステップ S 1 0 2 において穿刺針 2 4 の先端の位置を検出できたか否かを判定する（ステップ S 1 0 3 ）。制御部 2 0 8 は、穿刺針 2 4 の先端の位置を検出できたと判定したときは（ステップ S 1 0 3 : Y ）、表示強調部 2 0 5 f により動き評価情報を穿刺針先端信号強調係数に変換する処理を行った後（ステップ S 1 0 4 ）、穿刺針の先端が強調された超音波画像の画像データを生成し、生成した超音波画像データに基づいて超音波画像が表示されるように制御する（ステップ S 1 0 5 ）。

【 0 0 7 2 】

一方、制御部 2 0 8 は、穿刺針 2 4 の先端の位置を検出できたと判定しないときは（ステップ S 1 0 3 : N ）、穿刺針の先端の強調を行わない通常の超音波画像が表示されるように制御する（ステップ S 1 0 6 ）。

【 0 0 7 3 】

制御部 2 0 8 は、画像データ生成処理を継続するか否かを判定する（ステップ S 1 0 7 ）。すなわち、制御部 2 0 8 は、超音波画像の表示を継続して行うか否かを判定する。制御部 2 0 8 は、画像データ生成処理を継続すると判定したときは（ステップ S 1 0 7 : Y ）、ステップ S 1 0 1 の処理を実行する。一方、制御部 2 0 8 は、画像データ生成処理を継続すると判定しないときは（ステップ S 1 0 7 : N ）、この処理を終了する。

【 0 0 7 4 】

次に、本実施の形態の他の例について、図 1 4 を参照しながら説明する。図 1 4 に示される例において、画像処理部 2 0 5 A は、履歴保存部 2 0 5 d 、速度演算部 2 0 5 e 及び軌跡表示部 2 0 5 g を備えておらず、対象画像決定部 2 0 5 h を備えている点で、図 3 を参照して上述した画像処理部 2 0 5 とは異なっている。以下の説明では、上述した画像処理部 2 0 5 とは異なる点について説明し、同様の点については説明を省略する。

【 0 0 7 5 】

対象画像決定部 2 0 5 h は、画像メモリー部 2 0 5 a に記憶された複数フレームの超音波画像データのそれぞれについて最新フレームの超音波画像データとの大域的なマッチングを行って最新フレームの超音波画像データに対する相関を求め、相関が所定の閾値以上であって、且つ、時間的に最も古く生成された超音波画像データを対象画像データとして決定する。

具体的には、例えば、図 1 5 に示すように、最新フレームの 1 フレーム前から k フレーム前までの各超音波画像データ $I(t-1) \sim I(t-k)$ について、それぞれ最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ との大域的なマッチングを行って相関を求める。これにより、各超音波画像データ $I(t-1) \sim I(t-k)$ のそれぞれについて、最新フレームの超音波画像データ $I(t)$ との類似度を判定することができる。体動等により、大きく画像が変化していれば、類似度は低くなる。そして、最新フレームの 1 フレーム前から

10

20

30

40

50

k フレーム前までの超音波画像データ $I(t-1) \sim I(t-k)$ のうち、相関が所定の閾値以上であって、且つ、時間的に最も古く生成された超音波画像データ X を対象画像データとして決定する。

【0076】

評価情報生成部 205b は、上述のようにして決定した対象画像データと最新フレームの超音波画像データとで上述した要領で差分信号又は相関係数を得て動き評価情報を生成する。

【0077】

本実施の形態によれば、穿刺針 24 の先端の移動量の大きい動き評価情報を得ることができるようになるので、穿刺針 24 の先端の検出を容易にすることができる。また、最新フレームの超音波画像データと一定以上の類似度である超音波画像データを用いて動き評価情報を生成するので、体動等の影響による穿刺針 24 の先端の検出性の低下を低減することができる。

【0078】

以上説明したように、本実施の形態によれば、超音波探触子 22 は、駆動信号により穿刺針 24 が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する。画像生成部 204 及び画像処理部 205 は、超音波探触子 22 から出力された受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する。表示部 207 は、画像生成部 204 及び画像処理部 205 によって生成された超音波画像データに基づいて超音波画像を表示する。評価情報生成部 205b は、複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する。穿刺針位置検出部 205c は、評価情報生成部 205b によって生成された動き評価情報から穿刺針 24 の先端の位置を検出する。表示強調部 205f は、穿刺針位置検出部 205c によって検出された穿刺針 24 の先端の位置に対応する超音波画像における先端画像の表示を強調する。速度演算部 205e は、穿刺針 24 の先端の移動速度を演算する。穿刺針位置検出部 205c は、速度演算部 205e によって求められた穿刺針 24 の先端の移動速度に基づいて穿刺針 24 の先端の位置を検出する。その結果、穿刺針の先端の移動速度により穿刺針の先端がどこに移動するかについての予測を精度よく行うことができるので、穿刺針の先端位置をより正確に把握することができる。

【0079】

また、本実施の形態によれば、速度演算部 205e は、穿刺針 24 の先端の加速度を演算する。穿刺針位置検出部 205c は、速度演算部 205e によって求められた穿刺針 24 の先端の移動速度と加速度とに基づいて穿刺針 24 の先端の位置を検出する。その結果、穿刺針の先端の移動速度と加速度とにより穿刺針の先端がどこに移動するのかについての予測をより精度よく行うことができるので、穿刺針の先端位置をより正確に把握することができる。

【0080】

また、本実施の形態によれば、履歴保存部 205d は、穿刺針位置検出部 205c によって検出された穿刺針 24 の先端の位置の履歴情報を保存する。速度演算部 205e は、履歴保存部 205d に保存された穿刺針 24 の先端の位置の履歴情報に基づいて穿刺針 24 の先端の移動速度を演算する。その結果、体動や穿刺針以外の物体の移動あるいはノイズ等の影響がなく、穿刺針の先端の検出精度をより高めることができるようになる。

【0081】

また、本実施の形態によれば、評価情報生成部 205b は、複数フレームの超音波画像データ間の差分信号を得ることにより動き評価情報を生成する。その結果、簡便な方法にて動き評価情報を生成することができるので、処理負担を軽減することができる。

【0082】

また、本実施の形態によれば、評価情報生成部 205b は、複数フレームの超音波画像データ間で画素毎に相関係数を算出し、算出した画素毎の相関係数を示す信号を得ることにより動き評価情報を生成する。その結果、穿刺針の先端を良好に検出することができる

10

20

30

40

50

動き評価情報を生成することができるようになる。

【0083】

また、本実施の形態によれば、穿刺針位置検出部205cは、直前のフレームにおいて検出された穿刺針24の先端の位置から所定範囲において穿刺針24の先端の位置を検出する。その結果、体動や穿刺針以外の物体を穿刺針として誤検出するのを抑制することができ、穿刺針の先端の検出精度をより高めることができるようになる。

【0084】

また、本実施の形態によれば、穿刺針位置検出部205cは、穿刺針24の先端の位置の履歴に基づいて穿刺針24の先端の直線軌道を求め、直線軌道周辺において穿刺針24の先端の位置を検出する。その結果、穿刺針の移動方向を予測しながら穿刺針の先端を検出することができるので、穿刺針の先端の検出精度をより高めることができるようになる。

10

【0085】

また、本実施の形態によれば、穿刺針位置検出部205cは、評価情報生成部205bによって生成された動き評価情報からパーティクルフィルターを用いて穿刺針の先端の位置を検出する。その結果、穿刺針の先端を追跡することにより、穿刺針の先端の位置を予測することが可能となるので、穿刺針の先端の検出精度をより高めることができるようになる。

【0086】

また、本実施の形態によれば、表示強調部205fは、先端画像の輝度を上昇させることにより強調表示を行う。その結果、穿刺針の先端の視認性を向上させることができる。

20

【0087】

また、本実施の形態によれば、表示強調部205fは、先端画像の表示色を変更することにより強調表示を行う。その結果、穿刺針の先端の視認性を向上させることができる。

【0088】

また、本実施の形態によれば、軌跡表示部205gは、穿刺針24の先端の位置の履歴に基づいて、穿刺針24の先端の軌跡を表示する。その結果、穿刺針の動きを予測しながら穿刺針の刺入操作を行うことができるようになり、穿刺針の操作の正確性を向上させることができる。

【0089】

また、本実施の形態によれば、軌跡表示部205gは、穿刺針24の先端の位置の履歴に基づいて最小二乗直線を求め、この最小二乗直線に基づいて穿刺針24の先端の軌跡を表示する。その結果、穿刺針の動きをより高い精度で予測することができるようになり、穿刺針の操作の正確性を向上させることができる。

30

【0090】

また、本実施の形態によれば、超音波探触子22は、駆動信号により穿刺針24が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する。画像生成部204及び画像処理部205は、超音波探触子22から出力された受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する。表示部207は、画像生成部204及び画像処理部205によって生成された超音波画像データに基づいて超音波画像を表示する。評価情報生成部205bは、複数フレームの超音波画像データからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する。穿刺針位置検出部205cは、評価情報生成部205bによって生成された動き評価情報から穿刺針24の先端の位置を検出する。表示強調部205fは、穿刺針位置検出部205cによって検出された穿刺針24の先端の位置に対応する超音波画像における先端画像の表示を強調する。評価情報生成部205bは、複数フレームの超音波画像データ間の画素毎の時間方向分散を分析することにより動き評価情報を生成する。その結果、穿刺針の移動速度を容易に認識することができ、また、穿刺針の動きを容易に予測することができるようになるので、穿刺針の先端位置をより正確に把握することができるようになる。

40

【0091】

50

また、本実施の形態によれば、超音波探触子 2 2 は、駆動信号により穿刺針 2 4 が刺入された被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信して得られた受信信号を出力する。画像生成部 2 0 4 及び画像処理部 2 0 5 A は、超音波探触子 2 2 から出力された受信信号に基づいてフレーム毎の超音波画像データを生成する。表示部 2 0 7 は、画像生成部 2 0 4 及び画像処理部 2 0 5 A によって生成された超音波画像データに基づいて超音波画像を表示する。対象画像決定部 2 0 5 h は、複数フレームの超音波画像データのそれぞれについて最新フレームの超音波画像データとの大域的なマッチングを行って最新フレームの超音波画像データに対する相関を求める。対象画像決定部 2 0 5 h は、この相関が所定の閾値であって、且つ、時間的に最も古く生成された超音波画像データを対象画像データとして決定する。評価情報生成部 2 0 5 b は、対象画像決定部 2 0 5 h によって決定された対象画像データと最新フレームの超音波画像データとからフレーム間の動きの評価を示す動き評価情報を生成する。穿刺針位置検出部 2 0 5 c は、評価情報生成部 2 0 5 b によって生成された動き評価情報から穿刺針 2 4 の先端の位置を検出する。表示強調部 2 0 5 f は、穿刺針位置検出部 2 0 5 c によって検出された穿刺針 2 4 の先端の位置に対応する超音波画像における先端画像の表示を強調する。その結果、穿刺針の先端の移動量の大きい動き評価情報を得ることができるようになるので、穿刺針の先端の検出を容易にすることができるようになる。また、最新フレームの超音波画像データと一定以上の類似度である超音波画像データを用いて動き評価情報を生成するので、体動等の影響による穿刺針の先端の検出性の低下を低減することができるようになる。

【 0 0 9 2 】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波画像診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【 0 0 9 3 】

また、本実施の形態では、履歴保存部 2 0 5 d に記憶された穿刺針 2 4 の先端の位置の履歴情報に基づいて穿刺針 2 4 の先端の移動速度を演算するようにしたが、例えば、複数の動き評価情報に基づいて穿刺針 2 4 の先端の移動速度を演算するようにしてもよい。

【 0 0 9 4 】

また、本実施の形態では、本発明に係るプログラムのコンピューター読み取り可能な媒体としてハードディスクや半導体の不揮発性メモリー等を使用した例を開示したが、この例に限定されない。その他のコンピューター読み取り可能な媒体として、C D - R O M 等の可搬型記録媒体を適用することが可能である。また、本発明に係るプログラムのデータを通信回線を介して提供する媒体として、キャリアウェーブ（搬送波）も適用される。

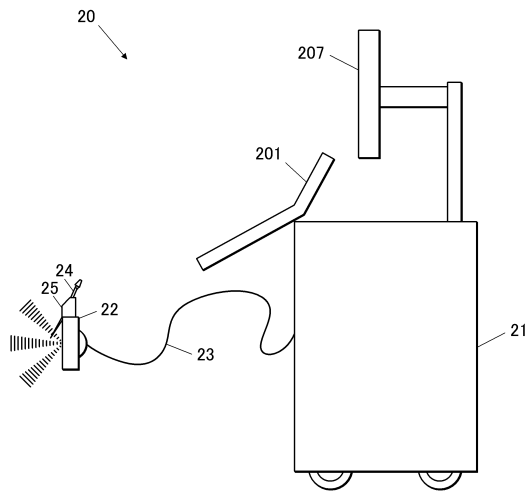
【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

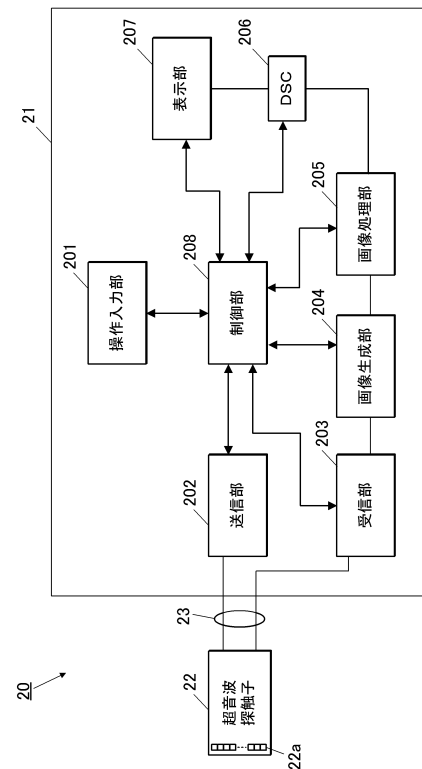
2 0 超音波画像診断装置
2 2 超音波探触子
2 4 穿刺針
2 0 4 画像生成部
2 0 5 画像処理部
2 0 5 A 画像処理部
2 0 5 a 画像メモリー部
2 0 5 b 評価情報生成部
2 0 5 c 穿刺針位置検出部
2 0 5 d 履歴保存部
2 0 5 e 速度演算部
2 0 5 f 表示強調部
2 0 5 g 軌跡表示部
2 0 5 h 対象画像決定部
2 0 7 表示部

2 0 8 制御部

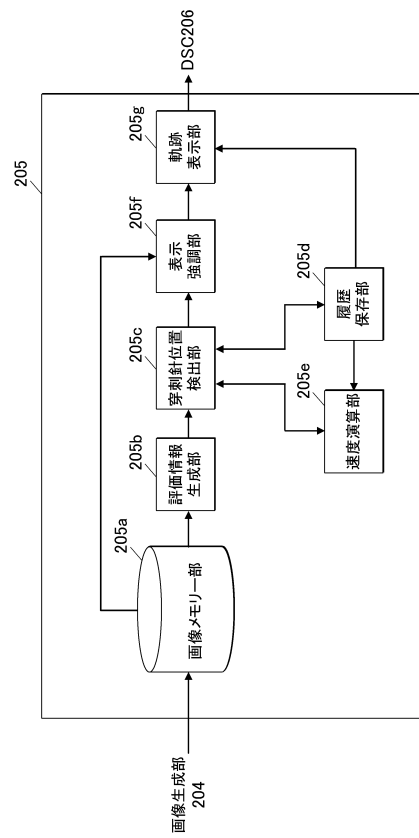
【図 1】



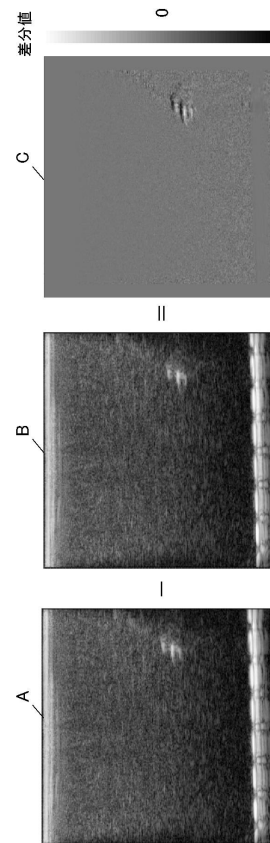
【図 2】



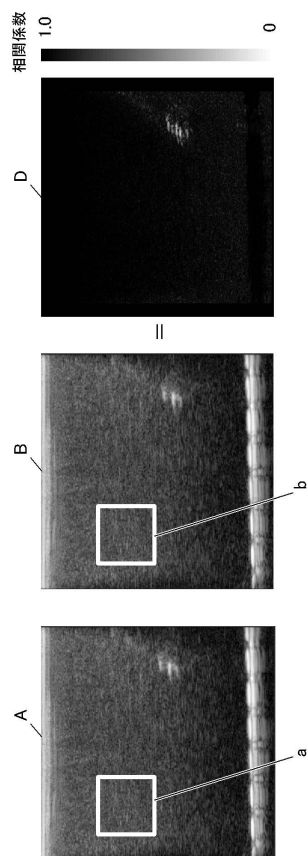
【図 3】



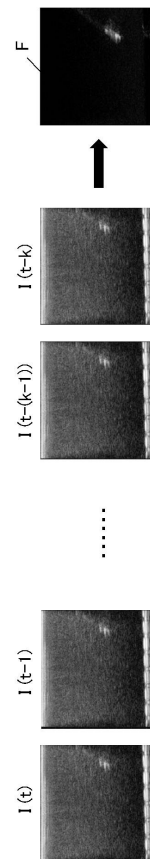
【図 4】



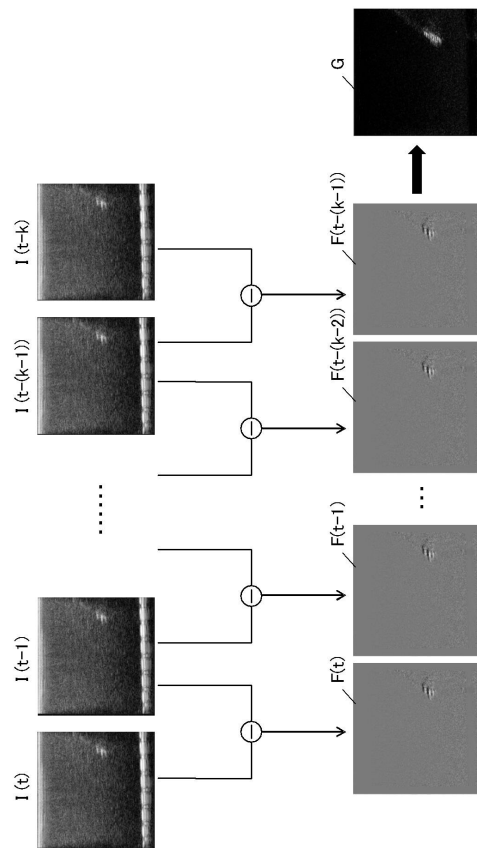
【図 5】



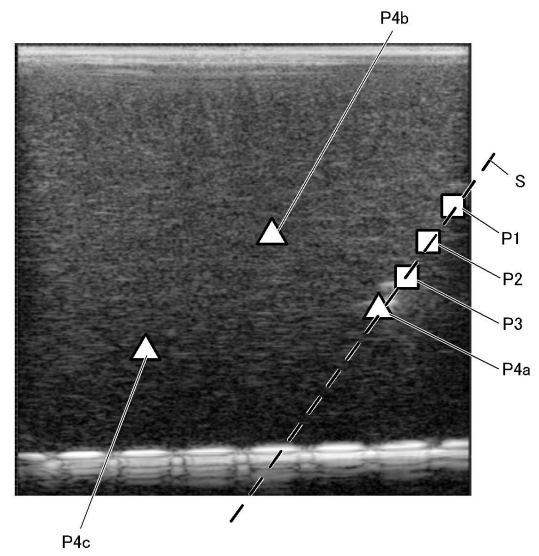
【図 6】



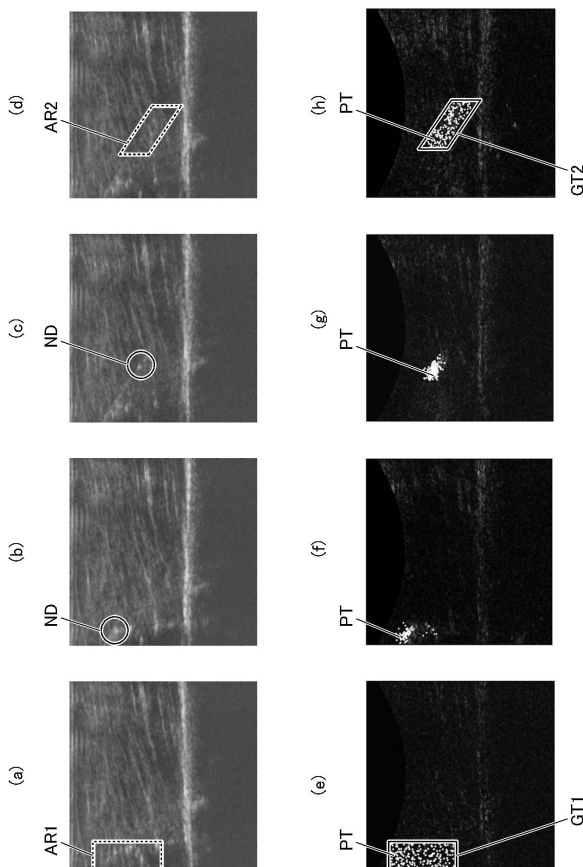
【図 7】



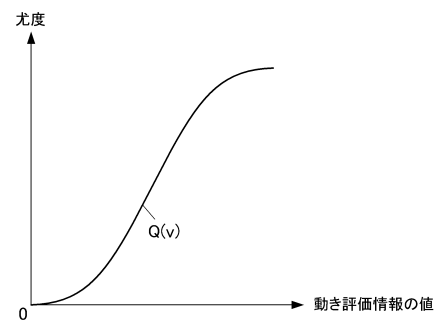
【図 8】



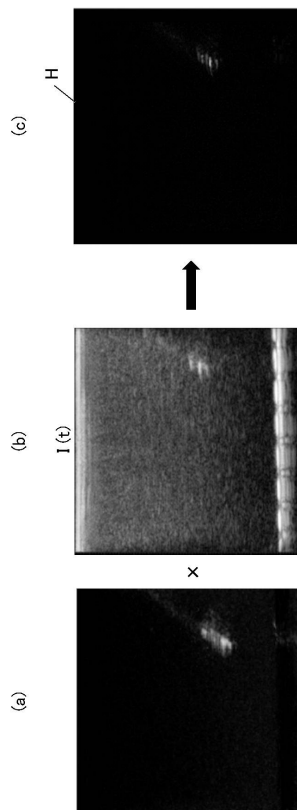
【図 9】



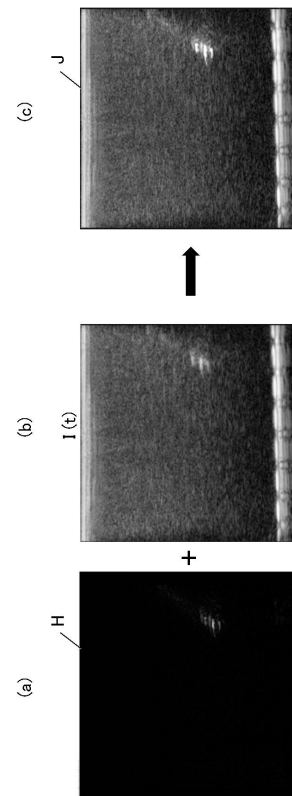
【図 10】



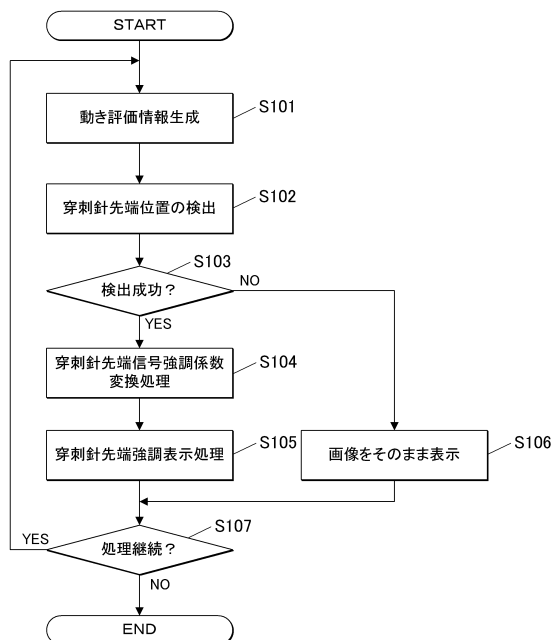
【図 1 1】



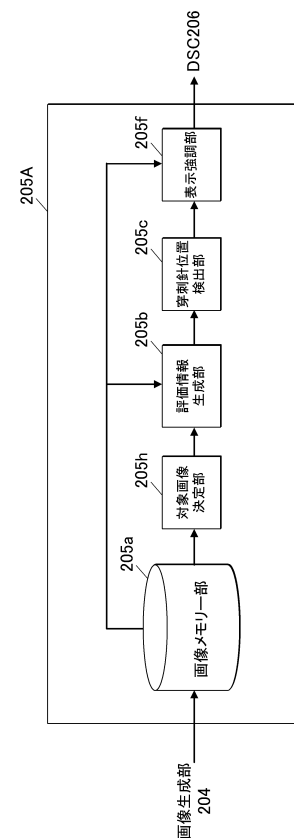
【図 1 2】



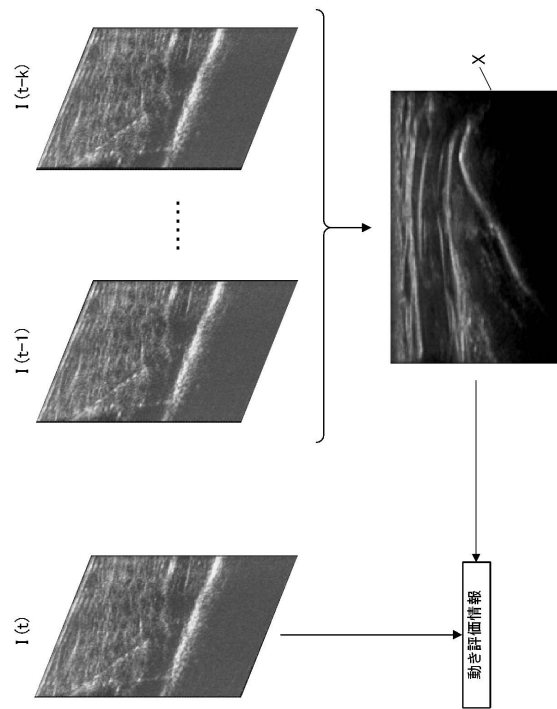
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声图像诊断设备和操作超声图像诊断设备的方法		
公开(公告)号	JP6123458B2	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	JP2013092228	申请日	2013-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	武田義浩		
发明人	武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4405 A61B8/463 A61B8/5215 A61B10/02 A61B17/3403 A61B34/20 A61B2017/00075 A61B2017/3413 A61B2034/2065 A61B2090/378 G06T7/73 G06T2207/10132 G06T2207/30021 G06T2207/30241 G16H50/20 A61B5/06 A61B5/061 A61B8/0833 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/461 A61B8/5207 G01S15/89 G01S15/8915 G06T7/0012 G06T7/20 G06T11/00		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/FF03 4C601/JC11 4C601/JC18 4C601/JC23 4C601/KK02		
其他公开文献	JP2014212922A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够更准确地掌握穿刺针的尖端位置的超声波诊断成像装置和超声波图像生成方法。评估信息生成单元生成指示评估来自多个帧的超声图像数据的帧之间的移动的移动评估信息。穿刺针位置检测单元205c从评估信息生成单元205b生成的移动评估信息中检测穿刺针的尖端的位置。显示强调单元205f强调在与由穿刺针位置检测单元205c检测到的穿刺针的尖端的位置对应的超声图像中的尖端图像的显示。速度计算器205e计算穿刺针尖端的移动速度。穿刺针位置检测单元205c基于由速度计算单元205e获得的穿刺针的尖端的移动速度来检测穿刺针的尖端的位置。[选中图]图3

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6123458号 (P6123458)
(45) 発行日 平成29年5月10日 (2017.5.10)	(24) 登録日 平成29年4月14日 (2017.4.14)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 20 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-92228 (P2013-92228)	(73) 特許権者 000001270 コニカ ミノルタ株式会社	
(22) 出願日 平成25年4月25日 (2013.4.25)	(74) 代理人 110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所	
(65) 公開番号 特開2014-212922 (P2014-212922A)	(72) 発明者 武田 義浩 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカ ミノルタ株式会社内	
(43) 公開日 平成26年11月17日 (2014.11.17)	審査官 森口 正治	
審査請求日 平成27年10月21日 (2015.10.21)	(56) 参考文献 特開2012-120747 (JP, A) 特開2012-070837 (JP, A)	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置及び超音波画像診断装置の作動方法		