

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-213578

(P2015-213578A)

(43) 公開日 平成27年12月3日(2015.12.3)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2014-97181 (P2014-97181)
(22) 出願日 平成26年5月8日 (2014.5.8)

(71) 出願人 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 110001900
特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
(74) 代理人 100090446
弁理士 中島 司朗
(74) 代理人 100146798
弁理士 川畑 孝二
(74) 代理人 100121027
弁理士 木村 公一
(74) 代理人 100175411
弁理士 土田 幸雄

最終頁に続く

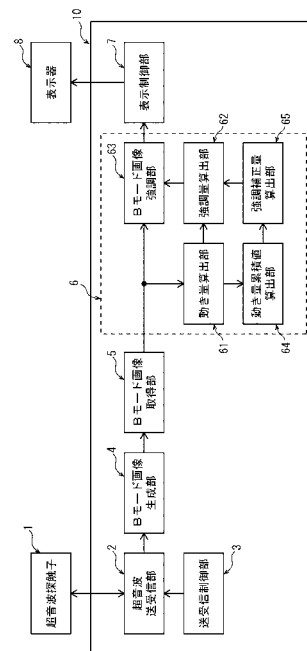
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 穿刺針の視認性を向上するとともに穿刺針の疑似強調による画質低下を防ぐ。

【解決手段】 超音波画像処理方法であって、2以上のフレーム受信信号に含まれる同一画素領域の受信信号から1のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を画素領域毎に算出する動き量算出ステップS201と、画素領域毎の動き量を、超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して、1のフレーム受信信号に含まれる各画素領域の動き量累積値を算出するステップS202と、各画素領域の動き量と、各画素領域の動き量累積値とに基づき、フレーム受信信号に含まれる各画素領域の受信信号に対する強調量を算出するステップS204と、1のフレーム受信信号を強調量に基づき各画素領域毎に強調するステップS205とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波画像処理方法であって、

時系列に生成された 2 以上のフレーム受信信号を取得するステップと、

前記 2 以上のフレーム受信信号に含まれる 1 又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から、1 のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を前記画素領域毎に算出する動き量算出ステップと、

前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して前記着目画素領域の動き量累積値を算出し、前記 1 のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を前記着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出するステップと、

前記各画素領域の動き量と、前記各画素領域の動き量累積値とに基づき、前記フレーム受信信号に含まれる各画素領域の受信信号に対する強調量を算出するステップと、

前記 1 のフレーム受信信号を前記強調量に基づき各画素領域毎に強調するステップとを有する超音波画像処理方法。

10

【請求項 2】

前記方向を第 1 方向としたとき、

前記動き量累積値を算出するステップでは、前記着目画素領域を通り前記第 1 方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する

20

請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 3】

前記方向を第 1 方向としたとき、

前記画素領域毎の動き量累積値を算出するステップでは、前記第 1 方向と垂直な第 2 方向に存する画素領域の中で動き量が最大である画素領域の動き量を、前記第 1 方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する

30

請求項 1 に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 4】

前記強調量を算出するステップでは、前記強調量は、補正対象の画素領域の動き量が大いほど増加し、前記補正対象の画素領域に対する動き量累積値が所定基準値を超過したときに超過量が大いほど減少するように算出される

請求項 1 から 3 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 5】

前記動き量累積値を算出するステップでは、前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビームの送受信方向に沿って累積する

請求項 1 から 3 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

40

【請求項 6】

前記画素領域の動き量は、前記画素領域の受信信号が示す輝度と、当該画素領域の受信信号が取得された超音波走査より前の超音波走査により取得された同一画素領域の受信信号が示す輝度との差分に基づいて定められ、当該差分が大いほど前記動き量は大きい

請求項 1 から 3 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 7】

前記強調量が大いほど前記画素領域の受信信号が示す輝度が増幅される

請求項 1 ～ 3 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 8】

前記強調量に基づき前記画素領域の受信信号が示す色が変更される

50

請求項 1 ~ 3 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 9】

前記強調量が大きいほど前記画素領域の受信信号に対する強調効果時間を増加する

請求項 7 又は 8 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 10】

前記被検体中の前記走査範囲には穿指針が刺入されており、

前記強調量は、前記フレーム受信信号中の穿指針が示される画素領域において大きい

請求項 1 から 9 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 11】

前記フレーム受信信号は、フレーム B モード画像信号、又はフレーム音響線信号の何れ
かである 10

請求項 1 から 9 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法。

【請求項 12】

請求項 1 から 11 の何れか 1 項に記載の超音波画像処理方法をコンピュータに実行させる
プログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体。

【請求項 13】

超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を
受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波診断
装置であって、

時系列に生成された 2 以上のフレーム受信信号を取得する受信信号取得部と、 20

前記 2 以上のフレーム受信信号に含まれる 1 又は複数の画素からなる同一画素領域の受
信信号から 1 のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き
量を前記画素領域毎に算出する動き量算出部と、

前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記
超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して前記着
目画素領域の動き量累積値を算出し、前記 1 のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を
前記着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出する動き量累積値算出部と、

前記各画素領域の動き量と、前記各画素領域の動き量累積値とに基づき、前記フレーム
受信信号に含まれる前記各画素領域の受信信号に対する強調量を算出する強調量算出部と
、 30

前記 1 のフレーム受信信号を前記強調量に基づき各画素領域毎に強調する受信信号強調
部と

を備えた超音波診断装置。

【請求項 14】

前記方向を第 1 方向としたとき、

動き量累積値算出部は、前記着目画素領域を通り前記第 1 方向と平行な直線上に存する
画素領域の動き量を、前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素
領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する

請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】 40

前記方向を第 1 方向としたとき、

動き量累積値算出部は、前記第 1 方向と垂直な第 2 方向に存する画素領域の中で、動
き量が最大である画素領域の動き量を、前記第 1 方向に沿って前記超音波ビーム上流側端
部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素
領域の動き量累積値を算出する

請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記強調量は、補正対象の画素領域の動き量が大きいほど増加し、前記補正対象の画素
領域に対する動き量累積値が所定基準値を超過したときに超過量が大きいほど減少するよ
うに算出される 50

請求項 13 から 15 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置に関し、特に穿刺針を用いた超音波画像診断のための技術に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体である患者の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が行われている。また、麻酔科、集中治療室、ペインクリニック科では、穿刺針を用いた麻酔治療が実施されている。これらの診断では、医師等の操作者は、超音波探触子にて取得した被検体内の超音波画像を見て穿刺針の位置を確認し穿刺針の穿刺を実施する。このとき、モニター上において、穿刺針、特にその先端部の位置を確認することが必要であり、超音波診断装置における穿刺針の視認性向上が求められている。

10

【0003】

特に、被検体に対し穿刺針が鋭角に刺入される場合等、超音波ビームと穿刺針との角度が小さい条件では、穿刺針にて反射され超音波探触子に入信する反射超音波が弱くなり穿刺針の可視化が不十分となる。そのため、穿刺針の視認性向上に向けて各種検討がなされていた。例えば、超音波診断装置において超音波断層画像フレームデータの時間差分を計算し、空間変化を超音波断層画像フレームデータに加算処理する方法が提案されている（例えば、特許文献 1）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2001 - 269339 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところが、超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に向けて超音波ビームを送信し反射される反射超音波を可視化する手法である。したがって、金属からなる穿刺針等生体組織と屈折率が大きく異なる物質の超音波ビームが照射されると、超音波ビームが穿刺針と生体との境界で強く反射され、穿刺針より深部には超音波ビームが十分に届かない場合があり、これに伴う画質低下が課題となっていた。

30

【0006】

本開示は、上記課題に鑑みてなされたものであり、超音波画像診断において穿刺針の視認性を向上するとともに、穿刺針の影響による画質低下を防ぎ、より使い勝手のよい超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の一態様に係る超音波画像処理方法は、超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波画像処理方法であって、時系列に生成された 2 以上のフレーム受信信号を取得するステップと、前記 2 以上のフレーム受信信号に含まれる 1 又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から 1 のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を前記画素領域毎に算出する動き量算出ステップと、前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して前記着目画素領域の動き量累積値を算出し、前記 1 のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を前記着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出するステップと、前記各画素領域の動き量と、前記各画素領域の動き量累積値とに基づき、前記フレーム受信

40

50

信号に含まれる各画素領域の受信信号に対する強調量を算出するステップと、前記１のフレーム受信信号を前記強調量に基づき各画素領域毎に強調するステップとを有することを特徴とする。

【０００８】

また、本開示の一態様に係る超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波診断装置であって、時系列に生成された２以上のフレーム受信信号を取得する受信信号取得部と、前記２以上のフレーム受信信号に含まれる１又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から１のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を前記画素領域毎に算出する動き量算出部と、前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して前記着目画素領域の動き量累積値を算出し、前記１のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を前記着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出する動き量累積値算出部と、前記各画素領域の動き量と、前記各画素領域の動き量累積値とに基づき、前記フレーム受信信号に含まれる前記各画素領域の受信信号に対する強調量を算出する強調量算出部と、前記１のフレーム受信信号を前記強調量に基づき各画素領域毎に強調する受信信号強調部とを備えたことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【０００９】

本開示の一態様に係る超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置によれば、上記構成により、穿刺針に対する疑似強調を軽減することができ、超音波画像診断において穿刺針の視認性を向上するとともに、穿刺針の影響による画質低下の防止が可能となる。そのため、超音波診断装置の使い勝手を向上させることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】実施の形態１に係る超音波診断装置１０の機能ブロック図である。

【図２】実施の形態１に係る超音波診断装置１０における強調処理部６の動作を示すフローチャートである。

【図３】実施の形態１に係る超音波診断装置１０の強調量算出部６２における入力と出力との関係を示した特性図である。

30

【図４】実施の形態１に係る超音波診断装置１０における深さ方向における穿刺針の動き量と動き量累積値を示した測定結果である。

【図５】実施の形態１に係る超音波診断装置１０の強調補正量算出部６５における入力と出力の関係を示した特性図である。

【図６】実施の形態１に係る超音波診断装置１０のＢモード画像強調部６３におけるＢモード画像信号の入力輝度と出力輝度の関係を示した特性図である。

【図７】実施の形態１に係る超音波診断装置１０により取得されたＢモード画像である。

【図８】実施の形態１に係る超音波診断装置１０により取得されたＢモード画像である。

【図９】（ａ）から（ｃ）は、実施の形態２に係る超音波診断装置における動き量累積値算出部６４の動作を説明するための模式図である。

40

【図１０】実施の形態２に係る超音波診断装置における強調処理部６Ａの動作を示すフローチャートである。

【図１１】実施の形態２に係る超音波診断装置により取得された穿刺針が強調されたＢモード画像である。

【図１２】実施の形態３に係る超音波診断装置１０Ａの機能ブロック図である。

【図１３】従来の超音波診断装置１０Ｘの機能ブロック図である。

【図１４】従来の超音波診断装置１０Ｘにおける強調処理部６Ｘの動作を示すフローチャートである。

【図１５】従来の超音波診断装置１０Ｘにより取得されたＢモード画像である。

50

【図 1 6】従来の超音波診断装置 1 0 X により取得された B モード画像である。

【図 1 7】従来の超音波診断装置 1 0 X における穿刺針強調処理に伴う穿刺針陰部分の疑似強調について説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 1】

発明を実施するための形態に至った経緯について

発明者らは超音波画像診断において穿刺針の視認性を向上するために各種の検討を行った。図 1 3 は、従来の超音波診断装置 1 0 X の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 1 0 X は、超音波送受信部 2 X、送受信制御部 3 X、B モード画像生成部 4 X、B モード画像取得部 5 X、強調処理部 6 X、及び表示制御部 7 X から構成される。強調処理部は、動き量算出部 6 1 X、強調量算出部 6 2 X、B モード画像強調部 6 3 X から構成されている。また、超音波診断装置 1 0 X の超音波送受信部 2 X には超音波探触子 1 X が、表示制御部 7 X には表示器 8 X が各々接続可能に構成されている。

10

【0 0 1 2】

超音波診断装置 1 0 X の動作について説明する。超音波送受信部 2 X は、送受信制御部 3 X からの送信制御信号に基づき、超音波探触子 1 X に被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信させるためのパルス状の送信超音波信号を供給する送信処理を行う。超音波送受信部 2 X は、さらに、超音波探触子 1 X から取得した反射超音波に基づく超音波信号を増幅した後 A D 変換した R F 信号を整相加算して深さ方向に連なった音響線信号を生成し、B モード画像取得部 5 X に出力する時系列な超音波走査を行う。そして、超音波走査が行われるたびに時系列に音響線信号を B モード画像生成部 4 X に出力する。

20

【0 0 1 3】

B モード画像生成部 4 X は、音響線信号に対して包絡線検波、対数圧縮などの処理を実施して輝度変換し、その輝度信号を直交座標系に座標変換を施すことで B モード画像信号を生成する。B モード画像生成部 4 X にて生成された B モード画像信号は、超音波走査を行う毎に時系列に B モード画像取得部 5 X に送信され記憶される。B モード画像取得部 5 X は B モード画像信号を記憶するバッファである。

【0 0 1 4】

次に、強調処理部 6 X において、B モード画像信号に強調処理が施される。図 1 4 は、超音波診断装置 1 0 X における強調処理部 6 X の動作を示すフローチャートである。

30

ステップ S 2 0 1 X では、動き量算出部 6 1 X は、B モード画像取得部 5 X から、現フレームと現フレームより前のフレームとの 2 フレーム分の B モード画像信号を読み出し画素毎にフレーム間差分を行う。フレーム間差分とは、現フレームの B モード画像信号が示す輝度と被検体の同一位置から取得された現フレームより前のフレームの B モード画像信号が示す輝度との差分であり、対象物の動きを示す動き量とほぼ比例する。上記フレーム間差分等を用いることにより穿刺針の動きを示す B モード画像信号の部分を抽出することができる。

【0 0 1 5】

ステップ S 2 0 2 X では、強調量算出部 6 2 X は、動き量に基づき強調量を算出し、B モード画像強調部 6 3 X は、画素毎に B モード画像信号を強調量に基づき強調し、強調 B モード画像信号を表示制御部 7 X に出力し、表示器 8 X に B モード画像が表示される。フレーム間差分が示す動き量が大きいほどその B モード画像信号に対する強調量が大きくなる条件で画素に対する強調量を定めることができる。

40

【0 0 1 6】

図 1 5 及び図 1 6 は、従来の超音波診断装置 1 0 X により取得された B モード画像である。図 1 5 及び図 1 6 において、破線で囲まれた領域 A の上方に位置する白い斑点状の部分が強調された穿刺針の表示画像である。また、領域 A 内の穿刺針の表示画像の下方に白く着色された部分が存在する。これは、穿刺針の陰影が疑似的に強調されたものであり、穿刺針強調処理に伴うノイズと考えられる。以下、穿刺針陰影の疑似強調の発生理由について、図面を用いて説明する。

50

【 0 0 1 7 】

図 1 7 は、従来の超音波診断装置 1 0 X における穿刺針強調処理に伴う穿刺針陰部分の疑似強調について説明するための模式図である。穿刺針を用いた超音波診断では、超音波探触子から被検体内に向けて超音波ビームが送信されている走査範囲に穿刺針が刺入される（図 1 7（a））。このとき、穿刺針の刺入に伴って穿刺針の下方に超音波ビームが十分に照射されない陰影領域が発生する（図 1 7（b））。上述のとおり、各画素の強調量は現在と、例えば直前の 2 フレーム分の B モード画像信号における画素毎のフレーム間差分により導かれる動き量より算出される。そのため、図 1 7（b）において穿刺針の刺入に伴い新たに陰影となった部分は、直前フレームとの対比において輝度が変化したと認識されるために輝度変化量に応じた動き量が検出される（図 1 7（c））。その結果、穿刺針の刺入に伴い新たに陰影となった部分の画素に対し、輝度変化に応じた強調量が割り振られその画素の B モード画像信号が強調される（図 1 7（d））。

10

【 0 0 1 8 】

このような、穿刺針陰影の疑似強調は本来測定対象には存在しない虚像であり診断を効率的かつ適切に行う上で好ましくない。そこで、発明者らは、B モード画像の穿刺針強調処理において穿刺針に対する強調処理を施す際に疑似強調の発生を防止する技術について鋭意検討を行い、本発明の実施の形態に係る超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置に想到するに至ったものである。

【 0 0 1 9 】

以下、実施の形態に係る超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置超について図面を用いて詳細に説明する。

20

本発明を実施するための形態の概要

本実施の形態に係る超音波画像処理方法は、超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波画像処理方法であって、時系列に生成された 2 以上のフレーム受信信号を取得するステップと、前記 2 以上のフレーム受信信号に含まれる 1 又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から、1 のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を前記画素領域毎に算出する動き量算出ステップと、前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して前記着目画素領域の動き量累積値を算出し、前記 1 のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を前記着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出するステップと、前記各画素領域の動き量と、前記各画素領域の動き量累積値とに基づき、前記フレーム受信信号に含まれる各画素領域の受信信号に対する強調量を算出するステップと、前記 1 のフレーム受信信号を前記強調量に基づき各画素領域毎に強調するステップと

30

を有することを特徴とする。

【 0 0 2 0 】

また、別の態様では、前記方向を第 1 方向としたとき、前記動き量累積値を算出するステップでは、前記着目画素領域を通り前記第 1 方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する構成であってもよい。

40

また、別の態様では、前記方向を第 1 方向としたとき、前記画素領域毎の動き量累積値を算出するステップでは、前記第 1 方向と垂直な第 2 方向に存する画素領域の中で動き量が最大である画素領域の動き量を、前記第 1 方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する構成であってもよい。

【 0 0 2 1 】

また、別の態様では、強調量を算出するステップでは、前記強調量は、補正対象の画素領域の動き量が大きいほど増加し、前記補正対象の画素領域に対する動き量累積値が所定基準値を超過したときに超過量が大きいほど減少するように算出される構成であってもよい。

50

い。

また、別の態様では、前記動き量累積値を算出するステップでは、前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビームの送受信方向に沿って累積する構成であってもよい。

【0022】

また、別の態様では、前記画素領域の動き量は、前記画素領域の受信信号が示す輝度と、当該画素領域の受信信号が取得された超音波走査より前の超音波走査により取得された同一画素領域の受信信号が示す輝度との差分に基づいて定められ、当該差分が大きいほど前記動き量は大きい構成であってもよい。

また、別の態様では、前記強調量が大きいほど前記画素領域の受信信号が示す輝度が増幅される構成であってもよい。

【0023】

また、別の態様では、前記強調量に基づき前記画素領域の受信信号が示す色が変更される構成であってもよい。

また、別の態様では、前記強調量が大きいほど前記画素領域の受信信号に対する強調効果時間を増加する構成であってもよい。

また、別の態様では、前記被検体中の前記走査範囲には穿指針が刺入されており、前記強調量は、前記フレーム受信信号中の穿指針が示される画素領域において大きい構成であってもよい。

【0024】

また、別の態様では、前記フレーム受信信号は、フレームBモード画像信号、又はフレーム音響線信号の何れかである構成であってもよい。

また、別の態様では、上記超音波画像処理方法をコンピュータに実行させるプログラムが記録されたコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体であってもよい。

本実施の形態に係る超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波診断装置であって、時系列に生成された2以上のフレーム受信信号を取得する受信信号取得部と、前記2以上のフレーム受信信号に含まれる1又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から1のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を前記画素領域毎に算出する動き量算出部と、前記画素領域毎の動き量を、前記超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して前記着目画素領域の動き量累積値を算出し、前記1のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を前記着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出する動き量累積値算出部と、前記各画素領域の動き量と、前記各画素領域の動き量累積値とに基づき、前記フレーム受信信号に含まれる前記各画素領域の受信信号に対する強調量を算出する強調量算出部と、前記1のフレーム受信信号を前記強調量に基づき各画素領域毎に強調する受信信号強調部とを備えたことを特徴とする。

【0025】

また、別の態様では、前記方向を第1方向としたとき、動き量累積値算出部は、前記着目画素領域を通り前記第1方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する構成であってもよい。

また、別の態様では、前記方向を第1方向としたとき、動き量累積値算出部は、前記第1方向と垂直な第2方向に存する画素領域の中で、動き量が最大である画素領域の動き量を、前記第1方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から前記着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出する構成であってもよい。

【0026】

また、別の態様では、前記強調量は、補正対象の画素領域の動き量が大きいほど増加し、前記補正対象の画素領域に対する動き量累積値が所定基準値を超過したときに超過量が

10

20

30

40

50

大きいほど減少するように算出される構成であってもよい。

実施の形態 1

以下、実施の形態 1 に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明する。

【0027】

<全体構成>

1. 超音波診断装置 10

図 1 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 10 の機能ブロック図である。超音波診断装置 10 は、超音波送受信部 2、送受信制御部 3、B モード画像生成部 4、B モード画像取得部 5、強調処理部 6、及び表示制御部 7 から構成される。また、超音波診断装置 10 の超音波送受信部 2 には超音波探触子 1 が、表示制御部 7 には表示器 8 が各々接続可能に構成されている。図 1 は超音波診断装置 10 に、超音波探触子 1、表示器 8 が接続された状態を示している。

10

【0028】

次に、超音波診断装置 10 に外部から接続される各要素について説明する。

2. 超音波探触子 1

超音波探触子 1 は、例えば一次元方向（以下、「振動子配列方向」とする）に配列された複数の振動子（不図示）を有する。超音波探触子 1 は、後述の超音波送受信部 2 から供給されたパルス状の電気信号（以下、「送信超音波信号」とする）をパルス状の超音波に変換する。超音波探触子 1 は、超音波探触子 1 の振動子側外表面を被検体の皮膚表面に接触させた状態で、複数の振動子から発せられる複数の超音波からなる超音波ビームを測定対象に向けて送信する。そして、超音波探触子 1 は、被検体からの複数の反射超音波を受信し、複数の振動子によりこれら反射超音波をそれぞれ電気信号（以下、「受信超音波信号」とする）に変換し、受信超音波信号を超音波送受信部 2 に供給する。

20

【0029】

なお、実施の形態 1 においては、一次元方向に配列された複数の振動子を有する超音波探触子 1 を、例示しているが、本実施の形態に用いることができる超音波探触子 1 はこれに限定されない。例えば、振動子を二次元方向に配列した二次元配列振動子や、一次元方向に配列された複数の振動子を機械的に揺動させて三次元の断層画像を取得する揺動型超音波探触子を用いてもよく、測定に応じて適宜使い分けることができる。

【0030】

また、超音波探触子 1 は、後述する超音波送受信部 2 の一部の機能を超音波探触子側に設けてもよい。例えば、超音波送受信部 2 から出力された送信電気信号を生成するための制御信号（以下、「送信制御信号」とする）に基づき超音波探触子 1 内で送信電気信号を生成し、この送信電気信号を超音波に変換する機能を超音波探触子側に設けてもよい。また、受信した反射超音波を受信電気信号に変換した後、この受信電気信号に基づき後述の受信信号を生成する機能を超音波探触子側に設けてもよい。

30

【0031】

3. 表示器 8

表示器 8 は、いわゆる画像表示用の表示装置であって、後述する表示制御部 7 からの画像出力を表示画面に表示する。表示器 8 には、液晶ディスプレイ、CRT、有機 EL ディスプレイ等を用いることができる。

40

<各部構成>

次に、超音波診断装置 10 に含まれる各ブロックの構成について説明する。

【0032】

1. 超音波送受信部 2

超音波送受信部 2 は、超音波探触子 1 と接続される。超音波送受信部 2 は、送受信制御部 3 からの送信制御信号に基づき、超音波探触子 1 に超音波ビームを送信させるためのパルス状の送信超音波信号を供給する送信処理を行う。具体的には、超音波送受信部 2 は、例えば、クロック発生回路、パルス発生回路、遅延回路を備えている。クロック発生回路は、超音波ビームの送信タイミングを決定するクロック信号を発生させる回路である。パ

50

ルス発生回路は、各振動子を駆動するパルス信号を発生させるための回路である。遅延回路は、超音波ビームの送信タイミングを各振動子毎に遅延時間を設定し、遅延時間だけ超音波ビームの送信を遅延させて超音波ビームのフォーカシングやステアリングを行うための回路である。

【 0 0 3 3 】

また、超音波送受信部 2 は、さらに、超音波探触子 1 から取得した反射超音波に基づく受信超音波信号を増幅した後 A/D 変換した R/F 信号を整相加算して深さ方向に連なった音響線信号を生成する。そして、サブ走査の順に時系列に音響線信号を B モード画像生成部 4 に出力する受信処理を行う。

R/F 信号とは、例えば、振動子配列方向と超音波の送信方向であって振動子配列と垂直な方向からなる複数の信号からなり、各信号は反射超音波の振幅から変換された電気信号を A/D 変換したデジタル信号である。

【 0 0 3 4 】

音響線信号とは、整相加算処理後の R/F 信号を構成する深さ方向に連続したデータのことである。深さ方向とは被検者の体表から体内へ送信超音波信号の進む方向である。音響線信号は、例えば、振動子配列方向と超音波の送信方向であって、振動子配列と垂直な方向からなる複数の信号からなるフレームを構築する。1 回の超音波走査により取得された音響線信号をフレーム音響線信号と呼ぶ。なお、「フレーム」とは、1 枚の断層画像を構築する上で必要な 1 つのまとまった信号の単位をさす。

【 0 0 3 5 】

超音波送受信部 2 は、送信処理および受信処理を繰り返し連続して行う。

2. 送受信制御部 3

送受信制御部 3 は、送信制御信号及び受信制御信号を生成し、超音波送受信部 2 へ出力する。本実施の形態では、送信制御信号及び受信制御信号では、送受信のタイミング等を示す情報が超音波送受信部 2 に対し出力される。

【 0 0 3 6 】

3. B モード画像生成部 4

B モード画像生成部 4 は、フレーム内のそれぞれの音響線信号を、その強度に対応した輝度信号へと変換し、その輝度信号を直交座標系に座標変換を施すことでフレーム B モード画像信号を生成する。B モード画像生成部 4 はこの処理をフレーム毎に逐次行い、生成した断層画像を B モード画像取得部 5 に出力する。具体的には、B モード画像生成部 4 は、音響線信号に対して包絡線検波、対数圧縮などの処理を実施して輝度変換し、その輝度信号を直交座標系に座標変換を施すことで B モード画像信号を生成する。すなわち、B モード画像信号は、超音波受信信号の強さを輝度によって表したものである。B モード画像生成部 4 にて生成されたフレーム B モード画像信号は、超音波走査が行われる毎に時系列に B モード画像取得部 5 に送信される。

【 0 0 3 7 】

4. B モード画像取得部 5

B モード画像取得部 5 は、B モード画像生成部 4 にて生成された B モード画像信号を入力として、超音波走査が行われる毎に時系列に送信されるフレーム B モード画像信号を記憶するバッファである。

また、本明細書においては、B モード画像信号、又は B モード画像信号を生成するベースとなる音響線信号を、受信信号（超音波受信信号）と総称する。

【 0 0 3 8 】

5. 強調処理部 6

強調処理部 6 は、動き量算出部 6 1、強調量算出部 6 2、動き量累積値算出部 6 4、強調補正量算出部 6 5、及び B モード画像強調部 6 3 から構成されている。

(5 . 1) 動き量算出部 6 1

動き量算出部 6 1 は、B モード画像取得部 5 から取得した複数フレームの B モード画像信号が示す輝度をフレーム間差分することによりフレーム B モード画像信号における対象

10

20

30

40

50

物の動きを示す動き量を算出する。ここで、「画素領域における対象物」とは、画素領域の画像が示す被検体の組織や被検体の組織に刺入された穿刺針等の人工物をさす。本実施の形態では、穿刺針の動きを示す動き量を算出する。具体的には、フレーム強調量マップ作成部 6 2 は、B モード画像取得部 5 から、現フレームを含む 2 以上のフレーム B モード画像信号を読み出し 1 又は複数の画素からなる同一の画素領域間で例えば輝度情報のフレーム間差分を行う。そして、そのフレーム間差分の値が大きいほど現フレーム B モード画像信号の同一画素領域の動き量が大きくなる条件で動き量を算出する。算出されたフレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域の動き量は強調量算出部 6 2 及び動き量累積値算出部 6 4 に出力される。

【 0 0 3 9 】

10

(5 . 2) 動き量累積値算出部 6 4

動き量累積値算出部 6 4 は、画素領域毎の動き量を、フレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して着目画素領域の動き量累積値を算出し、現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域を着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出する。

【 0 0 4 0 】

ここで、「フレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向」(以後、「第 1 方向」とする)とは、B モード画像表示上における超音波ビーム送信方向との角度が ± 45 度以下である方向をさす。また、「超音波ビーム送信方向」とは B モード画像表示上における音響線信号の深さ方向をさす。例えば、直交座標上に B モード画像を表示したとき、B モード画像上に任意に設定した x 方向及び y 方向のうち B モード画像における音響線信号の深さ方向とのなす角度が小さい方向が第 1 方向となる。

20

【 0 0 4 1 】

本実施の形態では、着目画素領域の動き量累積値を、着目画素領域を通り第 1 方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより算出し、この処理を現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域に対して行うことで各画素領域の動き量累積値を算出する。算出したフレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域の動き量累積値は強調補正量算出部 6 5 に出力される。

30

【 0 0 4 2 】

(5 . 3) 強調補正量算出部 6 5

強調補正量算出部 6 5 は、フレーム B モード画像信号の各画素領域の動き量累積値に基づき各画素領域に対する強調補正量を算出する。各画素領域に対する強調補正量は、各画素領域の動き量累積値の所定基準値を超過したときに超過量が大きいほど各画素領域に対する強調量が減少するように算出される。算出された各画素領域に対する強調補正量は強調量算出部 6 2 に出力される。

【 0 0 4 3 】

(5 . 4) 強調量算出部 6 2

強調量算出部 6 2 は、動き量算出部 6 1 から各画素領域の動き量を、強調補正量算出部 6 5 から各画素領域の強調補正量を取得し、フレーム B モード画像信号の各画素領域の動き量に基づき各画素に対する強調量を算出する。各画素領域に対する強調量は、各画素領域の動き量が大きいほどその画素領域の B モード画像信号に対する強調量が増加し、各画素領域に対する強調補正量に基づき強調量が減少するように算出される。

40

【 0 0 4 4 】

(5 . 5) B モード画像強調部 6 3

B モード画像強調部 6 3 は、B モード画像取得部 5 からフレーム B モード画像信号を、強調量算出部 6 2 からフレーム B モード画像信号の各画素領域に対する強調量を取得し、フレーム B モード画像信号の各画素領域の B モード画像信号に対し強調処理を施す。このとき、B モード画像強調部 6 3 は、強調量が大きいほど対象画素領域の受信信号が示す輝

50

度が増幅されるよう B モード画像信号に対し強調処理を施す。強調された強調済フレーム B モード画像信号は表示制御部 7 に出力される。

【 0 0 4 5 】

6 . 表示制御部 7

表示制御部 7 は、外部接続される表示器 8 に強調済フレーム B モード画像信号に基づく B モード画像を表示させる。

< 動作について >

以上の構成からなる超音波診断装置 10 の動作について説明する。図 2 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 10 における強調処理部 6 の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 4 6 】

1 . ステップ S 2 0 1

ステップ S 2 0 1 では、複数のフレーム B モード画像信号から各画素領域の動き量を算出する。フレーム B モード画像信号の各画素領域のフレーム間差分により、フレーム B モード画像信号上における対象物の動き量を検出する。具体的には、フレーム強調量マップ作成部 6 2 は、B モード画像取得部 5 から、現フレームを含む 2 以上のフレーム B モード画像信号を読み出し 1 又は複数の画素からなる同一の画素領域間で例えば輝度情報のフレーム間差分を行う。ここで、フレーム間差分とは、現フレーム B モード画像信号が示す輝度とそれより前に取得された 1 以上のフレーム B モード画像信号が示す輝度との、1 又は複数の画素からなる同一画素領域同士の差分である。画素領域が複数の画素からなる場合には、複数画素の平均輝度を用いて画素領域間の輝度の差分を算出することができる。また、3 以上のフレーム B モード画像信号を用いてフレーム間差分を行う場合には、例えば、2 フレーム間で行った複数のフレーム間差分の結果の平均値や分散値を算出する構成としてもよい。そして、その算出値が大きいほど現 B フレーム B モード画像信号の同一画素領域の動き量が大きくなるよう動き量を算出する。

【 0 0 4 7 】

2 . ステップ S 2 0 2

ステップ S 2 0 3 では、着目画素領域の動き量累積値を、着目画素領域を通り超音波ビーム送信方向と概ね平行な第 1 方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより算出し、この処理を、第 1 方向に対して垂直な第 2 方向の各位置で行い、現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域に対して行うことで各画素領域の動き量累積値を算出する。

【 0 0 4 8 】

3 . ステップ S 2 0 3

ステップ S 2 0 3 では、強調補正量算出部 6 5 は、フレーム B モード画像信号の各画素領域の動き量累積値に基づき各画素領域に対する強調補正量を算出する。各画素領域に対する強調補正量は、各画素領域の動き量累積値の所定基準値を超過したときに超過量が大きいほど各画素領域に対する強調量が減少するように算出される。

【 0 0 4 9 】

4 . ステップ S 2 0 4

ステップ S 2 0 4 では、強調量算出部 6 2 は、動き量算出部 6 1 から供給される各画素領域の動き量と、強調補正量算出部 6 5 から供給される各画素領域の強調補正量に基づき、フレーム B モード画像信号の各画素に対する強調量を算出する。各画素領域に対する強調量は、各画素領域の動き量が大きいほどその画素領域の B モード画像信号に対する強調量が増加し、各画素領域に対する強調補正量に基づき強調量が減少するように算出される。

【 0 0 5 0 】

5 . ステップ S 2 0 5

B モード画像強調部 6 3 は、B モード画像取得部 5 から供給されるフレーム B モード画像信号と、強調量算出部 6 2 から供給されるフレーム B モード画像信号の各画素領域に対

10

20

30

40

50

する強調量とに基づき、フレーム B モード画像信号の各画素領域の B モード画像信号に対し強調処理を施す。このとき、B モード画像強調部 6 3 は、強調量が大きいほど対象画素領域の受信信号が示す輝度が増幅されるよう B モード画像信号に対し強調処理を施す。この処理が、第 1 方向と垂直な第 2 方向の各位置で行われ (S 2 0 6)、強調された強調済フレーム B モード画像信号が生成される。

【 0 0 5 1 】

強調済フレーム B モード画像信号は表示制御部 7 に出力され、表示器 8 に強調済フレーム B モード画像信号が表示され、超音波走査が行われる毎に強調済フレーム B モード画像を更新して表示する処理が行われる。

< 穿刺針強調処理における疑似強調の防止について >

次に、超音波診断装置 1 0 における穿刺針強調処理における疑似強調の防止効果について、図面を用いて説明する。

【 0 0 5 2 】

図 3 は、超音波診断装置 1 0 における強調量算出部 6 2 における、入力である動き量と算出される強調量 k_1 との関係を示した特性図である。本実施の形態では、図 3 に示すように、強調量 k_1 は動き量と比例関係にある構成とした。

次に、被検体に穿刺針の刺入される際において取得した B モード画像信号における、動き量と動き量累積値の音響線信号の深さ方向における分布について検討した。図 4 は、超音波診断装置 1 0 における深さ方向の穿刺針の動き量と動き量累積値を示した測定結果である。図 4 に示すように、動き量 (破線) は穿刺針がある深さ (4 0 画素近傍) にピークがあり、穿刺針よりも深い範囲 (4 0 画素を超え 1 8 0 画素付近まで) にも分布している。穿刺針よりも深い範囲における動き量の分布は穿刺針の陰影の影響によるものである。上述のとおり、穿刺針の刺入に伴い新たに超音波ビーム照射における穿刺針の陰影領域となった部分は、前フレームとの対比において輝度に変化したと認識されるために、輝度変化量に応じた動き量があるものと認識されるからである。

【 0 0 5 3 】

動き量累積値 (実線) の分布は、この動き量分布を深さ方向に積分して得たものである。動き量累積値は穿刺針がある深さ (4 0 画素近傍) において急激に立ち上がり、深さ 4 0 画素を超えると傾斜が緩やかとなり、深さ 1 2 0 画素付近までは漸増したのち飽和するように分布している。また、発明者らの実験によると、穿刺針が存在する深さでの動き量累積値の立ち上がり量は、深さを変えた場合でもほぼ一定であった。その理由は、穿刺針は表面が滑らかな金属であり、基準によりその太さも規定範囲に限定されているので、被検体に穿刺針を刺入したときの B モード画像信号上における輝度変化、及び輝度変化から導かれる動き量も一定であるためである。したがって、動き量累積値の立ち上がりを検出することにより、穿刺針の刺入深さを正しく検出することができる。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、超音波診断装置 1 0 の強調補正量算出部 6 5 における入力である動き量累積値と出力である強調補正量 k_2 の関係を示した特性図である。図 5 に示すように、強調補正量 k_2 は 0 から 1 までの範囲の係数であり、所定基準値 m は穿刺針の強調を残したい動き量累積値の範囲である。本実施の形態では、強調補正量 k_2 は、動き量累積値が所定基準値 m までの範囲では 1 とし、動き量累積値が所定基準値 m を超えると 0 に向けて減少する構成とした。動き量累積値の所定基準値 m は、図 4 等の実験結果から定めることができる。例えば、所定基準値 m は、穿刺針がある深さ (図 4 における 4 0 画素近傍) における急激な立ち上がり後の値を若干上回る動き量累積値とすることが好ましい。本実施の形態では、6 から 1 0 の範囲、より好ましくは 6 から 8 の範囲に含まれる値であることが好ましい。

【 0 0 5 5 】

これにより、強調量 ($k_1 \times k_2$) は、補正対象の画素領域の動き量が大きいほど増加し、補正対象の画素領域に対する動き量累積値が所定基準値を超過したときに超過量が大きいほど減少するように算出される。

10

20

30

40

50

図 6 は、超音波診断装置 10 の B モード画像強調部 63 における B モード画像信号の入力輝度と出力輝度の関係を示した特性図である。本実施の形態における B モード画像信号に対する強調処理では、入力信号は強調量 ($k_1 \times k_2$) に基づき増幅されて出力される。

【0056】

次に、超音波診断装置 10 における穿刺針強調処理における疑似強調の防止効果について B モード画像を表示させて評価を行った。図 7 及び図 8 は、超音波診断装置 10 により取得された B モード画像である。図 7 及び図 8 において、破線で囲まれた領域 A の上方に位置する白い部分が強調された穿刺針の表示画像である。超音波診断装置 10X により取得された B モード画像である図 15 と同等に穿刺針が強調されていることがわかる。一方、領域 A 内の穿刺針の表示画像の下方に白く着色された部分は、図 15 と比較して軽減され目立たなくなっていることがわかる。図 15 に見られた上記白く着色された部分は、穿刺針の陰影が疑似的に強調されたものであり穿刺針強調処理に伴うノイズである。これにより、超音波診断装置 10 では、上記構成を採ることにより、穿刺針強調処理に伴う穿刺針陰影の疑似的強調が軽減されていることがわかる。

10

【0057】

< 小 括 >

以上、説明したとおり、実施の形態 1 に係る超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置では、上記した構成により、穿刺針に対する疑似強調を軽減することができる。そのため、超音波画像診断において穿刺針の視認性を向上するとともに、穿刺針の影響による画質低下の防止が可能となり、超音波診断装置の使い勝手を向上させることができる。

20

【0058】

実施の形態 2

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 10 では、動き量累積値算出部 64 は、着目画素領域の動き量累積値を、着目画素領域を通り第 1 方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより算出し、この処理を現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域に対して行うことで各画素領域の動き量累積値を算出する構成とした。しかしながら、動き量累積値算出部 64 は、画素領域毎の動き量を、フレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して、現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域の動き量累積値を算出するものであればよく、動き量累積値算出部 64 の構成は適宜変更することができる。

30

【0059】

実施の形態 2 では、動き量累積値算出部 64 は、第 1 方向と垂直な第 2 方向に存する画素領域の中で動き量が最大である画素領域の動き量を、第 1 方向に沿って前記超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより前記着目画素領域の動き量累積値を算出し、この処理を現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域に対して行うことで各画素領域の動き量累積値を算出する構成とした。動き量累積値算出部 64 以外の構成については、実施の形態 1 に示した各要素と同じであり説明を省略する。

40

【0060】

< 構 成 >

以下、実施の形態 1 に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明する。

図 9 (a) から (c) は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置における動き量累積値算出部 64 の構成を説明するための模式図である。

図 9 (a) は、実施の形態 1 に係る動き量累積値算出部 64 の構成を示す模式図である。本図に示すように、実施の形態 1 では、動き量を第 1 方向に超音波ビームの上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域まで累積して着目画素領域の動き量累積値を算出す

50

る。そのため、フレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と第 1 方向とが平行でなく一定の角度をなしている場合には、穿刺針の第 1 方向下方にある部分から外れた位置では動き量累積値が減少し、この部分に対する強調補正量は減少する。

【 0 0 6 1 】

したがって、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域の一部が、B モード画像信号上における穿刺針から第 1 方向の下方にある部分からはみ出し、はみ出した部分に擬似強調がなされるという課題があった。図 9 (a) の扇形状内の右下方に位置する白色斑は擬似強調が残った部分である。

また、フレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と第 1 方向とが平行であっても、超音波ビームが渦中側に向けて拡がる形状のビームである場合には、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域の一部が、B モード画像信号上における穿刺針から第 1 方向下方領域からはみ出すことがあり、同様の課題があった。

【 0 0 6 2 】

一方、図 9 (b)、(c) は、実施の形態 2 に係る動き量累積値算出部 6 4 の構成を示す模式図である。本図に示すように、実施の形態 2 では、各垂直方向 (第 1 方向) の位置において、水平方向 (第 2 方向) に各画素領域の動き量の最大値を算出する (図 9 (b))。そして、この最大値を、第 1 方向に超音波ビームの上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域まで累積して着目画素領域の動き量累積値を算出する (図 9 (c))。この処理を、この処理を現フレーム B モード画像信号に含まれる各画素領域に対して行うことで各画素領域の動き量累積値を算出する。

【 0 0 6 3 】

これにより、第 1 方向に沿った動き量累積値は、第 2 方向における各第 1 方向位置における動き量の最大値を第 1 方向に累積したものとなる。そのため、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域の一部が、穿刺針の第 1 方向下方から外れた位置にある場合でも、この陰影領域の一部における動き量累積値は、穿刺針の第 1 方向下方にある場合と同じ値になる。したがって、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域のうち穿刺針の第 1 方向下方からはみ出した部分に擬似強調がなされることを防止できる。

【 0 0 6 4 】

< 動作について >

図 2 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置における強調処理部 6 の動作を示すフローチャートである。

1 . ステップ S 2 0 1

ステップ S 2 0 1 は、実施の形態 1 と同じである。複数のフレーム B モード画像信号のフレーム間差分によりフレーム B モード画像信号における対象物の動き量を検出する。

【 0 0 6 5 】

2 . ステップ S 2 0 2 A

ステップ S 2 0 2 A は、サブステップ S 2 0 2 1 A、及びサブステップ S 2 0 2 2 A を有する。

サブステップ S 2 0 2 1 A では、動き量累積値算出部 6 4 は、第 1 方向と垂直な第 2 方向に存する画素領域の中で動き量が最大である画素領域の動き量を、第 2 方向の動き量最大値として算出する。

【 0 0 6 6 】

サブステップ S 2 0 2 2 A では、第 2 方向の動き量最大値を、第 1 方向に沿って超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより着目画素領域の動き量累積値を算出する。以上の処理を現フレーム B モード画像信号に含まれる全ての画素領域に対して行うことで各画素領域の動き量累積値を算出する。

3 . ステップ S 2 0 3

ステップ S 2 0 3 は、実施の形態 1 と同じである。強調補正量算出部 6 5 は、フレーム B モード画像信号の各画素領域の動き量累積値に基づき各画素領域に対する強調補正量を

算出する。

【 0 0 6 7 】

4 . ステップ S 2 0 4

ステップ S 2 0 4 は、実施の形態 1 と同じである。強調量算出部 6 2 は、動き量算出部 6 1 から供給される各画素領域の動き量と、強調補正量算出部 6 5 から供給される各画素領域の強調補正量に基づき、フレーム B モード画像信号の各画素に対する強調量を算出する。

【 0 0 6 8 】

5 . ステップ S 2 0 5

B モード画像強調部 6 3 は、実施の形態 1 と同じである。B モード画像取得部 5 から供給されるフレーム B モード画像信号と、強調量算出部 6 2 から供給されるフレーム B モード画像信号の各画素領域に対する強調量とに基づき、フレーム B モード画像信号の各画素領域の B モード画像信号に対し強調処理を施す。強調された強調済フレーム B モード画像信号が生成され、表示制御部 7 を介して表示器 8 に表示される。

10

【 0 0 6 9 】

< 疑似強調の防止効果について >

次に、実施の形態 2 における疑似強調の防止効果を B モード画像表示から評価した。図 1 1 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置により取得された B モード画像である。図 8 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 により取得された B モード画像である。図 8 において、破線で囲まれた領域 A の右下方の破線付近に位置する白色斑は、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域の一部が B モード画像上の穿刺針の第 1 方向下方領域からはみ出し疑似強調されたものである。これに対し、図 1 1 において、破線で囲まれた領域 A 内に位置する白色斑は淡色化し目立たなくなっている。すなわち、実施の形態 2 に係る構成では、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域のうち穿刺針の第 1 方向下方からはみ出した部分に対して動き量累積値に基づく強調補正がなされ、実施の形態 1 で生じていた疑似強調が軽減されたことがわかる。

20

【 0 0 7 0 】

< 小括 >

以上、説明したとおり、実施の形態 2 に係る超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置では、実施の形態 1 における効果に加えて以下の効果を奏する。

30

すなわち、フレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と第 1 方向とが平行でなく一定の角度をなしている場合、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域の一部が、B モード画像信号上における穿刺針から第 1 方向に沿った下方からはみ出し、はみ出した部分に疑似強調がされ疑似強調が残るという課題があった。超音波ビームが渦中側に向けて拡がる形状のビームである場合にも同様の課題があった。

【 0 0 7 1 】

これに対し、実施の形態 2 においては、上記した構成により、上記のはみ出した部分に対しても、動き量累積値に基づく強調補正量が算出され、実施の形態 1 において生じていた疑似強調を軽減することができる。

40

実施の形態 3

実施の形態 1 では、複数のフレーム B モード画像信号に含まれる画素領域の B モード画像信号から算出した動き量に基づき、画素領域の B モード画像信号に対する強調量を算出して、フレーム B モード画像信号を強調する構成とした。

【 0 0 7 2 】

しかしながら、複数のフレーム受信信号に含まれる画素領域の受信信号から算出した特性値に基づき、画素領域の受信信号に対する強調量を算出して、複数のフレーム受信信号に対する強調処理がされていればよく、強調処理を施す対象は適宜変更することができる。

実勢の形態 3 に係る超音波診断装置 1 0 A では、複数のフレームの音響線信号に含まれる 1 又は複数の画素からなる画素領域の音響線信号から算出した動き量に基づき、画素領

50

域の音響線信号に対する強調量を算出し、フレームの音響線信号に対して強調処理を行う構成とした点に特徴がある。

【 0 0 7 3 】

< 構 成 >

以下、超音波診断装置 1 0 A の構成について説明する。図 1 2 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 0 A の機能ブロック図である。超音波診断装置 1 0 A は、超音波送受信部 2、送受信制御部 3、B モード画像生成部 4、音響線信号取得部 5 A、強調処理部 6 A、及び表示制御部 7 から構成される。このうち、音響線信号取得部 5 A、強調処理部 6 A 以外の構成については、実施の形態 1 に示した各要素と同じであり説明を省略する。

【 0 0 7 4 】

10

1 . 音響線信号取得部 5 A

音響線信号取得部 5 A は、超音波送受信部 2 にて生成された音響線信号を入力として、走査が行われる毎に時系列に送信されるフレーム音響線信号を記憶するバッファである。フレーム音響線信号は、強調処理部 6 A に出力される。

2 . 強調処理部 6 A

強調処理部 6 A は、動き量算出部 6 1、強調量算出部 6 2、動き量累積値算出部 6 4、強調補正量算出部 6 5、及び音響線信号強調部 6 3 A から構成されている。このうち、音響線信号強調部 6 3 A 以外の構成は実施の形態 1 と同じであり説明を省略する。また、音響線信号強調部 6 3 A においては、強調処理の対象が、モード画像信号から音響線信号に置換わる他構成及び動作は同じである。

20

【 0 0 7 5 】

音響線信号強調部 6 3 A は、音響線信号取得部 5 A からフレーム音響線信号を、強調量算出部 6 2 からフレーム音響線信号の各画素領域に対する強調量を取得し、フレーム音響線信号の各画素領域の音響線信号に対し強調処理を施す。強調された強調済フレーム音響線信号は B モード画像生成部 4 に出力される。強調済フレーム音響線信号は、B モード画像信号に変換され、表示制御部 7 を介して表示器 8 に表示される。

【 0 0 7 6 】

超音波診断装置 1 0 A における強調処理動作は、図 2 のフローチャートにおいて、B モード画像信号が音響線信号に置換わる以外は同じである。

< 小 括 >

30

以上、説明したとおり、超音波診断装置 1 0 A は、実施の形態 1 において示した超音波診断装置 1 0 の効果に加えて、以下の効果を奏する。

【 0 0 7 7 】

超音波診断装置 1 0 A では、複数のフレームの音響線信号に含まれる画素領域の音響線信号から算出した特性値に基づき画素領域毎の強調量を作成する。これにより、B モード画像信号に変えて音響線信号に強調処理を行うことで、B モード画像生成時に含まれる操作者固有の画質調整の影響を排除して音響線信号の段階で穿刺針に対する強調量を決定することができる。そのため、操作者固有の調整に依存しない強調量の決定が可能となる。

【 0 0 7 8 】

40

また、上述のとおりフレーム B モード画像信号上における超音波ビーム送信方向と第 1 方向とが平行ではなく一定の角度をなしている場合には、穿刺針の超音波ビーム送信方向下流側に生じる陰影領域の一部が、B モード画像信号上における穿刺針の第 1 方向下方領域からはみ出し、はみ出した部分に擬似強調がなされるという課題があった。実施の形態 3 においては、上記した構成により、動き量累積値を算出する第 1 方向が音響線信号の方向となるために、第 1 方向と超音波ビームの送信方向とが常に平行となる。そのため、はみ出した部分自体が存在せず、当該部分に擬似強調がなされるという課題も発生しない。そのため、実施の形態 1 と同じ処理方法を用いても、擬似強調を解消することができる。

【 0 0 7 9 】

< その他の変形例 >

50

以上、各実施の形態に係る超音波診断装置について説明した。なお、本発明は、各実施の形態に限定されるものではなく実施の態様に基づき適宜変更可能である。

上記実施形態では、Bモード画像強調部63は、強調量が大きいほど対象画素領域の受信信号が示す輝度が増幅されるようBモード画像信号に対し強調処理を施す構成とした。しかしながら、強調量の表示態様はこれに限定されず、適宜変更してもよい、例えば、Bモード画像強調部63は、強調量に基づき対象画素領域の受信信号に基づき表示器に表示される色が変更されるようにBモード画像信号に対し強調処理を施す構成としてもよい。また、強調量が大きいほど対象画素領域の受信信号に対する強調効果時間を増加するように時系列的にBモード画像信号に対し強調処理を施す構成としてもよい。これにより、強調効果をより目立つように表現することができる。

10

【0080】

また、上記実施の形態においては、超音波探触子は、複数の圧電素子が一次元方向に配列された超音波探触子構成を示した。しかしながら、超音波探触子の構成は、これに限定されるものではなく、例えば、複数の圧電変換素子が2次元に配列された超音波探触子を用いることも可能である。2次元に配列された超音波探触子を用いた場合、圧電変換素子に電圧を与えるタイミングや電圧の値を個々に変化させることによって、送信する超音波ビームの照射位置や照射方向を制御することができる。

【0081】

また、超音波探触子は、送受信処理部の一部の機能を含んでいてもよい。例えば、送受信処理部から出力された送信電気信号を生成するための制御信号に基づき、超音波探触子内で送信電気信号を生成し、この送信電気信号を超音波に変換する。併せて、受信した反射超音波を受信電気信号に変換し、超音波探触子内で受信電気信号に基づき受信信号を生成する構成を採ることができる。

20

【0082】

また、各実施の形態に係る超音波診断装置に含まれる各処理部は典型的には集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように1チップ化されてもよい。

また、実施の形態では、各ブロックは、独立したハードウェアによる構成として説明した。しかしながら、超音波診断装置を構成する各ブロックは、必ずしも独立したハードウェアによって構成される必要はなく、例えば、各ブロックを必要に応じて一体としたCPUおよびソフトウェアによって、その機能を実現する構成であってもよい。

30

【0083】

また、超音波診断装置の各機能ブロックは、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能を、典型的には集積回路であるLSIとして実現することもできる。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部または全てを含むように1チップ化されてもよい。なお、LSIは、集積度の違いにより、IC、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。

【0084】

なお、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路または汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA(Field Programmable Gate Array)や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサ(ReConfigurable Processor)を利用してもよい。

40

【0085】

さらには、半導体技術の進歩または派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

また、各実施の形態に係る、超音波診断装置の機能の一部又は全てを、CPU等のプロセッサがプログラムを実行することにより実現してもよい。

さらに、本発明は上記プログラムであってもよいし、上記プログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であってもよい。また、上記プログラムは、

50

インターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

【0086】

また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数の機能ブロックに分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

また、上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時に（並列）に実行されてもよい。

【0087】

また、各実施の形態に係る超音波診断装置、及びその変形例の機能のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。

さらに、本実施の形態に対して当業者が思いつく範囲内の変更を施した各種変形例も本発明に含まれる。

まとめ

以上、説明したとおり、本実施の形態に係る超音波画像処理方法は、超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波画像処理方法であって、時系列に生成された2以上のフレーム受信信号を取得するステップと、2以上のフレーム受信信号に含まれる1又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から1のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を画素領域毎に算出する動き量算出ステップS201と、画素領域毎の動き量を、超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して着目画素領域の動き量累積値を算出し、1のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出するステップS202と、各画素領域の動き量と、各画素領域の動き量累積値とに基づき、フレーム受信信号に含まれる各画素領域の受信信号に対する強調量を算出するステップS204と、1のフレーム受信信号を強調量に基づき各画素領域毎に強調するステップS205とを有することを特徴とする。

【0088】

また、本実施の形態に係る超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体内の走査範囲に向けて超音波ビームを送信し反射超音波を受信する時系列な超音波走査に基づき生成されたフレーム受信信号を補正する超音波診断装置であって、時系列に生成された2以上のフレーム受信信号を取得する受信信号取得部5と、2以上のフレーム受信信号に含まれる1又は複数の画素からなる同一画素領域の受信信号から1のフレーム受信信号における当該画素領域における対象物の動きを示す動き量を画素領域毎に算出する動き量算出部61と、画素領域毎の動き量を、超音波ビーム送信方向と概ね平行な方向に沿って超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積して着目画素領域の動き量累積値を算出し、1のフレーム受信信号に含まれる各画素領域を着目画素領域として各画素領域の動き量累積値を算出する動き量累積値算出部64と、各画素領域の動き量と、各画素領域の動き量累積値とに基づき、フレーム受信信号に含まれる各画素領域の受信信号に対する強調量を算出する強調量算出部62と、1のフレーム受信信号を強調量に基づき各画素領域毎に強調する受信信号強調部63とを備えたことを特徴とする。

【0089】

また、方向を第1方向としたとき、動き量累積値算出部63は、着目画素領域を通り第1方向と平行な直線上に存する画素領域の動き量を、超音波ビーム上流側端部に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより着目画素領域の動き量累積値を算出する構成であってもよい。

また、動き量累積値算出部63は、前第1方向と垂直な第2方向に存する画素領域の中で、動き量が最大である画素領域の動き量を、第1方向に沿って超音波ビーム上流側端部

10

20

30

40

50

に位置する画素領域から着目画素領域の位置まで累積することにより着目画素領域の動き量累積値を算出する構成であってもよい。

【0090】

係る構成により、穿刺針に対する疑似強調を軽減することができ、超音波画像診断において穿刺針の視認性を向上するとともに、穿刺針の影響による画質低下の防止が可能となる。そのため、超音波診断装置の使い勝手を向上させることができる。

補足

以上で説明した実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、工程、工程の順序などは一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない工程については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

【0091】

また、発明の理解の容易のため、上記各実施の形態で挙げた各図の構成要素の縮尺は実際のものとは異なる場合がある。また本発明は上記各実施の形態の記載によって限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

さらに、超音波診断装置においては基板上に回路部品、リード線等の部材も存在するが、電氣的配線、電気回路について当該技術分野における通常の知識に基づいて様々な態様を実施可能であり、本発明の説明として直接的には無関係のため、説明を省略している。尚、上記示した各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示したものではない。

【産業上の利用可能性】

【0092】

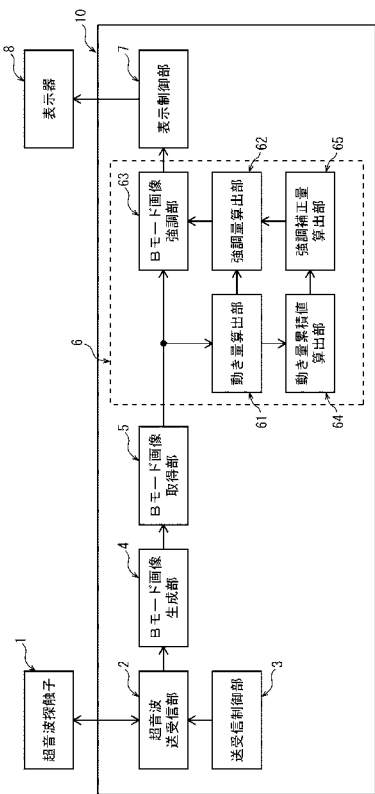
本開示に係る超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置によれば、上記構成とすることで、操作者にとって使い勝手を向上させることが可能となる。したがって、超音波画像処理方法及びそれを用いた超音波診断装置において広く活用することができる。

【符号の説明】

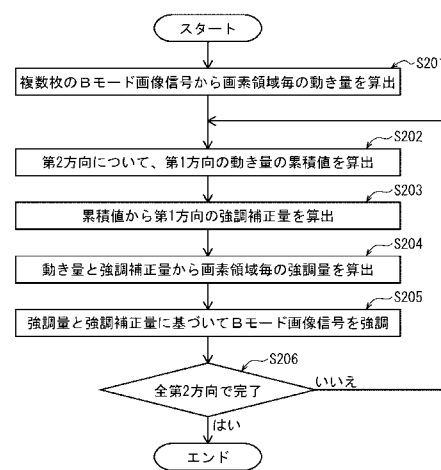
【0093】

- | | | |
|--------------|-----------------------------|----------------------------|
| 1、1 X | 超音波探触子 | |
| 2、2 X | 超音波送受信部 | |
| 3、3 X | 送受信制御部 | 30 |
| 4、4 X | Bモード画像生成部（受信信号生成部） | |
| 5、5 X | Bモード画像取得部（受信信号取得部） | |
| 5 A | 音響線信号取得部（受信信号取得部） | |
| 6、6 A、6 Y | 強調処理部 | |
| 7、7 X | 表示制御部 | |
| 8、8 X | 表示器 | |
| 10、10 A、10 X | 超音波診断装置 | |
| 61、61 A、61 X | 動き量算出部 | |
| 62、62 X | 強調量算出部 | 63、63 X Bモード画像強調部（受信信号強調部） |
| 63 A | 音響線信号強調部（受信信号強調部） | 40 |
| 64 | 動き量累積値算出部 | |
| 65 | 強調補正量算出部 | |
| S201、S201 X | 動き量算出ステップ | |
| S202、S202 A | 動き量累積値を算出するステップ | |
| S2021 A | 第1方向に第2方向の動き量最大値を算出するステップ | |
| S2022 A | 第2方向の動き量最大値を第1方向に累積するステップ | |
| S203 | 強調補正量を算出するステップ | |
| S204 | 強調量を算出するステップ | |
| S205、S202 X | フレームBモード画像信号（受信信号）を強調するステップ | |

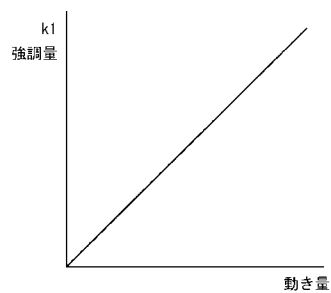
【 図 1 】



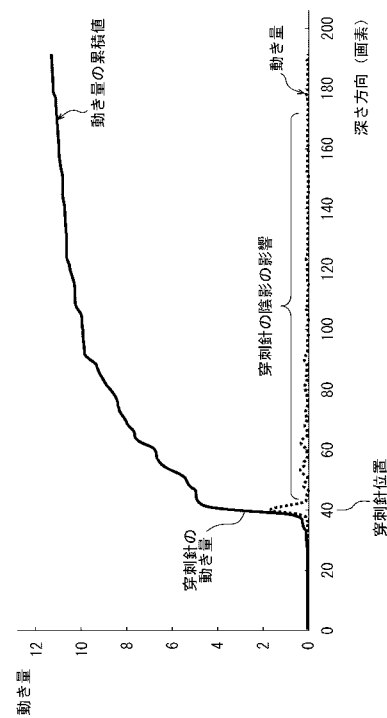
【 図 2 】



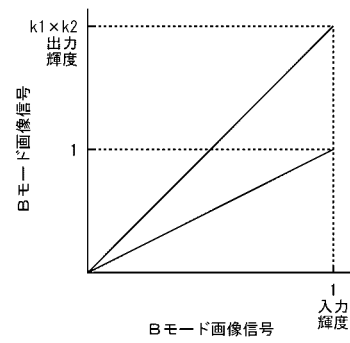
【 図 3 】



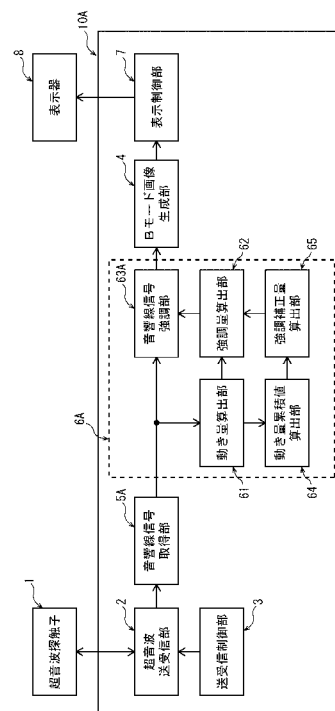
【 図 4 】



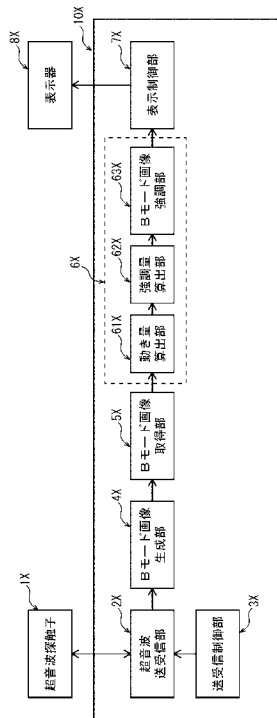
【 図 6 】



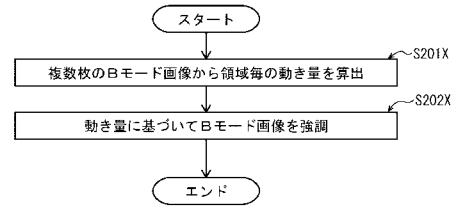
【 ㊦ 1 2 】



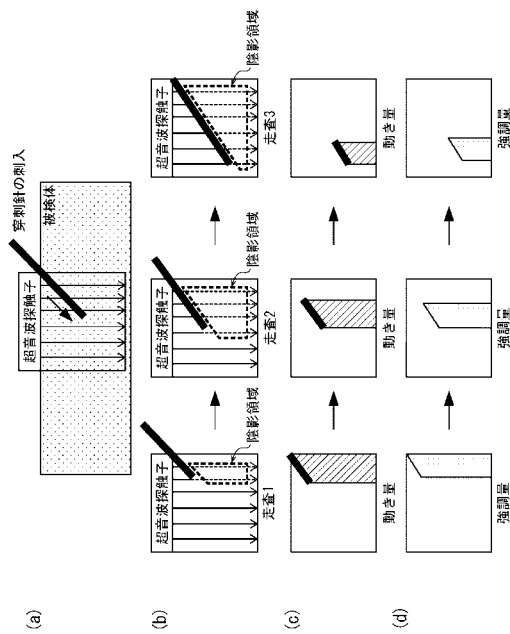
【図 13】



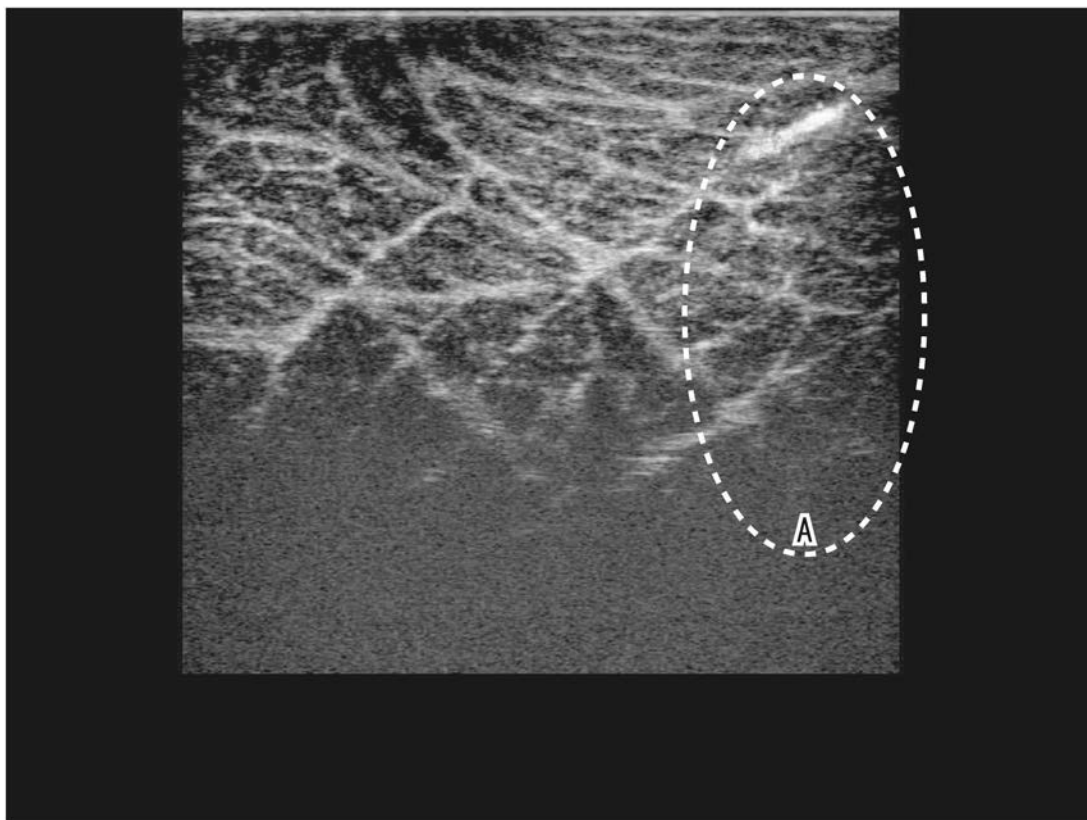
【図 14】



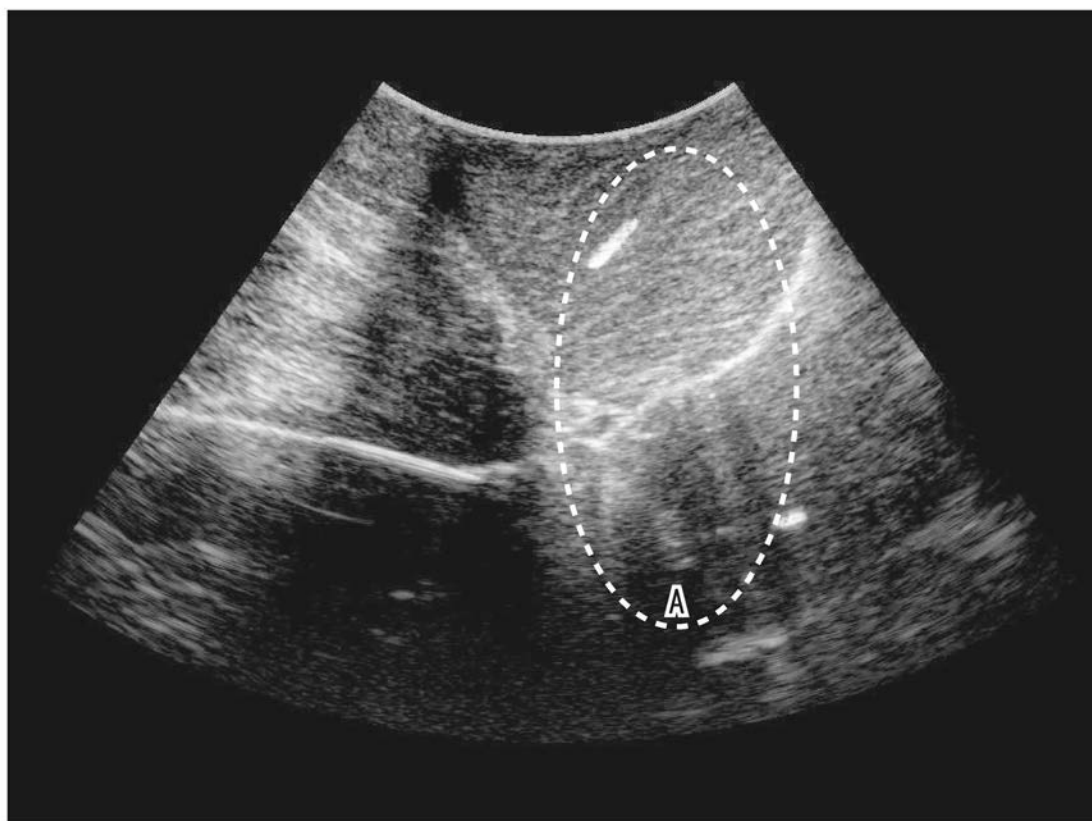
【図 17】



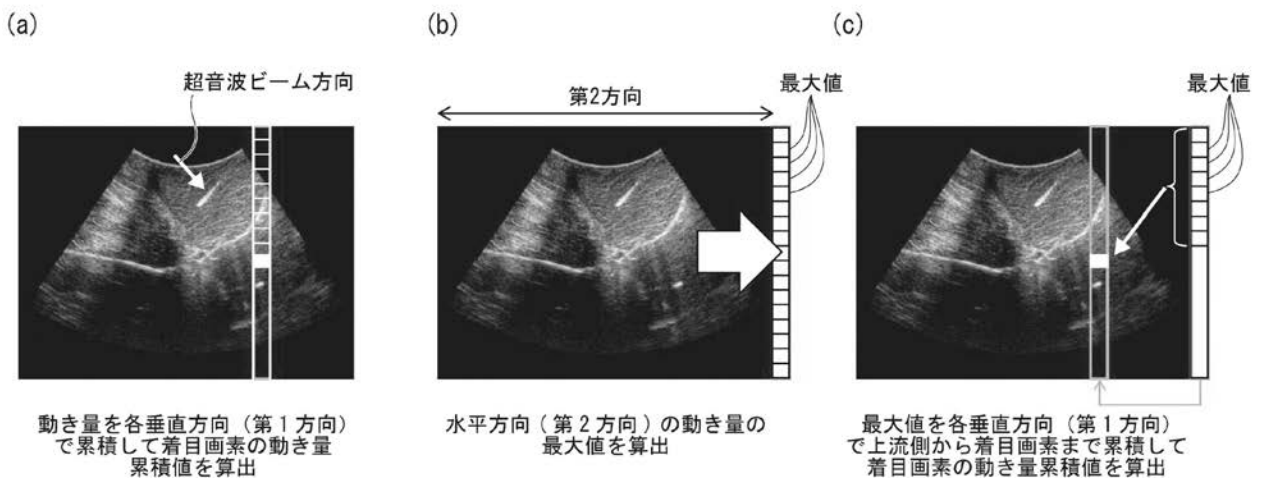
【 図 7 】



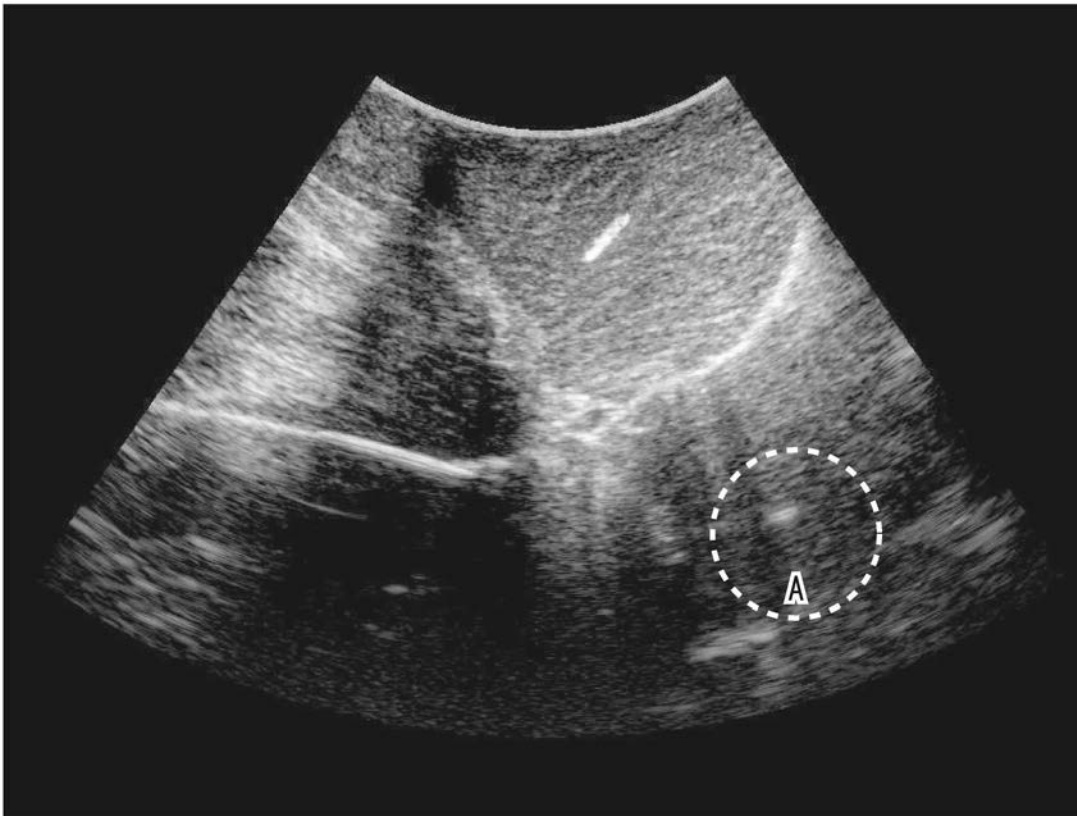
【 図 8 】



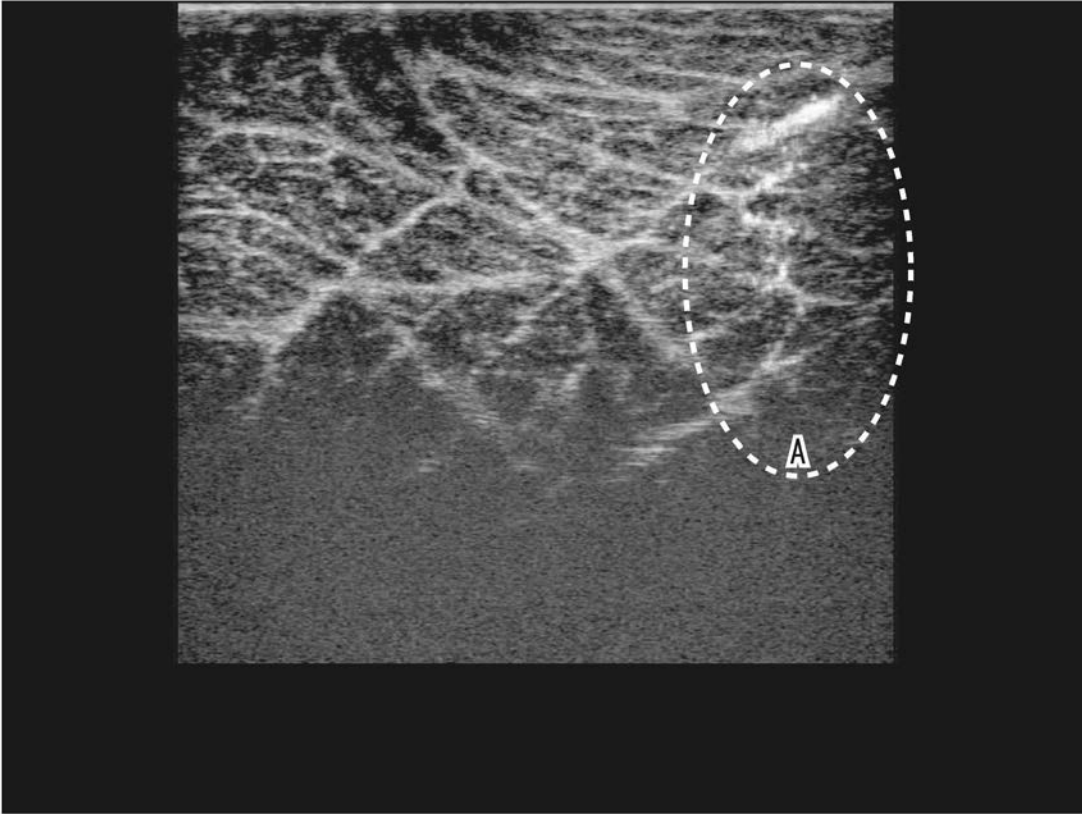
【 図 9 】



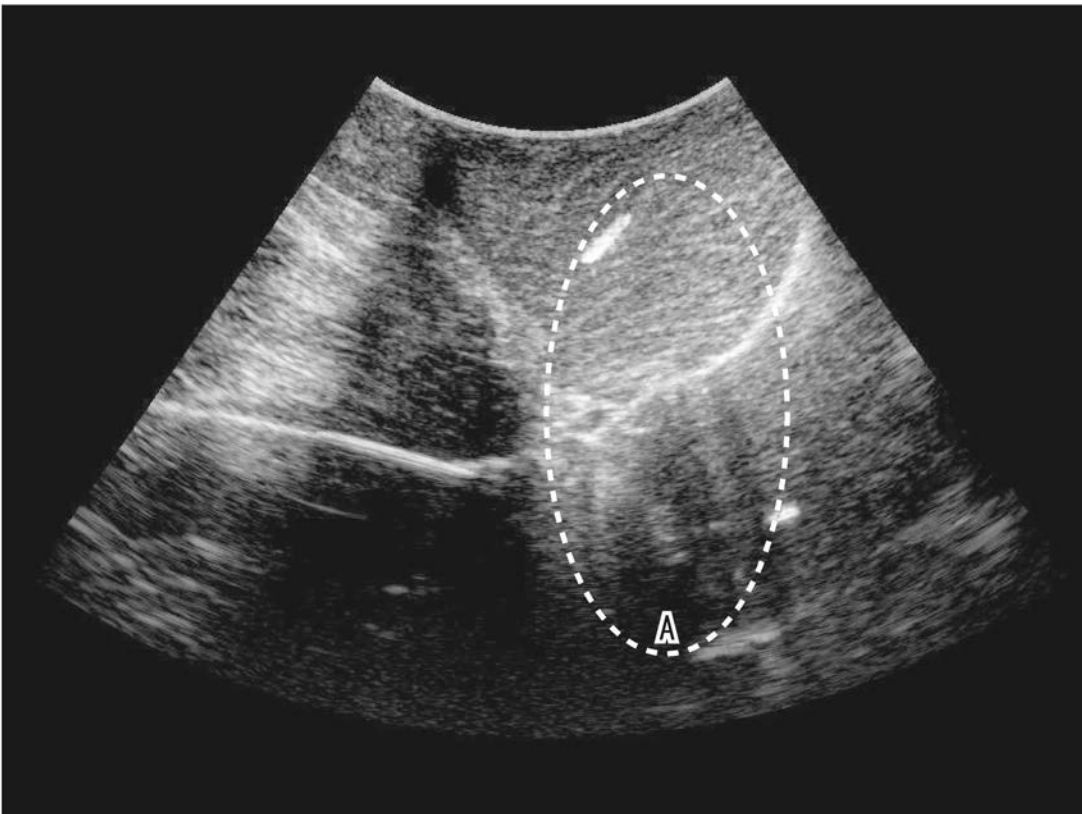
【 図 1 1 】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(74)代理人 100174861

弁理士 中島 安洋

(74)代理人 100148194

弁理士 小林 義周

(74)代理人 100166475

弁理士 柴田 恵

(72)発明者 高木 一也

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

(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

Fターム(参考) 4C601 EE04 FF03 FF16 GA20 JB51 JC16 JC19 JC20

专利名称(译)	超声波图像处理方法和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2015213578A	公开(公告)日	2015-12-03
申请号	JP2014097181	申请日	2014-05-08
[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		
[标]发明人	高木一也 武田義浩		
发明人	高木 一也 武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/52046 G01S7/52063 G01S7/52077 G01S7/5208 G01S15/8915 A61B8/0841 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5253 A61B8/5276 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FF03 4C601/FF16 4C601/GA20 4C601/JB51 4C601/JC16 4C601/JC19 4C601/JC20		
代理人(译)	中岛四郎 川端弘治 木村浩一 土田由纪夫 小林 義周 柴田惠		
其他公开文献	JP6274001B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善穿刺针的可见性并防止由于伪穿刺针的增强而导致的图像质量下降。在超声图像处理方法中，计算指示从两个或更多个帧区域接收信号接收到的一帧区域的帧接收信号中的像素区域中的对象的运动的运动量。针对每个像素的运动量计算步骤S201，针对每个像素区域的运动量，沿着与超声波束传输方向基本平行的方向从位于超声波束上游端的像素区域起的关注像素区域的位置 步骤S202，通过累加并基于每个像素区域的运动量和每个像素区域的运动量累积值来接收帧，来计算包括在一个帧接收信号中的每个像素区域的运动量累积值。该方法包括步骤S204：计算信号中包括的每个像素区域的接收信号的加重量；以及步骤S205：基于加重量，针对每个像素区域对1的帧接收信号加重。

[选型图]图1

(21) 出願番号	特願2014-97181 (P2014-97181)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成26年5月8日 (2014.5.8)		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	110001900
			特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
		(74) 代理人	100090446
			弁理士 中島 司朗
		(74) 代理人	100146798
			弁理士 川畑 孝二
		(74) 代理人	100121027
			弁理士 木村 公一
		(74) 代理人	100175411
			弁理士 土田 幸雄

最終頁に続く