

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4749593号

(P4749593)

(45) 発行日 平成23年8月17日 (2011.8.17)

(24) 登録日 平成23年5月27日 (2011.5.27)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

G 0 6 T 5/20 (2006.01)

G 0 6 T 7/60 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 5/20 A

G 0 6 T 7/60 1 1 0

G 0 6 T 7/60 1 5 0 C

請求項の数 10 外国語出願 (全 12 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-130832 (P2001-130832)
 (22) 出願日 平成13年4月27日 (2001.4.27)
 (65) 公開番号 特開2002-45358 (P2002-45358A)
 (43) 公開日 平成14年2月12日 (2002.2.12)
 審査請求日 平成20年4月24日 (2008.4.24)
 (31) 優先権主張番号 09/563538
 (32) 優先日 平成12年5月1日 (2000.5.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (72) 発明者 ラリー・ワイエル・モー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・ワー
 ケシャ、サラトガ・ロード、1707番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 嚢胞性物体の自動的な検出及び寸法測定の方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

(a) 一フレームを構成する画像ピクセル値を取得する工程と、
 (b) ピクセル値の閾値に基づいて探索領域内のピクセル値を二値化する工程と、
 (c) 前記探索領域内の前記二値化されたピクセル値を検査して、該ピクセル値が連続物
体の一部であるか否かを決定する工程と、
 (d) 各連続物体について、物体番号を該連続物体の一部であるピクセルに割り当てる工
程と、
を含み、

同じ連続物体に属するピクセルは同じ物体番号を割り当てられ、異なる連続物体に属する
ピクセルは異なる物体番号を割り当てられる、方法。

10

【請求項 2】

前記二値化する工程は、一つのピクセルに中心を置くカーネル内の隣接するピクセルに
ついて局所平均及び標準偏差を算出する工程と、前記平均及び前記標準偏差の関数である
適応的閾値を算出する工程と、前記ピクセルの値が前記閾値以上であれば前記ピクセルを
連続物体の一部であるものとしてマークする工程とを含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記連続物体の各々の面積を記録する工程をさらに含み、
前記二値化する工程の前に、前記画像ピクセル値のフレームをデシメートする工程又は、
前記画像ピクセル値のフレームに平滑化フィルタを適用する工程をさらに含んでいる請求

20

項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記連続物体のうち少なくとも 1 つの連続物体の質量中心を求める工程と、前記質量中心に対する前記少なくとも 1 つの連続物体の第 1 の寸法を算出する工程とをさらに含んでおり、
前記質量中心に対する前記少なくとも 1 つの連続物体の第 2 の寸法を算出する工程をさらに含んでおり、前記第 1 及び第 2 の寸法は互いに直交する軸に沿って位置しており、
前記第 1 及び第 2 の寸法の比が所定の閾値を上回っているか否かを決定する工程をさらに含んでいる請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の方法。

【請求項 5】

複数のピクセルを含んでいる表示装置（14）と、一フレームを構成する画像ピクセル値を記憶するメモリ（10又は16）と、コンピュータ（18）とを備えるシステムであって、該コンピュータが、
（a）前記画像ピクセル値のフレームから導出される超音波画像を表示するように前記表示装置を制御する工程、
（b）ピクセル値の閾値に基づいて探索領域内のピクセル値を二値化する工程、
（c）前記探索領域内の前記二値化されたピクセル値を検査して、該ピクセル値が連続物体の一部であるか否かを決定する工程、
（d）各連続物体について、物体番号を該連続物体の一部であるピクセルに割り当てる工程、
を実行するようにプログラムされており、
同じ連続物体に属するピクセルは同じ物体番号を割り当てられ、異なる連続物体に属するピクセルは異なる物体番号を割り当てられる、システム。

【請求項 6】

前記コンピュータは、前記連続物体の各々の面積を記録する工程を実行するようにさらにプログラムされている請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記コンピュータは、前記二値化する工程の前に、前記画像ピクセル値のフレームをデシメートする工程を実行するようにさらにプログラムされている請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

（a）一フレームを構成する画像ピクセル値を取得する工程と、（b）ピクセル値の閾値に基づいて探索領域内のピクセル値を二値化する工程と、（c）第 1 の二値を有する第 1 のピクセルについて、隣接するピクセルのカーネル内の少なくとも第 2 のピクセルもまた前記第 1 の二値を有するか否かを決定する工程と、（d）前記第 1 及び第 2 のピクセルの両方が前記第 1 の二値を有する場合には前記第 1 及び第 2 のピクセルに同じ物体識別子を割り当てる工程と、を含んでいる方法。

【請求項 9】

複数のピクセルを含んでいる表示装置（14）と、画像ピクセル値のフレームを記憶するメモリ（10又は16）と、コンピュータ（18）とを備えたシステムであって、該コンピュータが、（a）前記画像ピクセル値のフレームから導出される超音波画像を表示するように前記表示装置を制御する工程、（b）ピクセル値の閾値に基づいて探索領域内のピクセル値を二値化する工程、（c）第 1 の二値を有する第 1 のピクセルについて、隣接するピクセルのカーネル内の少なくとも第 2 のピクセルもまた前記第 1 の二値を有するか否かを決定する工程、並びに（d）前記第 1 及び第 2 のピクセルの両方が前記第 1 の二値を有する場合には前記第 1 及び第 2 のピクセルに同じ物体識別子を割り当てる工程を実行するようにプログラムされている、システム。

【請求項 10】

複数のトランスデューサ素子を含んでいる超音波トランスデューサ・アレイ（2）と、走査平面内に一連の超音波送信ビームを送信するように選択されたトランスデューサ素子

10

20

30

40

50

をパルス駆動する送信ビームフォーマ（４）と、それぞれのビーム送信に続いてそれぞれの受信信号を取得する前記トランスデューサ・アレイの選択されたトランスデューサ素子に結合されている受信ビームフォーマ（４）と、前記受信信号から画像パラメータ値のベクトルを形成する信号プロセッサ（８）と、前記ベクトルを画像ピクセル値のフレームへ変換して、該画像ピクセル値のフレームを前記メモリに記憶させるスキャン・コンバータ（１０）と、前記メモリから検索された前記画像ピクセル値のフレームをグレイ・スケール値へマッピングするグレイ・スケール・マッピングを含んでいるビデオ・プロセッサ（１２）とをさらに含んでおり、
前記コンピュータは、所与の物体番号でマークされたピクセルの数を数える工程を実行するようにさらにプログラムされている請求項９に記載のシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般的には、組織の超音波撮像に関する。具体的には、本発明は、組織構造の画像に基づいて組織構造を自動的に寸法測定するシステム及び方法に関する。

【０００２】

【発明の背景】

臨床での超音波検査時には、超音波技師はしばしば、子宮、肝臓又は乳房等の軟組織の画像に観察されるあらゆる嚢胞性物体の寸法を測定する必要がある。このため、従来のスキャナでは、超音波技師は嚢胞を手動で位置決めし、次いで、その長軸及び短軸の長さを測定する必要がある。嚢胞が多数存在する場合には、これらの嚢胞の寸法を一つずつ測定するのに相当な量の時間及び手間が掛かる。従って、自動的に嚢胞性物体を位置決めしてそれらの寸法を測定するシステムを提供すると、患者のスループット及び測定の一貫性の両方を向上させることになる。

20

【０００３】

米国特許第５，５８８，４３５号には、胎児の大腿骨長、上腕長及び頭囲等の体構造を自動的に測定する方法が記載されている。この手法は、産婦人科応用に用いるのに適しており、多数の物体を一度に一つずつ測定する。利用者はまた、手動制御によって物体の１つ又は２つの初期点を指定する必要がある。

【０００４】

他の形式の組織構造、具体的には嚢胞性物体を自動的に検出して寸法測定する方法に対する必要がある。かかる手法は、利用者が如何なる初期点も選択する必要がないようにするのが好ましい。また、探索領域の選択から嚢胞区域のマーキング及び測定に到るまでの過程全体が自動的であるのが好ましい。

30

【０００５】

【発明の概要】

本発明は、超音波撮像において嚢胞性物体を自動的に検出して寸法測定する方法及び装置を指向する。嚢胞性物体は広範囲の臨床応用で認められるので、本発明は、大幅な生産性向上を提供するものと期待される。本発明の方法の性能は、低エコー（hypoechoic）物体が明瞭に画定される境界を有している場合に最適化される。

40

【０００６】

好適実施形態によれば、本方法は以下の工程を含んでいる。（ａ）メモリから画像フレームを読み出す工程、（ｂ）画像フレーム又はデシメート（間引き）された形態の画像フレームの範囲内で探索領域を画定する工程、（ｃ）局所的なピクセル値統計に適応したピクセル値の閾値に基づいて探索領域内のピクセル値を二値化する工程、（ｄ）二値化したピクセル値をモルフォロジ・フィルタ処理してスペックル寸法よりも小さい構造を除去する工程、（ｅ）連続物体の数を数えて連続物体の面積を記録する工程、及び（ｆ）所定の寸法の範囲外にある物体を棄却する工程。この方法の結果として、画像内の嚢胞性物体を自動的に検出できるようになる。

【０００７】

50

好適実施形態によれば、各々の検出された囊胞性物体を自動的に寸法測定して、自動寸法測定過程の結果を表わす図形情報を表示してもよい。自動寸法測定は、各々の残存する物体の質量中心を求め、次いで、各々の残存する物体のその質量中心に対する長軸及び短軸を測定することにより達成される。

【0008】

【好適実施形態の詳細な説明】

従来の超音波イメージング・システムの一つを図1に全体的に示す。主データ経路は、トランスデューサ2からビームフォーマ4へのアナログRF入力から開始する。ビームフォーマ4は送信ビーム形成及び受信ビーム形成を受け持つ。ビームフォーマの信号入力は、トランスデューサ素子からの低レベルのアナログRF信号である。ビームフォーマはさらに、複素帯域通過フィルタを含んでおり、フィルタは取得されたデータ・サンプルから形成される同相(I)及び直角位相(Q)の2つの加算後デジタル受信ビームを出力する。上述のデータ・サンプルは、送信ビームのそれぞれの焦点域から反射した超音波から導出されている。複素帯域通過フィルタは、所望の周波数、例えば送信波形の基本周波数 f_0 又は送信波形の高(低)調波周波数を中心とする周波数の帯域を通過させるようなフィルタ係数でプログラムされている。ビームフォーマの出力I及びQデータがフィルタ6へ送られると、フィルタ6は信号スペクトルを再成形して帯域外雑音を除去することができる。

【0009】

フィルタ6から出力された画像データはBモード・プロセッサ8へ送られて、プロセッサ8はビームフォーマ4から得たI及びQデータを変換して、時間変化型振幅を有する信号包絡線を対数圧縮した形態とする。複素信号の包絡線振幅は、I及びQが表わすベクトルの大きさである。I及びQの位相角はBモード表示には用いられない。信号の大きさは、直交する成分の自乗和の平方根すなわち $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ である。Bモード振幅データすなわちBモード強度データは、スキャン・コンバータ10へ出力される。本明細書では複素帯域通過システムの例で好適実施形態を開示するが、RF信号を同相成分及び直角位相成分へ変換する中間工程を経ないでRF信号の包絡線を検出するようなシステムに本発明を適用することもできる。

【0010】

スキャン・コンバータ10は、処理済のBモード強度データを受け取り、必要に応じて補間して、強度データをビデオ表示用のXYフォーマットへ変換する。具体的には、スキャン・コンバータ10は、Bモード・データの座標変換を行なって、極座標(R-θ)のセクタ型フォーマット又はデカルト座標のリニア型フォーマットから、適当にスケールされたデカルト座標の表示ピクセル・データとし、表示ピクセル・データをXY表示メモリ(図示されていない)に記憶させる。

【0011】

走査変換(スキャン・コンバート)後のフレームはビデオ・プロセッサ12へ渡され、ビデオ・プロセッサ12はビデオ・データをビデオ表示用のグレイ・スケール・マッピングとして写像(マッピング)する。従来の超音波イメージング・システムは典型的には、生の画像データから表示グレイ・レベルへの単純な伝達関数である様々なグレイ・マップを採用している。次いで、グレイ・スケール画像フレームは、表示モニタ14へ送られて表示される。

【0012】

モニタ14によって表示されるBモード画像は、その各々が表示におけるそれぞれのピクセルの強度又は輝度を指示しているようなデータから成る画像フレームから形成される。画像フレームは、各々の強度データがピクセル輝度を指示する8ビットの2進数であるような、例えば400×500のデータ・アレイを含み得る。各々のピクセルは、呼び掛けを行なった超音波パルスに応答したそれぞれのサンプル空間の後方散乱体断面積と、用いられているグレイ・マップとの関数である強度値を有している。表示画像は、撮像されている人体を通る平面内での組織及び／又は血流を表わす。

【0013】

Bモード・データの連続したフレームは、先入れ先出し方式でシネ・メモリ16に記憶される。記憶は連続的であってもよいし、外部のトリガ事象の結果として生じてよい。シネ・メモリ16は、バックグラウンドで稼働する循環的な画像バッファのようなものであり、画像データを取り込んで、実時間で利用者に対して表示する。操作者インタフェイス（図示されていない）に設けられている適当な装置の操作を介して利用者がシステムをフリーズさせると、利用者は、シネ・メモリに以前に取り込まれている画像データを観察できるようにする。

【0014】

システム制御はホスト・コンピュータ（すなわちマスタ・コントローラ）18に集中化されており、ホスト・コンピュータ18は操作者インタフェイス（例えば制御パネル）を介して操作者の入力を受け取って、次に様々なサブシステムを制御する。ホスト・コンピュータ18はシステム・レベルの制御機能を果たす。ホスト・コンピュータ18は、操作者インタフェイスを介して操作者からの入力を受け取ると共に、システム状態変化（例えばモード変更）を受け取って、適当なシステム変更を行なう。システム制御バス（図示されていない）がホスト・コンピュータからサブシステムへのインタフェイスを提供している。

【0015】

従来のシステムは、任意の超音波画像に図形記号を重ね合わせ表示する能力を有している。画像フレームへの図形の重ね合わせ表示は、ビデオ・プロセッサ12において行なわれ、ビデオ・プロセッサ12はスキャン・コンバータ10内のXY表示メモリから超音波画像フレームを、またグラフィック・プロセッサ20から図形データを受け取る。グラフィック・プロセッサ20は、ホスト・コンピュータ18からの指令に応答して画像フレームに表示すべき図形記号に対応するデータを生成する。

【0016】

本発明の好適実施形態による方法を図2に示す。従来のスキャナでは、カレントの画像フレームをスキャン・コンバータ内のXY表示メモリ又はシネ・メモリのいずれかから読み出すことができる（ステップ22）。嚢胞検出過程を容易にするために、画像に先ず何らかの前処理を施す（ステップ24）。前処理には、以下のうち任意のもの又はすべてが包含され得る。（1）画像を比較的小さい2次元アレイを成す画素に縮小する画像デシメーション、（2）デシメートされた画像の内部での探索領域の画定、（3）スペckル雑音を減少させる平滑化フィルタ（例えばメジアン・フィルタ又は平均フィルタ）の適用、及び（4）背景と嚢胞との間のコントラストを強調するピクセル強度ヒストグラム等化。画像デシメーション・ファクタ（例えば2）は一般的には、カレントの画像深さ設定について予め定義されている最小嚢胞寸法及び画像寸法（ピクセル数で表わしたもの）に依存する。

【0017】

初期探索領域は、例えば画像フレーム（デシメート後）の中央90%等として予め定義することができる。嚢胞検出処理時間を最短にするためには、近距離音場の残響によって損なわれている可能性のある上方帯域をさらに除外すると有利である。オプションとして、利用者が所望の矩形探索領域の対向する頂点に2つのカーソルを置くことにより最終探索領域を選択することもできる。但し、好ましい方法は、探索領域内の小さい上部領域における残響雑音に何らかの単純な試験を施すものであり、以下のように行なう。

【0018】

（a） 例えば、図3に示すように、レンジ方向に初期探索領域40の上部1/3に対応する高さ、及び横方向に探索領域の中央1/3に等しい幅を選択することにより小さな箱46を画定する。

【0019】

（b） レンジ（Y）方向に沿ってエッジ検出フィルタを適用する（小さな箱の内部のみ）。適切で最も単純な例は、フィルタ係数[1, -1]を有するFIRフィルタである。

10

20

30

40

50

【0020】

(c) 所定の閾値を上回るピクセル値を検出する。図3では、大きな点がエッジ検出フィルタ処理後の明るく鮮鋭な残響構造を表わしている。小さな点が、鮮鋭性が相対的に小さいと考えられる組織のエッジ（存在していれば）を表わす。

【0021】

(d) 小さな箱の内部で検出されたすべての点のY座標の平均を算出する。推定された平均のY位置が太い水平線44で図示されており、他方、水平線42は探索領域の元の上部境界を示している。

【0022】

(5) 探索領域の上部境界を太線44に位置するものとして画定し直す。すると、この上部境界を上回る大半の構造的残響雑音が除去される筈である。

10

【0023】

図2を参照して述べると、適応的（アダプティブ）閾値法を用いて、探索領域を二値化する（ステップ26）。目的は、各々のピクセルについて、ピクセルが嚢胞構造内部に位置していれば「1」とマークし、又はそうでなければ「0」とマークすることにより探索領域をセグメント分割することにある。軟組織は比較的大きなピクセル強度を有するが嚢胞構造は低エコーであるものと仮定すると、セグメント分割は各々のピクセルの強度を閾値と比較することにより達成される。最も単純な具現化形態では、探索領域における大域的な最大強度の何分の1かに基づいて閾値を選択することができる。但し、よりロバストな性能を得るために、局所的なピクセル強度分布に基づく閾値を用いて各々のピクセルを分類する適応的方式を提案する。

20

【0024】

適応的閾値方式には多くの変形が可能であるが、好ましい二値化方法を図4に示す。探索領域内の各々の新たなピクセル P_{ij} について（ステップ48）、ピクセル P_{ij} に中心を置く $R \times R$ のカーネルの内部で隣接するピクセルの局所平均（M）及び標準偏差（ σ ）を先ず算出する（ステップ50）。カーネル寸法R（例えば9）は、予測される最小嚢胞性物体寸法よりも若干小さくなるように選択する。

【0025】

カーネルが組織スペックルのみを含んでいて嚢胞の内部に位置していないものであるか否かを試験するために、標準偏差 σ を予め定義されている閾値 ϕ と比較する（ステップ52）。 $\sigma > \phi$ であれば、カーネル内のピクセルは「嚢胞」でない確率が高い。しかしながら、カーネルが部分的に嚢胞の内部に位置していても $\sigma > \phi$ の条件がやはり成立する場合がある。従って、カーネル内で平均（M）よりも大きい値を有するピクセルのみを「0」とマークする（ステップ54）。 $\sigma < \phi$ であれば、適応的閾値Tを以下のようにして算出する（ステップ56）。

30

【0026】

$$T = M - k \times \sigma \quad (1)$$

ここで、kは定数である。一般的には、kは0.2等の小さな正の分数である。

【0027】

$P_{ij} < T$ であるならば（図4のステップ58）、 P_{ij} を「0」（嚢胞でない）とマークする（ステップ60）。その他の場合には、「1」（嚢胞）とマークする（ステップ62）。探索領域内の各々のマークされていないピクセルについて同じマーキング工程を繰り返す（ステップ48に戻る）。

40

【0028】

一般的には、適応的閾値処理後の二値化された画像は、極めて「雑音が多い(noisy)」ものである可能性があり、多くの小さな孤立した構造から成る。これらの小さな構造（殆どはスペックル雑音）は、モルフォロジ・フィルタの利用によって除去することができる（図2のステップ28）。モルフォロジ・フィルタは、多くのデジタル画像処理の教科書に教示されている非線形画像変換手法である（例えば、William K. Pratt著、Digital Image Processing、第2版〔ニューヨーク、Wiley 社刊〕を参照されたい。）。基本的なモ

50

ルフォロジ演算は、直接的パターン・マッチング（「当たり又は外れ(hit or miss)」）変換によるか、又はさらに効率的なピクセル・スタッカ及びルックアップ・テーブル法を用いることにより具現化することができる。

【0029】

収縮(erosion)及び膨張(dilation)は2つの基本的なモルフォロジ演算を表わしており、これらの演算を連続して用いるとスペckル雑音構造を封鎖する(close up)のに極めて実効的である。基本的に、収縮フィルタを通過させる各回のパスで、連続した明るい（「1」）領域の最も外側のピクセル層が除去される。この演算は、スペckル雑音のように小さな異質の明るい構造を封鎖するのに役立つ。収縮演算はまた、あらゆる囊胞領域の最も外側の層を収縮する。この望ましくない影響を相殺するために、収縮フィルタの各回のパスの後に膨張と呼ばれる逆演算を適用することができる。膨張フィルタの効果は、既存の明るい物体にピクセルの層を戻し加えることにある。収縮フィルタ処理によって完全に封鎖された（最早存在しない）スペckル雑音の空隙が膨張フィルタによって再生されることはない。実用では、収縮フィルタに続いて膨張フィルタを通過させる1回のパスで大半のスペckル雑音構造を除去することができる。但し、必要があれば、収縮及び膨張の追加パスを実行することもできる。

【0030】

図2のステップ30の目標は、モルフォロジ・フィルタ処理された探索領域内の連続物体の総数を数えることにある。連続物体は、当該集合内部でピクセルによって互いに連結されている物体ピクセル（「1」）の集合として定義される。例として、図5に、5つの連続物体から成る探索領域を示す。一般的には、連続物体は、孔、又は小さな突出部を伴った凹凸のある境界ピクセル層を含んでいる可能性がある。これらの不規則性は、物体のセグメント分割過程に混乱を招く可能性がある。従って、本発明の好適実施形態によれば、関心のある物体（囊胞）は、極端に大きな孔又は突出部を有さない比較的輪郭のはっきりした(well-defined)形状を有するものと仮定する。目的は、図6に示すように、すべての物体ピクセル（「1」）を異なる物体番号を有する別個の物体にセグメント分割又はグループ分けすることにある。

【0031】

殆どの状況で良好に作用すると考えられる計算効率のよいアプローチは以下の通りである。 P_{ij} は行*i*及び列*j*に位置する二値化されたピクセル値を表わすとする。図6に示すように、探索領域の1つの頂点（例えば P_{00} ）から開始して、画像内のピクセルを検査し、ラスタ走査の場合と同様の連続的な態様で（すなわち行毎に）物体番号を割り当てる。 $P_{ij} = 0$ （囊胞でない）であるならば、0のままとする。 $P_{ij} = 1$ （囊胞）であるならば、既に走査されている隣接ピクセルから成る予め画定されているカーネルを再検査する。この隣接カーネル内の少なくとも1つのピクセルが物体として番号付けされているならば、カレントのピクセルを同じ物体の一部と見做して同じ番号を割り当てる。他の場合には、カレントのピクセルを新たな物体の始まりと見做して新たな物体番号を割り当てる。隣接カーネルは、前列及び／又は前行（既に走査されている）のピクセルから成り、すなわち行*i*、列*j* - 1, *j* - 2, *j* - 3, ..., *j* - *n*のピクセル、及び行*i* - 1, 列*j* - 1, *j*, *j* + 1, *j* + 2, ..., *j* + *m*のピクセルから成る。ここで、*n*及び*m*は整数値である。最低限、このパターンは、既に走査されている3つの直に隣接するピクセル $P_{i,j-1}$, $P_{i-1,j-1}$, $P_{i-1,j}$ を含んでいなければならない。既に番号付けされている物体の小さな突出部及び／又は破片と、新たな物体の始まりとの間の識別を助けるためには、前行及び前列に位置する追加のピクセルの検査を勧める。

【0032】

すべての物体に番号が割り当てられたら、物体の総数は容易に数えることができる。また、図6に示すように、各々の物体の面積は、所与の物体番号でマークされたピクセルの数を数えることにより単純に算出することができる。

【0033】

図2を再び参照すると、ステップ32において、過度に大きい物体又は過度に小さい物体

を選別除去する。ステップ 28 でモルフォロジ・フィルタを用いて小さなスペックル様構造を除去したが、スペックル様構造の一部が依然として探索領域に存在している可能性がある。これらの小構造は、現時点では固有の物体番号を有しているが、面積が所定の範囲内にあるか否かを検査することによりこれらの小構造を除去することができる。面積が何らかの下方閾値（カレントの撮像設定でのスキャナの平均スペックル寸法に基づく）よりも小さければ棄却する。例えば、図 6 の 2 ピクセル物体（面積＝2 ピクセル）は残留スペックル雑音を表わすものとして図示されており、下方閾値を面積＝3 ピクセルに設定するこの物体は棄却される。物体について数えた面積が嚢胞であるに於ては過度に大きい場合には、この物体も棄却される。残りの物体のみが「真の」嚢胞であるものと見做される。

10

【0034】

所定の限度外の寸法を有する物体の棄却に続いて、以下の方程式を用いて各々の残存物体の「質量中心」を算出する（ステップ 34）。

【0035】

【数 1】

$$x_0 = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad (2)$$

20

$$y_0 = \frac{\sum_{i=1}^N y_i}{N} \quad (3)$$

【0036】

式（2）及び（3）において、 x_0 及び y_0 は物体の質量中心の座標であり、 N は物体を構成するピクセルの数であり、 x_i 及び y_i はピクセル P_{ij} の行座標及び列座標である。

【0037】

ステップ 36 において、各々の物体の寸法を測定する。臨床診断では、物体寸法は通常、物体の最長軸の長さ及び最短軸の長さによって特徴付けられる。物体が楕円形状を有している場合には、最長軸及び最短軸は互いに直交する。この寸法測定過程を自動化するために、各々の物体の質量中心から境界ピクセルまで物体の最長軸及び最短軸の探索を行なう。質量中心に関して等角度間隔で 8 つ又はこれよりも多い探索方向で行なう。オプションとして、最長軸と最短軸とが直交していることが分かっているならば、これらの軸を用いて物体（「嚢胞」）の周りにフィットさせた楕円を描くことができる。また、これらの軸を用いて、楕円の標準的な面積方程式を利用して嚢胞の実効的な楕円面積を算出することもできる。但し、既定動作としては、最終画像における嚢胞性物体に重ねて長軸（最長軸）及び短軸（最短軸）の両方を直線（矢印付き）として表示する（ステップ 38）。質量中心を画像上のカーソルとして表示することもできる。好適実施形態によれば、探索領域は、表示されている画像フレーム上で境界がハイライト表示（例えば白で）されている手動選択された矩形領域である。すべての図形記号は、質量中心、並びに長軸及び短軸を算出するコンピュータからの指令に応答してグラフィック・プロセッサによって生成される。

30

40

【0038】

最後の試験、但し選択随意的の試験として、長軸及び短軸の測定長さをを用いて、嚢胞であるに於ては過度に長い形状を有するあらゆる検出物体を除外することもできる。すなわち、最長軸対最短軸の比が何らかの所定の閾値よりも大きい場合には、物体を疑わしいものと見做して、その測定値を表示しないようにする。

【0039】

50

ホスト・コンピュータとグラフィック・プロセッサとを有する超音波イメージング・システムの例で好適実施形態を開示したが、ホスト・コンピュータ及びグラフィック・プロセッサの機能を一つのプロセッサによって実行することもできる。具体的には、図2の流れ図に示す機能を単一のプロセッサによって実行することができる。さらに、図1は多数のプロセッサとホスト・コンピュータとを有する従来の超音波イメージング・システムの構造を示しているが、データ処理機能及び演算機能のすべてを十分な処理能力を有する単一のコンピュータによって実行することもできる。

【0040】

好適実施形態を参照して本発明を説明したが、当業者であれば、本発明の範囲から逸脱せずに様々な変形を施して本発明の構成要素を同等の要素で置き換え得ることが理解されよう。加えて、本発明の本質的な範囲から逸脱せずに本発明の教示に合わせて特定の状況を適応構成するように多くの改変を施してもよい。従って、本発明は、本発明を実施するのに想到される最良の態様として開示した特定の実施形態に限定されている訳ではなく、本発明は特許請求の範囲内に含まれるすべての実施形態を包含しているものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】 Bモード撮像を行なう超音波イメージング・システムの全体的な構造を示すブロック図である。

【図2】 本発明の好適実施形態による嚢胞の自動的な検出及び寸法測定のためのアルゴリズムを示す流れ図である。

【図3】 本発明の好適実施形態に従って近距離音場の残響雑音を除外するために探索領域の上部境界を再画定する手法を示す略図である。

【図4】 本発明の好適実施形態による探索領域の二値化のためのアルゴリズムを示す流れ図である。

【図5】 モルフォロジ・フィルタ処理後の探索領域を示す略図であって、探索領域がハイライト表示されたピクセルによって形成される複数の連続物体を有しており、ハイライト表示されたピクセルが「1」又は「嚢胞」を表わし、背景ピクセルが「0」である略図である。

【図6】 本発明の好適実施形態に従って各々の連続物体を構成するピクセルの数を数えた後の図5の探索領域を示す略図であって、特定の連続物体の全ピクセルに物体番号が割り当てられており、アルゴリズムが各々の物体の全ピクセル数（面積）を記録していることを示す略図である。

【符号の説明】

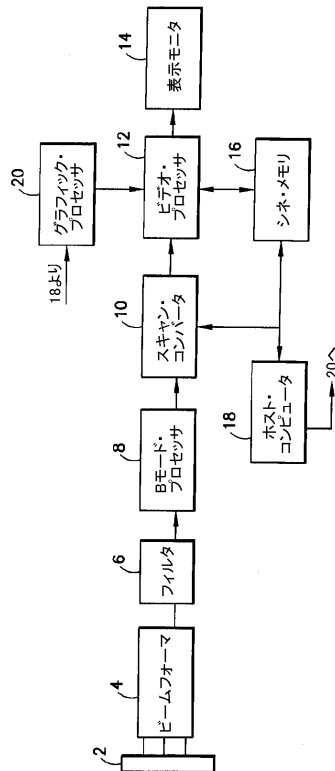
- 2 トランスデューサ
- 40 初期探索領域
- 42 探索領域の元の上境界
- 44 推定された平均のY位置
- 46 小さな箱

10

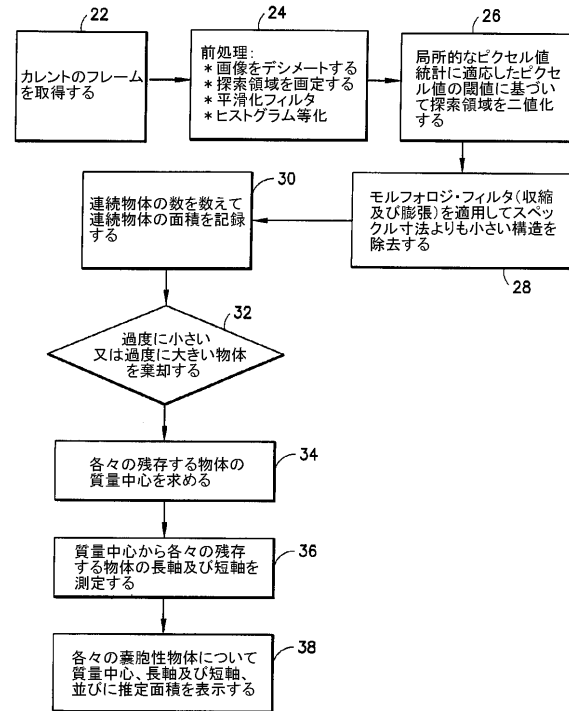
20

30

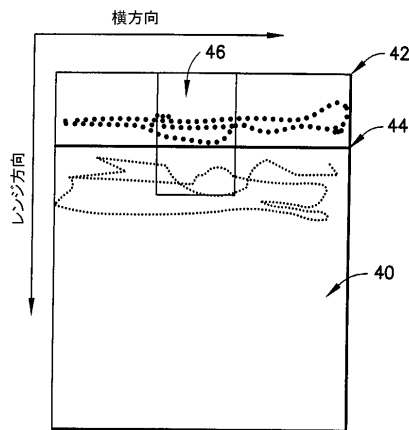
【図 1】



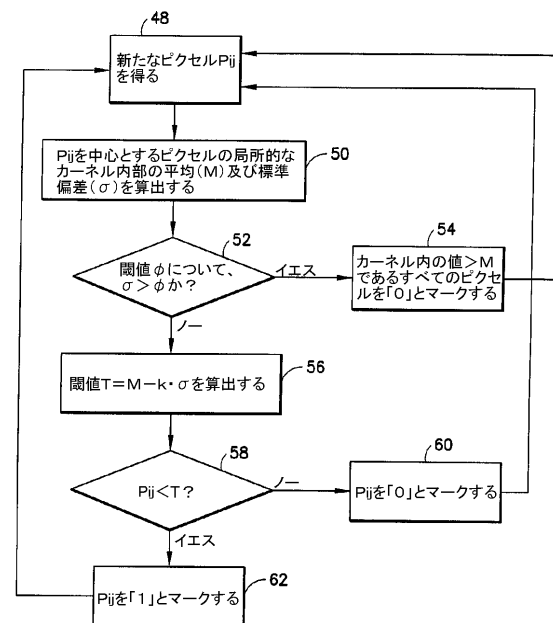
【図 2】



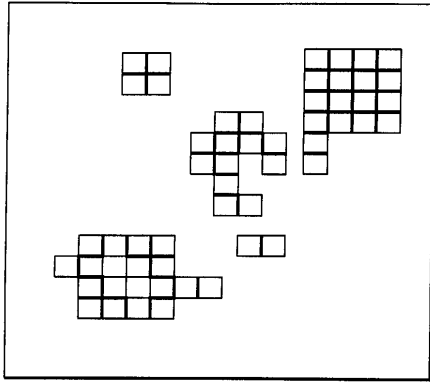
【図 3】



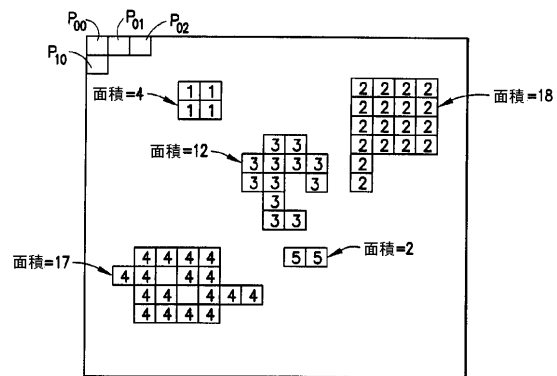
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 7/60 1 5 0 J

(72)発明者 ファン・ドン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミドルトン、アパートメント・6、センチュリー・アベニュー、5317番

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平09-047454 (JP, A)
特開平08-103442 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

G06T 1/00

G06T 5/20

G06T 7/60

专利名称(译)	用于囊性物体的自动检测和尺寸测量的方法和设备		
公开(公告)号	JP4749593B2	公开(公告)日	2011-08-17
申请号	JP2001130832	申请日	2001-04-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	ラリーワイエルモー ファンドン		
发明人	ラリー・ワイエル・モー ファン・ドン		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T5/20 G06T7/60 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B5/1075 G06T7/0012 G06T7/11 G06T7/136 G06T7/155 G06T7/62 G06T2207/10132 G06T2207/30068 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/20.A G06T7/60.110 G06T7/60.150.C G06T7/60.150.J G06T5/20 G06T7/00.610 G06T7/00.612 G06T7/62 G06T7/66		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/EE11 4C301/EE12 4C301/EE14 4C301/JB02 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/JB35 4C301/JC06 4C301/JC07 4C301/KK24 4C301/KK30 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JC04 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK28 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/AA10 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE06 5B057/CE11 5B057/CE12 5B057/CH09 5B057/DA08 5B057/DA13 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC04 5B057/DC06 5B057/DC16 5B057/DC23 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA03 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA06 5L096/EA12 5L096/EA35 5L096/EA43 5L096/FA06 5L096/FA37 5L096/FA59 5L096/FA60 5L096/FA62 5L096/FA64 5L096/GA34 5L096/GA55		
优先权	09/563538 2000-05-01 US		
其他公开文献	JP2002045358A5 JP2002045358A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种在超声成像中自动检测和确定囊性物体尺寸的方法和装置。为了自动检测囊性对象，从存储器（10或16）（22）读取图像帧，并以图像帧或图像帧以抽取形式定义搜索区域（24）基于适应于局部像素值统计的像素值的阈值对搜索区域中的像素值进行二值化（26），对二值化像素值进行形态滤波并根据斑点大小计算像素值同样去除小结构（28），计算连续对象的数量以记录连续对象（30）的区域并拒绝超出预定尺寸范围（32）的对象。每个检测到的囊性对象可以自动调整大小（36），并且显示表示自动调整大小过程结果的图形信息（38）。

【 図 4 】

