

(19)日本国特許庁 ( J P )

# (12) 公 開 特 許 公 報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 45358

(P2002 - 45358A)

(43)公開日 平成14年2月12日(2002.2.12)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D 5 B 0 5 7
5/20		5/20	A 5 L 0 9 6
7/60	110	7/60	110
150		150	C

審査請求 未請求 請求項の数 42 O L ( 全 39数 ) 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)

(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)

(71)出願人 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・5318  
8・ワウケシャ・ノース・グランドヴュー・  
ブルバード・ダブリュー・710・3000

(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

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

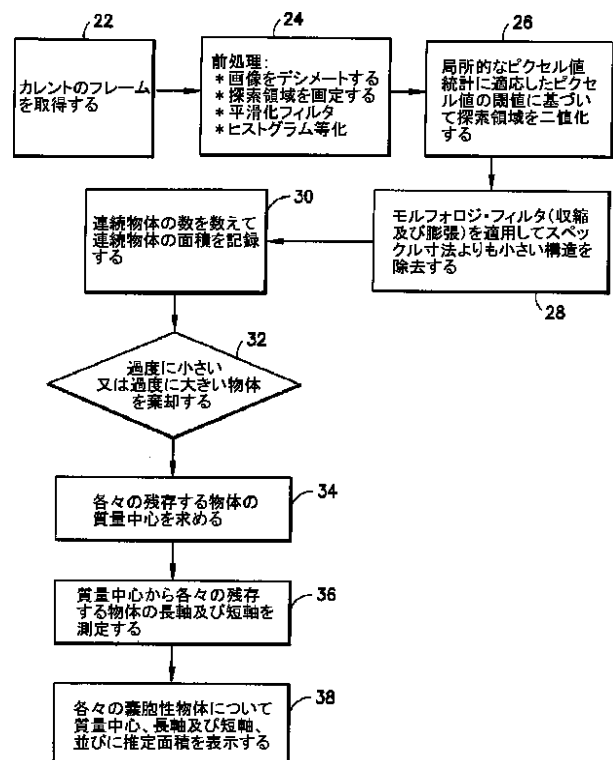
最終頁に続く

(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)【要約】

【課題】 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提供する。

【解決手段】 嚢胞性物体を自動的に検出するため、メモリ(10又は16)から画像フレームを読み出し(22)、画像フレーム又はデシメートされた形態の画像フレームの範囲内で探索領域を画定し(24)、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し(26)、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ckル寸法よりも小さい構造を除去し(28)、連続物体の数を数えて連続物体の面積を記録し(30)、所定の寸法の範囲外にある物体を棄却する(32)。各々の検出された嚢胞性物体は自動的に寸法測定して(36)、自動寸法測定過程の結果を表わす図形情報を表示する(38)ことができる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 (a) 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) 二値化されたピクセル値に基づいて前記フレーム内の連続物体の数を数える工程と、を含む方法。

【請求項 2】 前記連続物体の各々の面積を記録する工程をさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 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さらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】 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項 1 に記載の方法。

【請求項 5】 前記二値化する工程の前に、前記画像ピクセル値からピクセル強度ヒストグラムを導出する工程と、次いで該ピクセル強度ヒストグラムを等化する工程とをさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】 近距離音場の残響により損なわれた上方帯域を除外するように前記探索領域を画定する工程をさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】 近距離音場の残響により損なわれた上方帯域を除外するように前記探索領域を画定する前記工程は、前記フレームの一部においてレンジ方向に沿ってエッジ検出フィルタを適用する工程を含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】 スペックル寸法よりも小さい構造を除去するために前記二値化されたピクセル値をモルフォロジ・フィルタ処理する工程をさらに含んでいる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】 所定の寸法の範囲外の寸法を有する連続物体を棄却する工程をさらに含んでいる請求項 2 に記載の方法。

【請求項 10】 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いる請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】 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いる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】 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 11 に記載の方法。

【請求項 13】 前記画像ピクセル値のフレームから導出される画像を表示する工程と、前記画像に重ね合わせて前記質量中心を表わす図形を表示する工程とをさらに含んでいる請求項 10 に記載の方

法。

【請求項 14】 前記画像ピクセル値のフレームから導出される画像を表示する工程と、

前記画像に重ね合わせて前記第 1 の寸法を表わす図形を表示する工程とをさらに含んでいる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 15】 前記ピクセル値の閾値は局所的なピクセル値統計に対して適応的である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】 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 15 に記載の方法。

【請求項 17】 前記数える工程は、連続物体の一部であるものとしてマークされた各々のピクセルに物体番号を割り当てる工程を含んでおり、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る請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】 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さらに含んでいる請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】 多数のピクセルを含んでいる表示装置(14)と、

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、及び(c)二値化されたピクセル値に基づいて前記フレーム内の連続物体の数を数え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 20】 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 19 に記載のシステム。

【請求項 21】 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 19 に記載のシステム。

【請求項 22】 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に平滑化フィルタを適用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 19 に記載のシステム。

【請求項 23】 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からピクセル強度ヒス

トグラムを導出する工程と、次いで該ピクセル強度ヒストグラムを等化する工程とを実行するようにさらにプログラムされている請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 24】 前記コンピュータは、近距離音場の残響により損なわれた上方帯域を除外するように前記探索領域を画定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 19 に記載のシステム。

【請求項 25】 近距離音場の残響により損なわれた上方帯域を除外するように前記探索領域を画定する前記工程は、前記フレームの一部においてレンジ方向に沿ってエッジ検出フィルタを適用する工程を含んでいる請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 26】 前記コンピュータは、スペックル寸法よりも小さい構造を除去するために前記二値化されたピクセル値をモルフォロジ・フィルタ処理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 19 に記載のシステム。

【請求項 27】 前記コンピュータは、所定の寸法の範囲外の寸法を有する連続物体を棄却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 20 に記載のシステム。

【請求項 28】 前記コンピュータは、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実行するようにさらにプログラムされている請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 29】 前記コンピュータは、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実行するようにさらにプログラムされており、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いる請求項 28 に記載のシステム。

【請求項 30】 前記コンピュータは、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実行するようにさらにプログラムされている請求項 29 に記載のシステム。

【請求項 31】 前記コンピュータは、前記画像ピクセル値のフレームから導出される画像を表示する工程と、前記画像に重ね合わせて前記質量中心を表わす図形を表示する工程とを実行するようにさらにプログラムされている請求項 28 に記載のシステム。

【請求項 32】 前記コンピュータは、前記画像ピクセル値のフレームから導出される画像を表示する工程と、前記画像に重ね合わせて前記第 1 の寸法を表わす図形を表示する工程とを実行するようにさらにプログラムされている請求項 28 に記載のシステム。

【請求項 33】 前記ピクセル値の閾値は局所的なピクセル値統計に対して適応的である請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 34】 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 33 に記載のシステム。

【請求項 35】 前記数える工程は、連続物体の一部であるものとしてマークされた各々のピクセルに物体番号を割り当てる工程を含んでおり、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る請求項 34 に記載のシステム。

【請求項 36】 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 17 に記載のシステム。

【請求項 37】 多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)とをさらに含んでいる請求項 19 に記載のシステム。

【請求項 38】 (a) 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 39】 多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40】 前記コンピュータは、前記物体識別子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39に記載のシステム。

【請求項41】 組織の超音波画像を表示する手段(14)と、そこから前記超音波画像が導出された画像ピクセル値のフレームを記憶する手段(10又は16)と、連続物体を検出するために前記画像ピクセル値のフレームを二値化する手段(18)と、二値化の結果に基づいて前記画像の前記連続物体の質量中心を自動的に算出する手段(18)と、を備えたシステム。

【請求項42】 前記質量中心から前記連続物体の境界ピクセルまでの距離を自動的に算出する手段(18)をさらに含んでいる請求項41に記載のシステム。

【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。

【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需要が

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。

【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。

【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ck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】好適実施形態によれば、各々の検出された嚢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に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 - )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、適当にスケーリング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なる。

【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ตอบสนอง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)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、以下のようにして行なう。

【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。

【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。

【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

$$T = M - k \times$$

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)。

【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ck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

\*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。

【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( )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ck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、標準偏差を予め定義されている閾値と比較する(ステップ52)。>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>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)。<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)。

【0026】

(1)

効率的なピクセル・スタック及びルックアップ・テーブル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(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、あらゆる嚢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(嚢胞)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。 $P_{ij} = 0$ (嚢胞でない)であるならば、0のままとする。 $P_{ij} = 1$ (嚢胞)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ckル様構造を除去したが、スペck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ck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ck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と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。

【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】

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

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

【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ตอบสนองしてグラフィック・プロセッサによって生成される。

【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】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\*30

\*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

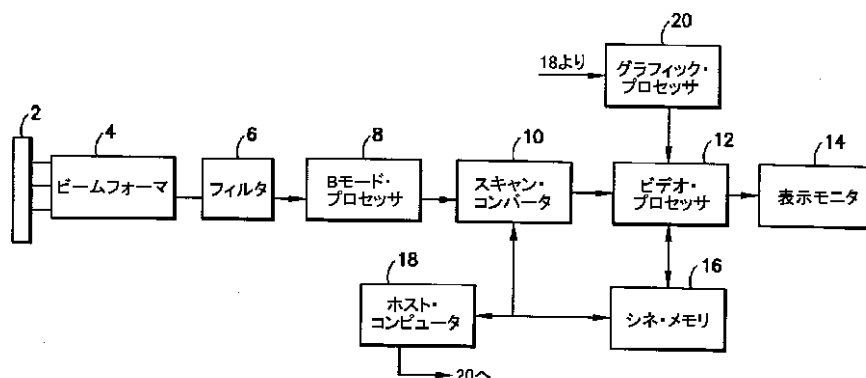
4 0 初期探索領域

4 2 探索領域の元の上部境界

4 4 推定された平均のY位置

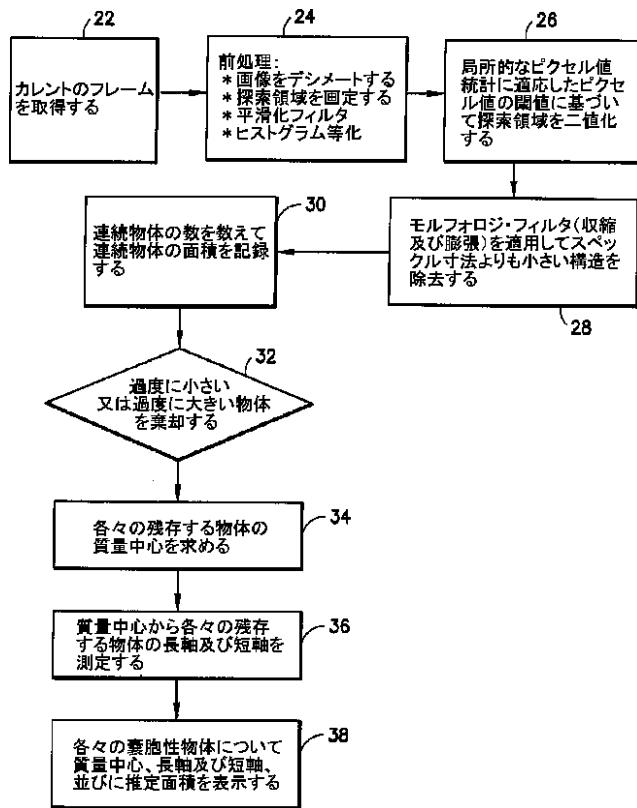
4 6 小さな箱

【図1】

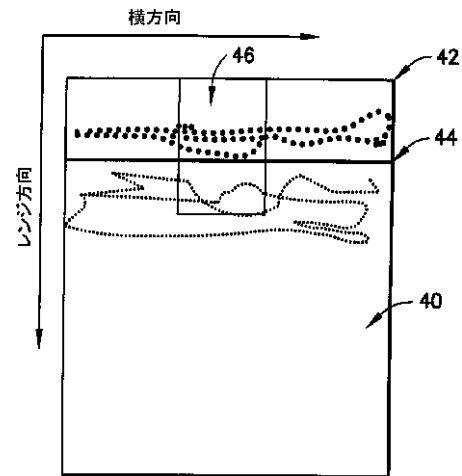




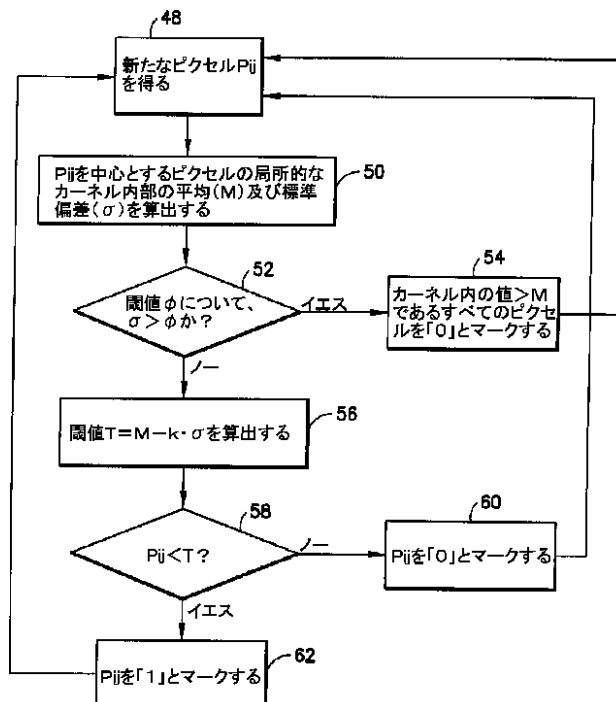
【図 2】



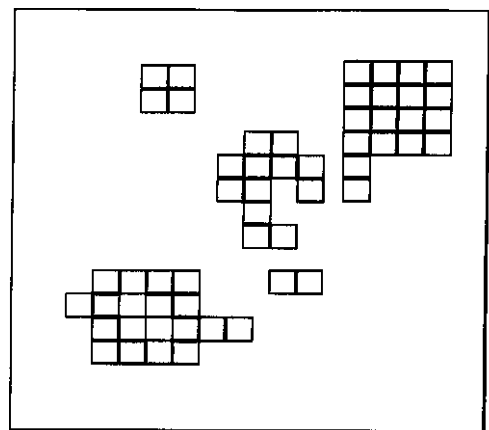
【図 3】



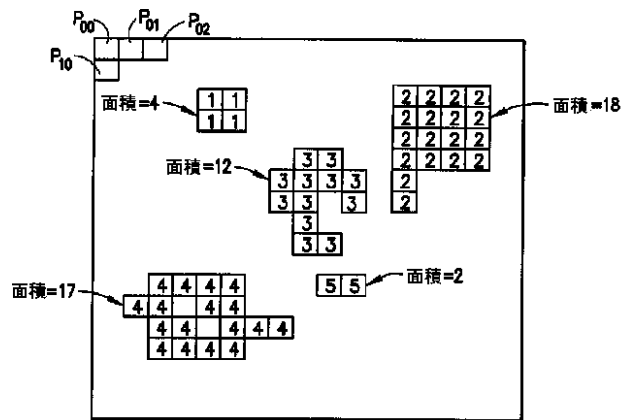
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

G 0 6 T 7/60

識別記号

1 5 0

F I

G 0 6 T 7/60

テ-マコード (参考)

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

F タ-ム(参考) 4C301 AA01 EE11 EE12 EE14 JB02

JB23 JB27 JB35 JC06 JC07  
KK24 KK30

5B057 AA07 AA10 BA05 CA02 CA08  
CA12 CA16 CB08 CB12 CB16  
CE06 CE11 CE12 CH09 DA08  
DA13 DB02 DB05 DB09 DC04  
DC06 DC16 DC23

5L096 AA03 AA06 BA03 BA06 BA13  
EA06 EA12 EA35 EA43 FA06  
FA37 FA59 FA60 FA62 FA64  
GA34 GA55

【外国語明細書】

## 1. Title of Invention

METHOD AND APPARATUS FOR AUTOMATIC  
DETECTION AND SIZING OF CYSTIC OBJECTS

## 2. Claims

1. A method comprising the steps of:
  - (a) acquiring a frame of image pixel values;
  - (b) binarizing the pixel values within a search region based on a pixel value threshold; and
  - (c) counting the number of continuous objects in said frame based on binarized pixel values.
2. The method as recited in claim 1, further comprising the step of keeping track of the area of each of said continuous objects.
3. The method as recited in claim 1, further comprising the step of decimating said frame of image pixel values before said binarizing step.
4. The method as recited in claim 1, further comprising the step of applying a smoothing filter to said frame of image pixel values before said binarizing step.
5. The method as recited in claim 1, further comprising the steps of deriving a pixel intensity histogram from said image pixel values and then equalizing said pixel intensity histogram before said binarizing step.
6. The method as recited in claim 1, further comprising the step of defining said search region to exclude an upper band corrupted by near-field reverberation.
7. The method as recited in claim 1, wherein said step of defining said search region to exclude an upper band corrupted by near-field reverberation comprises the step of applying an edge detection filter along a range direction in a portion of said frame.

8. The method as recited in claim 1, further comprising the step of morphological filtering the binarized pixel values to eliminate structures smaller than a speckle size.

9. The method as recited in claim 2, further comprising the step of rejecting continuous objects having a size outside a predetermined size range.

10. The method as recited in claim 1, further comprising the steps of:

finding a center of mass of at least one of said continuous objects; and

computing a first dimension of said at least one continuous object relative to said center of mass.

11. The method as recited in claim 10, further comprising the steps of computing a second dimension of said at least one continuous object relative to said center of mass, said first and second dimensions being along mutually perpendicular axes.

12. The method as recited in claim 11, further comprising the step of determining whether a ratio of said first and second dimensions exceeds a pre-defined threshold.

13. The method as recited in claim 10, further comprising the steps of:

displaying an image derived from said frame of image pixel values; and

displaying a graphic representing said center of mass superimposed on said image.

14. The method as recited in claim 10, further comprising the steps of:

displaying an image derived from said frame of image pixel values; and

displaying a graphic representing said first dimension superimposed on said image.

15. The method as recited in claim 1, wherein said pixel value threshold is adaptive to local pixel value statistics.

16. The method as recited in claim 15, wherein said binarizing step comprises the steps of:

computing a local mean and a standard deviation for neighboring pixels within a kernel centered at a pixel;

computing an adaptive threshold which is a function of said mean and said standard deviation; and

marking said pixel as being part of a continuous object if the value of said pixel is not less than said threshold.

17. The method as recited in claim 16, wherein said counting step comprises the step of assigning an object number to each pixel marked as being part of a continuous object, wherein pixels belonging to the same continuous object are assigned the same object number.

18. The method as recited in claim 17, further comprising the step of counting the number of pixels marked with a given object number.

19. A system comprising:

a display device (14) comprising a multiplicity of pixels;

a memory (10 or 16) for storing a frame of image pixel values;

a computer (18) programmed to perform the steps of:

(a) controlling said display device to display an ultrasound image derived from said frame of image pixel values;

(b) binarizing the pixel values within a search region based on a pixel value threshold; and

(c) counting the number of continuous objects in said frame based on binarized pixel values.

20. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the step of keeping track of the area of each of said continuous objects.

21. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the step of decimating said frame of image pixel values before said binarizing step.

22. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the step of applying a smoothing filter to said frame of image pixel values before said binarizing step.

23. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the steps of deriving a pixel intensity histogram from said image pixel values and then equalizing said pixel intensity histogram before said binarizing step.

24. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the step of defining said search region to exclude an upper band corrupted by near-field reverberation.

25. The system as recited in claim 19, wherein said step of defining said search region to exclude an upper band corrupted by near-field reverberation comprises the step of applying an edge detection filter along a range direction in a portion of said frame.

26. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the step of morphological filtering the binarized pixel values to eliminate structures smaller than a speckle size.

27. The system as recited in claim 20, wherein said computer is further programmed to perform the step of rejecting continuous objects having a size outside a predetermined size range.

28. The system as recited in claim 19, wherein said computer is further programmed to perform the steps of:

finding a center of mass of at least one of said continuous objects; and

computing a first dimension of said at least one continuous object relative to said center of mass.

29. The system as recited in claim 28, wherein said computer is further programmed to perform the steps of computing a second dimension of said at least one continuous object relative to said center of mass, said first and second dimensions being along mutually perpendicular axes.

30. The system as recited in claim 29, wherein said computer is further programmed to perform the step of determining whether a ratio of said first and second dimensions exceeds a pre-defined threshold.



31. The system as recited in claim 28, wherein said computer is further programmed to perform the steps of:

displaying an image derived from said frame of image pixel values; and

displaying a graphic representing said center of mass superimposed on said image.

32. The system as recited in claim 28, wherein said computer is further programmed to perform the steps of:

displaying an image derived from said frame of image pixel values; and

displaying a graphic representing said first dimension superimposed on said image.

33. The system as recited in claim 19, wherein said pixel value threshold is adaptive to local pixel value statistics.

34. The system as recited in claim 33, wherein said binarizing step comprises the steps of:

computing a local mean and a standard deviation for neighboring pixels within a kernel centered at a pixel;

computing an adaptive threshold which is a function of said mean and said standard deviation; and

marking said pixel as being part of a continuous object if the value of said pixel is not less than said threshold.

35. The system as recited in claim 34, wherein said counting step comprises the step of assigning an object number to each pixel marked as being part of a

continuous object, wherein pixels belonging to the same continuous object are assigned the same object number.

36. The system as recited in claim 35, wherein said computer is further programmed to perform the step of counting the number of pixels marked with a given object number.

37. The system as recited in claim 19, further comprising:

an ultrasound transducer array (2) comprising a multiplicity of transducer elements;

a transmit beamformer (4) for pulsing selected transducer elements to transmit a series of ultrasound transmit beams in a scan plane;

a receive beamformer (4) coupled to selected transducer elements of said transducer array for acquiring respective receive signals subsequent to respective beam transmits;

a signal processor (8) for forming vectors of image parameter values from said receive signals;

a scan converter (10) for converting said vectors into a frame of image pixel values and storing said frame of image pixel values in said memory; and

a video processor (12) comprising a grayscale mapping for mapping said frame of image pixel values retrieved from said memory into grayscale values.

38. A method comprising the steps of:

(a) acquiring a frame of image pixel values;

(b) binarizing the pixel values within a search region based on a pixel value threshold;

(c) for a first pixel having a first binary value, determining whether at least a second pixel in a kernel of neighboring pixels also has said first binary value; and

(d) assigning the same object identifier to said first and second pixels if both of said first and second pixels have said first binary value.

39. A system comprising:

a display device (14) comprising a multiplicity of pixels;

a memory (10 or 16) for storing a frame of image pixel values;

a computer (18) programmed to perform the steps of:

(a) controlling said display device to display an ultrasound image derived from said frame of image pixel values;

(b) binarizing the pixel values within a search region based on a pixel value threshold;

(c) for a first pixel having a first binary value, determining whether at least a second pixel in a kernel of neighboring pixels also has said first binary value; and

(d) assigning the same object identifier to said first and second pixels if both of said first and second pixels have said first binary value.

40. The system as recited in claim 39, wherein said computer is further programmed to perform the step of counting the number of pixels marked with said object identifier.

41. A system comprising:

means (14) for displaying an ultrasound image of tissue;

means (10 or 16) for storing a frame of image pixel values from which said ultrasound image was derived; and

means (18) for binarizing said frame of image pixel values to detect a continuous object; and

means (18) for automatically computing a center of mass of said continuous object in said image based on the results of binarization.

42. The system as recited in claim 41, further comprising means (18) for automatically computing a distance from said center of mass to a boundary pixel of said continuous object.

### 3. Detailed Description of Invention

#### FIELD OF THE INVENTION

This invention generally relates to ultrasound imaging of tissue. In particular, the invention relates to systems and methods for automatically sizing tissue structures based on an image of the structure.

#### BACKGROUND OF THE INVENTION

During clinical ultrasound examinations, the sonographer often needs to measure the size of any cystic object seen in images of soft tissues such as a uterus, liver or breast. With conventional scanners, this requires the sonographer to manually locate the cyst and then measure the lengths of its long and short axes. For multiple cysts, it takes a considerable amount of time and effort to measure their sizes one by one. Therefore, a system that automatically locates cystic objects and measures their sizes would improve both patient throughput and measurement consistency.

U.S. Patent No. 5,588,435 describes a method that automatically measures fetal body structures, such as femur length, humerus length and head circumference. This technique is suitable for use in obstetrical/gynecological applications, and measures multiple objects one at a time. The user also needs to specify one or two initial points on the object by manual control.

There is a need for a method of automatically detecting and sizing other types of tissue structures, in particular, cystic objects. Preferably, such a technique would not require the user to select any initial point. Instead, the whole process from selection of a search region to marking and measuring the cystic area would be automatic.

## SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention is directed to a method and an apparatus for automatically detecting and sizing cystic objects in ultrasound imaging. Since cystic objects are seen in a wide range of clinical applications, the invention is expected to produce significant productivity enhancements. The performance of the inventive method is optimized when the hypoechoic objects have clearly defined boundaries.

The method in accordance with the preferred embodiment comprises the following steps: (a) reading an image frame from memory; (b) defining a search region within the image frame or a decimated version of the image frame; (c) binarizing the pixel values within the search region based on a pixel value threshold that is adaptive to local pixel value statistics; (d) morphological filtering the binarized pixel values to eliminate structures smaller than the speckle size; (e) counting the number of continuous objects and keeping track of their area; and (f) rejecting objects that are outside a predetermined size range. As a result of this method, cystic objects in an image can be detected automatically.

In accordance with the preferred embodiment, each detected cystic object is automatically sized and graphical information representing the results of the automatic sizing process may be displayed. Automatic sizing is accomplished by finding the center of mass of each remaining object, and then measuring the major and minor axes of each remaining object relative to its center of mass.

## DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

One conventional ultrasound imaging system is generally depicted in FIG. 1. The main data path begins with the analog RF inputs to the beamformer 4 from the transducer 2. The beamformer 4 is responsible for the transmit and receive beamforming. The beamformer's signal inputs are the low-level analog RF signals from the transducer elements. The beamformer further comprises a complex bandpass filter which outputs two summed digital



in-phase ( $I$ ) and quadrature ( $Q$ ) receive beams formed from acquired data samples. These data samples are derived from the reflected ultrasound from respective focal zones of the transmitted beams. The complex bandpass filters are programmed with filter coefficients to pass a band of frequencies centered at a desired frequency, e.g., the fundamental frequency  $f_0$  of the transmit waveform or a (sub)harmonic frequency thereof. The beamformer output  $I$  and  $Q$  data is sent to filters 6, which can reshape the signal spectrum and reject out-of-band noise.

The image data output from the filters 6 is sent to a B-mode processor 8, which converts the  $I$  and  $Q$  data from the beamformer 4 into a log-compressed version of the time-varying amplitude of the signal envelope. The envelope amplitude of a complex signal is the magnitude of the vector which  $I$  and  $Q$  represent. The  $I, Q$  phase angle is not used in the B-mode display. The magnitude of the signal is the square root of the sum of the squares of the orthogonal components, i.e.,  $(I^2 + Q^2)^{1/2}$ . The B-mode amplitude, i.e., intensity, data is output to a scan converter 10. Although the preferred embodiment is disclosed here in the context of a complex bandpass system, the present invention also has application in systems which detect the envelope of the RF signal without the intermediate steps of converting the RF signal to in-phase and quadrature components.

The scan converter 10 accepts the processed B-mode intensity data, interpolates where necessary, and converts the intensity data into  $X$ - $Y$  format for video display. In particular, the scan converter 10 performs the coordinate transformation of the B-mode data from polar coordinate ( $R$ - $\theta$ ) sector format or Cartesian coordinate linear format to appropriately scaled Cartesian coordinate display pixel data, which is stored in an  $X$ - $Y$  display memory (not shown).

The scan-converted frames are passed to a video processor 12, which maps the video data to a gray-scale mapping for video display. A conventional ultrasound imaging system typically employs a variety of gray maps, which are simple transfer functions of the raw image data to display gray levels. The gray-scale image frames are then sent to the display monitor 14 for display.

The B-mode images displayed by monitor 14 are produced from an image frame of data in which each datum indicates the intensity or brightness of a respective pixel in the display. An image frame may, e.g., comprise a 400×500 data array in which each intensity datum is an 8-bit binary number that indicates pixel brightness. Each pixel has an intensity value which is a function of the backscatter cross section of a respective sample volume in response to interrogating ultrasonic pulses and the gray map employed. The displayed image represents the tissue and/or blood flow in a plane through the body being imaged.

Successive frames of B-mode data are stored in a cine memory 16 on a first-in, first-out basis. Storage can be continuous or as a result of an external trigger event. The cine memory 16 is like a circular image buffer that runs in the background, capturing image data that is displayed in real time to the user. When the user freezes the system by operation of an appropriate device on an operator interface (not shown), the user has the capability to view image data previously captured in cine memory.

System control is centered in a host computer (i.e., master controller) 18, which accepts operator inputs through an operator interface (e.g., a control panel) and in turn controls the various subsystems. The host computer 18 performs system level control functions. It accepts inputs from the operator via the operator interface as well as system status changes (e.g., mode changes) and makes appropriate system changes. A system control bus (not

shown) provides the interface from the host computer to the subsystems.

The conventional system has the capability to super-impose graphical symbols on any ultrasound image. The superimposition of graphics on the image frame is accomplished in the video processor 12, which receives the ultrasound image frame from the X-Y display memory in the scan converter 10 and the graphics data from a graphics processor 20. The graphics processor 20 generates data corresponding to graphical symbols to be displayed in the image frame in response to instructions from the host computer 18.

The method in accordance with the preferred embodiment of the invention is shown in FIG. 2. In conventional scanners, the current image frame can be read (step 22) either from the X-Y display memory in the scan converter or from the cine memory. To facilitate the cyst detection process, the image is first subject to some preprocessing (step 24), which may include any or all of the following: (1) image decimation to reduce the image to a smaller two-dimensional array of pixel elements; (2) definition of a search region within the decimated image; (3) application of a smoothing filter (e.g., median or mean filter) to reduce speckle noise; and (4) pixel intensity histogram equalization to enhance contrast between background and cyst. The image decimation factor (e.g., 2) is in general dependent on a predefined minimum cyst size and the image size (in terms of pixel count) for the current image depth setting.

The initial search region may be pre-defined as, e.g., the central 90% of the image frame (after decimation). To minimize the cyst detection processing time, it is advantageous to further exclude an upper band that may be corrupted by near-field reverberation. As an option, the user can select the final search region by

putting two cursors at the opposite corners of a desired rectangular search region. However, the preferred method is to perform some simple test for reverberation noise in a small upper region of the search region, as follows:

(a) Define a small box 46 by, e.g., selecting a height corresponding to the top 1/3 of the initial search region 40 in the range direction and a width equal to the central 1/3 of the search region in the lateral direction, as shown in FIG. 3.

(b) Apply an edge detection filter along the range (Y) direction (within the small box only). The simplest example that may suffice is an FIR filter having filter coefficients [1,-1].

(c) Detect pixel values above a predefined threshold. In FIG. 3, the heavy dots represent the bright and sharp reverberation structures after edge detection filtering. The lighter dots represent tissue edges (if any) that are probably less sharp.

(d) compute the mean of the Y-coordinates of all the detected points inside the small box. The Y-position of the estimated mean is indicated by the bold horizontal line 44, while horizontal line 42 indicates the original upper boundary of the search region.

(5) Redefine the upper boundary of the search region as being the bold line 44, which should exclude a majority of structural reverberation noise above it.

Referring to FIG. 2, an adaptive thresholding method is used to binarize the search region (step 26). The objective is to segment the search region by marking each pixel as either "1" if it is inside a cystic structure or "0" if it is not. Assuming that cystic structures are hypoechoic, whereas soft tissues have relatively great pixel intensities, segmentation is

achieved by comparing the intensity of each pixel to a threshold. In the simplest implementation, the threshold may be chosen based on some fraction of the global maximum intensity in the search region. For more robust performance, however, an adaptive scheme is also proposed wherein a threshold based on the local pixel intensity distribution is used to classify each pixel.

While many variations of adaptive thresholding schemes are possible, a preferred binarization method is shown in FIG. 4. For each new pixel  $P_{ij}$  in the search region (step 48), we first compute the local mean ( $M$ ) and standard deviation ( $\sigma$ ) of the neighboring pixels within an  $R \times R$  kernel centered at pixel  $P_{ij}$  (step 50). The kernel size  $R$  (e.g., 9) is chosen to be a little smaller than the expected minimum cystic object size.

To test if the kernel contains only tissue speckle and is not inside a cyst, the standard deviation  $\sigma$  is compared to a pre-defined threshold value  $\phi$  (step 52). If  $\sigma > \phi$ , the pixels in the kernel are highly unlikely to be "cyst"; however, if the kernel is partially inside a cyst, the condition of  $\sigma > \phi$  may still hold. Therefore, only pixels in the kernel with a value greater than the mean ( $M$ ) are marked as "0" (step 54). If  $\sigma < \phi$ , an adaptive threshold  $T$  is computed (step 56) as follows:

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

where  $k$  is a constant. In general,  $k$  is a small positive fraction such as 0.2.

If  $P_{ij} < T$  (step 58 in FIG. 4), then  $P_{ij}$  is marked as "0" (not cyst) (step 60); otherwise it is marked as "1" (cyst) (step 62). The same marking step is repeated

for each unmarked pixel in the search region (return to step 48).

In general, the binarized image after adaptive thresholding may be very "noisy," consisting of many small, isolated structures. These small structures (mostly speckle noise) can be eliminated by use of morphological filters (step 28 in FIG. 2), which are nonlinear image transformation techniques taught in many digital image processing textbooks (see, e.g., William K. Pratt, Digital Image Processing, 2nd edition, Wiley, New York). Basic morphological operations can be implemented by direct pattern-matching ("hit or miss") transformations, or by using a more efficient pixel stacker and look-up table method.

Erosion and dilation represent two basic morphological operations which, when used in series, can be quite effective in closing up the speckle noise structures. Basically, each pass of an erosion filter strips off the outermost pixel layer of a continuous bright ("1") region. This tends to close up the small extraneous bright structures, like speckle noise. The erosion operation will also erode the outermost layer of any cystic region. To offset this undesirable effect, an opposite operation called a dilation, can be applied after each pass of an erosion filter. The effect of a dilation filter is to add back a layer of pixels to existing bright objects. Speckle noise gaps which have been completely closed up (no longer exist) by erosion filtering will not be regenerated by the dilation filter. In practice, one pass of the erosion filter followed by a dilation filter can eliminate a majority of speckle noise structures. But if necessary, additional passes of erosion and dilation can be performed.

The aim of step 30 in FIG. 2 is to count the total number of continuous objects in the morphologically

filtered search region. A continuous object is defined as a set of object pixels ("1"s) that are connected to each other by pixels within the set. As an example, a search region that consists of five continuous objects is depicted in FIG. 5. In general, a continuous object may contain holes or rough boundary pixel layers with small extrusions. These irregularities can cause confusion during the object segmentation process. Therefore, in accordance with the preferred embodiment of the invention, it is assumed that the objects of interest (cysts) have relatively well-defined shapes without extremely large holes or extrusions. The objective is, as shown in FIG. 6, to segment or group all the object pixels ("1"s) into distinct objects with different object numbers.

A computationally efficient approach that should work well in most situations is the following. Suppose  $P_{ij}$  denotes the binarized pixel value in row  $i$  and column  $j$ . As shown in FIG. 6, beginning from one corner of the search region (e.g.,  $P_{00}$ ), the pixels in the image are checked and assigned an object number in a sequential manner as in a raster scan (i.e., row by row). If  $P_{ij}=0$  (not cyst), then it remains as zero. If  $P_{ij}=1$  (cyst), a predefined kernel of neighboring pixels which have already been scanned, is reviewed. If at least one pixel in this neighborhood kernel is numbered as an object, then the current pixel is considered part of the same object and is assigned the same number. Otherwise, the current pixel is considered the beginning of a new object and is assigned a new object number. The neighborhood kernel consists of pixels in the previous column and/or previous row (which have already been scanned), i.e., pixels in row  $i$ , columns  $j-1, j-2, j-3, \dots, j-n$ , and row  $i-1$ ; columns  $j-1, j, j+1, j+2, \dots, j+m$ , where  $n$  and  $m$  are integer



values. At a minimum, the pattern should include the three immediate neighbors  $P_{i,j-1}$ ,  $P_{i-1,j-1}$ ,  $P_{i-1,j}$ , which have already been scanned. The checking of additional pixels in the previous row/columns is recommended to help distinguish between small extrusions and/or broken fragments of an object already numbered and the beginning of a new object.

Having assigned numbers to all of the objects, the total number of objects can be counted easily. Also, as shown in FIG. 6, the area of each object can be computed simply by counting the number of the pixels marked with a given object number.

Referring again to FIG. 2, in step 32 objects that are too large or too small are screened out. Although in step 28 morphological filters were used to remove small speckle-like structures, some of them may still be present in the search region. These small structures will now have unique object numbers, but they can be eliminated by checking if their area is within a predefined range. If the area is smaller than some lower threshold (based on the mean speckle size of the scanner for the current imaging setup), it will be rejected. For example, the two-pixel object (Area = 2 pixels) in FIG. 6, which was intended to represent residual speckle noise, will be rejected if the lower threshold is set at Area = 3 pixels. If the counted area of an object is too large to be a cyst, the object will also be rejected. Only the remaining objects are considered to be "true" cysts.

Following the rejection of objects having a size outside predetermined limits, the "center of mass" of each remaining object is computed (step 34) using the following equations:

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

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

In Eqs. (2) and (3),  $x_0$  and  $y_0$  are the coordinates of the center of mass of the object,  $N$  is the number of the pixels comprising the object, and  $x_i$  and  $y_i$  are the row and column coordinates for pixel  $P_{ij}$ .

In step 36 the size of each object is measured. For clinical diagnosis, object size is usually characterized in terms of the length of its longest and shortest axes. If the object has an elliptical shape, the longest and shortest axes are orthogonal to one another. To automate this sizing process, a search is conducted for the longest and shortest axes of the object from the center of mass to the boundary pixel of each object. Eight or more search directions with equal angular spacing relative to the center of mass. As an option, if the longest and shortest axes prove to be orthogonal, they can be used to draw a fitting ellipse around the object ("cyst"). They can also be used to compute an effective elliptical area of the cyst using the standard area formula for an ellipse. However, as a default, both major (longest) and minor (shortest) axes should be displayed as straight lines (with arrowheads) over the cystic object in the final image (step 38). The center of mass can also be displayed as a cursor on the image. In accordance with the preferred embodiment, the search region is a manually selected rectangular region the boundaries of which are highlighted (e.g., in white) on the displayed image frame. All graphical symbols are generated by the graphics processor in response to

instructions from the computer which computes the center of mass and the major and minor axes.

As a final but optional test, the measured lengths of the major and minor axes can also be used to exclude any detected object whose shape is too elongated to be a cyst. That is, if the ratio of the longest to the shortest axis is larger than some predefined threshold, the object is considered suspect and its measurements will not be displayed.

Although the preferred embodiment has been disclosed in the context of an ultrasound imaging system having a host computer and a graphics processor, the functions of both can be performed by one processor. In particular, the functions shown in the flowchart of FIG. 2 can be performed by a single processor. Furthermore, although FIG. 1 shows the architecture of a conventional ultrasound imaging system having multiple processors and a host computer, all of the data processing and computing functions could be performed by a single computer having sufficient processing power.

While the invention has been described with reference to preferred embodiments, it will be understood by those skilled in the art that various changes may be made and equivalents may be substituted for elements thereof without departing from the scope of the invention. In addition, many modifications may be made to adapt a particular situation to the teachings of the invention without departing from the essential scope thereof. Therefore it is intended that the invention not be limited to the particular embodiment disclosed as the best mode contemplated for carrying out this invention, but that the invention will include all embodiments falling within the scope of the claims.

#### **4. Brief Description of Drawings**

FIG. 1 is a block diagram showing the general architecture of an ultrasound imaging system having B-mode

imaging.

FIG. 2 is a flowchart showing an algorithm for automatic detection and sizing of cysts in accordance with the preferred embodiment of the invention.

FIG. 3 is a schematic showing a technique for redefining the upper boundary of the search region to exclude near-field reverberation noise in accordance with the preferred embodiment of the invention.

FIG. 4 is a flowchart showing an algorithm for binarization of the search region in accordance with the preferred embodiment of the invention.

FIG. 5 is a schematic depicting a morphologically filtered search region having a plurality of continuous objects formed by highlighted pixels. The highlighted pixels are "1"s or "cyst"; the background pixels are "0"s.

FIG. 6 is a schematic depicting the search region of FIG. 5 after counting of the number of pixels making up each continuous object in accordance with the preferred embodiment of the invention. All pixels of a particular continuous object are assigned an object number, while the algorithm keeps track of the total pixel count (area) of each object.

FIG. 1

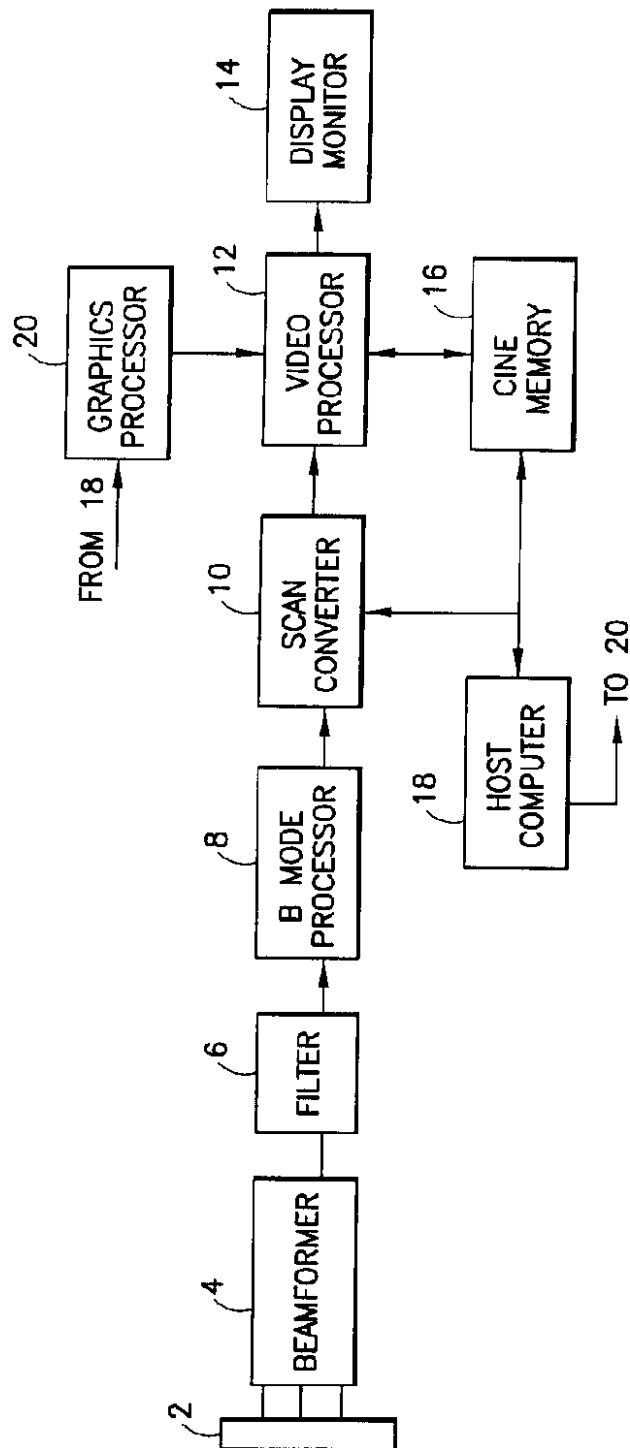
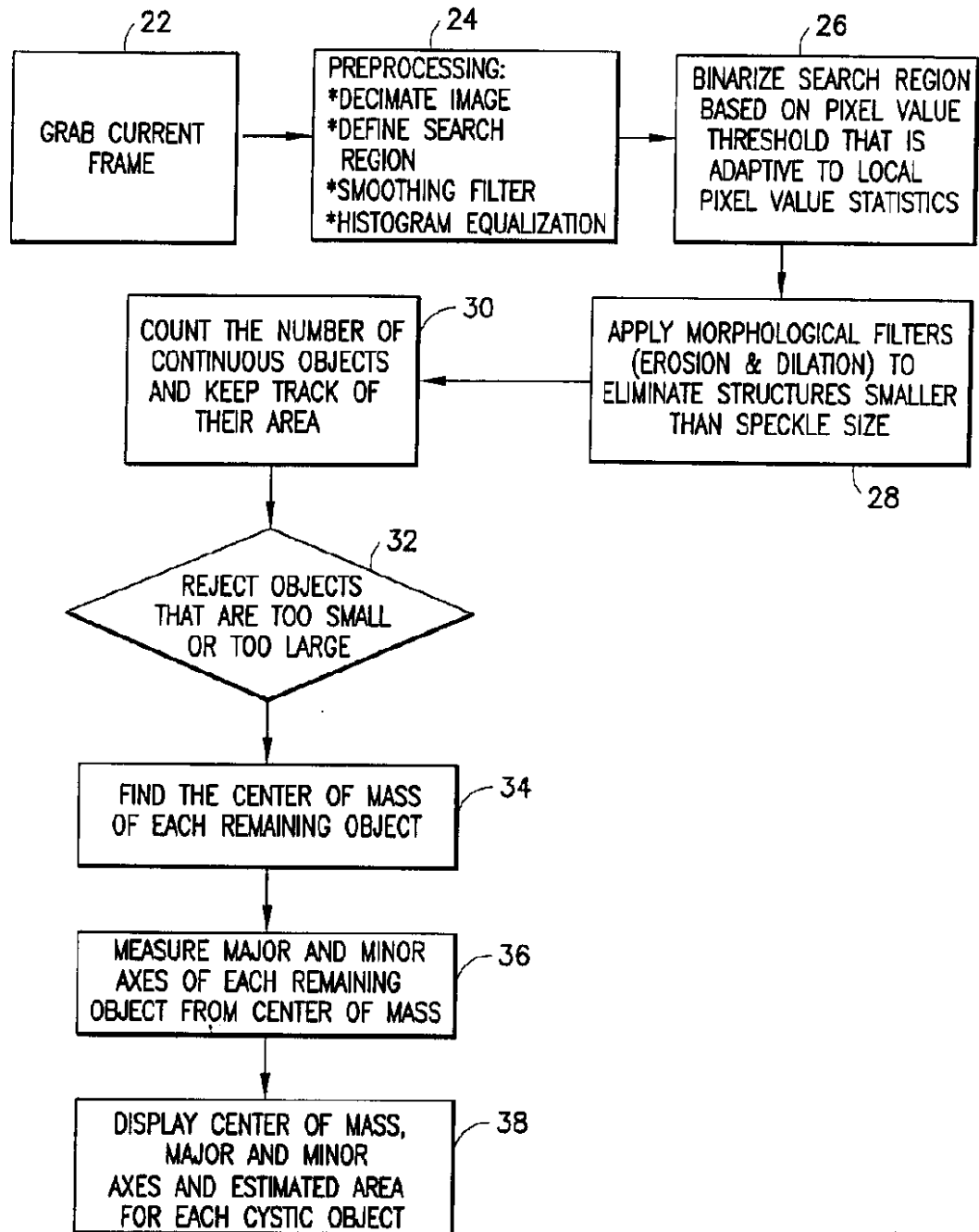


FIG. 2



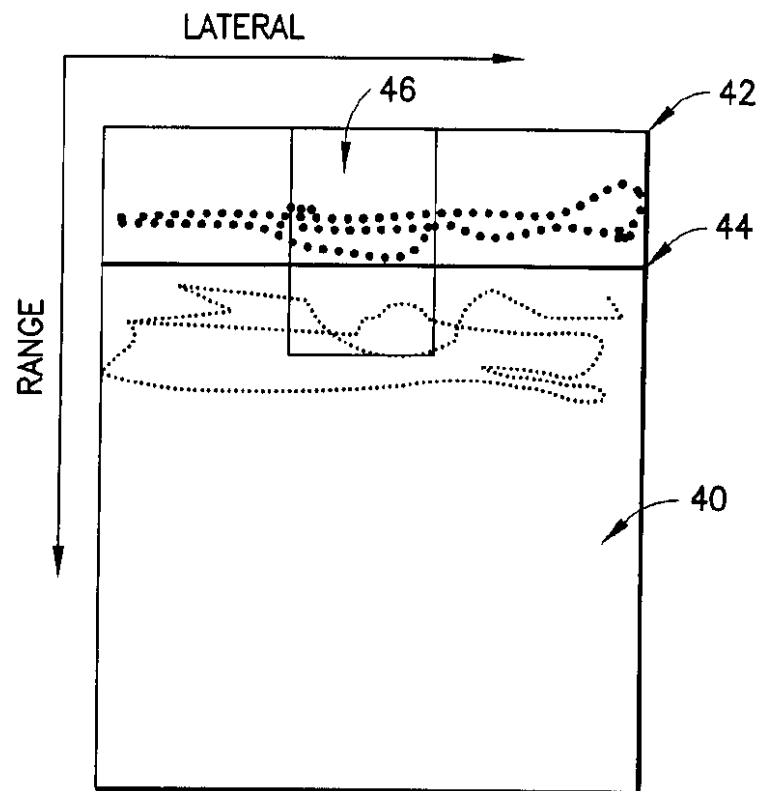
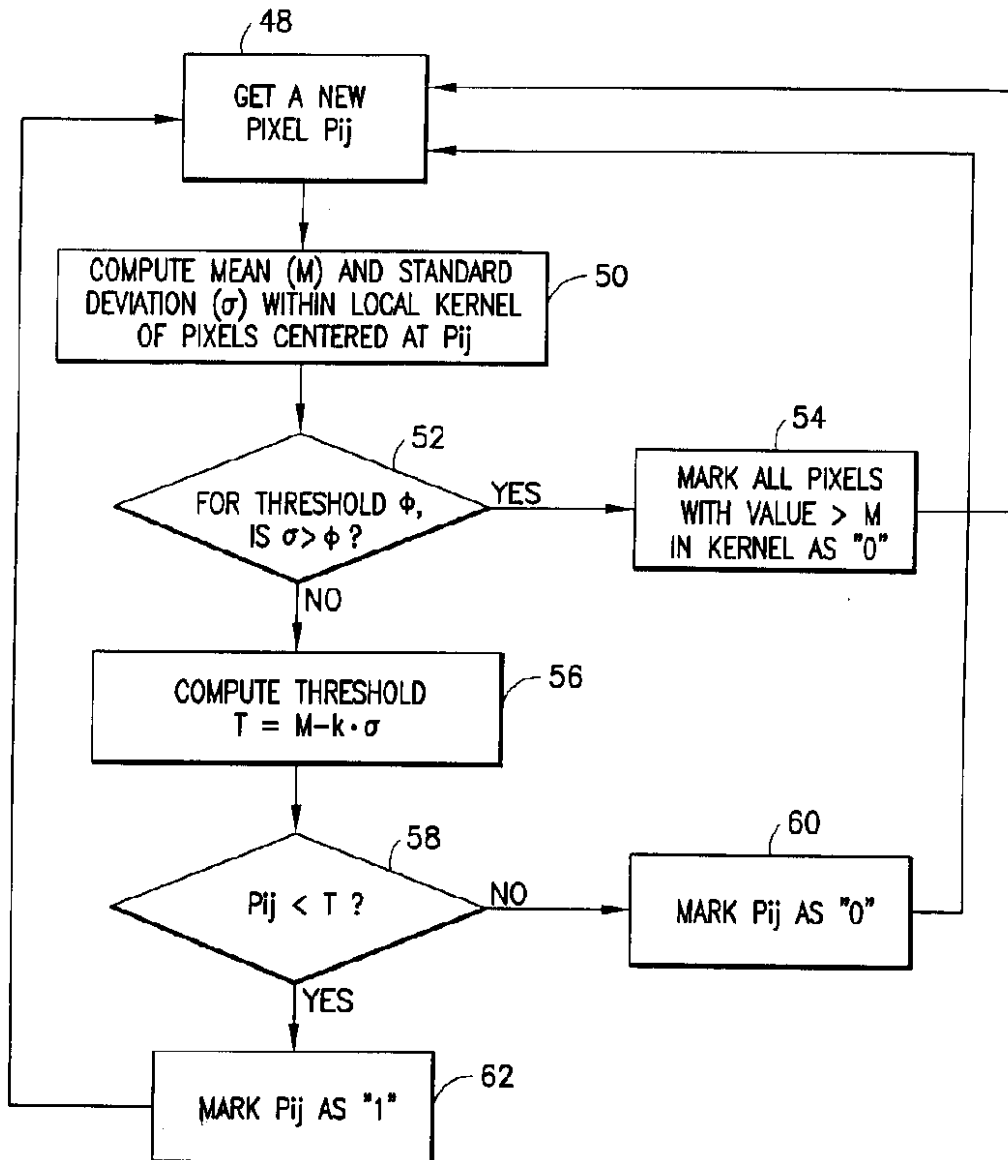
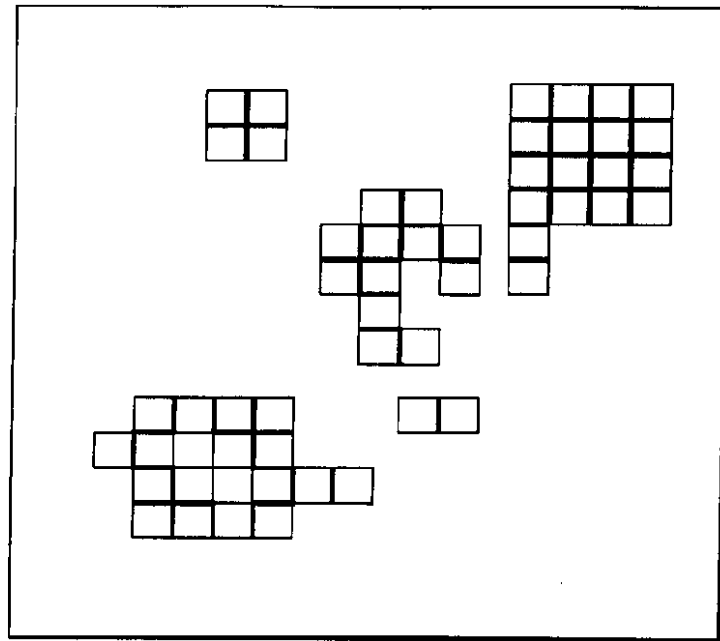
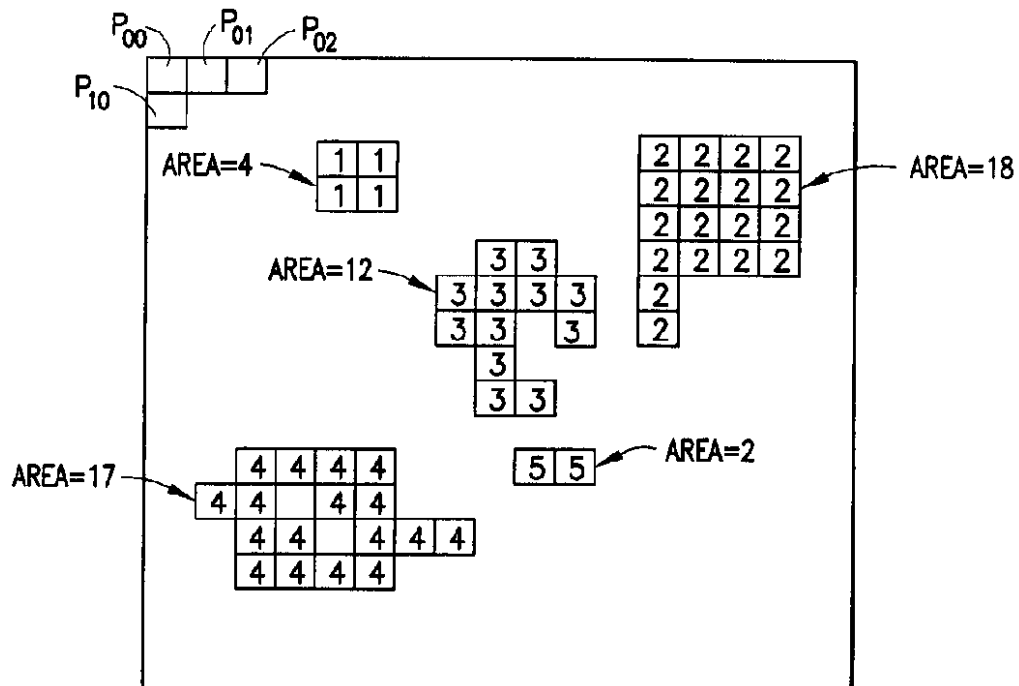
**FIG. 3**



FIG. 4



**FIG. 5****FIG. 6**

## 1. Abstract

Method and apparatus for automatically detecting and sizing cystic objects in ultrasound imaging. The cystic objects can be automatically detected by the steps of reading an image frame from memory (10 or 16); defining a search region within the image frame or a decimated version of the image frame; binarizing the pixel values within the search region based on a pixel value threshold that is adaptive to local pixel value statistics; morphological filtering the binarized pixel values to eliminate structures smaller than the speckle size; counting the number of continuous objects and keeping track of their area; and rejecting objects that are outside a predetermined size range. Each detected cystic object is automatically sized and graphical information representing the results of the automatic sizing process may be displayed.

## 2. Representative Drawing: Figure 1

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	<a href="#">JP2002045358A</a>	公开(公告)日	2002-02-12
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		
[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 A61B8/06 G06T1/00 G06T5/20 G06T7/60		
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 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 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		
代理人(译)	松本健一		
优先权	09/563538 2000-05-01 US		
其他公开文献	JP4749593B2 JP2002045358A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 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。SOLUTION：为了自动检测囊性物体，从存储器（10或16）读取（22）图像帧，并在图像帧或图像帧中以抽取形式定义搜索区域（24）基于适合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），并对二值化后的像素值进行形态滤波处理以获得斑点大小。移除小结构（28），对连续物体的数量进行计数，并记录连续物体的面积（30），并且剔除预定尺寸范围之外的物体（32）。每个检测到的囊性物体可以被自动确定尺寸（36），并且可以显示代表自动确定尺寸过程的结果的图形信息（38）。

