

(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2005-193017

(P2005-193017A)

(43) 公開日 平成17年7月21日(2005.7.21)

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

A61B 8/08

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 10 O L 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-361376 (P2004-361376)  
 (22) 出願日 平成16年12月14日(2004.12.14)  
 (31) 優先権主張番号 10/736, 192  
 (32) 優先日 平成15年12月15日(2003.12.15)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデー、リバーロード、1番  
 (74) 代理人 100093908  
 弁理士 松本 研一  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

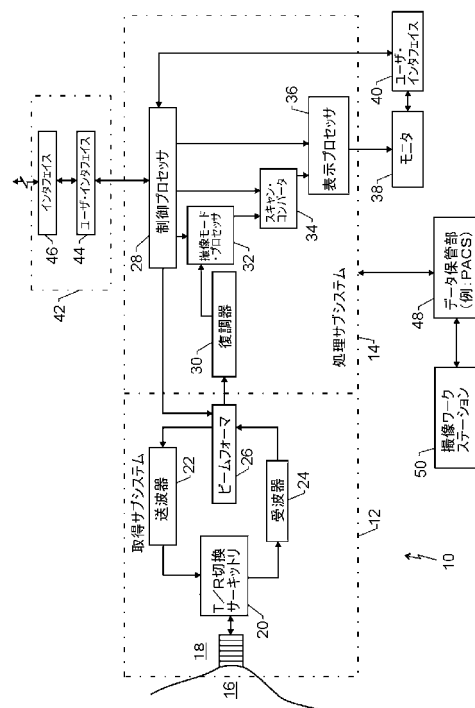
(54) 【発明の名称】 乳房患部分類の方法及びシステム

(57) 【要約】

【課題】 超音波撮像において、受診者が不要な生体組織検査を受けずに済むように、乳房患部を自動的に検出して分類する。

【解決手段】 乳房患部の複数の特性を決定するための自動式方法を提供する。この方法は、乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するステップと、画像の品質を高めるために関心領域を前処理するステップとを含んでいる。本方法はさらに、関心領域内の乳房患部を自動的にセグメント分割するステップと、乳房患部の複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定するステップとを含んでいる。乳房患部は、これら複数の測定値に基づいて良性又は悪性に自動的に分類される。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

乳房患部の複数の特性を決定する自動式方法であって、  
前記乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するステップと、  
前記画像の品質を高めるために前記関心領域を前処理するステップと、  
前記関心領域内の前記乳房患部を自動的にセグメント分割するステップと、  
前記乳房患部の前記複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定するステップと、  
前記複数の測定値に基づいて前記乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類するステップと、  
を備えた方法。

10

## 【請求項 2】

前記自動的に測定するステップは、複数の形状測定値に基づいて前記乳房患部の形状を測定するステップを含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 3】

前記患部の分類は、前記複数の特性について複数の予め定められた規則を適用して前記患部の状態を示すルール・ベース型システムを含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 4】

前記自動的にセグメント分割するステップは、閾値に基づいて決定される複数の山及び谷を含む前記画像の三次元プロットを生成するステップを含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

20

## 【請求項 5】

乳房患部の複数の特性を決定するシステムであって、  
画像を記憶するように構成されている記憶装置と、  
前記乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するように構成されているプロセッサと、  
を備えており、該プロセッサはさらに、  
前記画像の品質を高めるために前記関心領域を前処理し、前記関心領域内の前記乳房患部を自動的にセグメント分割し、前記乳房患部の前記複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定して、該複数の測定値に基づいて前記乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類するように構成されている、システム。

30

## 【請求項 6】

前記プロセッサはさらに、複数の形状測定値に基づいて前記乳房患部の形状を測定するように構成されている、請求項 5 に記載のシステム。

## 【請求項 7】

前記プロセッサはさらに、前記複数の特性について複数の予め定められた規則を適用して前記患部の状態を示すように構成されている、請求項 5 に記載のシステム。

## 【請求項 8】

前記複数の予め定められた規則は、高さ幅比、後方エコーの増強、後方陰影及び規則性尺度を含んでいる、請求項 7 に記載のシステム。

40

## 【請求項 9】

前記プロセッサはさらに、閾値に基づいて決定される複数の山及び谷を含む前記画像の三次元プロットを形成するように構成されている、請求項 8 に記載の方法。

## 【請求項 10】

乳房患部の複数の特性を決定するようにコンピュータ・システムに命令するコンピュータ命令を記憶しているコンピュータ読み取り可能な媒体であって、前記コンピュータ命令は、

前記乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するステップと、  
前記画像の品質を高めるために前記関心領域を前処理するステップと、  
前記関心領域内の前記乳房患部を自動的にセグメント分割するステップと、

50

前記乳房患部の前記複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定するステップと、

前記複数の測定値に基づいて前記乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類するステップと、を含んでいる、コンピュータ読み取り可能な媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、イメージング・システムに関し、さらに具体的には、乳房患部の分類の方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0002】

乳ガンは女性の主要な死因の一つである。典型的には、乳ガンは、通例X線撮像手順であるマンモグラフィと呼ばれる方法によって検出される。マンモグラフィは悪性腫瘍を検出して特徴分析する基準となっている。画像取得に続いて、放射線医は典型的には、画像を読影して疑わしい腫瘍が現われているか否か、また腫瘍が問題となる可能性があるか否かを識別する。しかしながら、近年、超音波撮像手法が充実性腫瘍と嚢胞とを識別し得る可能性を示している。但し、この識別のための十分な手法はまだ得られていない。

【特許文献1】米国特許第6138045号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

通常、従来の画像方式診断手法では充実性乳房腫瘍を悪性腫瘍と区別することは困難である。結果として、このような腫瘍が検出された患者は通常、生体組織検査に回される。このように、悪性腫瘍の適正な診断を下すために、良性の患部を有する受診者も不必要な生体組織検査を受けなければならない場合がある。しかしながら、外科的侵襲を必要とせずにかかる診断を下すことが望ましい。

【0004】

超音波撮像は、不要な生体組織検査を回避して乳房の腫瘍を良性であると識別する可能性を有している。このため、超音波は、マンモグラフィと生体組織検査との間の欠くべからざる接点を成す。加えて、超音波は、妊娠中の患者、継続管理中の乳腺症患者にも推奨され、また生体組織検査の嚢胞吸引手順における誘導機構としても用いられている。

【0005】

超音波乳房像において悪性患部の特性を示す幾つの特徴はかなりよく理解されている。しかしながら、これらの特徴を抽出して、正確な分類のために定量化するための画像処理のツール及び手法は自動式具現化形態としては利用可能でない。というのは、サイド・ローブ、グレーティング・ローブ、多重経路残響及びコヒーレント波干渉が超音波撮像を損なうため、ツールが手動式又は半自動式となっているからである。このような画像は典型的には空間分解能が低く、外観が粒状性であり、またスペckル雑音内容が多いエコー、コントラストが低いエコー、クラッタが散発したエコー及び疑似エコーを呈する。さらに、このような画像は、関心のある特徴を隠蔽したり、訓練された観測者ですら誤読影に導く場合がある。

【0006】

従って、受診者が不要な生体組織検査を受けずに済むように、乳房患部を自動的に検出して分類するシステム及び方法が求められている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

簡潔に述べると、本発明の一観点では、乳房患部の複数の特性を決定する自動式手法を提供する。この手法は、乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するステップを含んでいる。本手法はさらに、画像の品質を高めるために関心領域を前処理するステップと、関心領域内の乳房患部を自動的にセグメント分割するステップとを含んでいる。本手

10

20

30

40

50

法はさらに、乳房患部の複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定するステップと、これら複数の測定値に基づいて乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類するステップとを含んでいる。

【0008】

もう一つの実施形態では、乳房患部の複数の特性を決定するシステムを提供する。このシステムは、画像を記憶するように構成されている記憶ユニットと、乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するように構成されているプロセッサとを備えている。プロセッサはさらに、画像の品質を高めるために関心領域を前処理し、関心領域内の乳房患部を自動的にセグメント分割して、乳房患部の複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定するように構成されている。プロセッサはさらに、これら複数の測定値に基づいて乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類するように構成されている。

10

【0009】

もう一つの実施形態では、乳房患部の複数の特性を決定するようにコンピュータ・システムに命令するコンピュータ命令を記憶しているコンピュータ読み取り可能な媒体を提供する。このコンピュータ命令は、乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別するステップと、画像の品質を高めるために関心領域を前処理するステップとを含んでいる。コンピュータ命令はさらに、関心領域内の乳房患部を自動的にセグメント分割するステップと、乳房患部の複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定するステップと、これら複数の測定値に基づいて乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類するステップとを含んでいる。

20

【0010】

もう一つの実施形態では、乳房患部の複数の特性を決定するシステムを提供する。このシステムは、乳房患部を含む関心領域を画像内で自動的に識別する手段と、画像の品質を高めるために関心領域を前処理する手段とを備えている。本システムはさらに、関心領域内の乳房患部を自動的にセグメント分割する手段と、乳房患部の複数の特性を決定するための複数の測定値を自動的に測定する手段と、これら複数の測定値に基づいて乳房患部を良性又は悪性に自動的に分類する手段とを含んでいる。

【0011】

本発明の以上に述べた利点及び特徴、並びに他の利点及び特徴は、図面を参照しながら以下の詳細な説明を読解することにより明らかになる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

図1は、本発明の一観点に従って具現化される超音波システム10の一実施形態のブロック図である。超音波システムは、取得サブシステム12及び処理サブシステム14を含んでいる。取得サブシステム12は、トランスデューサ・アレイ18（複数のトランスデューサ・アレイ素子を含む）、送受波（T/R）切替サーキットリ20、送波器22、受波器24及びビームフォーマ26を備えている。処理サブシステム14は、制御プロセッサ28、復調器30、撮像モード・プロセッサ32、スキャン・コンバータ34及び表示プロセッサ36を備えている。表示プロセッサはさらに、画像を表示するモニタに結合されている。ユーザ・インタフェース40が制御プロセッサ及び表示モニタと相互作用する。制御プロセッサはまた、ウェブ・サーバ44と遠隔接続インタフェース46とを含む遠隔接続サブシステム42に結合されていてもよい。処理サブシステムはさらに、超音波画像データを受け取るデータ保管部48に結合されていてもよい。データ保管部は画像ワークステーション50と相互作用する。

40

【0013】

これらのアーキテクチャ及びモジュールは、デジタル信号プロセッサを有する回路基板のような専用のハードウェア要素であってもよいし、又は市販の既製PCのような汎用コンピュータ又はプロセッサ上で作動するソフトウェアであってもよい。本発明の様々な実施形態に応じて、様々なアーキテクチャ及びモジュールを結合又は分離してよい。

【0014】

50

取得サブシステム 12 では、トランスデューサ・アレイ 18 が被検体 16 に接触している。トランスデューサ・アレイは、送受波 (T/R) 切換サーキットリ 20 に結合されている。T/R 切換サーキットリ 20 は、送波器 22 の出力及び受波器 24 の入力に結合されている。受波器 24 の出力はビームフォーマ 26 の入力である。ビームフォーマ 26 はさらに、送波器 22 の入力及び復調器 30 の入力に結合されている。ビームフォーマはまた、図示のように制御プロセッサに結合されている。

【0015】

処理サブシステム 14 では、復調器 30 の出力は撮像モード・プロセッサ 32 の入力に結合されている。制御プロセッサは、撮像モード・プロセッサ 32、スキャン・コンバータ 34 及び表示プロセッサ 36 に接続している。撮像モード・プロセッサ 32 の出力はスキャン・コンバータ 34 の入力に結合されている。スキャン・コンバータ 34 の出力は表示プロセッサ 36 の入力に結合されている。表示プロセッサ 36 の出力はモニタ 38 に結合されている。

10

【0016】

超音波システム 10 は、超音波エネルギーを被検体 16 に送波して、被検体から後方散乱した超音波信号を受波し処理して画像を形成し、表示する。超音波エネルギーの送波ビームを発生するために、制御プロセッサ 28 は、ビームフォーマ 26 に命令データを送って送波パラメータを生成し、トランスデューサ・アレイ 18 の表面の一つの点を始点として所望の方向制御角を成す所望の形状のビームを発生する。送波パラメータは、ビームフォーマ 26 から送波器 22 へ送られる。送波器 22 は、送波パラメータを用いて、T/R 切換サーキットリ 20 を介してトランスデューサ・アレイ 18 へ送られる送波信号を適切に符号化する。送波信号は互いに対して所定のレベル及び位相に設定されて、トランスデューサ・アレイ 18 の個々のトランスデューサ素子に供給される。送波信号はトランスデューサ素子を励起して、同一の位相及びレベル関係を有する超音波を放出する。結果として、トランスデューサ・アレイ 18 が、例えば超音波ゲルを用いることにより被検体に音響的に結合されている場合に、送波された超音波エネルギーのビームが被検体内の走査平面内で走査線に沿って形成される。この過程は電子走査法として知られている。

20

【0017】

トランスデューサ・アレイ 18 は双方向の変換器である。超音波が被検体内に送波されると、超音波は構造内の組織及び血液のサンプルから後方散乱される。トランスデューサ・アレイ 18 は、散乱波が帰投する出発点となる組織までの距離と、散乱波が帰投する到着点となるトランスデューサ・アレイ 18 の表面に対する角度とに応じて異なる時刻に後方散乱波を受け取る。トランスデューサ素子は後方散乱波に应答して、後方散乱波からの超音波エネルギーを電気信号に変換する。

30

【0018】

受信された電気信号は T/R 切換サーキットリ 20 を介して受波器 24 に送信される。受波器 24 は受信信号を増幅しデジタル化して、ゲイン補償のような他の作用を与える。デジタル化された受信信号は、各々のトランスデューサ素子が様々な時刻に受波した後方散乱波に対応しており、後方散乱波の振幅情報及び位相情報を保存している。

【0019】

デジタル化された受信信号はビームフォーマ 26 に送られる。制御プロセッサ 28 は命令データをビームフォーマ 26 に送る。ビームフォーマ 26 は、命令データを用いて、トランスデューサ・アレイ 18 の表面上の一つの点を始点として一定の方向制御角を成す受波ビームを形成し、この点及び方向制御角は典型的には、走査線に沿って送波された前段の超音波ビームの点及び方向制御角度に対応している。ビームフォーマ 26 は、制御プロセッサ 28 からの命令データの指示に従って、時間遅延及び集束を実行することにより適当な受信信号に作用して、被検体内の走査平面内で走査線に沿ったサンプル空間に対応する受波ビーム信号を発生する。受波ビーム信号を発生するために、様々なトランスデューサ素子からの受信信号の位相、振幅及びタイミングの情報が用いられる。

40

【0020】

50

受波ビーム信号は処理サブシステム 14 に送られる。復調器 30 は受波ビーム信号を復調して、走査平面内のサンプル空間に対応する I 及び Q の復調データ値の対を生成する。受波ビーム信号の位相及び振幅を参照周波数と比較することにより、復調が達成される。I 及び Q の復調データ値は、受信信号の位相情報及び振幅情報を保存している。

#### 【0021】

復調データは撮像モード・プロセッサ 32 へ転送される。撮像モード・プロセッサ 32 は、パラメータ推定手法を用いて、走査系列フォーマットの復調データから撮像パラメータ値を生成する。撮像パラメータは例えば、Bモード、カラー速度モード、スペクトル・ドブラ・モード、及び組織速度撮像モードのような様々の可能な撮像モードに対応するパラメータを含み得る。撮像パラメータ値はスキャン・コンバータ 34 に送られる。スキャン・コンバータ 34 は、走査系列フォーマットから表示フォーマットへの変換を実行することにより、パラメータ・データを処理する。変換は、パラメータ・データに対し補間演算を実行して、表示フォーマットの表示ピクセル・データを生成することを含んでいる。

10

#### 【0022】

走査変換後のピクセル・データは表示プロセッサ 36 へ送られて、走査変換後のピクセル・データの任意の空間フィルタ又は時間フィルタによる最終的な処理を行ない、走査変換後のピクセル・データにグレイ・スケール又はカラーを適用して、デジタル・ピクセル・データをアナログ・データに変換してモニタ 38 に表示する。ユーザ・インタフェース 40 は、モニタ 38 に表示されたデータに基づいて制御プロセッサ 28 と相互作用する。

20

#### 【0023】

図 2 は、図 1 に示されるようなシステムを介して取得される画像に基づいて乳房患部の複数の特徴を決定する方法を示す流れ図である。この流れ図は取得系列 54 及び処理系列 56 の二つの主な系列又は段階を含んでいる。流れ図に示されているこれらの系列の各々のステップを以下に詳述する。

#### 【0024】

取得系列 54 は、図 1 を参照して上で述べた超音波イメージング・システムの動作等を通じて、ステップ 58 に示すような画像データを取得するステップを含んでいる。実時間での画像を処理してもよいし、データ保管部からの画像を処理してもよい。従って、ステップ 60 では、取得された画像データは、患部又は他の腫瘍の検出及び分類等のための後のアクセス及び処理のために保存される。

30

#### 【0025】

処理ステップは多数の下位ステップを含んでいる。ステップ 64 で、画像内の関心領域が自動的に識別される。一実施形態では、関心領域は反転トラフ法 (inverted trough method) を用いることにより識別される。反転トラフ法では、画像の各々の横列のピクセル値を合計して、ピクセル値の二次元分布でのトラフ (谷) を識別することにより、医療データを含む画像の矩形領域を識別する。同様に、各々の縦列のピクセル値を合計して、対応するトラフを決定する。本実施形態では、逆投影された矩形の共通区域によって関心領域が決まるが、かかる決定に適した他の手法もある。

#### 【0026】

ステップ 66 で、画像の品質を高めるために関心領域を前処理する。一実施形態では、エッジ保存平滑化フィルタを用いて画質を高める。一実施形態では、ファジィ強調手法を用いて画像の明るい領域及び暗い領域の飽和を回避する。加えて、マルチ・スケール・モルフォロジーを用いて画像のスペckルを除去することもできる。

40

#### 【0027】

ステップ 68 で、乳房患部を関心領域内で自動的にセグメント分割する。一実施形態では、グレイ・レベル分布を三次元プロットとして視覚化する。三次元プロットは典型的には、閾値を上回る「山」と呼ばれる領域と、閾値を下回る「谷」と呼ばれる領域とを含んでいる。閾値は、分析する領域のヒストグラムに基づいて決定される。画像の空間的位置関係 (トポロジ) を閾値のレベルで切り取ると、比較的広い区域内に幾つかの穴が残る

50

。また、幾つかの孤立した島も形成される。これらの孤立した島は処理から除外される。モルフォロジイ演算を用いて小さい穴を充填して画質をさらに高める。一実施形態では、連結成分領域成長アプローチを用いて画像の関心領域を推定する。もう一つの実施形態では、連結成分領域アプローチを用いて形成された最大の領域を画像内で主要患部として選択する。関心領域の最初の輪郭をさらに分析して、より正確な患部境界の近似を決定する。当業者には認識されるように、多くの手法がこのような境界の識別及びセグメント分割に利用可能である。

#### 【0028】

ステップ70で、乳房患部の複数の特性を決定するための複数の測定値を測定する。一実施形態では、患部内に内部矩形を決定して濃淡値を計算する。後方エコー特性を算出する 10  
 ためには、内部矩形、外部矩形及び後方矩形が患部の寸法に基づいて自動的に算出される。もう一つの実施形態では、患部の縦横比、患部の稠密度、患部境界の規則性、患部境界の辺縁特性及びファジィネス (fuzziness) のような複数の形状測定値を測定する。形状特性についてさらに詳細に説明する。

#### 【0029】

患部の縦横比は、患部の長さに対する患部の幅の比として定義される。本実施形態では、患部に最も適合する楕円の短軸に対する長軸の比を用いて縦横比を決定する。良性患部では通常、悪性患部に比較して縦横比が小さい。図3は、悪性患部82及び良性患部84 20  
 について縦横比を測定する方法を示している。患部の高さを参照番号86とし、幅を参照番号88として示す。一般的には、縦横比が1よりも大きい場合に患部を悪性であると分類し、他のものを良性と分類することができる。

#### 【0030】

患部が良性であるか悪性であるかを判定するために、患部境界の規則性を利用することもできる。典型的には、良性患部は平滑な境界を有し、悪性患部は不定形の境界を有する。本実施形態では、患部の輪郭の周波数成分を用いて患部境界の規則性を判定する。患部境界の規則性を図4に示す。悪性患部82は不規則な境界90を呈している一方、良性患部84は平滑な境界92を示している。

#### 【0031】

患部の稠密性は、患部の内側に最も適合する楕円に対する患部面積の比によって定義される。一般的には、良性患部は悪性患部よりも稠密である。図5は、悪性患部82及び良 30  
 性患部84からの最も適合する楕円94、96変化を示している。

#### 【0032】

患部の重症度を決定するために辺縁特性を利用することもできる。特定のな一実施形態では、患部周辺のデータを、 $0^\circ \sim 360^\circ$ の配向で最適スケールを4としたガボール (Gabor) ・フィルタで分析することにより、辺縁特性を決定することができる。

#### 【0033】

患部境界のファジィネスを用いて良性患部と悪性患部とを区別することもできる。低エコー (hyperechoic) 患部は、患部内部から外部にかけてグレイ・レベルの鋭い移行を呈する。このような低エコー患部は悪性腫瘍を示す。一実施形態では、患部内部から患部境界に跨がる濃淡値の線プロファイルが形成される。患部境界上の全ての点について線プロ 40  
 ファイルの最小r自乗値を蓄積して、境界の相対ファジィネスを決定する尺度を求める。

#### 【0034】

乳房患部を良性又は悪性に分類するために後方エコー測定値を用いることもできる。図6は、悪性患部82について最大境界矩形98及び最大内部矩形100を示している。図6はまた、良性患部84について最大境界矩形108及び最大内部矩形110を示している。本書で用いる場合には、最大境界矩形とは患部の輪郭を外側から完全に包囲している矩形を指し、最大内部矩形とは患部の輪郭内部に完全に嵌合する最大矩形を指す。矩形102及び112は、患部と幅が等しく患部の直に背後に存在する矩形に相当する。一実施形態では、患部の後方の距離及びこの矩形の高さは、検討中の超音波画像において患部後方に残されている空間に依存する。矩形104と114はそれぞれ、矩形102及び11 50

2 と高さが等しく矩形 1 0 2 及び 1 1 2 の左側に位置する矩形に相当する。一実施形態では、二つの矩形（矩形 1 0 2 及び 1 0 4、又は矩形 1 1 2 及び 1 1 4）の間の距離並びに矩形 1 0 4 及び 1 1 4 の幅は、超音波画像での患部の左側の空間に依存する。矩形 1 0 6 及び 1 1 6 は、矩形 1 0 2 及び 1 1 2 と高さが等しく矩形 1 0 2 及び 1 1 2 の右側に位置する矩形に相当する。一実施形態では、二つの矩形（矩形 1 0 2 及び 1 0 6、又は矩形 1 1 2 及び 1 1 6）の間の距離並びに矩形 1 0 6 及び 1 1 6 の幅は、超音波画像での患部の右側の空間に依存する。後方エコー測定値は、矩形 1 0 2（及び矩形 1 1 2）並びに矩形 1 0 0（及び矩形 1 1 0）のそれぞれのエコーの平均及び分散の比に基づいて算出される。比の値が約 1 である場合には、患部を悪性に分類し得る。比が 3 以上である場合には、患部は良性である可能性が高い。

10

## 【0035】

同様に、規則性の測定値が 30% を超える場合には、患部を悪性に分類し得る。同様に、患部が一様で均質である場合には、患部は良性である可能性が高い。同様に、境界のファジィネスが 50% を超える場合には、患部は悪性である可能性が高い。また、患部が辺縁を有する場合には、患部は良性である可能性が高く、患部の稠密性が 70% を超える場合には、患部は良性である可能性が高い。

## 【0036】

ステップ 72 で、乳房患部はこれら複数の測定値に基づいて良性又は悪性に自動的に分類される。一実施形態では、乳房患部を分類するためにルール・ベース型システムが用いられる。ルール・ベース型システムは、乳房患部を分類する一組の規則を適用する。かかる規則の例としては、高さ幅比すなわち縦横比、後方エコー測定値、規則性尺度、患部内部の一様性及び均質性、境界のファジィネス、辺縁の存在、並びに稠密度を含めた上述の測定値の考察を含んでいる。

20

## 【0037】

前述の手法により提供される利点の幾つかとして、放射線医が乳房患部を検出して分類するさらに高い生産性を確保した完全自動化システムであることが挙げられる。本発明は、患部の異常が癌性である可能性の信頼性の尺度を与えると同時に、患部の状態の判定を下すために用いられた多数の特徴を一覧表示する。本発明はまた、放射線医が患者の診断を再確認する助けとなる。また、開示された方法を、乳房患部の特性に対応する特性を有する体内の他の患部にも適用し得ることに留意されたい。

30

## 【0038】

本発明に様々な改変及び代替的な形態を適用し得るが、本書では例を掲げるために特定の実施形態を図示して詳述した。しかしながら、本発明は開示された特定の形態に限定されないことを理解されたい。寧ろ、本発明は、特許請求の範囲によって定義されている本発明の要旨及び範囲に含まれる全ての改変、均等構成及び代替構成を網羅するものとする。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0039】

【図 1】本発明に従って具現化される超音波システムの例示的な実施形態である。

【図 2】乳房患部の複数の特性を決定する自動式方法を示す流れ図である。

40

【図 3】本発明の一観点による縦横比の測定を示す図である。

【図 4】本発明の一観点による患部境界の規則性の測定を示す図である。

【図 5】本発明の一観点による患部の稠密度の測定を示す図である。

【図 6】本発明の一観点による後方エコー測定を示す図である。

## 【符号の説明】

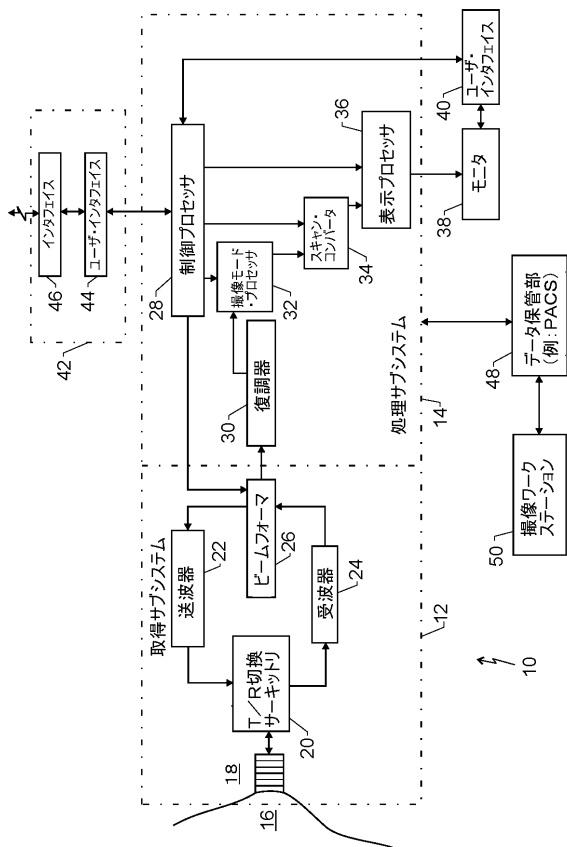
## 【0040】

- 10 超音波システム
- 16 被検体
- 18 トランスデューサ・アレイ
- 42 遠隔接続サブシステム

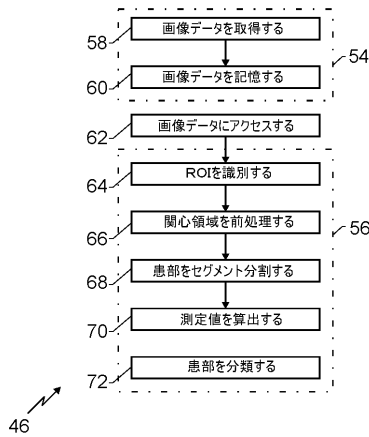
50

- 5 4 取得系列
- 5 6 処理系列
- 8 2 悪性患部
- 8 4 良性患部
- 8 6 患部の高さ
- 8 8 患部の幅
- 9 0 不規則な境界
- 9 2 平滑な境界
- 9 4、9 6 最も適合する楕円
- 9 8、1 0 8 最大境界矩形
- 1 0 0、1 1 0 最大内部矩形
- 1 0 2、1 1 2 患部と幅が等しい矩形
- 1 0 4、1 0 6 矩形 1 0 2 と高さが等しい矩形
- 1 1 4、1 1 6 矩形 1 1 2 と高さが等しい矩形

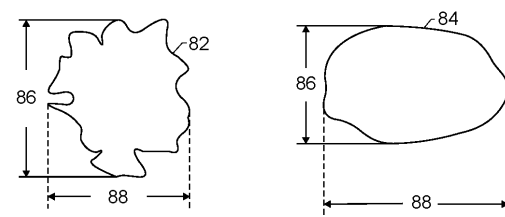
【 図 1 】



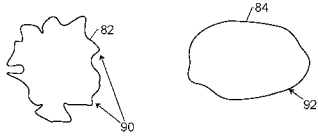
【 図 2 】



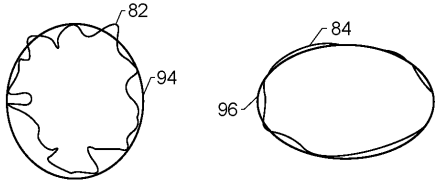
【 図 3 】



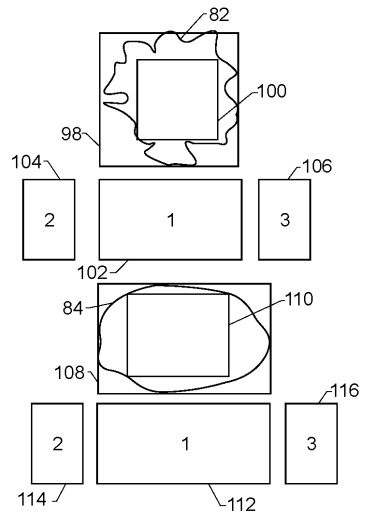
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ビジャー・ブーンダリク・カマツ

インド、カルナータカ・560082、バンガロール、ジャヤナーゲル、7ティーエイチ・ブロック・ウエスト、14ティーエイチ・クロス、773、シュレヤス(番地なし)

(72)発明者 カイ・エリック・トーマニアス

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、ファン・フランケン・ロード、74番

(72)発明者 マンナン・バクサバサル

インド、560043、バンガロール、ハブラ・ファースト・ブロック・エックステンション、ナ  
oins・エイチ・メイン、5シー・943(番地なし)

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD08 EE04 EE09 EE11 EE20 JB35 JC05 JC07 JC08  
JC09 JC10 JC11 JC13 JC25 JC37 KK21 KK30 KK46 LL14  
LL38

【外国語明細書】

2005193017000001.pdf

专利名称(译)	病变部分的分类方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005193017A</a>	公开(公告)日	2005-07-21
申请号	JP2004361376	申请日	2004-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	ビジャー・プーンダリク・カマツ カイ・エリク・トメニアス マンナン・バクサバサル		
发明人	ビジャー・プーンダリク・カマツ カイ・エリク・トメニアス マンナン・バクサバサル		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/107 G06K9/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B5/1075 A61B5/7264 A61B8/0825 G06T7/0012 G06T2207/30068 G16H50/20		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD08 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/JB35 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC10 4C601/JC11 4C601/JC13 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK30 4C601/KK46 4C601/LL14 4C601/LL38		
代理人(译)	松本健一 小仓 博 伊藤亲		
优先权	10/736192 2003-12-15 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在超声成像中自动检测乳房的患病部位并对其进行分类，从而使受检者不必进行不必要的活检。提供了一种用于确定乳腺病变的多个特征的自动化方法。该方法包括以下步骤：自动识别图像中包括乳房病变的感兴趣区域，以及对感兴趣区域进行预处理以增强图像质量。该方法还包括在感兴趣区域内自动分割乳房病变，并自动测量多个测量值以确定乳房病变的多个特征。根据多个测量值，将乳房的患处自动分类为良性或恶性。[选型图]图1

