(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2006-230910
(P2006-230910A)
(43)公開日　平成18年9月7日(2006.9.7)

| (51)Int.Cl. | | | F I | | | テーマコード（参考） |
|---|---|---|---|---|---|---|
| A61B | 6/00 | (2006.01) | A61B | 6/00 | 350A | 4C093 |
| A61B | 5/00 | (2006.01) | A61B | 5/00 | G | 4C117 |
| G06T | 1/00 | (2006.01) | G06T | 1/00 | 290A | 5B057 |
| G06T | 3/00 | (2006.01) | G06T | 3/00 | 500A | |

審査請求 未請求　請求項の数 34　ＯＬ　（全 19 頁）

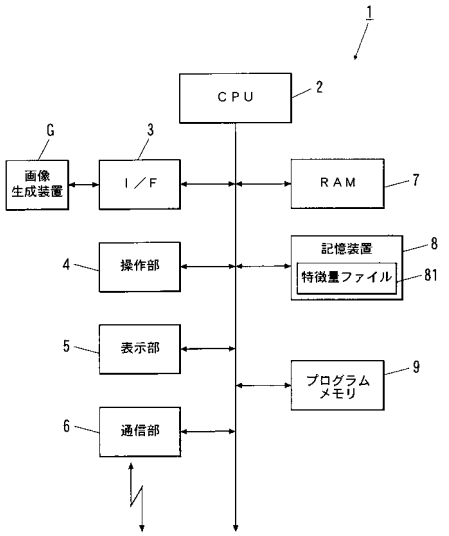
(21)出願番号　特願2005-53493(P2005-53493)
(22)出願日　平成17年2月28日(2005.2.28)

(71)出願人　303000420
コニカミノルタエムジー株式会社
東京都新宿区西新宿１丁目２６番２号
(74)代理人　100090033
弁理士　荒船　博司
(72)発明者　小林　剛
東京都新宿区西新宿一丁目２６番２号　コニカミノルタエムジー株式会社内

Ｆターム(参考)　4C093 AA26 CA18 DA06 FF17
4C117 XB09 XD22 XE44 XE45 XE46 XJ01 XJ05 XJ34 XK04 XK05 XK09 XR06
5B057 AA07 CA08 CA13 CB06 CB12 CE12 CF05 CH01 DA08 DC09 DC22 DC36

(54)【発明の名称】画像処理装置及び画像処理方法

(57)【要約】
【課題】処理対象画像において検出対象とする画像領域を検出する検出精度を向上させる。
【解決手段】画像処理装置１は、曲率フィルタを用いて、処理対象である医用画像の各画素毎に、医用画像の濃度分布の曲面の形状を表す特徴量であるShape Indexを算出し、濃度分布の凹凸を強調した画像（Shape Index画像）を作成する。そして、Shape Index画像を、予め設定されたShape Indexの閾値を用いて二値化することにより異常陰影候補領域を検出し、検出された異常陰影候補領域の特徴量に基づいて当該異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域を削除することにより、異常陰影の画像領域を検出する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
医用画像の濃度分布を示す曲面の形状を表す特徴量を算出する第１の特徴量算出手段と、
前記第１の特徴量算出手段により算出された特徴量を用いて、前記医用画像から異常陰影候補領域を検出する検出手段と、
前記検出手段により検出された異常陰影候補領域の特徴量を計算する第２の特徴量算出手段と、
前記第２の特徴量算出手段により算出された特徴量に基づいて前記異常陰影候補領域の偽陽性を削除する偽陽性削除手段と、
を備えることを特徴とする画像処理装置。
【請求項２】
前記第１の特徴量算出手段は、前記曲面の形状を表す特徴量としてシェイプインデックスを算出することを特徴とする請求項１に記載の画像処理装置。
【請求項３】
前記第２の特徴量算出手段により算出される特徴量には、シェイプインデックスが含まれることを特徴とする請求項１又は２に記載の画像処理装置。
【請求項４】
前記検出手段は、前記第１の特徴量算出手段により算出された特徴量に基づいて、予め設定された当該特徴量の閾値を用いて前記医用画像を二値化することにより、異常陰影候補領域を検出し、
前記偽陽性削除手段は、前記二値化により得られた異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域を削除することを特徴とする請求項１～３の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項５】
前記偽陽性削除手段による偽陽性の削除により得られた画像を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項１～４の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項６】
医用画像における任意の注目画素を設定するとともに、その注目画素から所定範囲内の画像領域を設定する設定手段を備え、
前記第１の特徴量算出手段は、前記設定された画像領域における濃度分布の曲面形状を表す特徴量を算出することを特徴とする請求項１～５の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項７】
前記医用画像の濃度分布を示す曲面上の注目画素における法線を回転軸として法平面を所定角度ずつ回転させ、その回転角度毎に、注目画素から所定範囲内の画像領域の曲面を法平面で切り出すことによって得られた曲線を近似する関数を算出する関数算出手段を備え、
前記第１の特徴量算出手段は、前記関数算出手段により算出された近似関数に基づいて特徴量を算出することを特徴とする請求項１～６の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項８】
前記関数算出手段は、最小二乗法を用いて前記曲線を近似する関数を算出することを特徴とする請求項７に記載の画像処理装置。
【請求項９】
前記関数算出手段は、前記近似関数として近似円を算出し、
前記第１の特徴量算出手段は、回転角度毎に、前記算出された近似円の半径から前記曲線の注目画素における曲率を算出し、回転角度毎に算出された曲率に基づいて特徴量を算出することを特徴とする請求項７又は８に記載の画像処理装置。
【請求項１０】
前記第１の特徴量算出手段は、前記医用画像の全ての画素について特徴量を算出することを特徴とする請求項１～９の何れか一項に記載の画像処理装置。

【請求項１１】
前記偽陽性削除手段は、前記異常陰影候補領域のうち、大きさが所定範囲外の画像領域を偽陽性の画像領域として削除することを特徴とする請求項１～１０の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項１２】
前記偽陽性削除手段は、前記異常陰影候補領域のうち、形状が所定の形状以外の画像領域を偽陽性の画像領域として削除することを特徴とする請求項１～１０の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項１３】
前記偽陽性削除手段は、前記第１及び／又は第２の特徴量算出手段で算出された特徴量を含む前記医用画像の各種特徴量を入力データとし、真陽性の異常陰影の度合いを示す指標値を出力データとする多変量解析を用いて、偽陽性の画像領域を削除することを特徴とする請求項１～１２の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項１４】
前記第１の特徴量算出手段は、特徴量を算出する曲面の領域範囲を変更し、その変更された領域範囲で特徴量を算出することを特徴とする請求項１～１３の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項１５】
前記第１の特徴量算出手段は、前記医用画像の解像度を変更し、その変更された解像度で特徴量を算出することを特徴とする請求項１～１３の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項１６】
前記偽陽性削除手段による偽陽性の削除より、異常陰影としてガウス分布状の曲面を構成する画像領域が検出されることを特徴とする請求項１～１５の何れか一項に記載の画像処理装置。
【請求項１７】
前記偽陽性削除手段による偽陽性の削除より、異常陰影として腫瘤陰影の画像領域が検出されることを特徴とする請求項１６に記載の画像処理装置。
【請求項１８】
医用画像の濃度分布を示す曲面の形状を表す特徴量を算出する第１の特徴量算出工程と、
前記第１の特徴量算出工程において算出された特徴量を用いて、前記医用画像から異常陰影候補領域を検出する検出工程と、
前記検出工程において検出された異常陰影候補領域の特徴量を計算する第２の特徴量算出工程と、
前記第２の特徴量算出工程において算出された特徴量に基づいて前記異常陰影候補領域の偽陽性を削除する偽陽性削除工程と、
を含むことを特徴とする画像処理方法。
【請求項１９】
前記第１の特徴量算出工程では、前記曲面の形状を表す特徴量としてシェイプインデックスが算出されることを特徴とする請求項１８に記載の画像処理方法。
【請求項２０】
前記第２の特徴量算出工程において算出される特徴量には、シェイプインデックスが含まれることを特徴とする請求項１８又は１９に記載の画像処理方法。
【請求項２１】
前記検出工程では、前記第１の特徴量算出工程において算出された特徴量に基づいて、予め設定された当該特徴量の閾値を用いて前記医用画像を二値化することにより、異常陰影候補領域が検出され、
前記偽陽性削除工程では、前記二値化により得られた異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域が削除されることを特徴とする請求項１８～２０の何れか一項に記載の画像処理方

法。
【請求項２２】
前記偽陽性削除工程による偽陽性の削除により得られた画像を表示する表示工程を含むことを特徴とする請求項１８～２１の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項２３】
医用画像における任意の注目画素を設定するとともに、その注目画素から所定範囲内の画像領域を設定する設定工程を含み、
前記第１の特徴量算出工程では、前記設定された画像領域における濃度分布の曲面形状を表す特徴量が算出されることを特徴とする請求項１８～２２の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項２４】
前記医用画像の濃度分布を示す曲面上の注目画素における法線を回転軸として法平面を所定角度ずつ回転させ、その回転角度毎に、注目画素から所定範囲内の画像領域の曲面を法平面で切り出すことによって得られた曲線を近似する関数を算出する関数算出工程を含み、
前記第１の特徴量算出工程では、前記関数算出工程において算出された近似関数に基づいて特徴量が算出されることを特徴とする請求項１８～２３の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項２５】
前記関数算出工程では、最小二乗法を用いて前記曲線を近似する関数が算出されることを特徴とする請求項２４に記載の画像処理方法。
【請求項２６】
前記関数算出工程では、前記近似関数として近似円が算出され、
前記第１の特徴量算出工程では、回転角度毎に、前記算出された近似円の半径から前記曲線の注目画素における曲率が算出され、回転角度毎に算出された曲率に基づいて特徴量が算出されることを特徴とする請求項２４又は２５に記載の画像処理方法。
【請求項２７】
前記第１の特徴量算出工程では、前記医用画像の全ての画素について特徴量が算出されることを特徴とする請求項１８～２６の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項２８】
前記偽陽性削除工程では、前記異常陰影候補領域のうち、大きさが所定範囲外の画像領域が偽陽性の画像領域として削除されることを特徴とする請求項１８～２７の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項２９】
前記偽陽性削除工程では、前記異常陰影候補領域のうち、形状が所定の形状以外の画像領域が偽陽性の画像領域として削除されることを特徴とする請求項１８～２７の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項３０】
前記偽陽性削除工程では、前記第１及び／又は第２の特徴量算出工程で算出された特徴量を含む前記医用画像の各種特徴量を入力データとし、真陽性の異常陰影の度合いを示す指標値を出力データとする多変量解析を用いて、偽陽性の画像領域が削除されることを特徴とする請求項１８～２９の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項３１】
前記第１の特徴量算出工程では、特徴量を算出する曲面の領域範囲が変更され、その変更された領域範囲で特徴量が算出されることを特徴とする請求項１８～３０の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項３２】
前記第１の特徴量算出工程では、前記医用画像の解像度が変更され、その変更された解像度で特徴量が算出されることを特徴とする請求項１８～３０の何れか一項に記載の画像処理方法。

【請求項３３】
前記偽陽性削除工程における偽陽性の削除より、異常陰影としてガウス分布状の曲面を構成する画像領域が検出されることを特徴とする請求項１８～３２の何れか一項に記載の画像処理方法。
【請求項３４】
前記偽陽性削除工程における偽陽性の削除より、異常陰影として腫瘤陰影の画像領域が検出されることを特徴とする請求項３３に記載の画像処理方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、画像処理装置及び画像処理方法に関する。
【背景技術】
【０００２】
医療の分野においては、医用画像のデジタル化が実現され、ＣＲ（Computed Radiography）装置等により生成された医用画像データを表示モニタに表示し、この表示モニタに表示された医用画像を医師が読影して、病変部の状態や経時変化を観察して診断を行っている。
【０００３】
従来、このような医師の読影に対する負担軽減を目的として、上記医用画像データを画像処理することにより、画像上に現れた病変部の陰影を異常陰影候補として自動的に検出するコンピュータ診断支援装置（Computed-Aided Diagnosis；以下、ＣＡＤという。）と呼ばれる医用画像処理装置が開発されている。
【０００４】
病変部の陰影は、特徴的な濃度分布を有することが多く、ＣＡＤは、このような濃度特性に基づいて病変部と推測される画像領域を異常陰影候補領域として検出するものである。例えば、乳癌の癌化部分の特徴的なものとして腫瘤、微小石灰化クラスタが挙げられるが、乳房を撮影した医用画像（これをマンモグラフィという。）上では、腫瘤陰影はガウス分布に近い濃度変化を有する白っぽく丸い陰影として現れる一方、微小石灰化クラスタは、微小石灰化した部分が集まって（クラスタ化して）存在するものであり、マンモグラフィ上では略円錐構造の濃度変化を有する白っぽく丸い陰影として現れる。
【０００５】
上記ＣＡＤでは、検出目的とする病変種類に応じて様々な検出アルゴリズムが開発されており、腫瘤陰影の検出に最適なアルゴリズムとしては、アイリスフィルタを用いた手法等が提案されている（例えば、特許文献１及び特許文献２参照。）。また、微小石灰化クラスタ陰影の検出に最適なアルゴリズムとしては、モルフォルジーフィルタを用いた手法等が提案されている。
【特許文献１】特開平８－２６３６４１号公報
【特許文献２】特開平１０－９１７５８号公報
【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００６】
しかしながら、アイリスフィルタは、一般的に腫瘤陰影のように丸く周囲に比べて低濃度である領域に強く反応するため、円形度が高く厚みのある乳腺が塊状となって画像上に現れている場合、正常組織の乳腺をも異常陰影として誤検出してしまう場合がある。同様に、画像上にノイズのような高周波信号が発生している場合、微小石灰化クラスタ陰影とノイズの信号変化が類似しているため、判別がつきにくく、やはりノイズ領域を誤検出してしまうことがある。
【０００７】
また、画像信号を、画像位置（２次元座標）と濃度成分からなる３次元信号として見た場合、画像信号は濃度分布を示す曲面を構成する。異常陰影は上述したように円錐構造状

等の濃度変化を示すので、異常陰影の画像領域は特徴的な曲面を構成するはずである。しかしながら、アイリスフィルタのようにある注目画素への濃度勾配の集中度に基づいて検出を行う等、濃度特性に基づいて異常陰影候補を検出する手法は開発されているが、画像信号を、濃度分布を表す曲面として見て陰影の曲面形状を考慮した手法はいまだ提案されていない。

【０００８】

本発明の課題は、医用画像において検出対象とする画像領域を検出する検出精度を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

請求項１に記載の発明は、医用画像の濃度分布を示す曲面の形状を表す特徴量を算出する第１の特徴量算出手段と、前記第１の特徴量算出手段により算出された特徴量を用いて、前記医用画像から異常陰影候補領域を検出する検出手段と、前記検出手段により検出された異常陰影候補領域の特徴量を計算する第２の特徴量算出手段と、前記第２の特徴量算出手段により算出された特徴量に基づいて前記異常陰影候補領域の偽陽性を削除する偽陽性削除手段と、を備えることを特徴としている。

【００１０】

請求項２に記載の発明は、請求項１に記載の画像処理装置において、前記第１の特徴量算出手段は、前記曲面の形状を表す特徴量としてシェイプインデックスを算出することを特徴としている。

【００１１】

請求項３に記載の発明は、請求項１又は２に記載の画像処理装置において、前記第２の特徴量算出手段により算出される特徴量には、シェイプインデックスが含まれることを特徴としている。

【００１２】

請求項４に記載の発明は、請求項１～３の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記検出手段は、前記第１の特徴量算出手段により算出された特徴量に基づいて、予め設定された当該特徴量の閾値を用いて前記医用画像を二値化することにより、異常陰影候補領域を検出し、

前記偽陽性削除手段は、前記二値化により得られた異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域を削除することを特徴としている。

【００１３】

請求項５に記載の発明は、請求項１～４の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記偽陽性削除手段による偽陽性の削除により得られた画像を表示する表示手段を備えることを特徴としている。

【００１４】

請求項６に記載の発明は、請求項１～５の何れか一項に記載の画像処理装置において、医用画像における任意の注目画素を設定するとともに、その注目画素から所定範囲内の画像領域を設定する設定手段を備え、前記第１の特徴量算出手段は、前記設定された画像領域における濃度分布の曲面形状を表す特徴量を算出することを特徴としている。

【００１５】

請求項７に記載の発明は、請求項１～６の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記医用画像の濃度分布を示す曲面上の注目画素における法線を回転軸として法平面を所定角度ずつ回転させ、その回転角度毎に、注目画素から所定範囲内の画像領域の曲面を法平面で切り出すことによって得られた曲線を近似する関数を算出する関数算出手段を備え、前記第１の特徴量算出手段は、前記関数算出手段により算出された近似関数に基づいて特徴量を算出することを特徴としている。

【００１６】

請求項８に記載の発明は、請求項７に記載の画像処理装置において、前記関数算出手段は、最小二乗法を用いて前記曲線を近似する関数を算出することを特徴としている。

【００１７】
請求項９に記載の発明は、請求項７又は８に記載の画像処理装置において、前記関数算出手段は、前記近似関数として近似円を算出し、前記第１の特徴量算出手段は、回転角度毎に、前記算出された近似円の半径から前記曲線の注目画素における曲率を算出し、回転角度毎に算出された曲率に基づいて特徴量を算出することを特徴としている。
【００１８】
請求項１０に記載の発明は、請求項１～９の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記第１の特徴量算出手段は、前記医用画像の全ての画素について特徴量を算出することを特徴としている。
【００１９】
請求項１１に記載の発明は、請求項１～１０の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記偽陽性削除手段は、前記異常陰影候補領域のうち、大きさが所定範囲外の画像領域を偽陽性の画像領域として削除することを特徴としている。
【００２０】
請求項１２に記載の発明は、請求項１～１０の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記偽陽性削除手段は、前記異常陰影候補領域のうち、形状が所定の形状以外の画像領域を偽陽性の画像領域として削除することを特徴としている。
【００２１】
請求項１３に記載の発明は、請求項１～１２の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記偽陽性削除手段は、前記第１及び／又は第２の特徴量算出手段で算出された特徴量を含む前記医用画像の各種特徴量を入力データとし、真陽性の異常陰影の度合いを示す指標値を出力データとする多変量解析を用いて、偽陽性の画像領域を削除することを特徴としている。
【００２２】
請求項１４に記載の発明は、請求項１～１３の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記第１の特徴量算出手段は、特徴量を算出する曲面の領域範囲を変更し、その変更された領域範囲で特徴量を算出することを特徴としている。
【００２３】
請求項１５に記載の発明は、請求項１～１３の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記第１の特徴量算出手段は、前記医用画像の解像度を変更し、その変更された解像度で特徴量を算出することを特徴としている。
【００２４】
請求項１６に記載の発明は、請求項１～１５の何れか一項に記載の画像処理装置において、前記偽陽性削除手段による偽陽性の削除より、異常陰影としてガウス分布状の曲面を構成する画像領域が検出されることを特徴としている。
【００２５】
請求項１７に記載の発明は、請求項１６に記載の画像処理装置において、前記偽陽性削除手段による偽陽性の削除より、異常陰影として腫瘤陰影の画像領域が検出されることを特徴としている。
【００２６】
請求項１８に記載の発明は、医用画像の濃度分布を示す曲面の形状を表す特徴量を算出する第１の特徴量算出工程と、
前記第１の特徴量算出工程において算出された特徴量を用いて、前記医用画像から異常陰影候補領域を検出する検出工程と、
前記検出工程において検出された異常陰影候補領域の特徴量を計算する第２の特徴量算出工程と、
前記第２の特徴量算出工程において算出された特徴量に基づいて前記異常陰影候補領域の偽陽性を削除する偽陽性削除工程と、を含むことを特徴としている。
【００２７】
請求項１９に記載の発明は、請求項１８に記載の画像処理方法において、前記第１の特

徴量算出工程では、前記曲面の形状を表す特徴量としてシェイプインデックスが算出されることを特徴としている。

【００２８】

請求項２０に記載の発明は、請求項１８又は１９に記載の画像処理方法において、前記第２の特徴量算出工程において算出される特徴量には、シェイプインデックスが含まれることを特徴としている。

【００２９】

請求項２１に記載の発明は、請求項１８～２０の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記検出工程では、前記第１の特徴量算出工程において算出された特徴量に基づいて、予め設定された当該特徴量の閾値を用いて前記医用画像を二値化することにより、異常陰影候補領域が検出され、前記偽陽性削除工程では、前記二値化により得られた異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域が削除されることを特徴としている。

【００３０】

請求項２２に記載の発明は、請求項１８～２１の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記偽陽性削除工程による偽陽性の削除により得られた画像を表示する表示工程を含むことを特徴としている。

【００３１】

請求項２３に記載の発明は、請求項１８～２２の何れか一項に記載の画像処理方法において、医用画像における任意の注目画素を設定するとともに、その注目画素から所定範囲内の画像領域を設定する設定工程を含み、前記第１の特徴量算出工程では、前記設定された画像領域における濃度分布の曲面形状を表す特徴量が算出されることを特徴としている。

【００３２】

請求項２４に記載の発明は、請求項１８～２３の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記医用画像の濃度分布を示す曲面上の注目画素における法線を回転軸として法平面を所定角度ずつ回転させ、その回転角度毎に、注目画素から所定範囲内の画像領域の曲面を法平面で切り出すことによって得られた曲線を近似する関数を算出する関数算出工程を含み、前記第１の特徴量算出工程では、前記関数算出工程において算出された近似関数に基づいて特徴量が算出されることを特徴としている。

【００３３】

請求項２５に記載の発明は、請求項２４に記載の画像処理方法において、前記関数算出工程では、最小二乗法を用いて前記曲線を近似する関数が算出されることを特徴としている。

【００３４】

請求項２６に記載の発明は、請求項２４又は２５に記載の画像処理方法において、前記関数算出工程では、前記近似関数として近似円が算出され、前記第１の特徴量算出工程では、回転角度毎に、前記算出された近似円の半径から前記曲線の注目画素における曲率が算出され、回転角度毎に算出された曲率に基づいて特徴量が算出されることを特徴としている。

【００３５】

請求項２７に記載の発明は、請求項１８～２６の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記第１の特徴量算出工程では、前記医用画像の全ての画素について特徴量が算出されることを特徴としている。

【００３６】

請求項２８に記載の発明は、請求項１８～２７の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記偽陽性削除工程では、前記異常陰影候補領域のうち、大きさが所定範囲外の画像領域が偽陽性の画像領域として削除されることを特徴としている。

【００３７】

請求項２９に記載の発明は、請求項１８～２７の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記偽陽性削除工程では、前記異常陰影候補領域のうち、形状が所定の形状以外の

画像領域が偽陽性の画像領域として削除されることを特徴としている。
【００３８】
請求項３０に記載の発明は、請求項１８～２９の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記偽陽性削除工程では、前記第１及び／又は第２の特徴量算出工程で算出された特徴量を含む前記医用画像の各種特徴量を入力データとし、真陽性の異常陰影の度合いを示す指標値を出力データとする多変量解析を用いて、偽陽性の画像領域が削除されることを特徴としている。
【００３９】
請求項３１に記載の発明は、請求項１８～３０の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記第１の特徴量算出工程では、特徴量を算出する曲面の領域範囲が変更され、その変更された領域範囲で特徴量が算出されることを特徴としている。
【００４０】
請求項３２に記載の発明は、請求項１８～３０の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記第１の特徴量算出工程では、前記医用画像の解像度が変更され、その変更された解像度で特徴量が算出されることを特徴としている。
【００４１】
請求項３３に記載の発明は、請求項１８～３２の何れか一項に記載の画像処理方法において、前記偽陽性削除工程における偽陽性の削除より、異常陰影としてガウス分布状の曲面を構成する画像領域が検出されることを特徴としている。
【００４２】
請求項３４に記載の発明は、請求項３３に記載の画像処理方法において、前記偽陽性削除工程における偽陽性の削除より、異常陰影として腫瘤陰影の画像領域が検出されることを特徴としている。
【発明の効果】
【００４３】
本発明によれば、医用画像の濃度分布の曲面の形状を表す特徴量を算出し、算出された特徴量に基づいて医用画像から異常陰影候補領域を検出し、その検出された異常陰影候補領域の特徴量に基づいて当該異常陰影候補領域の偽陽性を削除することにより、特徴的な濃度分布を有する異常陰影の画像領域を正常組織と区別して的確に検出することができ、検出精度を向上させることができる。
【００４４】
特に、第１の特徴量算出手段により算出された特徴量に基づいて、予め設定された当該特徴量の閾値を用いて医用画像を二値化することによって異常陰影候補領域を検出し、二値化により得られた異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域を削除することにより、異常陰影の画像領域を一層確実に検出することが可能となる。
【００４５】
また、異常陰影候補領域のうち、大きさ（面積、半径等）が所定範囲外の画像領域及び／又は所定の形状（例えば、円）以外の画像領域を偽陽性の画像領域として削除することにより、異常陰影の画像領域を一層的確に検出することが可能となる。
【００４６】
更に、多変量解析を用いて偽陽性の画像領域を削除することにより、異常陰影の検出精度を更に向上させることが可能となる。
【００４７】
また、特徴量を算出する曲面の領域範囲又は医用画像の解像度を変更可能にしたことにより、濃度分布が示す曲面の湾曲の大きさに関わらず、異常陰影の画像領域を的確に検出することが可能となる。
【発明を実施するための最良の形態】
【００４８】
以下、図面を参照して、本発明の実施形態を説明する。
【００４９】

まず、本実施形態における構成について説明する。
図１に、本発明の実施形態に係る画像処理装置１の主要部構成を示す。画像処理装置１は、図１に示すように、ＣＰＵ（Central Processing Unit）２、Ｉ／Ｆ（InterFace）３、操作部４、表示部５、通信部６、ＲＡＭ（Random Access Memory）７、記憶装置８、プログラムメモリ９により構成される。
【００５０】
ＣＰＵ２は、プログラムメモリ９に格納されているシステムプログラム、異常陰影検出処理プログラム等の各種プログラムをＲＡＭ７に展開し、これらのプログラムとの協働により画像処理装置１の各部の動作を制御する。
【００５１】
ＣＰＵ２は、曲率フィルタを用いて、処理対象画像（医用画像）の各画素毎に、医用画像信号の濃度分布の曲面の形状を表す特徴量であるシェイプインデックス（以下、「Shape Index」と表記する。）を算出し、濃度分布の凹凸を強調した画像（Shape Index画像）を作成する曲率フィルタ画像変換処理（図８参照）を実行する。
【００５２】
ＣＰＵ２は、曲率フィルタ画像変換処理において、画像位置（２次元座標）と濃度の３方向の信号成分からなる医用画像信号の濃度分布を示す曲面において、注目画素と、その注目画素を中心とした所定範囲内の画像領域を設定し、当該所定範囲の大きさを有する曲率フィルタを用いて、その設定された画像領域における曲面の曲率を、最小二乗法を用いて算出し、その算出された曲率から、当該曲面の特徴量であるShape Indexを算出する。ＣＰＵ２は、上述の曲率フィルタを、処理対象画像全体に走査させることにより、各画素のShape Indexを算出する。本実施形態の曲率フィルタを用いた特徴量の算出方法については、後に詳細に説明する。
【００５３】
また、ＣＰＵ２は、曲率フィルタ画像変換処理で得られたShape Index画像を、予め設定されたShape Indexの閾値を用いて二値化することにより、異常陰影の候補領域（以下、単に「候補領域」と呼ぶ。）を検出する。そして、二値化により得られた候補領域から偽陽性の画像領域を削除することにより、異常陰影の画像領域を検出する（図７参照）。
【００５４】
ＣＰＵ２は、偽陽性の画像領域を削除する処理において、候補領域のうち、大きさ（面積、半径等）が所定範囲外の画像領域及び／又は所定の形状以外の画像領域を削除する。例えば、腫瘤陰影の場合、５ｍｍ～３０ｍｍ程度の直径の円形であるものが多いため、ＣＰＵ２は、円形の度合いを示す円形度（０～１に正規化された値）を算出し、円形度が予め設定され閾値より低く、且つ、直径が５ｍｍ未満の画像領域を削除する。
【００５５】
また、ＣＰＵ２は、多変量解析を用いて、各候補領域毎に真陽性の異常陰影の度合いを示す指標値（真陽性の異常陰影の特徴をどの程度有しているかを示す指標値）を算出し、算出された指標値に基づいて偽陽性であるか否かを判定し、偽陽性であると判定された画像領域を削除する。多変量解析では、円形度、コントラスト、テクスチャ、Shape Index等の各種特徴量を入力データとし、真陽性の異常陰影の度合いを示す指標値を出力データとするように多変量解析を構築する。多変量解析の手法としては、人工ニューラルネットワーク、主成分分析、判別分析等の何れかを用いてもよいし、これら以外の手法であってもよい。
【００５６】
更に、ＣＰＵ２は、曲率フィルタ画像変換処理を実行する前に、入力された医用画像信号に対し、各種画像処理を施す。この各種画像処理には、コントラストを調整する階調処理、コントラストが小さくなりやすい乳腺や腫瘤の低濃度領域の濃度階調を拡大し、逆に微小石灰化クラスタの画像が存在する可能性が少ない脂肪領域の濃度階調を圧縮するように補正を行うコンラスト補正処理、画像の鮮鋭度を調整するアンシャープネスマスク処理、ダイナミックレンジの広い被写体の細部のコントラストを低下させることなく見やすい

濃度範囲に収めるためのダイナミックレンジ圧縮処理等が含まれる。

【００５７】

Ｉ／Ｆ３は、画像生成装置Ｇと接続するためのインターフェイスである。画像生成装置Ｇにおいて生成された医用画像信号は、Ｉ／Ｆ３を介して画像処理装置１に入力される。

【００５８】

画像生成装置Ｇとしては、例えば医用画像が記録されたフィルム上にレーザ光を走査して医用画像信号を読み取るレーザデジタイザや、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）等の光電変換素子からなるセンサによりフィルムに記録された医用画像信号を読み取るフィルムスキャナ等が適用可能である。

【００５９】

また、フィルムに記録された医用画像を読み取るのではなく、蓄積性蛍光体を用いて医用画像を撮影する撮影装置や、照射された放射線の強度に応じた電荷を生成する放射線検出素子とコンデンサからなるフラットパネルディテクタ等を接続可能な構成としてもよく、その医用画像信号の入力方法は特に限定しない。

【００６０】

操作部４は、カーソルキー、数字キー、各種機能キー等からなるキーボードを備えて構成され、キーの押下操作に対応する操作信号をＣＰＵ２に出力する。なお、操作部４は、必要に応じてマウスやタッチパネル等の入力ディバイスを含むような構成にしてもよい。

【００６１】

表示部５は、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）等の表示画面により構成され、ＣＰＵ２から入力される表示制御信号に従って、各種の表示情報を表示する。

【００６２】

通信部６は、ネットワークインターフェイスカード、モデム、ターミナルアダプタ等の通信用インターフェイスにより構成され、通信ネットワーク上の外部機器と各種情報の送受信を行う。例えば、通信部６を介して画像生成装置Ｇから医用画像信号を受信する構成としてもよいし、通信部６を介して病院内のサーバ等に接続したり、各診療室に設置される診療端末に接続して、画像処理結果を送信する構成としてもよい。

【００６３】

ＲＡＭ７は、ＣＰＵ２によって実行される各種プログラムや、これらのプログラムによって処理されたデータ等を一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【００６４】

記憶装置８は、ＣＰＵ２によって処理されたデータ等を記憶するメモリであり、特徴量ファイル８１を有する。この特徴量ファイル８１には、ＣＰＵ２によって算出された、医用画像信号の濃度分布を表す曲面の特徴量（本実施形態では、Shape Index）が格納される。

【００６５】

プログラムメモリ９は、システムプログラム、異常陰影検出処理プログラム等の各種処理プログラムを記憶する。

【００６６】

次に、本実施形態の曲率フィルタによる特徴量の算出方法について説明する。

【００６７】

図２（ａ）に、２次元座標で表される画像位置と、濃度の３方向の信号成分からなる医用画像信号の濃度分布を表す曲面Ｅを示す。図２（ａ）において、曲面Ｅ上の任意の一画素を注目画素ｐに設定し、この注目画素ｐにおける法線ベクトルｍと接線ベクトルｔで張られる平面を法平面Ｆとし、法平面Ｆと曲面Ｅとの交線（即ち、法平面Ｆで切り出される曲面Ｅ）を法断面Ｊとする。

【００６８】

なお、図２（ａ）では、説明の便宜上、曲面Ｅを滑らかな曲面で示したが、実際にはデジタル画像を扱うので、図３に示すように、曲面Ｅは画素毎に離散的な濃度値（画素信号値）を示す階段状となっている。

【００６９】
注目画素ｐにおける曲率を算出するためには、図２（ｂ）に示すように、注目画素ｐにおける法線を回転軸として、法平面Ｆ（或いは、接線ベクトルｔ）を所定角度βずつ回転させ、各回転角度毎に、法断面Ｊが表す曲線γの注目画素ｐにおける法曲率を算出すればよい。ここで、所定角度βは、画像処理装置１の処理速度に基づいて決定され、例えば、π／２、π／８等に設定することができる。所定角度βを大きくすると、演算時間の短縮化を図ることができる。

【００７０】
法断面Ｊ上の注目画素ｐにおける法曲率は、最小二乗法によって法断面Ｊが表す曲線γを近似する関数を算出し、その算出された近似関数の注目画素ｐにおける曲率を算出することによって求められる。本実施形態では、図４に示すように、法断面Ｊが表す曲線γ（図４の濃度プロファイル）を円で近似することにする。以下、最小二乗法を用いて曲線γの近似円（曲線γに近似する円）を算出する処理について説明する。

【００７１】
近似円の中心座標を（ａ，ｂ）、半径をｒとすると、近似円は、２次元座標（Ｘ、Ｙ）を用いて式（１）のように表される。

【数１】

$$(X-a)^2+(Y-b)^2=r^2 \quad \text{又は} \quad X^2+Y^2-(2Xa+2Yb)+a^2+b^2=r^2 \qquad (1)$$

次に、曲線γ上における注目画素ｐの近傍（所定範囲内の画像領域）のｎ個の画素信号値を（$X_i$,$Y_i$）（ｉ＝1,…,n）とし、式（２）に示すように、ｎ次元ベクトルＡ、ｎ行３列の行列Ｂ、３次元ベクトルＣを定義する。

【数２】

$$A=\begin{pmatrix} X_1^2+Y_1^2 \\ X_2^2+Y_2^2 \\ \vdots \\ X_n^2+Y_n^2 \end{pmatrix},\qquad B=\begin{pmatrix} 2X_1 & 2Y_1 & 1 \\ 2X_2 & 2Y_2 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 2X_n & 2Y_n & 1 \end{pmatrix},\qquad C=\begin{pmatrix} a \\ b \\ r^2-a^2-b^2 \end{pmatrix} \qquad (2)$$

【００７２】
曲線γを式（１）の円で近似するためには、Ｌ＝｜Ａ－ＢＣ｜$^2$が最小となるＣを求めればよい。即ち、Ｌをベクトルで偏微分して０となるようなＣを求めればよい。∂Ｌ／∂Ｃ＝０を満たすＣは、式（３）のようになる。

Ｃ＝(Ｂ$^T$Ｂ)$^{-1}$ＢＡ　　（３）

式（３）においてＴは転置行列を表す。また、(Ｂ$^T$Ｂ)$^{-1}$ＢはＢの擬似逆行列である。

【００７３】
法断面Ｊが表す曲線γは、式（３）を満たすＣによって決定される円で近似される。この近似円の半径の逆数が、曲線γの注目画素ｐにおける法曲率となる。即ち、回転角度θにおける曲線γの近似円の半径がｒ(θ)である場合、回転角度θにおける法曲率ｋ(θ)は、式（４）のように表される。

ｋ(θ)＝１／ｒ(θ)　　（４）

なお、近似円の中心座標（ａ，ｂ）が曲面Ｅの上部にある場合、式（４）の右辺の符号は負となり、近似円の中心座標（ａ，ｂ）が曲面Ｅの下部にある場合、式（４）の右辺の符号は正となる。

【００７４】
注目画素ｐの法線を回転軸として法平面Ｆを回転させると、法断面Ｊ（曲線γ）の形状が変化するため、回転角度θに応じて法曲率ｋ(θ)の値も変化することになる。即ち、法曲率ｋ(θ)は、法平面Ｆの回転角度θにより、最大値及び最小値をとる。各回転角度θ（０≦θ＜π）で算出された法曲率ｋ(θ)のうち、最大値を$k_{max}$、最小値を$k_{min}$とすると

、Shape Index ＳＩは、式（５）のように定義される。

【数３】

$$SI = \frac{1}{2} - \frac{1}{\pi}\arctan\frac{k_{max} + k_{min}}{k_{max} - k_{min}} \qquad （５）$$

式（５）のShape Index ＳＩは、注目画素ｐを中心とした所定範囲内の画像領域における曲面Ｅの曲面形状を表す。

【００７５】

図５に、Shape Indexの値に対応する曲面形状を示す。処理対象画像の白い部分（即ち、濃度の信号値が低い部分）では、Shape Indexの値は１に近づき、曲面形状は凹型となる。一方、処理対象画像の黒い部分（即ち、濃度の信号値が高い部分）では、Shape Indexの値は０に近づき、曲面形状は凸型となる。

【００７６】

図６に、本実施形態の曲率フィルタと処理対象画像（医用画像）を示す。図６に示すように、この曲率フィルタを処理対象画像全体に走査させることにより、各画素でのShape Indexの値が算出され、濃度分布の凹凸を強調したShape Index画像が作成される。

【００７７】

なお、本実施形態では、画像をフィルムに出力する際の濃度の分布の曲面形状を取り扱ったが、画像を表示モニタに出力する際の輝度の分布の曲面形状を取り扱うようにしてもよい。輝度分布の場合、Shape Indexの値と曲面形状の関係が濃度分布の場合と逆になる。即ち、輝度の場合は、信号値が高いとき白、信号値が低いとき黒となる。従って、輝度分布の場合、Shape Indexが１に近付くと曲面形状は凸型となり、Shape Indexが０に近付くと曲面形状は凹型となる。

【００７８】

次に、本実施形態における動作について説明する。

本実施形態における動作として、図７のフローチャートを参照して、画像処理装置１において実行される異常陰影検出処理について説明する。

【００７９】

まず、画像生成装置ＧからＩ／Ｆ３を介して医用画像信号が入力されると、異常陰影検出処理の前処理として、入力された医用画像信号に対し、階調変換処理、アイシャープネス処理、ダイナミックレンジ圧縮処理等の各種画像処理が施される（ステップＳ１）。

【００８０】

次いで、前処理後の医用画像信号の各画素毎に、医用画像信号の濃度分布の曲面の形状を表す特徴量であるShape Indexを算出して、濃度分布の凹凸を強調した画像（Shape Index画像）を作成する曲率フィルタ画像変換処理が行われる（ステップＳ２）。ステップＳ２の曲率フィルタ画像変換処理については、後に図８を参照して詳細に説明する。

【００８１】

次いで、曲率フィルタ画像変換処理で得られたShape Index画像が、予め設定されたShape Indexの閾値を用いて二値化されることにより、異常陰影の候補領域（以下、異常陰影候補領域という。）が検出される（ステップＳ３）。

【００８２】

例えば、腫瘤はなだらかなガウス分布状の凹型となる傾向があるため、図５より、Shape Indexの値が０．７５～１．００となる画像領域が腫瘤陰影候補領域となる。従って、異常陰影候補領域として腫瘤陰影候補領域を検出する場合、ステップＳ３では、二値化の閾値を０．７５として、Shape Indexの値が０．７５以上の画像領域を白色領域にし、Shape Indexの値が０．７５未満の画像領域を黒色領域として二値化が実現され、白色領域が腫瘤陰影候補領域として検出される。

【００８３】

次いで、ステップＳ３の二値化により得られた異常陰影候補領域がラベリング（番号付け）され（ステップＳ４）、ラベリングされた各異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域

を削除することにより、異常陰影の画像領域が検出される（ステップＳ５）。

【００８４】

異常陰影の画像領域が検出されると、検出結果が表示部５に表示され（ステップＳ６）、本異常陰影検出処理が終了する。ステップＳ６では、具体的には、表示部５に、画像生成装置Ｇから入力された医用画像が表示され、その医用画像上において、異常陰影の画像領域が矢印で指摘表示或いはカラー表示等で識別表示される。

【００８５】

次に、図８のフローチャートを参照して、曲率フィルタ画像変換処理（図７のステップＳ２）について説明する。

【００８６】

まず、前処理後の医用画像信号において注目画素ｐが設定され（ステップＳ１０）、注目画素ｐを中心とした所定範囲の画像領域が設定される（ステップＳ１１）。次いで、注目画素ｐの法線を回転軸とした回転角度θが０に設定される（ステップＳ１２）。

【００８７】

次いで、ステップＳ１１で設定された画像領域における濃度分布を示す曲面Ｅを、回転速度θの法平面Ｆで切り出すことによって、回転角度θの法断面Ｊが表す曲線γが取り出され（ステップＳ１３）、この曲線γ上の画素信号値（濃度値）が記憶装置８に記憶される。次いで、最小二乗法を用いて、回転角度θにおける曲線γが円で近似され、近似円の半径により、注目画素ｐの回転角度θにおける法曲率ｋ(θ)が算出される（ステップＳ１４）。

【００８８】

次いで、回転角度θにβを加算した値が新たな回転角度θとして設定される（ステップＳ１５）。次いで、現在の回転角度βがπ以上であるか否かが判定される（ステップＳ１６）。

【００８９】

ステップＳ１６において、回転角度θがπ未満であると判定された場合（ステップＳ１６；ＮＯ）、ステップＳ１３に戻り、当該回転角度θに対するステップＳ１３～Ｓ１６の処理が繰り返される。ステップＳ１６において、回転角度θがπ以上であると判定された場合（ステップＳ１６；ＹＥＳ）、各回転角度毎に算出された法曲率ｋ(θ)の中から最大値$k_{max}$及び最小値$k_{min}$が算出される（ステップＳ１７）。

【００９０】

次いで、ステップＳ１７で算出された法曲率の最大値$k_{max}$及び最小値$k_{min}$を用いて、式（５）によりShape Indexが算出され（ステップＳ１８）、算出されたShape Indexの値が、現在の注目画素ｐの特徴量として特徴量ファイル８１に記憶される。

【００９１】

次いで、処理対象画像の全ての画素についてShape Indexの算出が終了したか否かが判定される（ステップＳ１９）。ステップＳ１９において、全ての画素についてShape Indexの算出が終了していないと判定された場合（ステップＳ１９；ＮＯ）、ステップＳ１０に戻り、処理対象画像において次の注目画素ｐが設定され（ステップＳ１０）、その設定された注目画素ｐについて、ステップＳ１１～Ｓ１８の処理が繰り返される。ステップＳ１９において、全ての画素についてShape Indexの算出が終了したと判定された場合（ステップＳ１９；ＹＥＳ）、濃度分布の凹凸を強調したShape Index画像が作成され（ステップＳ２０）、本曲率フィルタ画像変換処理が終了する。

【００９２】

図８の曲率フィルタ画像変換処理において、曲率フィルタの大きさを変更したり、処理対象画像の解像度を変更することにより、様々な大きさの湾曲を有する濃度分布に対応することができる。

【００９３】

以下、曲率フィルタの大きさの変更について説明する。

曲率フィルタの大きさを変更すると、法断面Ｊが表す曲線γ上のどこまでの範囲の画像

信号を近似円の対象とするかが変化する。即ち、曲率フィルタの大きさが変更されると、近似円の半径が変化し、従って、算出される法曲率ｋ(θ)も変化する。

【００９４】

図９に示すように、曲率フィルタの大きさ（即ち、曲線γを円で近似する範囲）を示すパラメータｎを、３、５、７、…と変化させた場合、近似に用いる信号数が増加するため、図１０に示すように、近似円の大きさが変化する。曲率は、曲面の曲がり具合を示す指標値であり、近似円の半径ｒｎ(θ)が小さくなるほど曲率は大きな値となり、曲がり具合が大きくなる。従って、図９に示すように、曲率フィルタの大きさを示すマスクサイズｎ×ｎを大きくするにつれて近似円の半径が大きくなるため、注目画素ｐを中心とした曲線γの形状は、注目画素ｐからの距離が遠くになるにつれ、曲がり具合が緩やかになっていると推測することができる。

【００９５】

このように、マスクサイズｎ×ｎの曲率フィルタを用いて、曲線γの近似円の半径ｒｎ(θ)が算出され、各回転速度θでの法曲率$k_n(\theta)=1/rn(\theta)$の最大値及び最小値から、マスクサイズｎ×ｎにおけるShape Indexが算出され、Shape Index画像が作成される。

【００９６】

以上のように、本実施形態の画像処理装置１によれば、医用画像の各画素毎に、医用画像信号の濃度分布の曲面の形状を表す特徴量としてShape Indexを算出し、算出されたShape Indexの値に基づいて医用画像を二値化することにより、異常陰影候補領域を検出し、検出された異常陰影候補領域の特徴量に基づいて当該異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域を削除することによって、異常陰影の画像領域を検出することにより、特徴的な濃度分布を有する異常陰影の画像領域を正常組織と区別して的確に検出することが可能となる。

【００９７】

特に、濃度分布の曲面形状を表す特徴量としてShape Indexを算出することにより、腫瘤陰影候補に対応する凹型のガウス状分布の画像領域を容易且つ確実に検出することができ、処理速度を向上させることができる。

【００９８】

例えば、マンモグラフィでは、乳腺のような線状の正常組織でも、細いものから太いものまで様々な太さのものが存在するため、太く塊状となった乳腺組織の陰影は円形度が高い腫瘤や丸く広がりを有する微小石灰化クラスタの陰影と判別しがたい場合がある。しかしながら、濃度分布が表す曲面のShape Indexを算出することにより、線状の正常組織のような偽陽性の陰影を異常陰影として誤検出することを防ぐことができ、検出精度を向上させることができる。

【００９９】

また、二値化により得られた異常陰影候補領域から偽陽性の画像領域を削除する際、異常陰影候補領域のうち、大きさ（面積、半径等）が所定範囲外の画像領域及び／又は所定の形状以外の画像領域を削除し、更に、多変量解析で得られた指標値に基づいて偽陽性であるか否かを判定し、偽陽性であると判定された画像領域を削除するようにしたことにより、異常陰影の画像領域を一層確実に検出することができる。

【０１００】

また、曲率フィルタの大きさ（マスクサイズ）又は医用画像の解像度を変更可能にしたことにより、濃度分布が示す曲面の湾曲の大きさに関わらず、異常陰影の画像領域を的確に検出することが可能となる。

【０１０１】

なお、本実施形態における記述内容は、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更可能である。

【０１０２】

例えば、本実施形態の曲率フィルタ画像変換処理は、マンモグラフィから腫瘤や微小石

灰化クラスタの陰影を検出する場合だけでなく、他の部位を撮影した医用画像からその部位における異常陰影を検出する際にも適用可能である。また、本発明における処理対象画像は、マンモグラフィ等の放射線画像だけではなく、超音波画像、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）画像であってもよい。

【０１０３】

更に、曲率フィルタ画像変換処理で対象となる３次元信号は、画像の位置（２次元座標）、濃度の３方向成分からなる医用画像信号に限定されない。例えば、周波数、時間、周波数スペクトルの３軸から構成されるサウンドスペクトログラムや、明度成分、２つの知覚色度成分からなる色信号であってもよい。

【０１０４】

また、本実施形態では、曲面の形状を表す特徴量としてShape Indexを用いたが、平均曲率、ガウス曲率、Curvednessを用いることも可能である。平均曲率、ガウス曲率、Curvednessの定義を式（６）～式（８）に示す。

$$\text{平均曲率} = (k_{max} + k_{min}) / 2 \qquad (6)$$

$$\text{ガウス曲率} = k_{max} \times k_{min} \qquad (7)$$

【数４】

$$Curvedness = \sqrt{\frac{k_{max}^2 + k_{min}^2}{2}} \qquad (8)$$

特徴量として平均曲率及びガウス曲率を用いる場合、曲面の形状は、平均曲率とガウス曲率の符号の正負により８種類に分類される。

【図面の簡単な説明】

【０１０５】

【図１】本発明の実施形態に係る画像処理装置の主要部構成を示すブロック図。

【図２】医用画像信号の濃度分布を表す曲面と、注目画素Ｐの法線を回転軸とした法平面の回転を説明するための図。

【図３】デジタル画像における濃度分布を表す曲面を示す図。

【図４】最小二乗法を用いて濃度分布を示す曲線を円で近似することにより、曲線の曲率を算出する方法を説明する図。

【図５】Shape Indexの値に対応する曲面形状を示す図。

【図６】曲率フィルタを処理対象画像内で走査する様子を説明する図。

【図７】本実施形態の画像処理装置において実行される異常陰影検出処理を示すフローチャート。

【図８】本実施形態の画像処理装置において実行される曲率フィルタ画像変換処理を示すフローチャート。

【図９】法平面Ｆ上の法断面Ｊにおける画素信号値の分布を示す図。

【図１０】法曲率を算出する画像領域の大きさ（マスクサイズ）を変更させた場合の各マスクサイズにおける近似円を示す図。

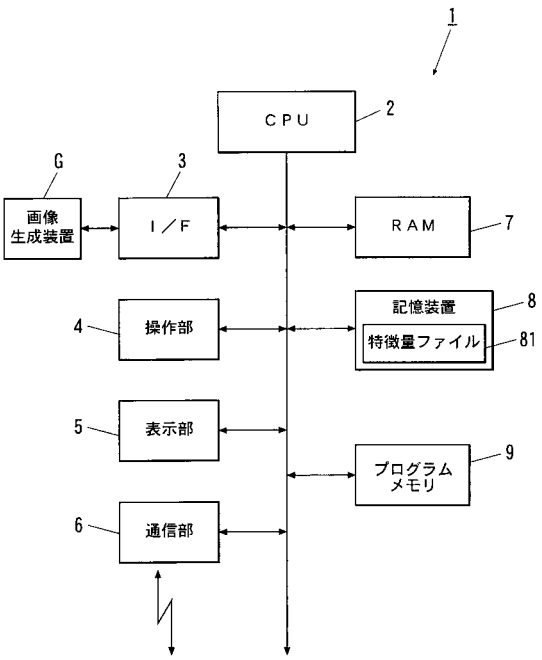
【符号の説明】

【０１０６】

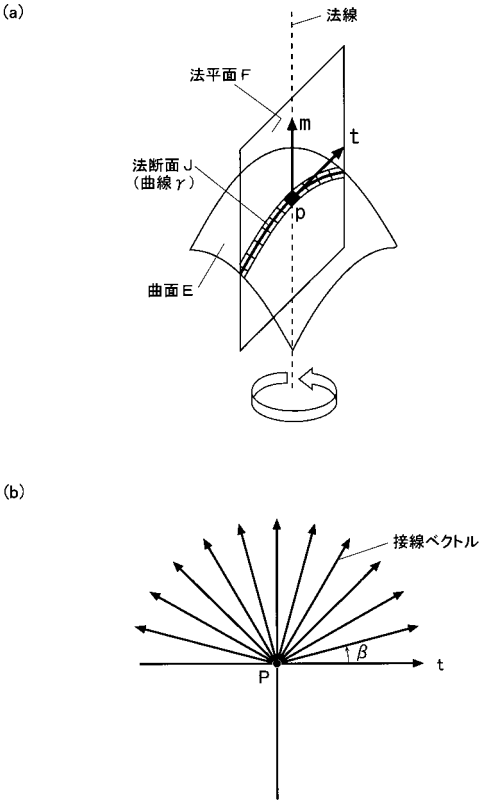
１　画像処理装置
２　ＣＰＵ
３　Ｉ／Ｆ
４　操作部
５　表示部
６　通信部
７　ＲＡＭ
８　記憶装置
８１　特徴量ファイル

9　プログラムメモリ

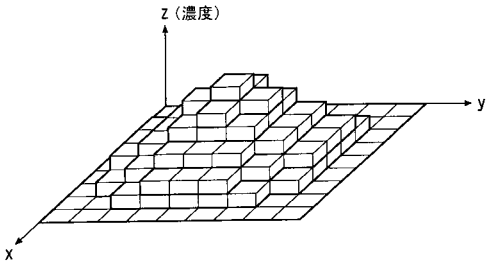
【図１】



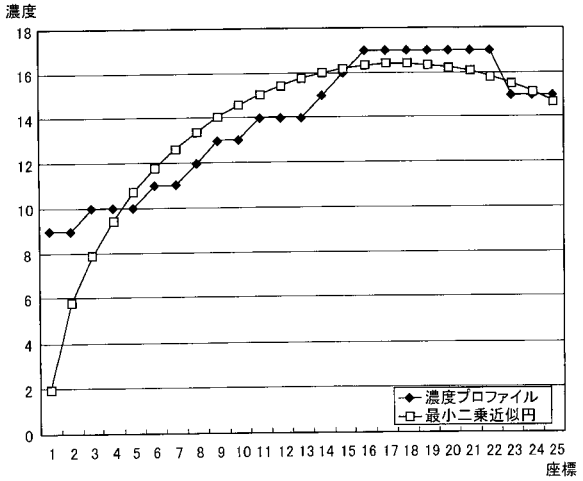

【図２】



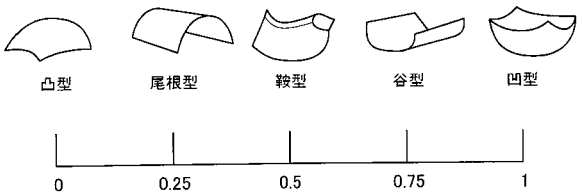
【図３】


z（濃度）
y
x

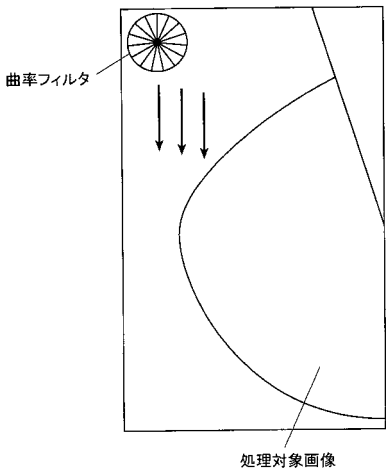
【図４】


濃度
18
16
14
12
10
8
6
4
2
0
1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25
座標
濃度プロファイル
最小二乗近似円

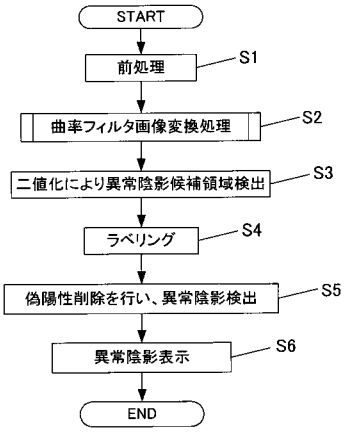
【図５】


凸型
尾根型
鞍型
谷型
凹型
0
0.25
0.5
0.75
1

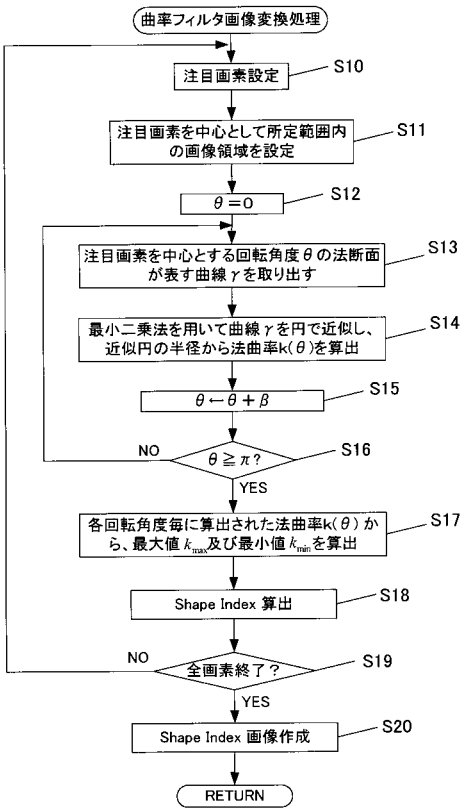
【図６】


曲率フィルタ
処理対象画像

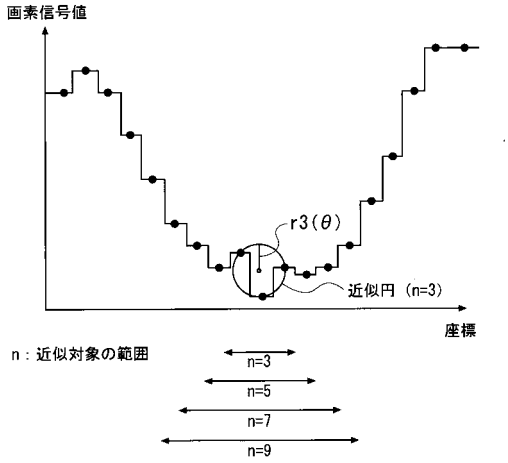
【図７】


START
前処理
S1
曲率フィルタ画像変換処理
S2
二値化により異常陰影候補領域検出
S3
ラベリング
S4
偽陽性削除を行い、異常陰影検出
S5
異常陰影表示
S6
END

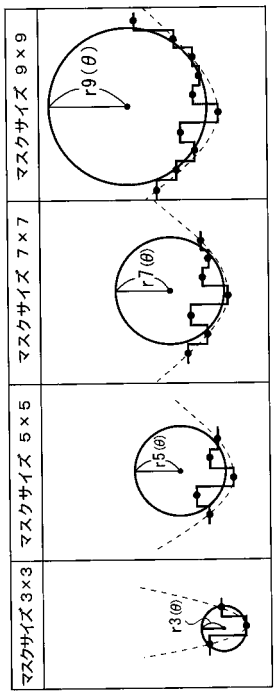
【図８】


曲率フィルタ画像変換処理
注目画素設定
S10
注目画素を中心として所定範囲内の画像領域を設定
S11
θ＝0
S12
注目画素を中心とする回転角度θの法断面が表す曲線γを取り出す
S13
最小二乗法を用いて曲線γを円で近似し、近似円の半径から法曲率k(θ)を算出
S14
θ←θ＋β
S15
NO
θ≧π？
S16
YES
各回転角度毎に算出された法曲率k(θ)から、最大値 $k_{max}$ 及び最小値 $k_{min}$ を算出
S17
Shape Index 算出
S18
NO
全画素終了？
S19
YES
Shape Index 画像作成
S20
RETURN

【図９】


画素信号値
r3(θ)
近似円（n=3）
座標
n：近似対象の範囲
n=3
n=5
n=7
n=9

【図１０】


マスクサイズ 9×9
r9(θ)
マスクサイズ 7×7
r7(θ)
マスクサイズ 5×5
r5(θ)
マスクサイズ 3×3
r3(θ)