

(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2010-57920

(P2010-57920A)

(43) 公開日 平成22年3月18日(2010.3.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/00 3 5 0 A	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 5 0 D	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-203049 (P2009-203049)	(71) 出願人	308009071 アグファ・ヘルスケア・ナムローゼ・フ エンノートシャツプ
(22) 出願日	平成21年9月2日(2009.9.2)	(74) 代理人	110000741 特許業務法人小田島特許事務所
(31) 優先権主張番号	08105220.1	(72) 発明者	トム・ベルテンス ベルギー・2640モルトセル・セプテス トラート27・アグファ・ヘルスケア・ナ ームローゼ・フエンノートシャツプ内
(32) 優先日	平成20年9月3日(2008.9.3)	Fターム(参考)	4C093 AA26 CA18 CA21 DA06 FD03 FD11 FF16 FF21 FF22 FF23 FF27
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		
(31) 優先権主張番号	61/094, 133		
(32) 優先日	平成20年9月4日(2008.9.4)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 デジタル乳房造影化した画像表示からある量の濃厚組織を得るための方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 デジタル乳房造影画像表示からある量の濃厚組織を得るための方法。

【解決手段】 画像内の対象領域が決定され、該対象領域内の各位置 (x, y) で各画素に対して対象領域内で値  $h_{int}(x, y)$  が計算されて前記画素の下で濃厚組織の量を次式で示す。

$$h_{int}(x, y) = \frac{2}{\mu_{fat}(E) - \mu_{int}(E)} (\text{Log}(p(x, y)) - \text{Log}(p_{fat}))$$

但し、位置  $p(x, y)$  は前記デジタル乳房造影画像の位置 (x, y) での画素の画素値を示し、 $p_{fat}$  は基準 fat 画素値であり、 $\mu_{fat}$ 、 $\mu_{int}$  が fat 組織と濃厚組織の線形減衰係数であり、E は画像記録時の x 線源のモノエネルギー的エネルギー値であり、E と  $p_{fat}$  が前記デジタル乳房造影画像表示から得られた。

【選択図】 図 1

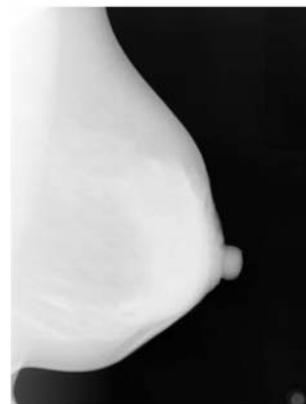


図1

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

(1) 画像内の対象領域を決定するステップと、

(2) 前記画素の下で濃厚組織の量を示す値  $h_{int}(x, y)$  を前記対象領域内の各位置  $(x, y)$  で各画素について次式により計算するステップと、

## 【数 1】

$$h_{int}(x, y) = \frac{2}{\mu_{fat}(E) - \mu_{int}(E)} (\text{Log}(p(x, y)) - \text{Log}(p_{fat}))$$

10

但し、 $p(x, y)$  は前記デジタル乳房造影画像内の位置  $(x, y)$  での画素の画素値を示し、 $p_{fat}$  は基準  $fat$  画素値であり、 $\mu_{fat}$ 、 $\mu_{int}$  は  $E$  の関数及び  $E$  が画像記録での  $x$  線源のモノ・エネルギー的エネルギー値である時の  $fat$  組織及び濃厚組織の線形減衰係数であり、 $E$  および  $p_{fat}$  は前記デジタル造影画像表示からきており、 $h_{int}$  からある量の濃厚組織の胸部分類値表示が由来している、を備えるデジタル乳房造影画像表示からある量の濃厚組織を得るための方法。

## 【請求項 2】

(1) 前記デジタル乳房造影画像表示から背景を区分するステップと、

(2) 皮膚線の凸部分の調査及びこれを画像境界に延長するステップと、

を前記デジタル画像表示上で実行することによって前記対象領域が得られることを特徴とする請求項 1 による方法。

20

## 【請求項 3】

前記調査の前に胸部筋肉を区分するステップを備えることを特徴とする請求項 2 による方法。

## 【請求項 4】

前記乳房造影画像の皮膚線に垂直ないくつかのプロフィールにおけるデータ読み出しデータの分析により  $p_{fat}$  が得られることを特徴とする請求項 1 による方法。

## 【請求項 5】

(a) 前記各プロフィールに対して前記プロフィールの事前規定された最も内側の部分上の画素値の最も暗い画素である第一の画素を調査するステップと、

30

(b) 第一の画素より暗い画素であって強い画素値の変動が生じる第二の画素を見出すように皮膚線の方向に各プロフィールの最も暗い部分を走査するステップと、

(c) 第二の画素を平均することにより  $p_{fat}$  を決定するステップと、

を備えることを特徴とする請求項 4 による方法。

## 【請求項 6】

$n$  番目の傾斜を分析することにより強い画素値の変動が検出されることを特徴とする請求項 5 による方法。

## 【請求項 7】

前記第二画素の中央値として  $p_{fat}$  が決定されることを特徴とする請求項 6 による方法。

40

## 【請求項 8】

前記事前定義されている部分が前記プロフィールの最も内側の 3 / 4 部分であるようにされていることを特徴とする請求項 5 による方法。

## 【請求項 9】

前記乳房造影画像の記録で  $E$  が圧縮厚み  $H_{est}$  の推定関数として決定されていることを特徴とする請求項 1 による方法。

## 【請求項 10】

$H_{est}$  が胸部エッジ幅の倍数であることを特徴とする請求項 9 による方法。

## 【請求項 11】

前記圧縮厚みが、容量直線表示バックグラウンド画素値と容量直線基準  $fat$  画素値の

50

対数比として計算され、前記対数比が  $f_{at}$  組織の直線減衰係数の逆数で目盛り合わせられることを特徴とする請求項 9 による方法。

【請求項 12】

$H_{est}$  が前記胸部エッジ幅を 2 ないし 2.5 倍の範囲内にすることを特徴とする請求項 10 による方法。

【請求項 13】

胸部密度パーセンテージが前記対象領域内の前記数値  $h_{int}(x, y)$  の加重合計として計算されることを特徴とする請求項 1 による方法。

【請求項 14】

伝達関数  $f$  が、前記対象領域内の各画素内の濃厚な組織  $h_{int}$  の計算量に提供され、胸部密度パーセンテージを計算するために全部の  $f(h_{int})$  値が組み合わせられることを特徴とする請求項 1 による方法。

10

【請求項 15】

1 mm 未満の厚みの濃密な組織をもつ画素を無視し、1 mm から 2 mm の間の画素を 0 から 1 の間のウエイトへ直線的に再設計することを特徴とする請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 による方法。

【請求項 16】

BI-RAD 又は Wolfe システムのような既知の胸部密度分類システムと相関性がある胸部密度パーセンテージのような前記対象領域内の各画素内の濃厚組織  $h_{int}$  の計算値に伝達関数  $f$  を適用することを特徴とする請求項 1 による方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は乳房造影法の分野にある。本発明は、電算機による放射線撮影 (CR) 又は、直接放射線撮影 (DR) のシステムのようなデジタル画像取得技術によって得られる乳房造影画像のコンピューター解析に特に関する。

【背景技術】

【0002】

乳房造影法では胸部組織構成と発癌リスクの増大との間で因果関係が確立されている。

【0003】

R. Highnam 等による“レトロスペクトル標準乳房造影法形式を用いる胸部構成測定”(非特許文献 1)と題する論文で、胸部発癌リスクによるバイオマーカーとして胸部組織構成の測定が役立つことが発表されている。最も研究された構成測定は胸部内の濃厚な胸部組織のパーセンテージである。一般に、濃厚な性質であると判断された面積と、全体的に投影された胸部の面積との比が判断される。この比は BI-RAD の分類 (ACR 1998) のように多数のカテゴリーに分類される。文献で知られている他の分類システムには Wolfe システムがある。

30

【0004】

デジタル乳房造影画像を作成した時の、画素内の画素値は、用いている X 線画像デジタルイザーの特性、画像記録に加えられた放射線量、及び胸部の放射線吸収量に依存している。

40

【0005】

一般に、放射線技術者は胸部の放射線吸収に関心があり、他の因子を除去するように望んでいる。

【0006】

X 線乳房造影のいわゆる SMF 表示は、標準化された胸部の定量表示であり、これから非脂肪組織の体積と胸部密度を容易に推定できる。

【0007】

SMF についての以前の理論的分析では、現実的な胸部の構成測定には、完全で、本質的な胸部校正データの完全で本質的なセットが必要であると示唆している。

50

## 【 0 0 0 8 】

本発明の一つの側面は、使用した画像取得システムの校正用データを必要とせずに、デジタル乳房造影画像の表示からある量の濃厚組織を得るための方法を提供することである。

## 【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は以下の説明と図面から明らかになる。

## 【 先行技術文献 】

## 【 非特許文献 】

## 【 0 0 1 0 】

【 非特許文献 1 】 *Phys , Med . Biol .* 5 1 ( 2 0 0 6 ) 2 6 9 5 - 2 7 1 3 。

10

## 【 発明の概要 】

## 【 0 0 1 1 】

上記の有利な効果は、請求項 1 に示した特別な方法のステップを有するデジタル乳房造影画像表示からある量の濃厚な組織を得る方法により実現される。

## 【 0 0 1 2 】

デジタル乳房造影画像表示は、例えばコンピューター放射線撮影システム（CRシステム）により得られる。この場合に、X線胸部画像は輝尽性蛍光体のスクリーンに一時的に記録される。次に、スクリーンは第一の感光性波長のレーザー光により走査される。そして、第二の波長の画像に合せた変調光が放出される。画像に合せた変調光が検出され、次いで、画像情報を代表する電気信号に変換される。次にこの電気信号がデジタル化される。

20

## 【 0 0 1 3 】

胸部のデジタル画像表示を作成するための代替システムには、直接放射線撮影システム（DR）のようなものが想定されている。

## 【 0 0 1 4 】

本発明の方法は、画像記録条件又は取得システム（設定又は校正に関する情報がない）の点で情報を必要としないことで有利であり、又、デジタル乳房造影画像自体から胸部内の濃厚な組織の量を計算するのに必要なデータを誘導する点で、有利である。

## 【 0 0 1 5 】

本発明の好ましい実施例のための特定の機能が従属請求項に示されている。

30

## 【 0 0 1 6 】

本発明の別の利点と実施例が以下の説明から明らかになる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 乳房造影の画像である。

【 図 2 】 バックグラウンドの分割を示す。

【 図 3 】 胸部筋肉の分割を示す。

【 図 4 】 信号  $p_{fat}$  の決定方法を示す。

【 図 5 】  $p_{fat}$  の決定方法の別の図示である。

【 図 6 】 SMF 表示に基づく胸部密度計算の図示である。

40

## 【 発明の詳細説明 】

## 【 0 0 1 8 】

本発明に基づき、X線による胸部画像のデジタル画像表示を最初に取得する。高度の表示として、例えば、このデジタル画像表示は、例えば、X線に胸部を露光したことにより得られ、X線画像を記録した輝尽性蛍光体のスクリーン上にX線画像を記録したものとすることができる。次に、露光したスクリーンが適当な刺激用波長のレーザー光により走査される。刺激を受けた蛍光体スクリーンは刺激を受けた時点で第2の波長の画像に合せた変調光を集光し、画像の電気信号表示に変換する。そして、電気信号がデジタル化される。

## 【 0 0 1 9 】

50

生の画像データは、例えばヒール効果 ( H e e l e f f e c t ) について修正できる。

【 0 0 2 0 】

このようなデジタル乳房造影信号のようなものに対応した印刷画像が例示的目的として図 1 に示される。

【 0 0 2 1 】

本発明の方法に基づくと、第一に、対象領域が取得した乳房造影画像内で決定される。対象領域は、バックグラウンドの分割により、デジタル画像表示がバックグラウンドから、既知の分割技術を用いることにより、皮膚線の凸部分を探すことにより、そして、それを境界に延長することにより得られた一実施例内にある ( 図 2 参照 ) 。

10

【 0 0 2 2 】

特定実施例 ( 特に、M L O と M L の観測 ) では、胸部の筋肉も、皮膚線の凸部分調査を開始する前に分割できる ( 図 3 参照 ) 。

【 0 0 2 3 】

標準の乳房造影形式 ( S M F ) は乳房造影画像の 2 D 表示をし、各画素が基本的組織量を c m 単位で表示する。

【 0 0 2 4 】

標準の乳房造影画像は複雑な物的モデルに基づいている。

【 0 0 2 5 】

【 数 1 】

20

$$p(x, y) = f(E_p^{imp}(x, y))$$

$$E_p^{imp}(x, y) = \Phi(V_t, x, y) A_p t_s \int_0^{\epsilon_{max}} N_0^{rel}(V_t, \epsilon) \epsilon S(\epsilon) G(\epsilon) e^{-\mu_{inc}(\epsilon) h_{plate}} e^{-h\mu(\epsilon)} d\epsilon$$

$$h\mu(\epsilon) = h_{int} \mu_{int}(\epsilon) + h_{fat} \mu_{fat}(\epsilon)$$

【 0 0 2 6 】

I s は各画素 p ( x , y ) に対して、h i n t を計算する目標である。

【 0 0 2 7 】

以下の単純化を試みることが可能である。

30

【 0 0 2 8 】

S Q R T 画像 ( i m a g e ) : p ( x , y ) <sup>2</sup> = a \* E i m p ( x , y ) + b w i t h h o f f s e t b = 0

【 0 0 2 9 】

さらに、モノ - エネルギー的シミュレーションを用いることで、

【 0 0 3 0 】

【 数 2 】

$$p(x, y)^2 = a * e^{-h_{int} \mu_{int}(E) - h_{fat} \mu_{fat}(E)}$$

$$p(x, y)^2 = a * e^{-h_{int} (\mu_{int}(E) - \mu_{fat}(E)) - H \mu_{fat}(E)}$$

40

【 0 0 3 1 】

十分な圧縮厚み H で脂肪組織のみを伴う画素に対して、

【 0 0 3 2 】

【 数 3 】

$$p_{fat}(x, y)^2 = a * e^{-H \mu_{fat}(E)}$$

【 0 0 3 3 】

我々が基準 f a t 画素値 p f a t を知っている場合、

50

【 0 0 3 4 】

【 数 4 】

$$\frac{p(x, y)^2}{p_{fat}^2} = \frac{e^{-h_{int}(\mu_{int}(E) - \mu_{fat}(E)) - H\mu_{fat}(E)}}{e^{-H\mu_{fat}(E)}} = e^{-h_{int}(\mu_{int}(E) - \mu_{fat}(E))}$$

$$h_{int}(x, y) = \frac{2}{\mu_{fat}(E) - \mu_{int}(E)} (\text{Log}(p(x, y)) - \text{Log}(p_{fat}))$$

10

【 0 0 3 5 】

そして、決定すべきパラメーターは、以下の通りである。

【 0 0 3 6 】

- ・  $p_{fat}$
- ・ モノ・エネルギー値  $E$
- ・  $\mu_{fat}(E)$  及び  $\mu_{int}(E)$  - Johns と Yaffe による経験式

【 0 0 3 7 】

【 数 5 】

$$\mu(E) = \frac{\lambda}{E^3} + \mu_s$$

20

【 0 0 3 8 】

- ・ 圧縮厚み  $H$

【 0 0 3 9 】

【 数 6 】

$$H = \frac{2}{\mu_{fat}(E)} (\text{Log}(p_{background}) - \text{Log}(p_{fat}))$$

【 0 0 4 0 】

30

以下はこれらのパラメーターをいかに決めたかの説明であり、その画像自体から得ている。

【 0 0 4 1 】

基準  $fat$  画素値  $p_{fat}$  は、前記乳房造影画像の皮膚線に垂直ないくつかのプロファイルの読み出しデータの分析により得られる。

【 0 0 4 2 】

特に、前記プロファイルの各々について、前記プロファイルの事前決定された最も内側の部分（例えば、プロファイルの最も内側の 3 / 4 部分）の画素値の暗い画素をなす第一の画素が走査される。そして、前記第一画素以外の暗い画素であって、且つ強力画素値の変化が（例えば  $n$  回等級を分析することにより）起こる第二画素を見出すように、各プロファイルの最も外側の部分が皮膚線の方で走査される。

40

【 0 0 4 3 】

最後にこれら二個の画素を平均化して  $p_{fat}$  を決定する。

【 0 0 4 4 】

平均化は固体中央値計算が好適である。第一に中央値を計算する。

【 0 0 4 5 】

次に、全ての “  $fat$  ” 値の標準偏をこの中央値に関して計算する。そこでは中央値マイナス  $1.75 * 標準偏差$ 、中央値プラス  $1.75 * 標準偏差$  の範囲外の値は抹消され、基準値  $p_{fat}$  が残留値の平均値として計算される。

【 0 0 4 6 】

50

特定の実施例では、以下のステップが  $p_{fat}$  を決定するために実施される。

【0047】

最初に、乳房造影画像の皮膚に垂直ないくらかのプロフィールが決定される。

(1) プロフィールに関して、内側(リブの近くに位置)プロフィールの  $3/4$  を調査する。

(2) そして、プロフィールは  $1/4$  ポイントから皮膚線を走査する。

(2a) もし、第一のポイントが既に、ステップ1で決定されているポイントより既に暗くなっている場合には、胸部の  $fat$  部分内に既にあるか、又は胸部が  $fat$  組織無しに濃い胸部であるかである。結果として、ステップ(1)で決定されたポイントが基準  $fat$  画素であることが不確実になる。この不確実性は、例えばこのポイントを去ることにより、又はさらに調査することにより解決できる。

(2b) 第一ポイントがステップ(1)で検出されたポイントより暗くは無いならば、これはステップ(1)で検出されたポイントが主として  $fat$  組織のポイントである可能性が高い。そして現在のポジションは密度組織のポジションである。この場合、勾配が有意に低下している場合のポイントの調査である。

10

【0048】

画像記録におけるX線源のモノ・エネルギー的なエネルギー値  $E$  も又、画像自体から決定される。これは画像記録時に圧縮厚み  $H_{est}$  の算定関数として決定される。

【0049】

$H_{est}$  は多重胸部のエッジの幅であり、特に前記胸部エッジ幅の2倍から2.5倍の範囲になる。

20

【0050】

胸部エッジ幅は  $p_{fat}$  の値から得られる。決定されている  $p_{fat}$  値を前提として、各プロフィールがここでも外側から内側の胸部側部に向かって  $p_{fat}$  の値より明るい画素値を有する画素が見出されるまで走査を再び行う。この画素と皮膚線との距離が各プロフィールについて測定し、胸部エッジ幅が、決定された距離全部の中央値として決定される。

【0051】

圧縮厚みが、用量リニア表示バックグラウンド画素値および用量リニア表示基準  $fat$  の画素値の対数比として計算でき、前記対数比は  $fat$  組織反転と共に  $fat$  組織のリニア減衰係数の目盛が付けられる。

30

【0052】

胸部密度のパーセンテージは選択した対象領域内の値  $h_{int}(x, y)$  の重み加算として計算できる。

【0053】

代わりに、前記対象領域内の各画素内の濃密組織  $h_{int}$  の計算量に伝達関数  $f$  を適用することができ、胸部密度のパーセンテージを計算するように  $f(h_{int})$  の値を全て組込む。1mmより低い厚みの濃密な組織を持つ画素を無視し、1mmと2mmの間の画素を0と1の間の加重に直線的になるように再計算することができる。

【0054】

伝達関数は、胸部密度のパーセンテージを与えて、BI-rads及びWolfesシステムのような既知の胸部分類体系を示すように選択できる。

40

【 図 1 】

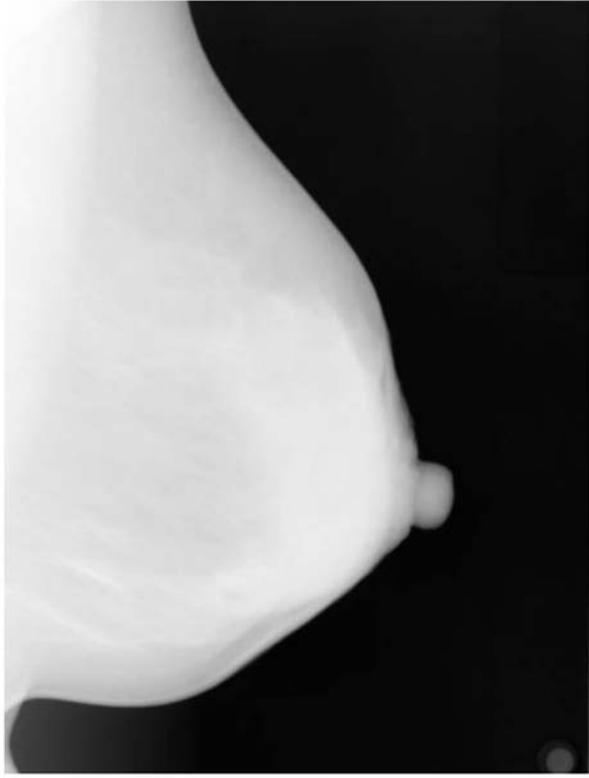


図1

【 図 2 】



図2 (バックグラウンドの分割)

【 図 3 】



図3（胸部筋肉の分割）

【 図 4 】

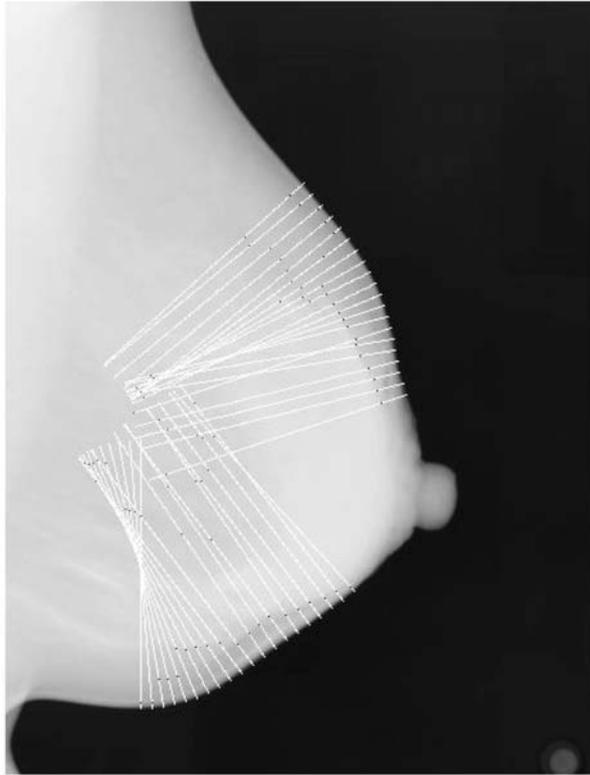


図 4 (pat.)

【 図 5 】

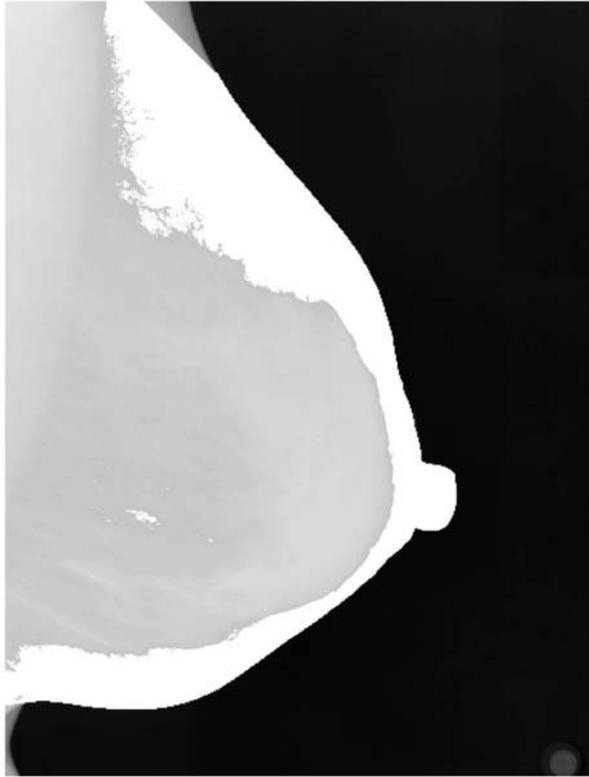


図5 ( $p_{fat}$ )

【 図 6 】

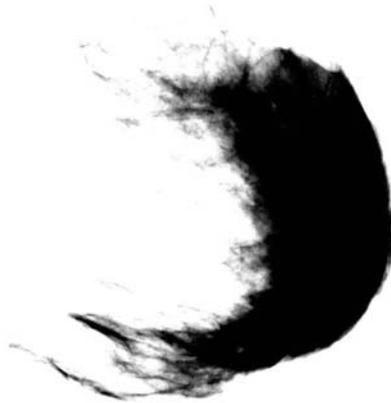


図6 (SMF表示に基づく密度計算)