

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7065038号

(P7065038)

(45)発行日 令和4年5月11日(2022.5.11)

(24)登録日 令和4年4月27日(2022.4.27)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 A

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

A 6 1 B 5/055(2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z

G 0 1 T 1/161(2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 8 0

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

G 0 1 T 1/161 D

請求項の数 79 (全80頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2018-560735(P2018-560735)

(86)(22)出願日 平成29年2月8日(2017.2.8)

(65)公表番号 特表2019-511342(P2019-511342
A)

(43)公表日 平成31年4月25日(2019.4.25)

(86)国際出願番号 PCT/US2017/016999

(87)国際公開番号 WO2017/139367

(87)国際公開日 平成29年8月17日(2017.8.17)

審査請求日 令和2年2月7日(2020.2.7)

(31)優先権主張番号 62/292,413

(32)優先日 平成28年2月8日(2016.2.8)

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(73)特許権者 518281122

イマーゴ・システムズ、インコーポレー
テッドアメリカ合衆国ニュージャージー州 0 7
9 0 1 , サミット , ユニオン・プレイス
3 5 , スウィート 2 7 2

(74)代理人 100140109

弁理士 小野 新次郎

(74)代理人 100118902

弁理士 山本 修

(74)代理人 100106208

弁理士 宮前 徹

(74)代理人 100120112

中西 基晴

(74)代理人 100119781

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像中の物体の視覚化および特徴づけのためのシステムおよび方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像中の特徴を視覚化し、特徴づける方法であって、

第1の画像とは別である、特徴を含む第2の画像を生成するために、前記第1の画像に第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップであって、前記第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、複数の非線形不連続伝達関数の各々を、反復的かつシーケンシャルに、前記第1の画像及び1つ又は複数の中間画像を含む、画像のシーケンシャルな組の中の対応する画像に適用することを含み、前記画像のシーケンシャルな組の中の後続の画像の各々が、前記複数の非線形不連続伝達関数のうちの1つを、前記画像のシーケンシャルな組の中の、前の画像に適用することによって生成され、それにより、前記第2の画像の生成をもたらして、前記第2の画像において、前記第1の画像の中に存在していたものの区別されていなかった、2つ又はそれより多い物理的又は生物学的構造の、視覚化され特徴付けられるパターン、を区別して明らかにし、

ローカルマイクロコントラスト収束が、前記2つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数を含む伝達関数のシーケンスを表し、前記2つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数の少なくとも1つが、特定の構造を表す隣接ピクセルグループを収束させ、ジオメトリに基づいて、近隣ピクセルグループの間の関係をフラクタルの色及び光度パターンに収束させる、ための少なくとも1つの不連続性を含み、

前記2つ又はそれより多い、視覚化され、特徴付けられた、物理的又は生物学的構造の

パターンを含む、特徴のフラクタルパターンを生成するフラクタルのジオメトリに基づいて、数学的関数の反復によって、前記フラクタルパターンを、画像内のピクセルデータの、識別可能で、測定可能な表現に、数学的に分解することにより、前記ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、

複数の非線形不連続伝達関数の各々を、反復的かつシーケンシャルに、前記第 1 の画像及び 1 つ又は複数の中間画像を含む、画像のシーケンシャルな組の中の対応する画像に適用するステップ、

の反復工程と、数学的に同等にさせることによって、組織パターンを視覚化し、

前記少なくとも 1 つの不連続性を含む前記 2 つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数が、前記 2 つ又はそれより多い物理的又は生物学的構造の、視覚化され特徴付けられるパターンに、組織特徴区別を含ませ、

前記少なくとも 1 つの不連続性を含む前記 2 つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数が、前記 2 つ又はそれより多い物理的又は生物学的構造の、視覚化され特徴付けられるパターンが、前記第 2 の画像内の、癌性組織構造と、良性組織構造を区別する境界線を示すようにさせ、

前記少なくとも 1 つの不連続性を含む前記 2 つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数が、前記 2 つ又はそれより多い物理的又は生物学的構造の、視覚化され特徴付けられるパターンに、前記第 2 画像内の、癌性の、及び / 又は、良性の組織構造の内部形態を含ませる、方法。

【請求項 2】

画像中の特徴を視覚化し、特徴づける方法であって、

第 1 の画像とは別である、特徴を含む第 2 の画像を生成するために、前記第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップであって、

前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、複数の非線形不連続伝達関数の各々を、反復的かつシーケンシャルに、前記第 1 の画像及び 1 つ又は複数の中間画像を含む、画像のシーケンシャルな組の中の対応する画像に適用することを含み、前記画像のシーケンシャルな組の中の後続の画像の各々が、前記複数の非線形不連続伝達関数のうちの 1 つを、前記画像のシーケンシャルな組の中の、前の画像に適用することによって生成され、それにより、前記第 2 の画像の生成をもたらして、前記第 2 の画像において、前記第 1 の画像の中に存在していたものの区別されていなかった、2 つ又はそれより多い物理的又は生物学的構造の、視覚化され特徴付けられるパターン、を区別して明らかにし、

ローカルマイクロコントラスト収束が、前記 2 つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数を含む伝達関数のシーケンスを表し、前記 2 つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数の少なくとも 1 つが、特定の構造を表す隣接ピクセルグループを収束させ、ジオメトリに基づいて、近隣ピクセルグループの間の関係をフラクタルの色及び光度パターンに収束させる、ための少なくとも 1 つの不連続性を含み、

前記 2 つ又はそれより多い、視覚化され、特徴付けられた、物理的又は生物学的構造のパターンを含む、特徴のフラクタルパターンを生成するフラクタルのジオメトリに基づいて、数学的関数の反復によって、前記フラクタルパターンを、画像内のピクセルデータの、識別可能で、測定可能な表現に、数学的に分解することにより、前記ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、

複数の非線形不連続伝達関数の各々を、反復的かつシーケンシャルに、前記第 1 の画像及び 1 つ又は複数の中間画像を含む、画像のシーケンシャルな組の中の対応する画像に適用するステップ、

の反復工程と、数学的に同等にさせることによって、組織パターンを視覚化し、

前記少なくとも 1 つの不連続性を含む前記 2 つ又はそれより多い非線形不連続伝達関数が、前記 2 つ又はそれより多い物理的又は生物学的構造の、視覚化され特徴付けられるパターンに、組織特徴区別を含ませる、

方法。

【請求項 3】

前記第 1 の画像および前記第 2 の画像とは別である第 3 の画像を生成するために、前記第 1 の画像に、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムとは別の、第 2 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップをさらに含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1、第 2、又は、第 3 の画像とは別の第 4 の画像を発生するために、前記第 3 の画像に第 3 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを連続的に適用するステップをさらに含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 の画像、前記第 2 の画像、前記第 3 の画像、または第 4 の画像とは別である第 5 の画像を生成するために、前記第 1 の画像、前記第 2 の画像、前記第 3 の画像、または前記第 4 の画像のうちの複数を合成するステップをさらに含む、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 9】

前記第 1 の画像に 1 つまたは複数の非線形不連続伝達関数を適用するステップが、前記非線形不連続伝達関数を表す 1 つまたは複数のグレースケールまたはカラープロファイルルックアップテーブルを利用するステップを含み、プロファイルルックアップテーブルが、画像入力値及び出力値を特定する行列における数学的表現であり、それにより、局所的な、前記第 1 の画像における自己相似の画像コントラストピクセル変数が、値の個別の組を有し、結果としての出力画像において、ソース画像内に類似の特徴を有する前記 1 つ又は複数のピクセルに、単一の色値又は輝度値が割り当てられる、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 10】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 の画像が、ピクセル値を有するグレースケール画像であり、前記方法が、第 1 の多次元色空間中に前記第 1 の画像の前記ピクセル値を複製するステップであって、前記第 1 の多次元色空間の各次元が前記第 1 の画像の前記ピクセル値の複製である、複製するステップをさらに含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 12】

前記第 1 の多次元色空間が、4 つの異なる成分、すなわち、ルミナンス、赤、緑、および青を含む 4 つの次元を含み、前記第 2 の画像が、ルミナンスと、3 つの異なる色次元、すなわち、ルミナンス、赤、緑、および青とを含む RGB 多次元色空間である、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 14】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記第 1 の画像および前記第 2 の画像が多次元色空間画像である、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 16】

10

20

30

40

50

前記第 2 の画像を単一次元グレースケール画像にコンバートするステップをさらに含む、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記第 1 の画像が、前記第 1 の画像の各ピクセルに対応するルミナンス値を有するルミナンス次元を含む、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記第 2 の画像を単一次元グレースケール画像にコンバートするステップが、前記単一次元グレースケール画像にコンバートするために、前記第 2 の画像中の各ピクセルの各色空間の前記ルミナンス値を変更するステップを含む、請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 5 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 2】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 7 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記第 1 の画像が、X 線、超音波、赤外線、紫外線、MRI、CT スキャン、PET スキャン、グレースケール、カラー、可視光、ミリメートル波、またはレーザースキャンによって発生された画像である、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記特徴が、乳房、前立腺、腎臓、肝臓、骨、肺、脳、または皮膚の癌である、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、乳癌についての偽陽性率が 1 0 % 未満となる、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 2 6 に記載の方法。

【請求項 2 8】

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、乳癌についての偽陽性率が 5 % 未満となる、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 9】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 2 8 に記載の方法。

【請求項 3 0】

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、乳癌についての偽陽性率が 1 % 未満となる、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 3 0 に記載の方法。

【請求項 3 2】

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、乳癌についての偽陽性率が 1 % 未満となる、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 3 3】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 3 2 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 3 4】

前記特徴の大きさが、1 mmまたはそれより大きい、請求項 2 5に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 3 4に記載の方法。

【請求項 3 6】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 2 5に記載の方法。

【請求項 3 7】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織を含有する乳房のマンモグラム画像であり、前記特徴が乳癌であり、

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、偽陰性率が 6 0 %未満となる、

請求項 1 又は 2 に記載の方法。

10

【請求項 3 8】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 3 7に記載の方法。

【請求項 3 9】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織を含有する乳房のマンモグラム画像であり、前記特徴が乳癌であり、

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、偽陰性率が 5 0 %未満となる、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

20

【請求項 4 0】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 3 9に記載の方法。

【請求項 4 1】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織を含有する乳房のマンモグラム画像であり、前記特徴が乳癌であり、

前記第 1 の画像とは別の前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを、前記第 1 の画像に適用することによって、偽陰性率が 0 . 1 %から 5 9 . 9 %の間となる、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4 2】

30

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 1に記載の方法。

【請求項 4 3】

前記第 1 の画像が、第 1 の特徴を含み、

前記第 2 の画像が、第 2 の特徴を含み、

前記第 1 の特徴内の前記第 2 の特徴は、サイズが 7 0 0 ~ 9 0 0 ミクロンであり、前記第 1 の特徴は、サイズが 1 mmであるかまたはそれよりも大きい、適用するステップを含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4 4】

前記第 1 の画像が、ピクセル当たり 3 5 ~ 1 2 5 ミクロンの解像度を有する、請求項 4 3に記載の方法。

40

【請求項 4 5】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 4に記載の方法。

【請求項 4 6】

前記第 1 の画像とは別である前記第 2 の画像を生成するために、前記第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト組織収束アルゴリズムを適用するステップが、

前記第 1 の画像を受信するステップと、

前記第 1 の画像のピクセル値を第 1 の初期多次元色空間にマッピングするステップと、ローカルマイクロコントラスト収束を引き起こし、処理された多次元色空間を作成するために、前記第 1 の画像の前記第 1 の初期多次元色空間に前記 1 つまたは複数の非線形伝達関数を適用するステップと、

50

前記処理された多次元色空間に基づいて前記第 2 の画像の画像視覚化を表示するステップとを含む、請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 4 7】

前記多次元色空間が、RGB、HSV、HLS、HSB、XYZ、CMYK、CIEXYZ、またはCIELAB色空間のうちの 1 つである、請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 4 8】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 7 に記載の方法。

【請求項 4 9】

前記第 1 の初期多次元色空間にメジアンフィルタを適用するステップをさらに含み、
前記第 1 の初期多次元色空間に前記 1 つまたは複数の非線形伝達関数を適用するステップが、

10

第 1 の脂肪乳房組織及び第 2 の脂肪乳房組織を減衰させるために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップであって、前記第 2 の脂肪乳房組織が、前記第 1 の脂肪乳房組織より高密度であるステップと、

脂肪乳房組織を第 1 の色として見えるようにし、他の色を使用して前記第 2 の高密度の乳房組織を区別するために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと、

前記第 1 の色に関連する色空間レイヤ中の低いピクセル値を増幅し、高いピクセル値を減衰させるために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 3 のサブセットを適用するステップと、

20

表示されるとき、前記画像の背景を黒色に変化させるために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 4 のサブセットを適用するステップと

を含む、請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 0】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 1】

第 2 の画像を受信するステップであって、前記第 2 の画像が前記第 1 の画像と同一である、受信するステップと、

前記第 2 の画像のピクセル値を第 2 の初期多次元色空間にマッピングするステップと、
第 2 の処理された多次元色空間を作成するために、前記第 1 の初期多次元色空間にメジアンフィルタおよび畳み込みフィルタを適用するステップと、

30

前記第 1 の画像に関連する前記処理された多次元色空間と、前記第 2 の画像に関連する前記第 2 の処理された多次元色空間とに基づいて、画像視覚化を表示するステップと

をさらに含み、

前記第 1 の画像に関連する前記初期多次元色空間に前記 1 つまたは複数の非線形伝達関数を前記適用するステップが、

前記第 1 の画像の、より暗い値を上昇させ、中間濃度トーンを減衰させるために、前記第 1 の画像の第 1 のピクセル値及び第 2 のピクセル値に、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップであって、前記第 1 のピクセル値と前記第 2 のピクセル値の各々が、低濃度トーン、中間濃度トーン、及び、高濃度トーンを有し、前記第 2 のピクセル値が、前記第 1 のピクセル値より暗く、非線形伝達関数の前記第 1 のサブセットを適用することが、前記第 1 の画像の第 2 のピクセル値を上昇させ、前記第 1 のピクセル値と前記第 2 のピクセル値の中間濃度トーンを減衰させるように構成される、ステップと、

40

微細な色相を追加するために、前記多次元色空間に前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと、

癌に関連する色調値を拡張するために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 3 のサブセットを適用するステップと

を含む、請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 2】

50

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 5 1 に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記第 1 の画像のコントラストを調整し、構造的詳細をハイライトするために、前記多次元色空間のガンマレベルを調整するステップをさらに含み、

前記第 1 の画像に関連する前記第 1 の初期多次元色空間に前記非線形伝達関数を前記適用するステップが、

前記多次元色空間のルミナンスレベルを減少させるために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、

ルミナンスに関連する前記初期多次元色空間の値を反転させるために、前記 1 つ又は複数の非線形伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと

を含む、請求項 4 6 に記載の方法。

10

【請求項 5 4】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 5 3 に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記受信された画像が、X 線、超音波、赤外線、紫外線、MRI、CT スキャン、PET スキャン、グレースケール、カラー、可視光、mm 波、またはレーザースキャンによって発生された画像である、請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 5 5 に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記受信された画像が特徴を含み、前記特徴が、乳房、前立腺、腎臓、肝臓、骨、肺、脳、または皮膚の癌である、請求項 4 6 に記載の方法。

20

【請求項 5 8】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 5 7 に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 6 に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 6 1】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織および脂肪乳房組織の表現を含むマンモグラムであり、前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、

30

前記第 1 の画像のピクセル値を前記第 1 の画像の第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、

第 2 の多次元色空間を生成するために、前記第 1 の画像の前記第 1 の多次元色空間にメジアンフィルタを適用するステップと、

前記第 1 の画像の第 3 の多次元色空間を生成するために、前記第 2 の多次元色空間を反転させるステップと、

前記第 1 の画像の第 4 の多次元色空間を生成し、前記脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用して前記高密度乳房組織を区別するために、前記第 3 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の非線形伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、

40

前記第 1 の画像の第 5 の多次元色空間を生成し、高いピクセル値を増幅し、低いピクセル値を減衰させ、乳房エリア構造をハイライトするために、前記第 4 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと、

前記第 1 の画像の前記第 5 の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示するステップとを含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 6 2】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 6 1 に記載の方法。

【請求項 6 3】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織および脂肪乳房組織の表現を含むマンモグラムであり

50

、前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、
前記第 1 の画像のピクセル値を前記第 1 の画像の第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、

前記第 1 の画像の第 2 の多次元色空間を生成し、前記脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用して前記高密度乳房組織を区別するために、前記第 1 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、
前記第 2 の多次元色空間を、色相、彩度、輝度 (H L S) 色空間中の、前記第 1 の画像の第 3 の多次元色空間にコンバートするステップと、
前記第 3 の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示するステップと
を含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

10

【請求項 6 4】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織および脂肪乳房組織の表現を含むマンモグラムであり、
前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、
前記第 1 の画像のピクセル値を前記第 1 の画像の第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、

前記第 1 の画像の第 2 の多次元色空間を生成し、前記脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用して前記高密度乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、前記第 1 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、

20

前記第 2 の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示するステップと

を含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 6 6】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 6 5 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織および脂肪乳房組織の表現を含むマンモグラムであり、
前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、
前記第 1 の画像のピクセル値を前記第 1 の画像の第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、

30

前記第 1 の画像の第 2 の多次元色空間を生成し、前記脂肪乳房組織を半透明に見えるようにし、他の色を使用して高密度乳房組織を区別し、前記脂肪乳房組織および高密度乳房組織中の構造を見分けるために、前記第 1 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、

前記第 2 の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示するステップと

を含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 6 8】

40

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 6 7 に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織および脂肪乳房組織の表現を含むマンモグラムであり、
前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、
前記第 1 の画像のピクセル値を前記第 1 の画像の第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、

前記第 1 の画像の第 2 の多次元色空間を生成するために、前記第 1 の多次元色空間にメジアンフィルタを適用するステップと、

前記第 1 の画像の第 3 の多次元色空間を生成するために、前記第 2 の多次元色空間に畳み

50

込みフィルタを適用するステップと、
 複写の第 1 の画像をインポートするステップと、
 画像ピクセル値を前記第 1 の画像の第 4 の多次元色空間にマッピングするステップと、
 前記第 1 の画像の第 5 の多次元色空間を生成し、コントラストを構築し、脂肪乳房組織を暗くするために、前記第 4 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、
 前記第 1 の画像の第 6 の多次元色空間を生成し、コントラストを構築し、脂肪乳房組織を暗くするために、前記第 5 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと、
 前記第 1 の画像の第 7 の多次元色空間を生成し、1 つの色として見えるように脂肪乳房組織ルミナンスを反転させ、他の色を使用して前記高密度乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、前記第 6 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のサブセットを適用するステップと、
 前記第 1 の画像の第 8 の多次元色空間を生成し、乳房境界を画定するために、前記第 7 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 4 のセットを適用するステップと、
 前記第 1 の画像の第 9 の多次元色空間を生成するために、前記第 3 の多次元色空間を前記第 8 の多次元色空間とマージするステップと、
 前記第 9 の多次元色空間をグレースケール値にコンバートし、前記第 9 の多次元色空間を表す画像を表示するステップと
 を含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

10

20

【請求項 7 0】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 6 9 に記載の方法。

【請求項 7 1】

前記第 1 の画像が、高密度乳房組織および脂肪乳房組織の表現を含むマンモグラムであり、前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、
 前記第 1 の画像のピクセル値を前記第 1 の画像の第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、

前記第 1 の画像の第 2 の多次元色空間を生成し、前記第 1 の画像ピクセル値を非線形的に反転させるために、前記第 1 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、

30

前記第 1 の画像の第 3 の多次元色空間を生成し、前記脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用して前記高密度乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、前記第 2 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと、

前記第 1 の画像の第 4 の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用して高密度乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、前記第 3 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のサブセットを適用するステップと、

前記第 4 の多次元色空間を H L S 色空間中の前記第 1 の画像の第 5 の多次元色空間にコンバートするステップと、

40

前記第 1 の画像の第 6 の多次元色空間を生成するために、暗くするブレンドを採用することによって、前記第 5 の多次元色空間を前記第 1 の多次元色空間とマージするステップと、
 前記第 1 の画像の第 7 の多次元色空間を生成するために、前記第 6 の多次元色空間の不透明度を調整するステップと、

前記第 7 の多次元色空間をグレースケール値にコンバートし、前記第 7 の多次元色空間を表す画像を表示するステップと

を含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 7 2】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 7 1 に記載の方法。

50

【請求項 7 3】

前記第 1 の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含む乳房組織の表現を含むマンモグラムであり、前記第 1 の画像とは別である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用するステップが、
前記第 1 の画像の前記第 1 の画像のピクセル値を第 1 の多次元色空間にマッピングするステップと、
前記第 1 の画像の第 2 の多次元色空間を生成するために、前記第 1 の多次元色空間にメジアンフィルタを適用するステップと、
前記第 1 の画像の第 3 の多次元色空間を生成し、コントラストを変更し、前記脂肪組織の光度を低減するために、前記第 2 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のサブセットを適用するステップと、
前記第 1 の画像の第 4 の多次元色空間を生成し、より高い密度のものを除いて前記乳房組織をカラー化するために、前記第 3 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のサブセットを適用するステップと、
前記第 1 の画像の第 5 の多次元色空間を生成し、前記脂肪組織をソリッドカラーに低減するために、前記第 4 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のサブセットを適用するステップと、
前記第 1 の画像の第 6 の多次元色空間を生成するために、前記第 5 の多次元色空間の色を反転させるステップと、
前記第 1 の画像の第 7 の多次元色空間を生成し、前記乳房組織を前記乳房組織の境界の外部と区別するために、前記第 6 の多次元色空間に前記 1 つまたは複数の伝達関数の第 4 のサブセットを適用するステップと、
第 7 の多次元色空間を H L S 色空間中の前記第 1 の画像の第 8 の多次元色空間にコンバートし、前記第 1 の画像の第 9 の多次元色空間を生成するために、前記第 8 の多次元色空間の H L S プロパティを調整するステップと、
前記第 9 の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示するステップと
を含む、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

10

20

【請求項 7 4】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 7 3 に記載の方法。

【請求項 7 5】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

30

【請求項 7 6】

少なくとも 1 つのプログラムを記憶するように各々動作可能な 1 つまたは複数のメモリユニットと、
前記 1 つまたは複数のメモリユニットに通信可能に結合された少なくとも 1 つのプロセッサであって、前記少なくとも 1 つのプログラムが、前記少なくとも 1 つのプロセッサによって実行されたとき、前記少なくとも 1 つのプロセッサに、請求項 1 又は 2 に記載の前記方法のいずれかに記載の前記ステップを実施させる、少なくとも 1 つのプロセッサとを含む、システム。

【請求項 7 7】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 7 6 に記載の方法。

40

【請求項 7 8】

プロセッサによって実行されたとき、請求項 1 又は 2 に記載の前記方法のいずれかに記載の前記ステップを実施する、コンピュータ実行可能命令を記憶した非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【請求項 7 9】

前記第 1 の画像が、人間でない動物の画像である、請求項 7 8 に記載の非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

[0002]本発明は、一般に画像処理に関し、より詳細には、画像中の物体の視覚化および特徴づけのための収束ベースのシステムおよび方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

本願発明の一実施例は、例えば、画像中の物体の視覚化および特徴づけのためのシステムおよび方法に関する。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 3 】

本願発明の一実施例は、例えば、画像中の物体の視覚化および特徴づけのためのシステムおよび方法に関する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 4 】

[0003]一実施形態では、第1のグレースケール画像が、同等のルミナンス値をもつ少なくとも2つのチャンネルに複写されるように、第1の画像中のすべての特徴を視覚化し、特徴づけることと、次いで、各複写のチャンネルの出力ピクセル値が、その入力ピクセル値と、あらゆる他の複写のチャンネルの出力ピクセル値のものとの両方とは異なるように、各複写のチャンネルの入力値のうちの少なくともいくつかを変換するローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズム (local micro-contrast convergence algorithm) を適用することと、次いで、プロセスとして、第1の画像とは異なる第2の画像をまとめて生成する、各チャンネル中の各ベクトルについての値をマッピングするためのルックアップテーブルを使用することとを行う、収束ベースの方法がある。

【 0 0 0 5 】

[0004]チャンネルが、グレースケールチャンネル、アルファチャンネル、色情報チャンネル、またはこれらの3つの組合せとして作成され得る。

[0005]さらなる実施形態では、第1の画像とは別および別個であり、第2の画像とは別および別個である、第3の画像を生成するために、第2の画像に、第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムとは別および別個の、第2のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用すること。

【 0 0 0 6 】

[0006]さらなる実施形態では、第4の画像を発生するために、1つまたは複数の追加のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを連続的に適用することによって、第3の画像を変更すること。

【 0 0 0 7 】

[0007]さらなる実施形態では、第1の画像、第2の画像、第3の画像、または第4の画像とは別および別個である第5の画像を生成するために、第1の画像、第2の画像、第3の画像、または第4の画像のうちの1つまたは複数の合成すること。

【 0 0 0 8 】

[0008]さらなる実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスが、多次元 (マルチチャンネル) 画像変換の前のタイプのうちの1つまたは複数の含む。

【 0 0 0 9 】

[0009]さらなる実施形態では、多次元画像変換が、16進法コードまたはテキストとしてのデジタルファイルフォーマットにおけるプロファイルルックアップテーブル (PLUT: profile look-up table) として表現され得る。

【 0 0 1 0 】

[0010]さらなる実施形態では、多次元画像変換が、1つまたは複数の行列としてのデジタルファイルフォーマットにおけるPLUTとして記憶され得る。

[0011]さらなる実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムが、近隣

10

20

30

40

50

ピクセルグループ間の関係を、物質の構造およびその撮像モダリティとの関係に従う予測可能な色および光度パターンに集約させるために、特定の物質タイプを表す画像入力ピクセル値を画像出力ピクセル値に変える P L U T において指定されたメトリックを利用する変換のシーケンスを定義し、処理することができ、各物質が一意に特徴づけられ、視覚的に区別され得る。

【 0 0 1 1 】

[0012]さらなる実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束、多次元画像変換は、空間変数 (x, y) およびルミナンス変数 (i) を用いて、2次元入力関数 $F_1(x, y, i)$ 、 $F_2(x, y, i)$ 、 \dots 、 $F_N(x, y, i)$ のセットが、2次元出力関数 $G_1(x, y, i)$ 、 $G_2(x, y, i)$ 、 \dots 、 $G_N(x, y, i)$ のセットにマッピングされる、デジタルファイルフォーマットにおける P L U T として記憶され得る。

10

【 0 0 1 2 】

[0013]さらなる実施形態では、多次元画像変換は、空間変数 (x, y) 、ルミナンス変数 (i) 、およびアルファまたは色チャンネル (j, k, l) を用いて、2次元入力関数 $F_1(x, y, i)$ 、 $F_2(x, y, i)$ 、 \dots 、 $F_N(x, y, i)$ のセットが、部分行列 $G_1(x, y, i, j, k, l)$ 、 $G_2(x, y, i, j, k, l)$ 、 \dots 、 $G_N(x, y, i, j, k, l)$ の形態の2次元超の出力関数のセットにマッピングされる、デジタルファイルフォーマットにおける P L U T として記憶され得る。

【 0 0 1 3 】

[0014]さらなる実施形態では、第1のグレースケール画像は、多次元空間の各レイヤ次元が第1の画像の複製である第1の多次元空間に複製され得る。

20

[0015]さらなる実施形態では、多次元空間中の次元数が2またはそれ以上に等しい。

【 0 0 1 4 】

[0016]さらなる実施形態では、多次元空間中の次元数が、ルミナンスならびに色成分赤、緑、および青を含む4に等しい。

[0017]さらなる実施形態では、多次元空間中の次元数が、H S L、X Y Z、およびC M Y Kなどの色空間のN次元に等しい。

【 0 0 1 5 】

[0018]さらなる実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスによって作成された多次元色空間画像を単一チャンネル[次元]グレースケール画像にコンバートすること。

30

【 0 0 1 6 】

[0019]さらなる実施形態では、第1の画像中の色のルミナンス値を、それらがグレースケール(彩度減少)画像で表現されるように差分的に(d i f f e r e n t i a l l y)変更することによって、多次元色空間画像を単一チャンネルグレースケール画像にコンバートすること。

【 0 0 1 7 】

[0020]さらなる実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンス内で利用される関数が、2つの異なるローカルマイクロコントラストアルゴリズムシーケンスからの2つまたはそれ以上の得られた画像を利用する重ね合わせ加法演算子または微分演算子を含むことができる。

40

【 0 0 1 8 】

[0021]さらなる実施形態では、1つまたは複数のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスが、画像中のノイズをシャープ化するかまたは低減することのいずれかのために、 $M \times M$ インパルス応答アレイをもつ有限エリア畳み込みフィルタを採用し得る。

【 0 0 1 9 】

[0022]さらなる実施形態では、視覚化され、特徴づけられた得られた特徴は、各物体または物質タイプがそのタイプの相似のパターンまたは色特性に収束し、それによりアルゴリズムシーケンスに応答して一意の特性を表現する、所与の第1のグレースケール画像の

50

コンテキストで表現され得る。

【 0 0 2 0 】

[0023]さらなる実施形態では、すべての同様の物質を相似のパターンまたは色に収束させることによって、その画像内の物質の異なる収束視覚化および特徴づけを表現するために、異なるローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスが同じ所与の第1のグレースケール画像のために利用され得る。

【 0 0 2 1 】

[0024]さらなる実施形態では、物体内の物体境界、テクスチャ、精細構造、および変化など、画像中の別個の物質特性の特徴づけを最適化するために、異なるアルゴリズムシーケンスが作成され、適用され得る。

10

【 0 0 2 2 】

[0025]さらなる実施形態では、第1の画像は、X線、超音波、赤外線、紫外線、MRI、CTスキャン、PETスキャン、グレースケール、カラー、可視光、ミリメートル波、またはレーザースキャンによって発生された画像である。

【 0 0 2 3 】

[0026]さらなる実施形態では、人間または動物のいずれかの乳房組織、乳房、前立腺、腎臓、肝臓、骨、肺、脳、もしくは皮膚の癌、嚢胞、または何らかの異常が、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

【 0 0 2 4 】

[0027]さらなる実施形態では、心臓血管疾患、アルツハイマー病、眼の疾患、または多発性硬化症病変についてのバイオマーカーが、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

20

【 0 0 2 5 】

[0028]さらなる実施形態では、固体または液体有機化合物についての化学マーカーが、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

【 0 0 2 6 】

[0029]さらなる実施形態では、構造上の欠陥または異常が、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

[0030]一実施形態では、本明細書で説明される方法のいずれかに記載の画像中の特徴の存在を視覚的にまたはデジタル的に表現するための偽陽性誤り率を低減するシステムがある。

30

【 0 0 2 7 】

[0031]一実施形態では、第1の画像とは異なる第2の画像を生成するために、第1の画像にローカルマイクロコントラスト組織収束アルゴリズムを適用することを含む、画像中の特徴の存在を視覚的にまたはデジタル的に表現するための偽陰性誤り率を低減する方法がある。

【 0 0 2 8 】

[0032]さらなる実施形態では、第1の画像が、X線、超音波、赤外線、紫外線、MRI、CTスキャン、PETスキャン、グレースケール、カラー、可視光、ミリメートル波、またはレーザースキャンによって発生された画像である。

40

【 0 0 2 9 】

[0033]さらなる実施形態では、人間または動物のいずれかの乳房組織、乳房、前立腺、腎臓、肝臓、骨、肺、脳、もしくは皮膚の癌、嚢胞、または何らかの異常が、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

【 0 0 3 0 】

[0034]さらなる実施形態では、心臓血管疾患、アルツハイマー病、眼の疾患、または多発性硬化症病変についてのバイオマーカーが、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

【 0 0 3 1 】

[0035]さらなる実施形態では、固体または液体有機化合物についての化学マーカーが、画

50

像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

【 0 0 3 2 】

[0036]さらなる実施形態では、構造上の欠陥または異常が、画像中のすべての他の構造のコンテキストおよびパターン内に視覚化され、特徴づけられ得る。

[0037]さらなる実施形態では、第 2 の（すなわち、後続の）画像中の放射線科医によって検出されたかまたは視覚化された乳癌についての偽陰性率が、正常乳房について 1 6 % 未満であり、高密度組織の部分の有する乳房について 6 0 % 未満である。

【 0 0 3 3 】

[0038]一実施形態では、本明細書で説明される方法のいずれかに記載の画像中の特徴を検出するかまたは明らかにする偽陰性誤り率を低減するシステムがある。

10

[0039]一実施形態では、少なくとも 1 つのプログラムを記憶するように各々動作可能な 1 つまたは複数のメモリユニットと、 1 つまたは複数のメモリユニットに通信可能に結合された少なくとも 1 つのプロセッサであって、少なくとも 1 つのプログラムが、少なくとも 1 つのプロセッサによって実行されたとき、少なくとも 1 つのプロセッサに、画像を受信するステップと、画像のピクセル値を初期多次元色空間にマッピングするステップと、ローカルマイクロコントラスト収束を引き起こし、多次元色空間をもつ処理された画像を作成するために、画像の初期多次元色空間に 1 つまたは複数のローカルマイクロコントラスト収束伝達関数を適用するステップと、処理された多次元色空間に基づいてその画像視覚化を表示するステップとを実施させる、少なくとも 1 つのプロセッサとを含むシステムがある。

20

【 0 0 3 4 】

[0040]さらなる実施形態では、処理された多次元色空間画像を単一チャネルグレースケール画像にコンバートすること。

[0041]さらなる実施形態では、多次元色空間画像が、ルミナンス値を有するルミナンス次元を含む。

【 0 0 3 5 】

[0042]さらなる実施形態では、第 1 の画像中の色のルミナンス値を、それらが画像表示または分析の目的でグレースケール（彩度減少）画像で表現されるように差分的に変更することによって、処理された多次元色空間を単一チャネルグレースケール画像にコンバートすること。

30

【 0 0 3 6 】

[0043]さらなる実施形態では、多次元色空間が R G B 色空間である。

[0044]いくつかの実施形態では、多次元色空間が、H S V、H L S、H S B、X Y Z、C M Y K、C I E X Y Z、または C I E L A B のうちの 1 つであり得る。

【 0 0 3 7 】

[0045]さらなる実施形態では、本システムは、乳房画像（マンモグラム、C T、M R I、または超音波）の処理、初期多次元色空間にメジアンフィルタを適用することをさらに含み、初期多次元色空間に 1 つまたは複数の P L U T を適用することが、低密度脂肪乳房組織を減衰させるために、P L U T 関数の第 1 のセットを適用することと、脂肪乳房組織を第 1 の色として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織を区別するために、P L U T 関数の第 2 のセットを適用することと、第 1 の色に関連する色空間レイヤ中の低いピクセル値を増幅し、高いピクセル値を減衰させるために、P L U T 関数の第 3 のセットを適用することと、表示されるとき、画像の背景を黒色または他の所望のルミナンスもしくは色値に変化させるために、P L U T 関数の第 4 のセットを適用することを含む。

40

【 0 0 3 8 】

[0046]さらなる実施形態では、本システムは、第 2 の画像を受信することであって、第 2 の画像が第 1 の画像と実質的に相似である、受信することと、第 2 の画像のピクセル値を第 2 の初期多次元色空間にマッピングすることと、第 2 の処理された多次元色空間を作成

50

するために、初期多次元色空間にメジアンフィルタおよび畳み込みフィルタを適用することと、第1の画像に関連する処理された多次元色空間と、第2の画像に関連する第2の処理された多次元色空間とに基づいて、画像視覚化を表示することとをさらに含み、第1の画像に関連する初期多次元色空間に1つまたは複数のP L U T関数を適用することが、画像のより暗い値を上昇させ、中間トーンを減衰させるために、P L U T関数の第1のセットを適用することと、微細な色相を追加するために、多次元色空間にP L U T関数の第2のセットを適用することと、癌に関連する色調値を拡張するために、P L U T関数の第3のセットを適用することとを含む。

【0039】

[0047]さらなる実施形態では、本システムは、第1の画像のコントラストを調整し、構造的詳細をハイライトするために、多次元色空間のガンマレベルを調整することとをさらに含み、第1の画像に関連する初期多次元色空間に1つまたは複数のP L U T関数を適用することが、ルミナンスレベルをわずかに減少させるために、P L U T関数の第1のセットを適用することと、ルミナンスに関連する初期多次元色空間の値を反転させるために、P L U T関数の第2のセットを適用することとを含む。

【0040】

[0048]さらなる実施形態では、第1の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第1の画像とは別および別個である第2の画像を生成するために、第1の画像に第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第1の画像のピクセル値を第1の多次元色空間にマッピングすることと、第2の多次元色空間を生成するために、第1の多次元色空間にメジアンフィルタを適用することと、第3の多次元色空間を生成するために、第2の多次元色空間を反転させることと、第4の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を1つの色として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織を区別するために、第3の多次元色空間に1つまたは複数の非線形伝達関数の第1のセットを適用することと、第5の多次元色空間を生成し、高いピクセル値を増幅し、低いピクセル値を減衰させ、乳房エリア構造をハイライトするために、第4の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第2のセットを適用することと、第5の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示することとを含む。

【0041】

[0049]さらなる実施形態では、第1の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第1の画像とは別および別個である第2の画像を生成するために、第1の画像に第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第1の画像のピクセル値を第1の多次元色空間にマッピングすることと、第2の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を1つの色として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織を区別するために、第1の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第1のセットを適用することと、第2の多次元色空間をH L S色空間中の第3の多次元色空間にコンバートすることと、第3の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示することとを含む。

【0042】

[0050]さらなる実施形態では、第1の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第1の画像とは別および別個である第2の画像を生成するために、第1の画像に第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第1の画像のピクセル値を第1の多次元色空間にマッピングすることと、第2の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を1つの色として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、第1の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第1のセットを適用することと、第2の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示することとを含む。

【0043】

[0051]さらなる実施形態では、第1の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第1の画像とは別および別個である第2の画像を生成するために、第1の画像に第1のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第1の画像

10

20

30

40

50

のピクセル値を第 1 の多次元色空間にマッピングすることと、第 2 の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を半透明に見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織を区別し、小さいドット状の構造を見分けるために、第 1 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のセットを適用することと、第 2 の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示することを含む。

【 0 0 4 4 】

[0052]さらなる実施形態では、第 1 の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第 1 の画像とは別および別個である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第 1 の画像のピクセル値を第 1 の多次元色空間にマッピングすることと、第 2 の多次元色空間を生成するために、第 1 の多次元色空間にメジアンフィルタを適用することと、第 3 の多次元色空間を生成するために、第 2 の多次元色空間に畳み込みフィルタを適用することと、複写の第 1 の画像をインポートすることと、画像ピクセル値を第 4 の多次元色空間にマッピングすることと、第 5 の多次元色空間を生成し、コントラストを構築し、脂肪組織を暗くするために、第 4 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のセットを適用することと、第 6 の多次元色空間を生成し、コントラストを構築し、脂肪組織を暗くするために、第 5 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のセットを適用することと、第 7 の多次元色空間を生成し、1 つの色として見えるように脂肪乳房組織ルミナンスを反転させ、他の色を使用してより高密度の乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、第 6 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のセットを適用することと、第 8 の多次元色空間を生成し、乳房境界を画定するために、第 7 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 4 のセットを適用することと、第 9 の多次元色空間を生成するために、第 3 の多次元色空間を第 8 の多次元色空間とマージすることと、第 9 の多次元色空間をグレースケール値にコンバートし、第 9 の多次元色空間を表す画像を表示することを含む。

【 0 0 4 5 】

[0053]さらなる実施形態では、第 1 の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第 1 の画像とは別および別個である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第 1 の画像のピクセル値を第 1 の多次元色空間にマッピングすることと、第 2 の多次元色空間を生成し、画像ピクセル値を非線形的に反転させるために、第 1 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のセットを適用することと、第 3 の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、第 2 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のセットを適用することと、第 4 の多次元色空間を生成し、脂肪乳房組織を 1 つの色として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織中の詳細な構造を区別し、明らかにするために、第 3 の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のセットを適用することと、第 4 の多次元色空間を H L S 色空間中の第 5 の多次元色空間にコンバートすることと、第 6 の多次元色空間を生成するために、暗くするブレンドを採用することによって、第 5 の多次元色空間を第 1 の多次元色空間とマージすることと、第 7 の多次元色空間を生成するために、第 6 の多次元色空間の不透明度を調整することと、第 7 の多次元色空間をグレースケール値にコンバートし、第 7 の多次元色空間を表す画像を表示することを含む。

【 0 0 4 6 】

[0054]さらなる実施形態では、第 1 の画像が、高密度組織と脂肪組織とを含むマンモグラムであり、第 1 の画像とは別および別個である第 2 の画像を生成するために、第 1 の画像に第 1 のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを適用することが、第 1 の画像のピクセル値を第 1 の多次元色空間にマッピングすることと、第 2 の多次元色空間を生成するために、第 1 の多次元色空間にメジアンフィルタを適用することと、第 3 の多次元色空間を生成し、コントラストを変更し、脂肪組織の光度を低減するために、第 2 の多次元

色空間に1つまたは複数の伝達関数の第1のセットを適用することと、第4の多次元色空間を生成し、より高い密度のものを除いてすべての乳房組織をカラー化するために、第3の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第2のセットを適用することと、第5の多次元色空間を生成し、脂肪組織をほぼソリッドカラーに低減するために、第4の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第3のセットを適用することと、第6の多次元色空間を生成するために、第5の多次元色空間の色を反転させることと、第7の多次元色空間を生成し、乳房をその境界の外部と区別するために、第6の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第4のセットを適用することと、第7の多次元色空間をHLS色空間中の第8の多次元色空間にコンバートし、第9の多次元色空間を生成するために、第8の多次元色空間のHLSプロパティを調整することと、第9の多次元色空間に基づいて画像視覚化を表示することを含む。

10

【0047】

[0055]一実施形態では、本明細書で説明されるシステムによって実施される方法がある。

[0056]上記の発明の概要、ならびに本発明の実施形態の以下の詳細な説明は、例示的な実施形態の添付の図面とともに読まれるとき、より良く理解される。しかしながら、本発明は示される正確な構成および手段に限定されないことを理解されたい。

【0048】

[0057]図面中：

【図面の簡単な説明】

【0049】

20

【図1a】[0058]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、反復関数モジュールの要素を示す図である。

【図1b】[0059]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、癌のパターンを明らかにするために、2つの異なるローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを用いて元のマンモグラムを処理した後の2つの得られた画像表現を示す図である。

【図1c】[0060]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、曲線の形状が入力値を出力値に変化させるように調整された2つの節（アンカー）点をもつ特性非線形ルミナンス変換「トーン調整曲線」を示す図である。

【図1d】[0061]本発明の少なくともいくつかの実施形態に従って具現される画像処理および分析のレベルの階層構造を示す図である。

30

【図1e】[0062]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図1f】[0063]本発明の少なくともいくつかの実施形態によって利用される非線形伝達関数を表す座標系中のプロットを示す図である。

【図1g】[0064]本発明の少なくともいくつかの実施形態に従って利用されるグレースケール画像中の乳房組織色を表す座標系中のプロットを示す図である。

【図2a】[0065]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、新しいプロファイルルックアップテーブル（PLUT）入力値および出力値を発生するために使用され得る数学関数を示す図である。

【図2b】[0066]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、8ビットグレースケール画像のためのルックアップテーブル（LUT）を示す図である。

40

【図2c】[0067]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、1つまたは複数の方法を実施するための電子デバイスを示すブロック図である。

【図3】[0068]図3aは、画像の最も明るいエリア中の癌を含有する例示的な高い密度の元のX線マンモグラムを示す図である。[0069]図3bは、本発明の少なくともいくつかの実施形態による、1つまたは複数の方法を使用して、得られた画像を作成するために、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを適用した後の例示的なマンモグラム画像を示す図である。

【図4a】[0070]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマ

50

10

20

30

40

50

50

50

50

50

50

50

50

50

50

50

50

50

【図 5 g】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像

【図 5 i】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の低減衰乳房組織を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

10

20

30

40

50

処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 7 e】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の高密度乳房組織中の微小石灰化の存在を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 7 f】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の高密度乳房組織中の微小石灰化の存在を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

10

【図 7 g】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の高密度乳房組織中の微小石灰化の存在を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 7 h】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の高密度乳房組織中の微小石灰化の存在を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 7 i】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の高密度乳房組織中の微小石灰化の存在を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

20

【図 7 j】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の高密度乳房組織中の微小石灰化の存在を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 8 a】[0074]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の非常に精細な乳房組織構造の詳細を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

30

【図 8 b】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の非常に精細な乳房組織構造の詳細を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 8 c】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の非常に精細な乳房組織構造の詳細を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 8 d】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の非常に精細な乳房組織構造の詳細を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

40

【図 8 e】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の非常に精細な乳房組織構造の詳細を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 8 f】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られたグレースケール画像中の非常に精細な乳房組織構造の詳細を明らかにするために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

50

10

20

30

40

50

【図 1 0 n】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 o】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 p】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 q】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

10

【図 1 0 r】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 s】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 t】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

20

【図 1 0 u】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 v】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 0 w】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、得られた色画像中の乳房異常を単離するために、マンモグラフィ画像を処理するための例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

30

【図 1 1 a】[0077]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、1つのローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムからの同じパターンを示す4つの異なる画像収集モダリティから発生された4つの異なるマンモグラムに適用される例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 1 b】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、1つのローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムからの同じパターンを示す4つの異なる画像収集モダリティから発生された4つの異なるマンモグラムに適用される例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 1 c】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、1つのローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムからの同じパターンを示す4つの異なる画像収集モダリティから発生された4つの異なるマンモグラムに適用される例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

40

【図 1 1 d】本発明の少なくともいくつかの実施形態による、1つのローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムからの同じパターンを示す4つの異なる画像収集モダリティから発生された4つの異なるマンモグラムに適用される例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを示す図である。

【図 1 1 e】[0078]外科的に切除された乳癌組織のX線画像を示す図である。

【図 1 1 f】[0079]本発明の少なくともいくつかの実施形態による、図 1 1 e におけるX線に例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを適用した後の結果を示す図である。

50

【図 1 1 g】[0080]癌の存在を明らかにするマンモグラフィ X 線画像の拡大を示す図である。

【図 1 1 h】[0081]図 1 1 g における X 線に例示的なローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスを適用した後の結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 5 0 】

[0082]図面を詳細に参照すると、全体を通して、同様の参照番号が同様の要素を示し、図 1 a ~ 図 1 1 h において、本発明の例示的な実施形態による、全体的に指定される、システム、デバイス、および方法が示されている。

【 0 0 5 1 】

[0083]導入

[0084]医学におけるたいていの画像処理および分析方法論は、たとえば、画像内のエリアを関心エリア (AOI: area of interest) として発散させるか、分岐させるか、または単離させるように設計される。これらのプロセスでは、AOIは、セグメント化アルゴリズムの1つまたは複数のシーケンスを適用することによって単離される。コンピュータ支援検出 (CAD: computer aided detection) プロセスとして知られる、多くの画像処理および分析方法論は、マンモグラム中の乳癌、他のモダリティにおける他の疾患の存在を識別するために、および医学以外の適用例のために使用されるように設計される。研究の結果は、乳房画像解析において使用される CAD プロセスが最高 5 0 0 0 対 1 の偽陽性率 (false positive rate) を有することを示した。偽陽性率は、陽性 (偽陽性) として誤ってカテゴリー分類された陰性イベントの数と実際の陰性イベントの総数との間の比である。

【 0 0 5 2 】

[0085]それは、臨床医へのそのような技法の有効性を大幅に制限する、関心物体 (object of interest) の視覚的またはデータセグメント化、画像中の物体の分岐、および / あるいは画像の他の組織からの後続の単離 (発散) のプロセスである。分岐 / セグメント化プロセスは、AOIが生じるより大きいコンテキストから周囲の物体 / 組織のコンテキストを除去するので、医師にとってのそのようなプロセスの診断価値は、考えられる結果および処理に関する改善された臨床決定を行う際に、乳房およびその周囲組織内の疾患または異常の位置特定がその使用を制限するので、大幅に制限される。

【 0 0 5 3 】

[0086]ルミナンス値などの画像内の局所的なプロパティを利用すること、平均フィルタを動作させること、ゴムバンド矯正変換 (rubber-band straightening transform)、疑わしい関心領域における真円度の測定、テクスチャ、勾配ヒストグラム、およびグレーレベル増分分析によって元のグレースケール画像を検査するために、多くの数学的手法が考案された。これらの手法の多くは、検出されるべき物体が周囲の近傍値の値とまったく相似である画像のエリアにおいて許容できる結果を生成することができない。癌は検出され得るが、癌の辺縁 (境界) は明確に確立されないことがある。さらに他のものは機械学習を利用し、アトラスと分析される画像中の画像メトリックの未知のセットとの間の相似性に基づいて尤度の確率を決定するために、既知の病理学のアトラスが、処理される画像と比較される。

【 0 0 5 4 】

[0087]さらに、多くの CAD 方法論は、放射線科医が視覚的に異常の広がりを確認するかまたは正常組織を異常の特性と見分けることに対する援助として、処理された画像中の物体の視覚化および特徴づけを改善しない。代わりに、CAD手法は、単に、元のマンモグラム画像内にロケーションマーカーを置く。これは、さらに、マーカーの有効性を査定するために追加の弁別視覚情報が利用可能でないという点で、放射線科医にジレンマを与える。CAD方法論を使用すると、放射線科医は、癌または他の異常の存在について元の画像を査定するだけでなく、CADプロセスに関連する極めて高い偽陽性率に気づきながら、所与のマーカーの有効性をも査定しなければならない。CAD方法論または画像セグメ

10

20

30

40

50

ント化アルゴリズム手法を使用する分野の広いスペクトルにおいて相似の欠陥が存在する。

【 0 0 5 5 】

[0088]したがって、当技術分野において、C A D、分岐、または発散ベースのプロセスの技法以外の画像処理技法を改善する必要がある。

[0089]乳癌撮像領域適用例

[0090]マンモグラフィは、乳癌または他の異常の考えられる存在を検出するために人の乳房の画像を発生するためのX線ラジオグラフの使用法である。マンモグラムの使用は、乳癌を検出するための選別のために利用可能な現在最も良好な方法論であるが、癌をもつ女性のうちの10%から30%の間が陰性（すなわち、癌なし）として報告される。これは、マンモグラフィ画像中の癌を検出する非常に複雑な、およびしばしば非常に微細な性質に一部起因し得、特に乳癌を患うより高い可能性を有する高密度乳房組織をもつ女性にとって深刻な問題である。マンモグラムでは癌は白色に見えるが、乳房は、同じく白色に（たとえば、高密度乳房組織）および暗く（たとえば、脂肪乳房組織）見える、癌性でない要素を含有する。放射線科医は脂肪組織中の癌をより容易に観測するが、高密度乳房組織中に生じた癌は周囲の組織と見分けることが非常に困難である。ほぼ40%の女性が、高密度組織の少なくとも一部分を含有する乳房を有し、したがって、女性の乳房組織中の密度のレベルまたは相対量にかかわらず癌性病変を見分けることが可能である大きな必要がある。

10

【 0 0 5 6 】

[0091]その上、乳癌がマンモグラム中に存在し得ると放射線科医が決定したとき、いくつかの考えられる追従プロシージャが採用され得る。これらは、超音波、コントラストを用いたMRI、乳房CTスキャン、および生検の使用を含み得る。これらの追従プロシージャは高価であり、患者および患者の家族にとってしばしば感情的外傷となり、いくつかの事例では、物理的外傷を引き起こすことがある。生検の必要を示すとき、超音波の陽性予測値はわずか9%である。臨床的に、超音波に続いて生検を受けた患者のうちの91%は、癌を有しないとして病理学によって確認される。同様に、MRIを受け、生検に進んだ患者のうちの60%は癌を有しない。本明細書で使用される、陽性予測値は、陽性スクリーニングテストの被験者が疾患を有する確率を指す。本明細書で使用される、陰性予測値は、陰性スクリーニングテストの被験者が疾患を有しない確率を指す。

20

【 0 0 5 7 】

[0092]マンモグラム中で考えられる疾患の指摘を受けた超音波患者は、超音波を受けるかまたはコントラストを用いたMRI試験を受けるように送られ得る。超音波が実施され、超音波画像から癌が存在するかもしれないと放射線科医が決定したとき、しばしば生検が勧められる。超音波に基づいて、追従生検を受けたそれらの患者のうち、91%は癌を有しなかった。

30

【 0 0 5 8 】

[0093]高度の感度および特定性を持ち、標準的な選別および安価な撮像（たとえば、マンモグラム）のみを利用する、癌を明らかにすることができる手法は、今日の癌検出環境において革新を与える。乳癌のうちの約90%が、乳房組織の管に沿って並ぶ細胞中で起こる。乳癌の早期検出は、画像中に存在し得るような変化を見分ける臨床能力に依拠する。ここでも、局所的なまたは全体的な高密度乳房組織の存在は、乳癌の早期検出を非常に難しい作業にする。乳房密度に応じて、高密度乳房は、5%~95%の高密度乳房組織を含むと理解され得る。一般に、密度は乳房体積全体にわたって変動し、一部の局所領域が、他の（たとえば、異なるまたは近くの）領域よりも大きいまたは小さい密度を有する。全体として、非常に高い密度である女性の乳房中の特定の領域と、脂肪組織を含有する非常に低い密度の他のエリアとがあり得る。一部の女性においては、乳房全体が極めて高密度であり、他の女性においては、高密度が生じたスポットのみがある。女性の乳房の割合として高い密度の量にかかわらず、高密度乳房組織がそうであるように乳癌がマンモグラム中で白色に見え、しばしば放射線科医が高密度と癌それ自体との間で弁別することができないことにつながるので、高密度エリア内に生じた癌は誤診されやすい。

40

50

【 0 0 5 9 】

[0094]乳癌は、変化の1つまたは複数の異なる進行において正常組織から発達することがある。異常組織発達は、正常から、過形成、異型過形成、非浸潤性乳管癌（DCIS: ductal carcinoma in situ）、浸潤性DCISに進行し得る。組織は、介在するステップなしで、正常から浸潤性癌腫まで発達することがある。腫瘍が管を越えて成長すると、それは浸潤性癌腫と呼ばれる。

【 0 0 6 0 】

[0095]現在、病変がサイズが1mm以下であるとき、乳癌のうちのわずか1%が検出されることが可能である。

[0096]組織の局所的なまたは全体的な変動密度を示す画像中の癌を検出するためにコンピュータ支援検出および機械学習技法を使用することの課題は、生体組織中に生じることがある動的構造変化に関連する変動性によって悪化される。この数の可能な組合せを伴う疾患のセグメント化は、低い数の偽陽性を維持しながら一貫して癌を検出するようにコンピュータをトレーニングすることを非常に困難にする。

10

【 0 0 6 1 】

[0097]標準的な機械学習プロトコルなどの技法、セグメント化アルゴリズムの使用、および疾患に関連するピクセルのみを画像中で単離させる（すなわち、セグメント化させるかまたは分岐させる）ためのプロセスは、正しく疾患を識別するための可能性としてあまりに多くの組合せを有する問題を有する。これらのプロセスは、関心物体に関連する一意の境界を有する単一の物体があるとき、最もうまく機能する。たとえば、顕微鏡を通して発生された画像中の細菌を識別することは、細菌が明確な形状およびサイズを有し、細胞境界が他の可能な組合せを制限するので、支援される。その名が示すように、画像の分岐は、バイナリ（はい/いいえ）結果につながる急激な変化を生じ、画像コンテンツの所与の領域内の境界における微細な差を可能にしない。

20

【 0 0 6 2 】

[0098]対照的に、乳癌、ならびに他の疾患および異常は、拡散境界を有する。癌は、たいていの場合、アモルファスであり、マルチパターン化される。組織はまた、様々な遷移状態にあり得る。病変は、異型過形成状態にあり、ならびに非浸潤性乳管癌であり、浸潤性になりつつある細胞を有し得る。さらに、正常乳房状態と異常乳房状態の両方が、以下を含むかまたは以下に影響を及ぼされ得る。

30

【 0 0 6 3 】

[0099]・スピキュラ（spiculation）および石灰化の存在

[00100]・壊死組織の存在

[00101]・埋没した癌に関連する高密度線維乳腺組織の存在量

[00102]・以前の手術、生検、または体重増加

[00103]・月経周期中の女性への変化、または閉経からの変化

[00104]従来のCAD手法

[00105]概して、乳癌に関係するラジオグラフィ所見は、概して、2つの異なるタイプの構造、塊、および微小石灰化の存在を識別することを伴う。病理学に関係する微小石灰化は、管中に、新生物に関連して一般に生じる。塊は、たいていの場合、異常と相関し、良性または癌性のいずれかであり得る。乳房内の線維乳腺組織は塊を不明瞭にし、未処理画像中での検出を困難にすることがある。

40

【 0 0 6 4 】

[00106]マンモグラフィでは、すべての乳房実質がビュー中に含まれることを保証するために、各乳房について2つのマンモグラフィビュー（頭/尾CCおよび内外斜位MLO）が一般に作成される。これは、2つの異なるビュー間の構造の存在および次元数を相関させることが難しいという点で、癌検出および定量化の作業をさらに複雑にする。

【 0 0 6 5 】

[00107]既存のコンピュータ化された診断方法論は、処理の以下のシーケンス、すなわち、病変を疑う>病変抽出>特徴抽出>分類>悪性の確率を予測する>確率を報告する、を

50

一般に採用する。

【 0 0 6 6 】

[00108]これらの方法論では、考えられる悪性についてエリアを分析することが可能であるように、懸念のエリアをセグメント化または抽出すること（たとえば、分割させること）が重要である。たとえば、画像に等化または発散プロセスを適用することは、脂肪組織をより高密度な組織と区別する。等化プロセスは、それが線形プロセスであり、すべてのマンモグラムについて最適である特定のしきい値処理を有するとは限らないという点で制限される。発散タイプのセグメント化アルゴリズムが高密度組織から脂肪組織を分離する際に使用され得るが、それは白色高密度乳房組織内の白色癌エリアの区別を効果的にサポートしない。

10

【 0 0 6 7 】

[00109]バイナリプロセスは、一般に、特異的疾患を探すように設計されるが、乳房の構築の乱れ、乳房間の非対称性の程度、乳頭陥凹、拡張した管、および皮膚病変など、マンモグラフィまたは他の医療画像中の他の診断上重要な特徴に対処しない。癌性ではないが、これらの特徴は、臨床医およびその患者にとって依然として重要である。セグメント化および分岐発散アルゴリズム手法は癌に焦点を当てるが、それらの手法は、画像中のすべての組織の全体的構造に対処するように設計されるとは限らない。

【 0 0 6 8 】

[00110]これらのセグメント化技法は、考えられる病変の境界を画定するために、ピクセルにおけるグレースケール増分の分析をしばしば使用する。他の技法はピクセルデータの確率的補間を使用するが、補間方法は、ここでも、病変と高密度組織との間の極度の相似性によって制限される。

20

【 0 0 6 9 】

[00111]ローカルマイクロコントラストベースの収束

[00112]本発明のいくつかの実施形態では、所与の画像のコンテキスト内のすべての構造および特徴を差分的におよび予測どおりに視覚化し、特徴づけることによって、視覚化を改善し、すべての組織のコンテキストを維持するように設計された画像処理方法論に関連するシステムおよび方法が開示される。これらの実施形態は、各物質のタイプに関連するローカルマイクロコントラストパターンを合体（または収束）させ、一貫して、得られた処理された画像内の特徴的な特性パターンとして表現させる、画像処理関数の反復シーケンシングのプロセスを採用する。言い換えれば、これらの実施形態は、組織の残部のコンテキスト外に、識別された組織タイプを抽出するかまたは除去することを試みるのではなく、組織の残部のコンテキスト内でのすべての組織タイプの特徴づけのための手法を与える。

30

【 0 0 7 0 】

[00113]生物学的成長、ニューロンのパターン、川の分枝、パイプの腐食、および雪片の形成など、実世界における多くの物体は統計的に自己相似であり、発展のパターンが倍率の多くのスケールにおいて同じ統計的プロパティを示す。これらのパターンでは、物体またはパターンの小さい部分が、より大きいスケールにおけるパターンと相似である。これらの自己相似の自然パターンは、画像中にキャプチャされた個別ピクセル近傍として表現される。本明細書で説明される本発明の少なくともいくつかの実施形態において利用されるように、ローカルマイクロコントラスト収束方法論において使用され得る反復プロセスは、設計され、画像中の任意のスケールにおいてこれらの自己相似のパターンを明示的に視覚化し、特徴づけるやり方で機能する。

40

【 0 0 7 1 】

[00114]図 1 a は、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンス経路手法の一実施形態を示す。元の画像 1 0 1、たとえば、グレースケール画像 1 0 1 が、反復関数モジュール処理シーケンスに入力される。画像 1 0 1 は、次いで画像処理関数 1 0 2 によって処理され、その画像は、得られた画像 1 0 3 になるか、または関数 1 0 2 において第 2 の、ただし異なる画像処理関数を適用することによってさらに処理されるかのいずれ

50

かである。繰返しプロセス 104 が 0 ~ n 回適用され得る。

【0072】

[00115] 癌などの疾患はその成長においてそのような自己相似性を呈し、その成長は、極めて小さい癌性病変が大きい病変と同じ表現されるパターンを呈する、ローカルマイクロコントラストプロセスを利用して任意のスケールにおいて特徴づけられ、視覚化され得る。

【0073】

[00116] フラクタルジオメトリは数学関数の反復を通して自然のパターンを発生することができ、実施形態のこのセットにおいて例示される手法は、生体系において発生されたフラクタルパターンを、画像内のピクセルデータの識別可能なおよび測定可能な表現に数学的に分解する。したがって、本明細書で説明されるローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムは、反復プロセスに数学的に類似することがあり、乳房境界、癌性および良性病変辺縁ならびにコア、マンモグラフィ画像中に存在し得る乳房非対称性の特性など、組織パターンを視覚化することができる。

10

【0074】

[00117] 本明細書で使用される、ローカルマイクロコントラスト収束は、プロファイルルックアップテーブル (PLUT) 関数を利用する画像変換の反復シーケンシングを指すことがある。

【0075】

[00118] 本明細書で使用される、PLUT 関数は、ソース画像中の局所化された、自己相似の画像コントラストピクセル変数 (ピクセル近傍関係の統計ベースの共起など、たとえばテクスチャ) が、(再構成レベルと呼ばれる) 値の離散セットを有し、ソース画像中の各局所近傍におけるピクセル (たとえば、相似の特性を有するピクセル) が、得られた出力画像において単一の色またはルミナンス値を割り当てられるように、画像の画像入力および出力値を指定する行列 / アレイにおける数式を指す。

20

【0076】

[00119] PLUT、およびローカルマイクロコントラスト収束プロセスにおける他の関数の単数または反復適用は、近隣ピクセルグループの間の関係を、物質の構造およびその撮像モダリティとの関係に従う繰返し可能なおよび予測可能な色および / または光度パターンに収束または集約させることができる。組織 / 物質タイプは著しく変動し得るが、各組織 / 物質タイプは、共通の基礎をなすピクセル近傍関係を持つ。画像の各エリア中に表現される得られたローカルマイクロコントラスト収束パターンは、異なるタイプの周囲のおよび上に重なる物質の存在にかかわらず、各物体または物質についてのルミナンス値の、たとえば、統計ベースの分布に基づいて、それらの特性色パターンを視覚的に表現することが可能である。たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムを使用して、マンモグラムにおける乳癌病変は、それが暗い脂肪組織であるのか高ルミナンス高密度乳房組織であるのかにかかわらず、特定の視覚的に観測可能なおよび一意に定量化可能なパターンを用いて特徴づけられ得る。

30

【0077】

[00120] 図 1 b は、元のマンモグラム画像 105 と、本発明の少なくともいくつかの実施形態を使用して生成された 2 つの得られた画像 107、108 とを示す。癌のエリアの輪郭を描く枠が 106 において示される。2 つの得られた画像は、107 および 108 に示されるように、癌の特徴的なパターンを明らかにする 2 つの異なるローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスによって作成される。反復処理シーケンスは、エッジ、境界、内部構造、テクスチャ、スピキュラ、ならびに癌応答に関連するルミナンス値および色など、乳房の元の X 線の微細なグレースケールパターンを特有のパターン応答に変換した。

40

【0078】

[00121] 図 1 c は、109 において 2 つの節点を使用して画像変換をプロットするために使用される標準的な写真座標系を示す。本明細書で使用される、節点は、曲線の方向が変

50

更される、曲線上の特異点を指す。曲線上の節点を移動することは、曲線の周囲の態様を変更する。元の画像の入力値はプロット（x軸）の下部に沿って示され、画像値の出力は垂直軸上に示される。この手法には制限がある。節点は、「曲線」の形状を変化させ、画像の入力値と出力値との間の関係を修正する。しかしながら、節点は、曲線のすべての部分が連続的であるようにリンクされなければならない。したがって、節点は、連続的およびリンクされた値を用いてマッピングされ得るものに限定される。節点を利用する非線形変換は、ほとんど等しい密度の物体の分離が望まれるとき、十分に性能を発揮しない。

【0079】

[00122]現在、特徴抽出は、物体が画像のピクセルデータから正常にセグメント化または抽出された程度に完全に依存する。既存のアルゴリズムは考えられる病変の最も明るいエリアの位置を特定するように最適に設計されるが、既存のアルゴリズムは、病変の外部境界、血管新生がどこで生じているかを決定するための診断において重要なエリアを見分けることがしばしばできない。

10

【0080】

[00123]本出願では、1つまたは複数のローカルマイクロコントラスト収束関数は、病変（または関心の他の特徴）の考えられる外部境界を適切に画定するために画像が処理され得るように、節点を用いない。

【0081】

[00124]図1dは、ローカルマイクロコントラスト収束プロセスの実装形態に対する階層手法を図解する。シーケンスは、それがより高いレベルの処理統合に関するにつれて、三角形の下部から上部に進む。

20

【0082】

[00125]マルチ画像モダリティ融合が、ローカルマイクロコントラスト収束プロセスにおいてサポートされる。本出願の実施形態に関する、モダリティ融合は、同じかまたはわずかに修正されたローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスが、異なる撮像モダリティ間の同じタイプの組織を視覚化し、特徴づけることができるように、異なるタイプの撮像モダリティからの画像の入力値を適応させるプロセスである。その場合、ローカルマイクロコントラスト収束パターンは、X線、超音波、乳房CT、およびMRIスキャンにおいて見られたとき、患者の癌について相似であるだろう。これは、異なる入力モダリティからの情報を理にかなった方法で合成することを可能にする。撮像ベースの融合手法は、画像特徴レベルにおいて信号が組み込まれる早期融合と、後処理画像特徴分析ツールを使用してセマンティックレベルにおいて情報が組み込まれる後期融合とを容易にする。

30

【0083】

[00126]これらのデータは、正常、良性、および癌性乳房組織タイプなど、物質を特徴づけることと、組織/物質の上に他の組織/物質タイプが重なっているときでも、多数のX線、MRI、または超音波画像からそのデータを相関させることを行うために、1つまたは複数のベクトル座標における局所応答パターンに相関された1つまたは複数の確率分布関数を発生するために使用され得る。

【0084】

40

[00127]いくつかの実施形態、マルチ処理シーケンシング、マルチ画像シンセシス、およびモダリティ融合において、得られた画像が分析され得、データがエキスパートシステム内でそれらの画像の間で相関され得る。すべての組織がローカルマイクロコントラスト収束プロセスにおいて視覚化されるので、疾患が検出され得、疾患の病理学が、発端の器官内での疾患の出現に相関され得る。これは、疾患防止および薬/治療療法における進歩的な調査の機会を与える。

【0085】

[00128]本明細書で説明される本発明の少なくともいくつかの実施形態は、医学におけるプロセスのような自然プロセスの画像中に表される成長/発達のパターンを伴う複雑な確率論的非ユークリッドフラクタル状の形状により、純粋に決定論的に、または単純なラン

50

ダム成分とともに決定論的に構築された他の数学的モデルが失敗する、画像中の組織 / 物質タイプを一貫して特徴づけることが可能である。

【 0 0 8 6 】

[00129]いくつかの実施形態では、本方法は、詳細には、構造内の構造を識別することが可能であるように設計される。たとえば、医療撮像適用例において、最終的な画像は、異常組織の存在および構造に関して、画像中の残りの構造のコンテキストにおいて視覚的証拠を与える。最終的な画像は、異常物体を他の正常および異常組織タイプに相関させるための機構をも与え得る。たとえば、乳管中にある癌性病変は、浸潤性になったかまたはリンパ節と関連するように見える病変とは異なるレベルの懸念を有する。同様に、微小石灰化に近接した癌腫は、胸壁の隣の癌腫と比較して、または著しい非対称性が乳房にある状況において、異なる臨床解釈を必要とする。

10

【 0 0 8 7 】

[00130]反復画像プロセスの一例が図 1 e に示されている。詳細には、図 1 e は、ローカルマイクロコントラスト収束プロセスの例示的な基礎シーケンシングを示し、それにより、反復関数モジュール 1 1 0 手法が、第 1 の画像 1 1 1 をとり、第 1 の画像 1 1 1 を、1 つまたは複数の非線形伝達関数 1 1 2 (たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズム) の第 1 のセットを用いて処理する。作成された第 2 の画像が、最終の得られた画像 1 2 0 になるか、または、次の処理ステップがアルゴリズムの一部として設計された場合、第 1 の反復画像 1 1 3 が、第 2 の関数 1 1 4 (たとえば、1 つまたは複数の非線形伝達関数の第 2 のセット) を用いてさらに処理され、画像 1 1 5 を生じる。プロセスは、所与のアルゴリズムシーケンス 1 1 6 ~ 1 1 9 内で適用される非線形伝達関数の異なるセット(たとえば、1 つまたは複数の非線形伝達関数の第 3 のセットまたは 1 つまたは複数の非線形伝達関数の第 4 のセット)を用いて 1 回または複数回反復されて、得られた画像 1 2 0 を出力し得る。

20

【 0 0 8 8 】

[00131]いくつかの実施形態では、同じソース画像 1 1 1 を使用して、第 2 の反復関数モジュールが同じ画像 1 1 1 に適用され得るが、組織の間の異なる特徴づけおよび関係を明らかにするために異なる関数および反復数を適用する。したがって、このマルチプロセスシーケンシング手法は、同じ元の画像内の同じ物体の 2 つの別個の特徴づけを与えることができる。

30

【 0 0 8 9 】

[00132]いくつかの実施形態では、得られた画像のうちの 2 つまたはそれ以上が、2 つの得られた画像の複合物または 1 つの得られた画像と元の画像との複合物である、新しい得られた画像を作成するために、マルチ画像シンセシスプロセスにおいて合成またはマージされ得る。この複合画像はさらに、処理されるかまたは他の得られた画像と合成され得る。

【 0 0 9 0 】

[00133]図 1 f は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、不連続非線形伝達関数 1 2 1 を示す座標系中のプロットを示す。図 1 f は、x 軸に沿って入力画像の入力値をマッピングし、y 軸に沿って出力画像の出力値をマッピングする一例を示す。P L U T から発生されたグラフィックプロットは、不連続変換を画像に適用されるように設計する可能性を示す。ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの設計において不連続性をもつ P L U T を使用することによって、反復変換モジュールプロセスの少なくともいくつかの実施形態は、癌が高密度乳房組織中に埋没しているときでも、癌の辺縁を周囲の組織とより良く区別することができる。これは、画像中の入力値を出力値に変換するとき、節点プロットの使用の場合、ごく限られた能力であるか、またはまったく可能でないことがある。

40

【 0 0 9 1 】

[00134]図 1 g は、マンモグラム画像中の乳房組織のルミナンス値を示す座標系中のプロットを示す。図 1 g は、x 軸に沿って入力値をマッピングし、y 軸に沿って出力値をマッピングする一例を示す。脂肪組織表現 1 2 2 が、脂肪組織を含有する乳房画像のルミナンスエリア中に示され、高密度組織表現 1 2 3 が、高密度組織を含有する乳房画像のルミナ

50

ンスエリアを示す。一般に、乳癌は、脂肪組織の光度よりもはるかに高い光度を有する。したがって、高密度組織から脂肪組織を分離することが重要である。赤色対角線の下方の光度の再マッピングが、画像のその部分をより暗くし、密度 1 2 4 を減少させ、線の上方の光度の再マッピングが値をより明るくし、密度 1 2 5 を増加させる。P L U T 設計中に構築された不連続非線形変換を用いたこの画像プロパティ分布の相関は、新しい疾患および撮像モダリティのための新しいアルゴリズムを開発するために必要とされる時間を低減する。

【 0 0 9 2 】

[00135]図 2 a は、新しい疾患での適用例、モダリティ、および医学以外の適用例において使用するためのローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの異なる反復を作成するために、複数の画像チャンネルのための考えられる P L U T 値を作成するために複数の数学関数が利用され得る、一実施形態を示す。P L U T シーケンスのコンピュータベースの作成を利用することが、新しい疾患または異常を視覚化するための新しいアルゴリズムシーケンスを開発するプロセスの速度を大幅に上げることができる。

10

【 0 0 9 3 】

[00136]図 2 a では、x 軸および y 軸は、画像の入力値および出力値を反映し、中間点 1 2 6 は、座標系に対する中間点の 1 つの可能な位置を指定する。図 2 a は、ルミナンスおよび複数色チャンネルマッピングのための考えられる 2 5 6 個のデータ点をもつ 8 ビット画像のルミナンスおよび色値を表現する。3 つの数学関数 1 2 7 が自動的にプロットされ、それらの値がプロット内に示された。青色曲線（青色チャンネル）1 2 8 が $f(x) = \sin(x)$ を使用して作成された。赤色チャンネル 1 2 9 が $g(x) = \tan(x)$ を使用して作成され、ルミナンスチャンネル 1 3 0 が $h(x) = \sec(x)$ を使用して作成された。中間点 1 2 6（または 0 地点）は、面倒な手動プロセスではなく、自動プロセスで組織 / 物質視覚化および特徴づけの最適化のために P L U T にマッピングされ得る数学関数のマッピングを最もうまくサポートする座標系内の位置に配置され得る。

20

【 0 0 9 4 】

[00137]図 2 b は、8 ビットグレースケール画像のためのグレースケール 2 D ルックアップテーブルを表す行列を示す。黒色を表すレベル 0 は、1 3 1 におけるグリッドの左上隅にある。グレースケールルミナンスレベルは、1 3 2 における右下隅において純粋な白色レベル 2 5 5 に達するまで、左から右におよび上から下に段階的に増加する。

30

【 0 0 9 5 】

[00138]例示的なコンピュータシステム

[00139]図 2 c は、本発明の 1 つまたは複数の実施形態による、1 つまたは複数の方法を実施するための電子デバイス 2 5 0 を示すブロック図を示す。

【 0 0 9 6 】

[00140]電子デバイス 2 5 0 は、ユーザまたはリモートデバイスからデータを受信し、データを処理し、データを発生および / または表示するための任意のコンピューティングデバイスであり得る。電子デバイス 2 5 0 は、通信インフラストラクチャ 2 5 1 と、プロセッサ 2 5 2 と、メモリ 2 5 3 と、ユーザインターフェース 2 5 4 と、通信インターフェース 2 5 5 とを含み得る。

40

【 0 0 9 7 】

[00141]プロセッサ 2 5 2 は、限定はしないが、専用または汎用デジタル信号プロセッサを含む、任意のタイプのプロセッサであり得る。この実施形態では、プロセッサ 2 5 2 は、通信インフラストラクチャ 2 5 1（たとえば、バスまたはネットワーク）に接続される。様々なソフトウェア実装形態が、この例示的なコンピュータシステムに関して説明される。

【 0 0 9 8 】

[00142]メモリ 2 5 3 は、フロッピーディスクドライブ、磁気テープドライブ、または光ディスクドライブなど、ランダムアクセスメモリ（RAM）、ハードディスクドライブ、およびリムーバブルストレージドライブのうちの少なくとも 1 つを含み得る。リムーバブル

50

ルストレージドライブは、リムーバブルストレージユニットから読み取りおよび/またはそれに書き込む。リムーバブルストレージユニットは、リムーバブルストレージドライブによって読み取られ、それに書き込まれる、フロッピーディスク、磁気テープ、光ディスクなどであり得る。メモリ 253 は、電子デバイス 250 の算出関数のいずれかを実施するためのコンピュータソフトウェアプログラムおよび/またはデータを記憶したコンピュータ使用可能記憶媒体を含み得る。(コンピュータ制御論理とも呼ばれる) コンピュータソフトウェアプログラムは、実行されたとき、電子デバイス 250 が、本明細書で説明されるように本発明の実施形態を実装することを可能にする。したがって、そのようなコンピュータソフトウェアプログラムは、電子デバイス 250 のコントローラを表す。メモリ 253 は、撮像データ、ソフトウェアファイル、または任意の他のタイプのデータファイルを記憶する 1 つまたは複数のデータストアを含み得る。

10

【0099】

[00143] ユーザインターフェース 254 は、電子デバイス 250 のディスプレイ(図示せず)を制御するプログラムであり得る。ユーザインターフェース 254 は、キーボードまたはマウスなど、1 つまたは複数の周辺ユーザインターフェース構成要素を含み得る。ユーザは、電子デバイス 250 と対話するために周辺ユーザインターフェース構成要素を使用し得る。ユーザインターフェース 254 は、マウスまたはキーボードユーザインターフェース構成要素からマウス入力またはキーボード入力などのユーザ入力を受信し得る。ユーザインターフェース 254 は、電子デバイス 250 のディスプレイ上に撮像データを表示し得る。

20

【0100】

[00144] 通信インターフェース 255 は、撮像データが、電子デバイス 250 とリモートデバイスとの間で転送されることを可能にする。通信インターフェース 255 の例は、モデム、(イーサネットカードなどの) ネットワークインターフェース、通信ポート、パーソナルコンピュータメモリカード国際協会(PCMCIA: Personal Computer Memory Card International Association) スロットおよびカードなどを含み得る。通信インターフェース 255 を介して転送される撮像データは、電子信号、電磁信号、光信号、あるいは通信インターフェースによって送信または受信されることが可能な他の信号であり得る、信号の形態のものである。これらの信号は、通信インターフェース 255 に与えられるかまたはそれから受信される。

30

【0101】

[00145] 例示的なローカルマイクロコントラストアルゴリズム

[00146] 図 3a は、非常に高密度な乳房を含有し、高密度が 300 において輪郭を描かれたマンモグラムを示す。301 における輪郭は、302 において癌を含有する極度の密度の境界を画定する。

【0102】

[00147] 図 3b は、本明細書で説明される 1 つまたは複数の方法を使用して画像を処理した後の例示的なマンモグラム画像を示す。この実施形態では、乳房の最高密度エリアのみがカラーで明らかにされる。乳房画像の脂肪および他の低密度エリアは、303 において黒色で示される。密度増加は、緑色 300 における外側境界から進み、内側に青色 302 に進行し、最終的に、最も大きい発達の癌が存在する中心 303 における黒色エリアに進行する、ステップで示されている。各色が、乳房密度の定量的に異なるレベルを表す。この定量化は、女性のマンモグラムにおける高密度乳房の存在を示すための米国放射線学会(American College of Radiology) BI-RADS 仕様に関する正確な報告を与える。しかしながら、さらに、このプロセスは、BI-RADS 報告システムを、乳房密度の単純な全体的割合を越えて拡張することができる。このプロセスは、乳房密度の複数のレベルを定量化し、それらの分布を指定し、その女性に関する考えられる危険を推定することができる。これらの方法は、乳房のサイズの差異、乳房の密度、妊娠中の変化、老化および閉経に伴う変化、嚢胞、線維腺腫、石灰化の発達に基づく変質、病変の存在、ならびに外傷、手術、および生検による瘢痕によって影響を及ぼされ

40

50

るマンモグラフィ画像提示における極度の変動性について適応的であり、その変動性を補償する。

【 0 1 0 3 】

[00148] C I アルゴリズム

[00149] C I アルゴリズムの実施形態は、元のグレースケールマンモグラムを処理することと、乳房組織中の高密度異常の境界および内部構造を明らかにすることとによって、その異常の表現を最適化するように設計される。アルゴリズムシーケンスは、臨床医および患者が懸念のエリアを容易に観測することがより容易であるように、異常と他の正常組織との間の著しい色および輝度区別を与える。

【 0 1 0 4 】

[00150] 図 4 k は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、グレースケール画像から視覚化を作成するための方法 4 0 0 を示すフローチャートである。

[00151] ステップ 4 0 1 において、プロセッサ 2 5 2 はグレースケール画像をインポートする。図 4 a は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。図 4 d は図 4 a の水平勾配表現を示す。勾配グレースケール画像は、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスにおいて表現される色のフルレンジが示され得るように、異なるマンモグラムが有するレンジと比較して、ルミナンスレベルのフルレンジを与える。図 4 k で説明されるアルゴリズムシーケンスの各ステップは、ここでも、説明および比較目的のために、マンモグラムと勾配の両方に適用され得る。

【 0 1 0 5 】

[00152] いくつかの実施形態では、プロセッサ 2 5 2 は、画像（たとえば、グレースケール）を受信またはインポートする。いくつかの実施形態では、画像はメモリ 2 5 3 からインポートされる。他の実施形態では、画像は、通信インターフェース 2 5 1 を介してリモートデバイスからインポートされる。

【 0 1 0 6 】

[00153] いくつかの実施形態では、グレースケール画像は、 x および y ピクセル次元ならびに z ビットのグレースケールまたは色深度をもつ入力アレイまたは行列として処理するためにインポートされる。いくつかの実施形態では、行列は、ピクセル当たり 8、10、12、14 または 16 ビットのルミナンスの値 (L_p) を含有し得る。(L_p) は、元の画像中の位置 (x, y) における各ピクセル (p) のルミナンス値である。ビット数が増加するにつれて、ピクセル値におけるより大きい数の変動が同じく増加する。たとえば、8 ビットが使用される場合、 2^8 個の考えられるピクセル値が各ピクセルに割り当てられ得る。一方、16 ビットが使用される場合、 2^{16} 個の考えられるピクセル値が各ピクセルに割り当てられ得る。考えられるピクセル値の数を増加させることによって、本明細書で説明される画像処理方法は、最終画像における変動を増加させることができる。

【 0 1 0 7 】

[00154] ステップ 4 0 2 において、プロセッサ 2 5 2 は、グレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。

[00155] いくつかの実施形態では、グレースケール画像をマッピングするために、グレースケール画像は、 $n > 1$ が、ボクセルを含有する新しい行列セットを形成する、色空間レイヤの n 次元重ね合わせ行列空間を形成するために、各色成分およびルミナンス値について同等の x/y 座標の追加の行列に複製される。

【 0 1 0 8 】

[00156] いくつかの実施形態では、グレースケール画像は以下の式を使用して複製される。

$$f(L_p) = C_p,$$

ここで、原本中の各 x/y 座標におけるピクセル値は、 C の多次元色空間の各色空間レイヤ中の対応する x/y 座標にマッピングされる。

【 0 1 0 9 】

10

20

30

40

50

[00157] $n = 4$ である一実施形態では、RGB 多次元色空間は、4つの異なる成分、すなわち、ルミナンス、赤、緑、および青に関して画定され得る。これらの実施形態では、RGB 多次元色空間は、それぞれ、ルミナンス色空間レイヤ、ならびに青、赤および緑に対応する第1、第2および第3の色空間レイヤを含む。新しい行列Cはピクセル値を含有し、ここで、各ピクセル値についての $R = G = B = \text{ルミナンス}$ 、およびこれらのピクセル値がグレースケール画像ルミナンス値 (L_p) に等しい。いくつかの実施形態では、別個のルミナンスのみチャンネルがあり得るか、他の実施形態では、ルミナンスは3つの他のチャンネルの複合物として発生され得る。別の実施形態では、値はまた、たとえば、 n が3つの値、すなわち、ルミナンス、彩度、および色相を有する、 n の他の値について表現され得る。

10

【0110】

[00158] これらの実施形態が、本明細書で説明される色画像フォーマット以外の広範囲の色画像フォーマットで視覚化され得る n 次元の行列上で動作可能であることを、当業者は諒解されよう。各マンモグラム（または他の画像）の処理は、マルチチャンネル行列または画像から始まる。追加の色空間が、 xyz 色空間または円筒色空間のいずれかを使用する HSV、CMYK、CIE XYZ または CIE LAB などの色空間中でも生じ得る。

【0111】

[00159] ステップ 403 において、プロセッサ 252 は、多次元色空間にメジアンフィルタを適用する。いくつかの実施形態では、メジアンフィルタは、ノイズを除去しながら多次元色空間中の物体のエッジを保持する、非線形デジタル画像処理技法を指すことがある。

20

【0112】

[00160] いくつかの実施形態では、メジアンフィルタは、各ピクセル値を近隣ピクセル値のメジアンと交換することによって、多次元色空間中の各ピクセルに適用される。近隣のパターンは、画像全体にわたってピクセルごとにスライドする「ウィンドウ」と呼ばれることがある。いくつかの実施形態では、メジアンフィルタは、 3×3 または半径 = 1 メジアンフィルタである。他の実施形態では、1 よりも大きい半径、および 5×5 、 7×7 などの行列組合せが使用され得る。

【0113】

[00161] ステップ 404 において、プロセッサ 252 は画像を反転させ、それにより、黒色 (0) は白色 (255) になり、白色は黒色になる。すべての他の値は、画像値の中間点を除いて比例して反転される。

30

【0114】

[00162] ステップ 405 において、プロセッサ 252 は、多次元色空間（たとえば、RGB）に1つまたは複数の（たとえば、PLUT）非線形伝達関数の第1のセットを適用する。得られた画像の表現が図4bおよび図4eに示されている。

【0115】

[00163] 図4gは、図4aにおける画像に適用された後に、このローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスにおける乳房構造を明らかにするために最適化された CIE PLUT1 (2D ルックアップテーブル) の色値を示す。

40

【0116】

[00164] 図4iは、本発明の少なくとも1つの実施形態による、低密度乳房組織を減衰させるために多次元色空間にプロセッサ 252 によって適用される例示的な（たとえば、PLUT）伝達関数の表現を示す直交プロットを示す。この直交プロットでは、色空間レイヤ入力は、値が -128 から +128 にわたる、 x 軸上に示されている。（たとえば、PLUT）伝達関数の後の対応する出力は、画像のルミナンスレベルの中間点が0にあり、値が -128 から +128 にわたる、 y 軸上に示されている。座標プロット中の0の位置が x/y 座標空間中の任意の位置に配置され得ることが観測され得る。

【0117】

[00165] 図4iでは、赤色チャンネルは408において示され、緑色チャンネルは409であ

50

り、ルミナンスチャネルは410である。いくつかの実施形態では、(図4iに示されているように)第1の(たとえば、PLUT)伝達関数が、低密度脂肪乳房組織を減衰させるためにルミナンス色空間レイヤに適用される。いくつかの実施形態では、低密度脂肪乳房組織は、より低い50%のレンジ、より低い40%のレンジ、より低い30%のレンジ、より低い20%のレンジ、またはより低い10%のレンジにおけるルミナンス値を有する。

【0118】

[00166]処理におけるこの段階で、癌を有する可能性を持たないエリアは、考えられる癌または他の異常が生じることがあるエリアから分離された。さらに、画像中の病変は、次に、マイクロコントラスト近傍が収束するにつれて、境界を形成し、内部形態学的構造を表現し始める。拡散グレースケールマンモグラフィ画像と比較して、視覚的に区別可能な境界が組織構造に基づいて形成された。中心周辺効果および限界人間視覚認知として知られる現象に関連する問題が、最小限に抑えられるかまたは解消された。グレー値は、物体の周りにあるものに基づいて人間視覚システムによって差分的に解釈される。同じ物体が、暗い背景に対してより明るく見え、明るい背景に対してより暗く見え得る。本発明の少なくともいくつかの実施形態は、マンモグラムにおける癌の知覚および検出に影響を及ぼす中心周辺問題を解消するPLUT値が決定されることを可能にし、色知覚理論に基づいて人間視覚区別のための最適設定に基づいて、変換の後に臨床医が見る画像は、検査中の組織のために大幅に向上された診断可能性を与える。

【0119】

[00167]図4kに戻ると、ステップ406において、プロセッサ252は、多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第2のセットを適用する。

[00168]図4hは、図4bにおける画像に適用された後に、このローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスにおける乳房構造を明らかにするために最適化されたCI PLUT2(2Dルックアップテーブル)の色値を示す。

【0120】

[00169]図4jは、多次元色空間にプロセッサ252によって適用される伝達関数の例示的な(たとえば、PLUT)セットの表現を示す直交プロットを示す。図4jでは、赤色チャネルは411において示され、412におけるルミナンスチャネルは、図4hにおけるCI PLUT2ルックアップテーブルのグラフィック表現である。

【0121】

[00170]この直交プロット図4jでは、色空間レイヤ入力は、値が-128から+128にわたる、x軸上に示されている。(視覚的に図4jに示されている)伝達関数の後の対応する出力は、画像のルミナンスレベルの中間点が0にあり、値が-128から+128にわたる、y軸上に示されている。これらの実施形態では、脂肪乳房組織を図4cにおいて1つの色(たとえば、青およびマゼンタ)として見えるようにし、他の色を使用してより高密度の乳房組織(金色および赤色)と乳房境界(緑色)とを区別するために、図4bにおいて、得られた画像に値が適用される。

【0122】

[00171]図4cおよび4fは、本発明の少なくとも1つの実施形態による、低密度乳房組織を1つの色として見えるようにし、高密度乳房組織を区別するために、1つまたは複数の非線形伝達関数の例示的な第2のセットを適用した後の多次元色空間に基づくマンモグラムおよび勾配画像の例示的な画像表現を示す。図4cでは、癌は金色413で明らかにされ、黒色によって囲まれる。

【0123】

[00172]413において図4cにおけるRGB値において測定された乳房画像の高密度エリアの値は、赤>250/緑>165/青<50である。

[00173]いくつかの実施形態では、これらの伝達関数の設計思想は、乳房組織の外部のマンモグラムのエリア中のピクセル値を減衰させるために採用される。その結果、PLUTにおける伝達関数値の1つの成分は、乳房エリア内のパターンに干渉しないように乳房の

10

20

30

40

50

外部のマンモグラムのエリアに値を割り当てることによって、最終画像における臨床医の眼精疲労を低減する。

【 0 1 2 4 】

[00174]ステップ 4 0 7 において、プロセッサ 2 5 2 は、処理された多次元色空間に基づいて視覚化画像（たとえば、図 4 c）を表示する。

[00175]このプロセスの各ステップは、さらに、サイズにかかわらず、グレースケールマンモグラム（それは乳房の M R I および超音波画像についてもうまくいく）を、異常組織の境界を明らかに画定した色パターンに変換し、ならびに正常乳房組織の構造を明らかにする。この画像視覚化では、癌性病変は、それら自体をすべての他の異常および正常組織構造と分離する特徴的なパターンを有する。

10

【 0 1 2 5 】

[00176]C I 視覚化では、視覚化における癌と良性病変の両方の特徴づけにおける差異は、ヒストグラム分析を使用して区別され得る。癌の境界はC I 視覚化では明確に画定される。さらに、癌の境界内の構造における差異は、特性色および形状を用いて示される。これは、放射線科医が癌性および良性構造の境界を識別することをより容易にする。たとえば、C I 視覚化では、癌の境界内で色の数がより大きく変化するほど、癌性組織の発達がより前進する。癌性および良性病変を囲む組織の変化もC I 視覚化では明らかにされる。C I 視覚化は、癌性病変の境界において生じる血管新生をも明らかにすることが可能である。

【 0 1 2 6 】

20

[00177]上記で説明された区別に加えて、C I 視覚化では、放射状瘢痕対癌性病変および癌性病変対線維腺腫が区別される。C I 視覚化はまた、癌が浸潤性になり、乳房組織を囲むようになる前に、乳管内の発達中の癌の存在を示す。癌性組織は微小石灰化の存在と相關され得る。

【 0 1 2 7 】

[00178]癌性病変、ならびにすべての他の構造は、頭 - 尾（C C または上方からのビュー）および中外斜位（M L O または傾斜したビュー）など、女性についてのマンモグラムの異なるビュー間で相關され、異なる時間における研究間のデータを相關させるために使用され得る。これらの方法による癌のための特徴づけられた内部構造は、それが、生検、乳腺腫瘍摘出を実施する外科医を手引きするために、および癌のための治療を受けている患者についての進行を決定するために使用され得るほど、非常に正確である。

30

【 0 1 2 8 】

[00179]L D アルゴリズム

[00180]L D アルゴリズムに関する本発明の実施形態は、画像（たとえば、元のマンモグラム）の非常に低い密度のエリア中に生じた画像中の極めて精細な構造および詳細を強調するように設計された視覚化を与える。スピキュラおよび低減衰病変など、診断上重要な構造が明確に画定される。

【 0 1 2 9 】

[00181]図 5 i は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、グレースケール画像から L D 視覚化を作成するための方法 5 0 0 を示すフローチャートである。

40

[00182]ステップ 5 0 1 において、プロセッサ 2 5 2 はグレースケール画像をインポートする。図 5 a は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。図 5 d は、黒色から白色への 2 5 6 個のグレースケール値の水平勾配表現を示す。

【 0 1 3 0 】

[00183]ステップ 5 0 2 において、プロセッサ 2 5 2 は、グレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。ステップ 5 0 2 におけるグレースケールマッピングは、上記のステップ 4 0 2 におけるグレースケールマッピングと実質的に相似である。

【 0 1 3 1 】

[00184]ステップ 5 0 3 において、プロセッサ 2 5 2 は、多次元色空間に 1 つまたは複数

50

の伝達関数（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズム P L U T ）の第 1 のセットを適用する。1 つまたは複数の伝達関数の例が図 5 g および図 5 h に示されている。

【 0 1 3 2 】

[00185]図 5 h は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、プロセッサ 2 5 2 によって適用される例示的な（たとえば、P L U T ）伝達関数の表現を示す直交プロットを示す。いくつかの実施形態では、第 1 の伝達関数は、高密度乳房エリアを減衰させながら、乳房画像の低密度エリアを明るくするために、ルミナンス色空間レイヤ 5 0 8 に適用される。赤色チャネル 5 0 9 を表す第 2 の伝達関数は、高密度組織を暗いままにしながら、乳房実質をカラー化する。いくつかの実施形態では、低密度脂肪乳房組織は、より低い 5 0 % のレンジ、より低い 4 0 % のレンジ、より低い 3 0 % のレンジ、より低い 2 0 % のレンジ、またはより低い 1 0 % のレンジにおけるルミナンス値を有する。このローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの設計およびその関係する P L U T 値は、乳房中の低密度の割合にかかわらず、画像の任意の部分中の詳細を明らかにするように機能する。

10

【 0 1 3 3 】

[00186]ステップ 5 0 3 の後に生成された得られた画像の表現が、図 5 b および図 5 e に示されている。

[00187]ステップ 5 0 4 において、（図 5 b に示されている色画像として表される）多次元色空間は、次に、H S L 色空間にコンバートされる。この実施形態では、R G B 値は、以下の例において以下で示されているように、ルミナンス、色相、および彩度値にコンバートされる。

20

【 0 1 3 4 】

（色相、彩度、明度、ゾーン）

（ 0 . 0 , 0 . 0 , 0 . 2 , 赤 ）

（ 0 . 0 , 0 . 0 , 0 . 1 , シアン ）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , 0 , マスタ ）

[00188]画像は、ステップ 5 0 5 において、最初に R G B 色で、またはコンバージョンの後に H S L 色空間で表示され得る。

【 0 1 3 5 】

[00189]図 5 c における画像（および対応する画像 5 f ）は、H S L 色空間中のすべての色相についてのマスタ彩度を - 1 0 0 % 彩度に設定することによって、図 5 b および図 5 e における画像から作成される。その結果、色相はもはや、画像の表現におけるファクタでない。しかしながら、ルミナンス値は依然として調整可能であり、色空間中の様々な色相のルミナンス値を変化させることが、それらの値のグレースケール表現を変更することができる。いくつかの実施形態では、赤ルミナンス値およびシアンルミナンス値はそれぞれ 0 . 2 および 0 . 1 に調整される。これは、全体的乳房背景のグレー値を明るくし、癌性病変など、高密度組織の内側部分をハイライトし、乳房の精細な構造と脂肪組織との間の分離を作成する。画像は、ステップ 5 0 7 において（および図 5 c に示されている）ルミナンスのみを含有する単一チャネル画像にコンバートされ得る。

30

【 0 1 3 6 】

[00190]処理におけるこの段で、低密度ルミナンス値に関連するエリア非常に精細な構造が、乳房実質、境界、および胸壁の、低密度、低周波数エリア 5 1 0 から分離される。拡散グレースケールマンモグラフィ画像と比較して、視覚的に区別可能な境界が組織構造に基づいて形成された。

40

【 0 1 3 7 】

[00191]H D アルゴリズム

[00192]H D アルゴリズムに関する本発明の実施形態は、画像のまさに最高密度のエリア中に生じた画像（たとえば、元のマンモグラム）中の詳細を明らかにするように設計された視覚化を与える。乳房異常および癌性病変などの構造が、周囲の高密度明 / 白色エリアから明らかにされ、明確に画定される。

50

【 0 1 3 8 】

[00193]図 6 i は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、グレースケール画像から H D 視覚化を作成するための方法 6 0 0 を示すフローチャートである。

[00194]ステップ 6 0 1 において、プロセッサ 2 5 2 はグレースケール画像をインポートする。図 6 a は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。

【 0 1 3 9 】

[00195]ステップ 6 0 2 において、プロセッサ 2 5 2 は、グレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。

[00196]ステップ 6 0 3 において、プロセッサ 2 5 2 は、多次元色空間に 1 つまたは複数の非線形伝達関数の第 1 のセット（たとえば、H D P L U T 1 ローカルマイクロコントラストアルゴリズム）を適用する。1 つまたは複数の非線形伝達関数の第 1 のセットの表現が、それぞれ図 6 g および図 6 h に示されている。図 6 g は、マンモグラフィ画像中の乳房構造を明らかにするために最適化された L D P L U T（ルックアップテーブル）の色値を示す。図 6 h は、（たとえば、図 6 h における P L U T から作成され得る）座標系中のグラフィック表現を示す。これらの実施形態では、第 1 の伝達関数は、乳房画像のルミナンス値 6 0 6 を反転させるためにルミナンス色空間レイヤに適用される。赤色チャンネル 6 0 7 は、高密度乳房エリアを減衰させながら、画像の低密度エリアを増幅する。緑色チャンネル値の不連続マッピングとして図 6 h に図式的に示されている、緑色チャンネル 6 0 8 は、乳房境界をカラー化し、赤色チャンネルに關与して乳房背景を黄色にする。いくつかの実施形態では、高密度乳房組織は、より低い 5 0 % のレンジ、より低い 4 0 % のレンジ、より低い 3 0 % のレンジ、より低い 2 0 % のレンジ、またはより低い 1 0 % のレンジよりも大きい。青色チャンネル 6 0 9 は、乳房の外側境界を画定するために色を追加する。このローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの設計およびその関係する P L U T 値は、乳房中の高密度の割合にかかわらず、画像の任意の部分中の詳細を明らかにするように機能することができる。

【 0 1 4 0 】

[00197]処理におけるこの段で、非常に高密度の構造 6 1 0 を含有する画像のエリアが、乳房実質、境界、および胸壁の低密度エリア 6 1 1 から分離され、癌は、さらに、乳房の他の高密度エリアの中から見分けられる。拡散グレースケールマンモグラフィ画像と比較して、視覚的に区別可能な境界が組織構造に基づいて形成された。

【 0 1 4 1 】

[00198]画像は、次いで、ステップ 6 0 4 において（たとえば、図 6 b に示されているように）多次元色空間中に表示されるか、または以下の式によるルミナンス値、すなわち、 $0.30 * R + 0.59 * G + 0.11 * B$ = ルミナンス値を達成するために、R、G、および B 値の重み付けされたコンバージョンを使用して、表示される（たとえば、図 6 c）前に、ステップ 6 0 5 においてグレースケール画像にコンバートされ得る。

【 0 1 4 2 】

[00199]M C アルゴリズム

[00200]M C アルゴリズムに関する本発明の実施形態は、画像（たとえば、元のマンモグラム）のまさに最高密度のエリア中に生じた画像中の詳細を明らかにするように設計された視覚化を与え、主に石灰化などの小さい構造が周囲の高密度明 / 白色エリアから明らかにされ、明確に画定される。

【 0 1 4 3 】

[00201]図 7 j は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、グレースケール画像から M C 視覚化を作成するための方法 7 0 0 を示すフローチャートである。

[00202]ステップ 7 0 1 において、プロセッサ 2 5 2 はグレースケール画像をインポートする。図 7 a は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。

【 0 1 4 4 】

[00203]ステップ702において、プロセッサ252は、グレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。

[00204]ステップ703において、プロセッサ252は、多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第1のセット（たとえば、MC PLUT1ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズム）を適用する。ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの表現が、図7hおよび図7iに示されている。図7hは、マンモグラフィ画像中の乳房構造を明らかにするために最適化されたMC PLUT（ルックアップテーブル）の色値を示す。図7iは座標系中のグラフィック表現を示す。これらの実施形態では、伝達関数は、乳房画像のルミナンス値を不連続的に反転させるためにルミナンス空間706に適用される。赤色チャンネル707は、赤色チャンネル値の不連続マッピングを採用する画像の大部分を減衰させる。緑色チャンネル708の値は、乳房の高密度エリアに茶色トーンを作成することに関与する。青色チャンネル709は、乳房の脂肪組織エリアにわずかに色合いをつける。

【0145】

[00205]このローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの設計およびその関係するPLUT値は、乳房中の高密度の割合にかかわらず、画像の任意の部分中の微小石灰化の存在を明らかにするように機能する。

【0146】

[00206]処理におけるこの段で、微小石灰化構造が、画像の非常に高い密度のエリア中でも、乳房の他の高密度エリアの中から分離される。拡散グレースケールマンモグラフィ画像と比較して、視覚的に区別可能な石灰化がより明確に明らかにされた。

【0147】

[00207]画像は、次いで、ステップ704において多次元色空間中に表示されるか（たとえば、図7b）、または以下の式によるルミナンス値、すなわち、 $0.30 * R + 0.59 * G + 0.11 * B$ = ルミナンス値を達成するために、R、G、およびB値の重み付けされたコンバージョンを使用して、ステップ705においてグレースケール画像にコンバートされ得る（たとえば、図7c）。図7cは、グレースケールにコンバートされた後の図7bにおける画像の拡大断面である。小さい黒色微小石灰化710が、元の画像中よりも容易に、明るい背景から見分けられ得る。

【0148】

[00208]RFアルゴリズム

[00209]RFアルゴリズムに関する本発明の実施形態は、画像（たとえば、元のマンモグラム）中の極めて精細な構造および詳細を強調するように設計された視覚化を与える。スピキュラおよび乳管などの構造が、癌の構造を含む残りの高密度エリア内の構造がそうであるように、明確に画定される。いくつかの実施形態では、軽減視覚化が、ユーザ（たとえば、放射線科医）による可視性を改善するために、元の画像上の重なりとして示される。

【0149】

[00210]図8uは、本発明の少なくとも1つの実施形態による、グレースケール画像からRF視覚化を作成するための方法800を示すフローチャートである。

[00211]図8b - 図8c - 図8l - 図8m - 図8sは、図8aにおける元のマンモグラムから始まって、複数のローカルマイクロコントラスト収束変換を反復的に適用することによって取得された結果を示す。図8e - 図8f - 図8n - 図8o - 図8tは、8dにおける元の勾配グレースケール画像に適用されたのと同じRF変換シーケンスステップの結果を示す。

【0150】

[00212]図8g、図8h、図8p、および図8qは、マンモグラフィ画像中の乳房構造を明らかにするために最適化されたRF PLUT（ルックアップテーブル）の色値を示す。図8i、図8j、図8kおよび図8rは、（たとえば、図8g、図8h、図8p、および図8qにおけるPLUTから作成され得る）座標系中のグラフィック表現を示す。

【0151】

[00213]ステップ801において、プロセッサ252はグレースケール画像をインポート

10

20

30

40

50

する。図 8 a は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。

【 0 1 5 2 】

[00214]ステップ 8 0 2 において、プロセッサ 2 5 2 は、元のグレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。

[00215]ステップ 8 0 3 において、プロセッサ 2 5 2 は、元のグレースケール画像の多次元色空間に半径 1 のメジアンフィルタを適用する。

【 0 1 5 3 】

[00216]ステップ 8 0 4 において、プロセッサ 2 5 2 は、元の画像の多次元色空間に畳み込みフィルタを適用する。いくつかの実施形態では、畳み込みフィルタ処理は、画像の空間周波数特性を修正するために使用され得る。

【 0 1 5 4 】

[00217]動作中、畳み込みフィルタ 8 0 4 は、各ピクセル値を、ピクセル値およびその近隣ピクセル値の加重平均と交換することによって、多次元色空間中の各ピクセルに適用される。近隣ピクセル値のパターンは、画像全体にわたってピクセルごとに適用される「ウィンドウ」と呼ばれる。いくつかの実施形態では、畳み込みフィルタは、 3×3 または半径 = 1 畳み込みフィルタである。他の実施形態では、 5×5 、 8×8 などの行列組合せが使用され得る。

【 0 1 5 5 】

[00218]一実施形態では、 3×3 畳み込みフィルタ行列の値は、以下のように表 1 に示されている。

【 0 1 5 6 】

【表 1】

-4	-1	0
0	1	-1
6	0	1

【 0 1 5 7 】

[00219]ステップ 8 0 5 において、プロセッサ 2 5 2 は、ステップ 8 0 4 の後の処理された画像の多次元色空間をコピーする。

[00220]ステップ 8 0 6 において、プロセッサ 2 5 2 は、ステップ 8 0 1 において利用されたのと同じグレースケールの元の画像の複写をインポートする。

【 0 1 5 8 】

[00221]ステップ 8 0 7 において、プロセッサ 2 5 2 は、複写の画像を多次元色空間にマッピングする。

[00222]ステップ 8 0 8 において、プロセッサ 2 5 2 は、複写の画像の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束伝達関数 $R F \quad P L U T 1$ ）を適用する。これらの実施形態では、（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数 $R F \quad P L U T 1$ の）第 1 の伝達関数は、画像のより暗い値を上昇させ、中間トーンを減衰させるために、ルミナンス色空間 8 1 4 に適用される。

【 0 1 5 9 】

[00223]これらの実施形態では、（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数 $R F \quad P L U T 2$ の）第 2 の伝達関数は、中間トーンをさらに減衰させるために、ルミナンス色空間 8 1 5 に適用される。これらの実施形態では、中間トーンは、8 ビットグレースケールルミナンスレンジ（0 ~ 2 5 5）の画像中の 1 のルミナンス値において最小値に減衰される。いくつかの実施形態では、脂肪組織は、最大ピークレベル 4 7 においてわずかに上昇され、7 1 に変換される。その結果、脂肪組織 8 1 6 が乳房 8 1 7 の高密度エリアから分離される。

【 0 1 6 0 】

[00224]図 8 i、図 8 j、図 8 k および図 8 r は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態に

10

20

30

40

50

よる、（たとえば、プロセッサ 252 によって適用される PLUT から発生された）例示的な PLUT 伝達関数の表現を示す直交プロットを示す。これらの直交プロットにおける、色空間、座標、および値は、図 2 a において前に説明および図示された。

【0161】

[00225]図 8 b は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、画像のより暗い値を上昇させ、中間トーンを減衰させるために、1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のセットを適用した後の多次元色空間に基づくマンモグラムの例示的な画像を示す。

【0162】

[00226]図 8 c は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、中間トーンをさらに減衰させるために、1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のセットを適用した後の多次元色空間に基づくマンモグラムの例示的な画像を示す。

10

【0163】

[00227]図 8 l では、ステップ 810 において、プロセッサ 252 は、図 8 c における画像の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数 RF PLUT 3）を適用して、図 8 l に示されている画像を生じる。これらの実施形態では、第 3 の伝達関数は、ルミナンス値における不連続反転を作成するために、ルミナンス色空間 818 に適用される。

【0164】

[00228]これらの実施形態では、伝達関数の第 3 のセットの他の「色」関数 819 が、微細な色相を追加するために色空間レイヤに適用され得る。

20

[00229]ステップ 811 において、プロセッサ 252 は、図 8 l における画像の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 4 のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数 RF PLUT 4）を適用して、図 8 m に示されている画像を生じる。いくつかの実施形態では、図 8 q にも図式的に示されている RF PLUT 4 は、画像のより低い密度のルミナンス値の増加をもたらす、癌に関連する色調値を拡張し、乳房境界をさらに画定するために、ルミナンスチャネル 820 に適用される。

【0165】

[00230]ステップ 812 において、プロセッサ 252 は、乗算ブレンドを採用することによって、ステップ 811 における画像（たとえば、図 8 m）からの処理された多次元色空間を、ステップ 805 からのコピーされた画像（たとえば、図 8 a）とマージする。いくつかの実施形態では、2 つの画像は 100 % の不透明度でブレンドされる。その結果、マージされた画像は、高周波数構造に対する強調と低周波数情報の減衰とを有し、最高密度はカラーのままである。

30

【0166】

[00231]これらの実施形態、およびマージ関数を採用する他の実施形態では、マージ関数は、数学関数が、特定の目的のために合成画像の各々からの最適品質を利用する 1 つまたは複数の得られた画像に適用されることを可能にするために利用され得る。たとえば、画像中の癌組織の境界を表現する画像が、高周波数情報を表現する画像と合成され得る。そのような合成は、癌が、腫瘍内にスピキュラおよび石灰化など、考えられる高周波数構造に関係するので、癌の広がりを同時に示すことができる。

40

【0167】

[00232]図 8 t は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、ステップ 812 において、805 および 811 からの 2 つの画像の色空間をマージし、50 % のマージ関数を適用し、ステップにおいて 813 グレースケールにコンバートした後のマンモグラムの例示的な画像を示す。

【0168】

[00233]いくつかの実施形態では、画像が、黒および白にコンバートするなど、追加の画像または処理関数を含有するか、またはハイパスフィルタ処理からなど、前の処理から発生されたレイヤを組み込む、追加の行列（レイヤ）と重畳され得る。特徴は、限定はしないが、新規作成する、ペーストする、平坦化する、複写する、調整レイヤを作る、および

50

関数をマージすることを含む。

【 0 1 6 9 】

[00234] G I アルゴリズム

[00235] G I アルゴリズムに関する本発明の実施形態は、画像（たとえば、元のマンモグラム）中の高密度構造および詳細を単離し、視覚化し、特徴づけ、グレースケールの得られた画像中にそれらを表示するように設計された視覚化を与える。高密度乳房組織内の変動が、画像のより暗いエリア中に反映される。癌性および良性病変などの構造が、高密度エリア内の構造がそうであるように、明確に画定される。いくつかの実施形態では、G I 視覚化は、ユーザ（たとえば、放射線科医）による異常の可視性を改善するように設計される。

10

【 0 1 7 0 】

[00236] 図 9 q は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、グレースケール画像から G I 視覚化を作成するための方法 9 0 0 を示すフローチャートである。

[00237] 図 9 b - 図 9 c - 図 9 m - 図 9 n は、図 9 a における元のマンモグラムから始まって、複数のローカルマイクロコントラスト収束変換を反復的に適用することによって取得された結果を示す。図 9 e - 図 9 f - 図 9 o - 図 9 p は、9 d における元の勾配グレースケール画像に適用されたのと同じ R F 変換シーケンスステップの結果を示す。

【 0 1 7 1 】

[00238] 図 9 g - 図 9 h - 図 9 k は、マンモグラフィ画像中の乳房構造を明らかにするために最適化された R F P L U T（ルックアップテーブル）の色値を示す。図 9 i、図 9 j、および図 9 l は、（たとえば、それぞれ、図 9 g、図 9 h、および図 9 k における P L U T から作成された）座標系中のグラフィック表現を示す。

20

【 0 1 7 2 】

[00239] 次に図 9 q を参照すると、ステップ 9 0 1 において、プロセッサ 2 5 2 はグレースケール画像をインポートする。図 9 a は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。

【 0 1 7 3 】

[00240] ステップ 9 0 2 において、プロセッサ 2 5 2 は、元のグレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。

[00241] ステップ 9 0 3 において、プロセッサ 2 5 2 は、画像の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 1 のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束伝達関数 G I P L U T 1）を適用する。これらの実施形態では、1 つまたは複数の伝達関数は、（たとえば、図 9 g の G I P L U T 1 ルックアップテーブルおよび図 9 i における P L U T のグラフィック表現に見られるように）画像のルミナンス値を非線形的に反転させるために、ルミナンス色空間 9 1 2 に適用される。

30

【 0 1 7 4 】

[00242] ステップ 9 0 4 において、プロセッサ 2 5 2 は、図 9 b に示された多次元色空間画像を処理するために、1 つまたは複数の伝達関数の第 2 のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数図 9 h G I P L U T 2）を適用する。

【 0 1 7 5 】

[00243] 図 9 c は、本発明の少なくとも 1 つの実施形態による、マンモグラムの高密度エリアをさらに単離するために、ステップ 9 0 4 を実施した後の多次元色空間に基づくマンモグラムの例示的な画像を示す。

40

【 0 1 7 6 】

[00244] ステップ 9 0 4 において実施されるプロセスは、赤色チャンネル 9 1 4 の不連続マッピングおよび緑色チャンネル 9 1 5 における値の低い値非線形セットを用いて画像に色を追加しながら、ルミナンスチャンネル 9 1 3 を不連続的に変更する。これらの実施形態では、図 9 c における得られた画像は、低密度トーンが橙色に着色されることを示す。いくつかの実施形態では、低密度の赤色値は、元の画像中の分布に応じて 1 7 4 から 1 7 5 の間の値を有する。高密度エリアは明るく、高密度エリアの境界は暗くなる。

50

【 0 1 7 7 】

[00245]ステップ 9 0 5 において、プロセッサ 2 5 2 は、図 9 c における画像の多次元色空間に 1 つまたは複数の伝達関数の第 3 のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数 $G I \quad P L U T 3$ ）を適用して、図 9 m に示されている画像を生じる。これらの実施形態では、第 3 の伝達関数は、図 9 k および図 9 l に見られるように、増幅された値間の値が減衰されながら、低い値、中間値、および高い値を増幅するために、ルミナンスチャンネル 9 1 6 に適用される。これは、得られた画像中の色調値を大幅に分離し、乳房を背景と分離し、乳房の考えられる癌性エリアを強調し、青色 9 1 8 における考えられる病変のコアをさらに画定する。いくつかの病変における値は青色の値 = $200 + / - 5$ を有する。

10

【 0 1 7 8 】

[00246]伝達関数の第 3 のセットの赤色チャンネル 9 1 7 は、乳房 9 1 9 に特徴的な色相を追加するために色空間レイヤに適用される。

[00247]図 9 m に示されている色画像は、次いで、ステップ 9 0 4 において H S L 色空間にコンバートされ、R G B 値は、ルミナンス、色相、および彩度値にコンバートされる。画像は、ステップ 9 0 6 において、最初に R G B 色で、またはコンバージョンの後に H S L 色空間で表示され得る。

【 0 1 7 9 】

[00248]得られた画像（たとえば、図 9 n）は、処理された多次元色空間に基づいてステップ 9 0 7 において表示され得る。

20

[00249]図 9 m における画像は、H S L 色空間中のすべての色相についての彩度を - 1 0 0 % 彩度に設定することによって、ステップ 9 0 8 において変更される。その結果、色相はもはや、画像の表現におけるファクタでない。

【 0 1 8 0 】

[00250]ステップ 9 0 9 において、図 9 m における彩度減少 H S L 色画像は、暗くするブレンドを採用して、図 9 a における元の画像とマージされる（ブレンドされる）。処理された画像のピクセルが元の画像上のピクセルよりも暗い場合、それらは画像中に保たれる。処理された画像中のピクセルがより明るい場合、それらは原本上のトーンと交換される。

【 0 1 8 1 】

[00251]ステップ 9 1 0 において、プロセッサ 2 5 2 は、ブレンドがその総効果の 6 0 % に変更されるように不透明度を調整する。

30

[00252]ブレンドされ、次いでマージされた画像は、次いで、図 9 n に示されているようなグレースケール画像を形成するために、単一ルミナンスチャンネルにコンバートされる。最終画像中の詳細は、乳房の上側部分中の大きい癌性腫瘍を明らかにする。G I ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムプロセスは、病変 9 2 0 の広がりを明らかにし、その境界を画定し、病変のコア内の詳細を明らかにした。本明細書で実施される他のローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムシーケンスの使用が、次いで、さらなる分析のために、および正常高密度組織と、良性と、癌性病変との間で弁別するために、識別されたエリアに相関され得る。

【 0 1 8 2 】

40

[00253]画像は、以下の式によるルミナンス値、すなわち、 $0.30 * R + 0.59 * G + 0.11 * B$ = ルミナンス値を達成するために、R、G、および B 値の重み付けされたコンバージョンを使用して、ステップ 9 1 1 においてルミナンスのみを含有する単一チャンネル画像にコンバートされ得る。

【 0 1 8 3 】

[00254]R B アルゴリズム

[00255]R B アルゴリズムに関する本発明の実施形態は、乳房の残部が暗いグレーとして明らかにされる一方、癌のものを含む乳房の高密度エリア内の明確に画定された境界および内部構造を単離するように設計された視覚化を与える。

【 0 1 8 4 】

50

[00256]図10wは、本発明の少なくとも1つの実施形態による、グレースケール画像からRB視覚化を作成するための方法1000を示すフローチャートである。

[00257]図10b - 図10c - 図10m - 図10n - 図10s - 図10tは、図10aにおける元のマンモグラムから始まって、複数のローカルマイクロコントラスト収束変換を反復的に適用することによって取得された結果を示す。図10e - 図10f - 図10o - 図10p - 図10u - 図10vは、図10dに示されているような元の勾配グレースケール画像に適用されたのと同じRB変換シーケンスステップの結果を示す。

【0185】

[00258]図10g、図10h、図10k、および図10qは、マンモグラフィ画像中の乳房構造を明らかにするために最適化されたRB PLUT（ルックアップテーブル）の色値を示す。図10i、図10j、図10l、および図10rは、（たとえば、それぞれ、図10g - 図10h、図10k、および図10qにおけるRB PLUTから作成された）座標系中のグラフィック表現を示す。

【0186】

[00259]ステップ1001において、プロセッサ252はグレースケール画像をインポートする。図10aは、本発明の少なくとも1つの実施形態による、マンモグラムの例示的なグレースケール画像を示す。

【0187】

[00260]ステップ1002において、プロセッサ252は、元のグレースケール画像を多次元色空間にマッピングする。

[00261]ステップ1003において、プロセッサ252は、元のグレースケール画像の多次元色空間に半径3のメジアンフィルタを適用する。

【0188】

[00262]ステップ1004において、プロセッサ252は、複写の画像の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第1のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束伝達関数RB PLUT1）を適用する。これらの実施形態では、（図10g、および図10iのルミナンス伝達関数1012に示されているような）1つまたは複数の伝達関数の第1のセットは、図10bおよび図10eに示されているように、画像の低密度および中間密度エリア値を暗くするために、ルミナンスチャネル1012を不連続的に暗くするように設計される。

【0189】

[00263]これらの実施形態では、ステップ1005において、プロセッサ252は、多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第2のセット（たとえば、ローカルマイクロコントラスト収束関数RB PLUT2）10hを適用する。たとえば、図10jでは、伝達関数は、ルミナンス1013、赤色1014、および青色1015の色空間レイヤに適用される。図10cは、本発明の少なくとも1つの実施形態による、1つまたは複数の伝達関数の第2のセットを適用した後の多次元色空間に基づくマンモグラムの例示的な画像を示す。

【0190】

[00264]ルミナンスチャネルは、画像のコントラストを増加させるために変更される。赤色チャネルは、不連続的に画像の暗いエリアを上昇させ、ハイライトを低減し、中間トーンを「平坦な線」にする。青色チャネルは、色画像中の色調値を制御するために値が低減される。

【0191】

[00265]ステップ1006において、プロセッサ252は、図10cにおける画像の多次元色空間に1つまたは複数の伝達関数の第3のセット（たとえば、第3のローカルマイクロコントラスト収束関数RB PLUT3図10kおよびプロット10l）を適用して、図10mに示されている画像を生成する。いくつかの実施形態では、伝達関数がルミナンスチャネル1016に適用されて、画像の低密度エリア中に不連続な「平坦な線」を作成し、中間トーンを減衰させ、高密度ルミナンス値をわずかに低減する。赤色、緑色、およ

10

20

30

40

50

び青色チャネル 1 0 1 7 は、乳房エリアの低密度エリアをカラー化する、適用される伝達関数を有する。これらの実施形態では、伝達関数の第 3 のセットの他の「色」関数が、乳房画像に均一な色相を追加するために色空間レイヤに適用される。

【 0 1 9 2 】

[00266] ステップ 1 0 0 7 において、図 1 0 m に示されている画像の色は反転されて、マンモグラムにおける図 1 0 n および勾配における図 1 0 p における得られた画像を作成する。

【 0 1 9 3 】

[00267] ステップ 1 0 0 8 において、プロセッサ 2 5 2 は、図 1 0 n における多次元色空間画像に 1 つまたは複数の伝達関数の第 4 のセット（たとえば、第 4 のローカルマイクロコントラスト収束関数 $R B \quad P L U T 4$ ）1 0 q を適用して、図 1 0 s に示されている画像を生じる。図 1 0 r は、低密度のルミナンス値 1 0 1 8 が、ルミナンス値 < 7 4 すべてについて最大 2 5 5 のレベルにされ、中間トーンについておよび画像の最も明るいエリアについて別のピークにされることを示す。赤色チャネル 1 0 1 9 は、低密度を減衰させ、高密度を最大にし、値がルミナンス値 > 1 6 0 すべてについて 2 5 5 に設定される。緑チャネル 1 0 2 0 は、背景および乳房組織の色相に關与する。これらの実施形態では、図 1 0 r にも図式的に示されている $R B \quad P L U T 4$ 図 1 0 q は、乳房をその境界の外側と区別するためにルミナンス色空間に適用される。

【 0 1 9 4 】

[00268] ステップ 1 0 0 9 において、図 1 0 s に示されている色画像は、H S L 色空間にコンバートされ、R G B 値は、ルミナンス、色相、および彩度値にコンバートされる。画像は、ステップ 1 0 1 0 において、最初に R G B 色で、またはコンバージョンの後に H S L 色空間で表示され得る。例示的な H S L 色空間コンバージョンは以下の通りである。

【 0 1 9 5 】

（色相、彩度、明度、ゾーン）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , - 0 . 3 , マゼンタ）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , 0 . 3 , 赤）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , - 0 . 4 , 黄）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , - 0 . 4 , シアン）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , 0 . 2 , 青）

（ 0 . 0 , - 1 . 0 , - 0 . 1 , 緑）

[00269] 図 1 0 t における最終画像は、H S L 色空間中のすべての色相についてのマスタ彩度を - 1 0 0 % 彩度に設定することによって、図 1 0 s における画像から作成される。その結果、色相はもはや、画像の表現におけるファクタでない。しかしながら、ルミナンス値は依然として調整可能であり、色空間中の様々な色相のルミナンス値を変化させることが、それらの値のグレースケール表現を変更することができる。

【 0 1 9 6 】

[00270] ステップ 1 0 1 1 において、画像は、ルミナンスのみを含有する単一チャネル画像にコンバートされる。この実施形態では、非病理学のすべてのエリアが、平均ルミナンス値が 1 3 0 であり得る乳房画像エリアの均一なグレー 1 0 2 1 中に明らかにされる。異常 1 0 2 2 の考えられるエリアのこの分離は、放射線科医の「ドウェルタイム」、すなわち、癌が生じ得る確率が最も高いエリアの位置を特定するために画像のすべてのエリアを調査するために彼らが費やさなければならない時間を低減する。

【 0 1 9 7 】

[00271] ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズムの一貫性

[00272] 図 1 1 a ~ 図 1 1 d は、本出願の一実施形態が異なる撮像モダリティにわたって実施する一貫性を示す。乳房画像のためのパターン応答は、図 1 1 a におけるモダリティ 3 D トモシンセシス、図 1 1 b における 3 D からの 2 D シンセシス、図 1 1 c におけるフルフィールドデジタルマンモグラフィ（F F D M : F u l l F i e l d D i g i t a l M a m m o g r a p h y）、および図 1 1 d におけるデジタル化フィルムについて、一貫

10

20

30

40

50

した色および組織特徴づけを明らかにする。これは、患者の画像が異なる撮像モダリティを使用して履歴的に発生されたときでも、放射線科医およびその患者に、アルゴリズムの1つのセットのみを使用して経時的な変化を比較する能力を与える。これらの結果は、図1 dにおけるモダリティ融合として識別された特徴のローカルマイクロコントラスト収束階層に示されているように、ローカルマイクロコントラスト収束手法に固有の能力のうちの1つを検証する。

【0198】

[00273]図1 1 eは、手術において除去された切除された乳房組織から発生された例示的なマンモグラム画像中の癌のX線ビューを示す。図1 1 fは、本明細書で説明される1つまたは複数の方法を使用して画像を処理した後の例示的なマンモグラム画像を示す。元の画像は、本明細書で前に説明されたC Iアルゴリズムを使用して処理された。癌1 1 0 1の黒色およびマゼンタ境界は、癌発達の広がりを示す境界1 1 0 2の内側の色の変化がそうであるように、明確に画定される。

10

【0199】

[00274]本明細書で説明される本発明の実施形態は、コンテキストにおける、画像中の特徴の視覚化および特徴づけのためのマルチアルゴリズム、多次元、コンピュータベースのプロセスを利用する方法を含む。これらのローカルマイクロコントラスト収束方法は、特徴が、サイズが1 mm未満、サイズが9 0 0ミクロン未満、サイズが8 5 0ミクロン未満、サイズが8 0 0ミクロン未満、またはサイズが7 5 0ミクロン未満である適用例において適用可能である。

20

【0200】

[00275]図1 1 gは、癌1 1 0 3を含有することが知られているマンモグラフィX線の拡大図を示す。図1 1 hは、本明細書で説明される方法のうちの1つまたは複数の方法を使用して画像を処理した後の例示的なマンモグラム画像を示す。図1 1 hにおいて、図4 a ~ 図4 kにおいて前に説明されたC Iアルゴリズムプロセスを使用した癌1 1 0 4の黒色境界は、癌のコアの内側の詳細がそうであるように、明確に画定される。癌内の黄色から赤色へ、青色への進行は、わずか9 8 0ミクロンのサイズである青色コア1 1 0 5の小さいサイズへの進行癌発達を示す。本発明の実施形態である複数のアルゴリズム表現は、同じ組織の異なる特徴づけおよび視覚化を与える。

【0201】

30

[00276]これらの方法は、関心特徴が別の特徴内に位置する適用例、関心特徴がサイズが9 0 0ミクロン未満、サイズが8 5 0ミクロン未満、サイズが8 0 0ミクロン未満、またはサイズが7 5 0ミクロン未満である適用例、および、第1の特徴が、サイズが1 mmであるかまたはそれよりも大きい適用例においてでさえ適用可能である。いくつかの実施形態では、関心特徴は、サイズが7 0 0から9 0 0ミクロンの間である。

【0202】

[00277]いくつかの実施形態では、7 5 0 I I (ミクロン)と同程度小さい構造は、上記の方法を使用して識別される。サイズが7 5 I Iである乳房組織の次元をピクセルが表すX線画像に基づいて、癌コアは、7 5 0 I Iから1 mmまでのサイズで表現され、特徴づけられ得る。臨床テストを通して、5 0 0 I I (ミクロン)と同程度小さい構造は、ピクセル次元が5 0 I Iまたはそれより小さい画像中に明らかにされるか区別され得ることが決定された。したがって、様々な形式の癌ならびに非浸潤性乳管癌および前癌異型過形成が、これらの方法を使用して明らかにされた。

40

【0203】

[00278]代替実施形態 - 異なる処理組合せ

[00279]前のパラグラフはローカルマイクロコントラスト収束の画像視覚化のための異なる実施形態について説明するが、一実施形態において実施される処理ステップのうちの1つまたは複数の、限定はしないが、本明細書で説明されたものの中でも、ガンマレベル調整または平準化、畳み込みフィルタ処理、シャープ化フィルタ、平滑化フィルタ、メジアンフィルタ、ハイパスフィルタ、ローパスフィルタ、マージ関数、画像乗算関数、画像減

50

算関数、画像加算関数、画像ブレンド関数、ウェーブレット関数、および画像階層化関数を含む、任意の順序でおよび／または他の実施形態に適用され得ることを、当業者は諒解されよう。

【 0 2 0 4 】

[00280]代替実施形態 - 異なるモダリティ

[00281]本発明の実施形態は、限定はしないが、特に、医療撮像（たとえば、マンモグラフィ、MRI、PET、またはCATスキャン、超音波、3Dトモシンセシス）、爆弾検出、液体爆発物検出、衛星撮像、構造分析、工業、応力、品質管理、溶接および物質分析（たとえば、高圧線、飛行機翼、原子力発電所中のパイプにおける亀裂または損傷について検査する）、印刷規格分析（たとえば、貨幣刻印）、ならびに科学捜査を含む、いくつかの異なる分野への適用可能性を有する。したがって、異なる撮像モダリティ（たとえば、マンモグラム、X線、超音波、赤外線、紫外線、MRI、CTスキャン、PETスキャン、グレースケール、カラー、可視光（たとえば、写真顕微鏡検査）、レーザースキャン）が、本明細書で説明される異なる視覚化方法論を使用して処理され得る。本発明の実施形態は本明細書で説明される分野に限定されず、代わりに、画像を発生する撮像モダリティまたはエネルギー源にかかわらず、画像中のピクセルデータ分析を必要とする任意の分野に適用可能であることを当業者はまた諒解されよう。

10

【 0 2 0 5 】

[00282]代替実施形態 - 癌 / 疾患

[00283]本発明の実施形態は、限定はしないが、人間と動物の両方の前立腺、腎臓、肝臓、骨、肺、脳、および皮膚を含む、いくつかの異なる癌を視覚化し、特徴づけ、検出することへの適用可能性を有する。本発明の実施形態は本明細書で説明される癌に限定されず、代わりに、他の同様の癌に適用可能であることを当業者はまた諒解されよう。

20

【 0 2 0 6 】

[00284]本発明の実施形態は、限定はしないが、心臓血管疾患、網膜スキャン中のアルツハイマー病の検出、眼の疾患、多発性硬化症病変マッピング、写真顕微鏡検査を含む、いくつかの異なる疾患を検出することへの適用可能性を有する。本発明の実施形態は本明細書で説明される病変に限定されず、代わりに、他の同様の病変に適用可能であることを当業者はまた諒解されよう。

【 0 2 0 7 】

[00285]偽陽性率 / 偽陰性率を改善するための実施形態

[00286]たとえば医療適用例において本明細書で説明されるマイクロコントラスト収束アルゴリズムのうちの1つまたは複数を適用することは、ユーザ（たとえば、放射線科医）が関心構造（たとえば、癌）を検出することを容易にする画像視覚化を生成する。その結果、偽陽性率および偽陰性率はかなり低減される。

30

【 0 2 0 8 】

[00287]いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陽性率は、医師によって決定された10%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陽性率は、医師によって決定された5%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陽性率は、医師によって決定された1%未満である。

40

【 0 2 0 9 】

[00288]いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された60%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された50%未満である。いくつかの実

50

施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された45%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された40%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された35%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された30%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された25%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された20%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された15%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された10%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された5%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された4%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された3%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された2%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が高密度乳房組織の少なくとも一部分を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された1%未満である。

10

20

30

【0210】

[00289]いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が正常乳房組織を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された16%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が正常乳房組織である、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された15%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が正常乳房組織を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された10%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が正常乳房組織を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された5%未満である。いくつかの実施形態では、一連の100回の試行にわたる、乳房が正常乳房組織を含む、マンモグラム画像中の乳癌検出についての偽陰性率は、医師によって決定された1%未満である。

40

【0211】

[00290]特徴抽出

[00291]本発明の実施形態を実装することによって、（たとえば、放射線科医による）特徴識別を改善する向上した様式で組織構造を視覚化し、特徴づける画像が発生される。

【0212】

[00292]いくつかの実施形態では、プロセッサ252は、癌性構造を識別するために、1つまたは複数の発生された画像視覚化に対して1つまたは複数のコンピュータ支援検出（

50

C A D) 技法を実装し得る。何百万もの情報特徴に適用可能な大規模パターン認識システムは、(たとえば、既知の癌性構造と画像視覚化の部分との間の)画像比較を採用し得る、そのような特徴の1次、2次、および3次画像解析を含み得る。

【0213】

[00293]ローカルマイクロコントラスト収束アルゴリズム手法を使用する本出願で採用されるプロセスは、マンモグラムなど、画像中のそのような組織タイプに、組織およびそれらの境界を一意に特徴づける特性色およびグレースケールプロパティをとらせ、特徴識別および抽出を正確な識別のために非常に効果的にする。これらのプロパティは、限定はしないが、形態、ジオメトリ、色、テクスチャ、(病変の存在を乳房組織中の微小石灰化と関連させることなど)異なる組織構造の間の関係、病変境界の形状、スピキュラの存在、エッジ勾配、累積エッジ勾配分布、構築の乱れ、病変内の色の分布、コントラスト、時間的安定性(マンモグラフィ試験間での変化)、および異なるビュー間の特徴の相関(C C マンモグラフィ画像ビューとM L O マンモグラフィ画像ビューとの間の複数のビュー相関)を含む。

10

【0214】

[00294]乳癌検出領域における機械学習プロセスは、良性嚢胞、線維腺腫、癌腫、および浸潤性癌などの疾患と相関される特徴を抽出することによって始まる。画像のトレーニングセットが、マンモグラムの癌エリアと非癌エリアとの間の比較のための基準を開発するために使用される。

【0215】

20

[00295]関連する特徴が、各処理された画像中の所与の座標エリアから、ローカルマイクロコントラスト収束プロセス組織特徴づけパターンを生じたピクセルルミナンスおよび色値のクラスタとして抽出される。多数のローカルマイクロコントラスト収束処理された画像が分析され得、特徴が、本明細書で説明された、1つまたは複数の視覚化アルゴリズムシーケンスを通して作成された別個の画像の各々から抽出され得る。検査されるすべての処理された画像が重畳され得、したがって、異なる処理された画像の間の関心エリアにおける完全な位置決めがある。

【0216】

[00296]いくつかの実施形態では、プロセッサ252は、関心特徴を識別するために、画像に適用するための1つまたは複数の非線形伝達関数を発生し得る。これらの実施形態では、プロセッサ252は、各試行のために使用されるローカルマイクロコントラスト収束伝達関数の異なるセットを用いて、異なる試行を動作させ得る。いくつかの実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束伝達関数はランダムに発生され得る。いくつかの実施形態では、ローカルマイクロコントラスト収束伝達関数は、デフォルト関数(たとえば、三角関数)に基づいて発生される。デフォルト関数に基づいてローカルマイクロコントラスト収束伝達関数を発生するための例は、図2aに示されている。

30

【0217】

[00297]この座標プロット中にルミナンス値をマッピングするために利用可能なルミナンス値のレンジは無限である。試行の結果として、プロセッサ252は、偽陽性および/または偽陰性の最も低い確率に基づいて、画像に適用するための非線形伝達関数の好ましいセットを選択し得る。

40

【0218】

[00298]特徴解析は、共起、ガボール、S I F T、L B P、配向勾配ヒストグラム、R a n d o m F e r n s、およびH o u g h F o r e s t sを含む、画像および時系列の標準的および進歩的な特性に基づく、データからの高い分離可能性特徴抽出(H S F E : h i g h s e p a r a b i l i t y f e a t u r e e x t r a c t i o n)を含み得る。

【0219】

[00299]機械学習、データマイニング、および統計的モデリング技法が、A d a b o o s t、遺伝的プログラミング、サポートベクターマシン、ニューラルネットワーク、大域的最適化、および学習ベクトル量子化などのプロセスを使用して処理された画像中のリアル

50

タイムオブジェクト認識および位置特定のために適用され得る。

【0220】

[00300]抽出され得る特徴の数、またはそれらの間で作成され得る相関の数に理論上の限界はない。アルゴリズム開発が、R、P i g、S t o r m、M y S Q L、M o n g o D B、およびH a d o o pを使用するビッグデータアプリケーションのために採用され得る。

【0221】

[00301]*****

[00302]少なくとも1つの実施形態では、1つまたは複数のプロセッサおよびメモリ（たとえば、1つまたは複数の不揮発性記憶デバイス）を有する1つまたは複数のコンピュータが含まれる。いくつかの実施形態では、メモリまたはメモリのコンピュータ可読記憶媒体は、プロセッサが、本明細書で開示される様々なシステムおよび方法を制御し、動作させるための、プログラム、モジュール、およびデータ構造、またはそのサブセットを記憶する。一実施形態では、プロセッサによって実行されたとき、本明細書で開示された方法のうちの1つまたは複数を実施する、コンピュータ実行可能命令を記憶した非一時的コンピュータ可読記憶媒体。

10

【0222】

[00303]上記で図示および説明された例示的な実施形態に、その広い発明的概念から逸脱することなく、改変が行われ得ることを当業者は諒解されたい。したがって、本発明は、図示および説明された例示的な実施形態に限定されず、特許請求の範囲によって定義された本発明の趣旨および範囲内の変形態態を包含するものであることが理解されよう。たとえば、例示的な実施形態の特定の特征は請求される本発明の一部であることもないこともあり、開示される実施形態の特征は組み合わせられ得る。本明細書に特に記載されない限り、「1つの(a)」、「1つの(an)」および「その(the)」という用語は、1つの要素に限定されず、代わりに、「少なくとも1つ」を意味するものとして読まれるべきである。

20

【0223】

[00304]本発明の図および説明のうちの少なくともいくつかは、本発明の明確な理解のために関連する要素に焦点を当てるために簡略化されるとともに、明快のために、当業者が諒解するであろう、および本発明の一部を同じく含み得る、他の要素を除外したことを理解されたい。しかしながら、そのような要素は当技術分野でよく知られているので、およびそれらは本発明のより良い理解を必ずしも容易にしないので、そのような要素の説明は本明細書で提供されない。

30

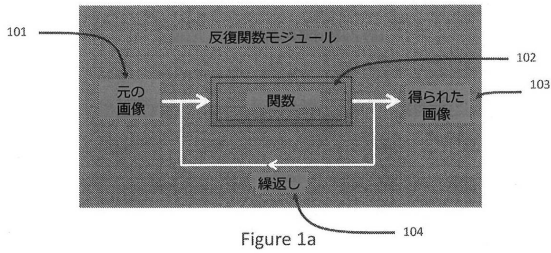
【0224】

[00305]さらに、本方法が本明細書に記載されたステップの特定の順序に依拠しない限り、ステップの特定の順序は特許請求の範囲に対する限定として解釈されるべきでない。本発明の本方法を対象とする特許請求の範囲は、書かれた順序におけるそれらのステップの実施に限定されず、ステップは変動され得、依然として本発明の趣旨および範囲内のままであることを当業者は容易に諒解されよう。

40

50

【図面】
【図 1 a】



【図 1 b】

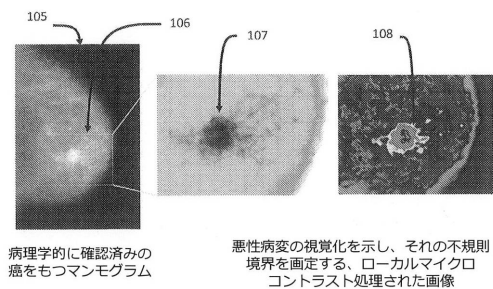
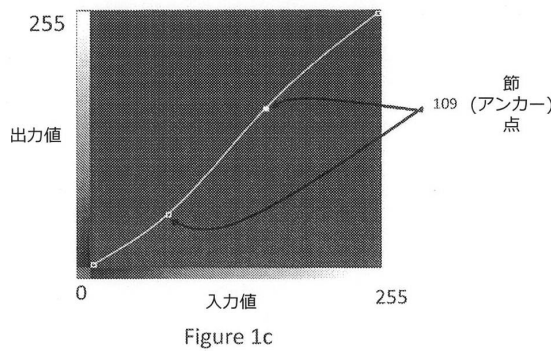
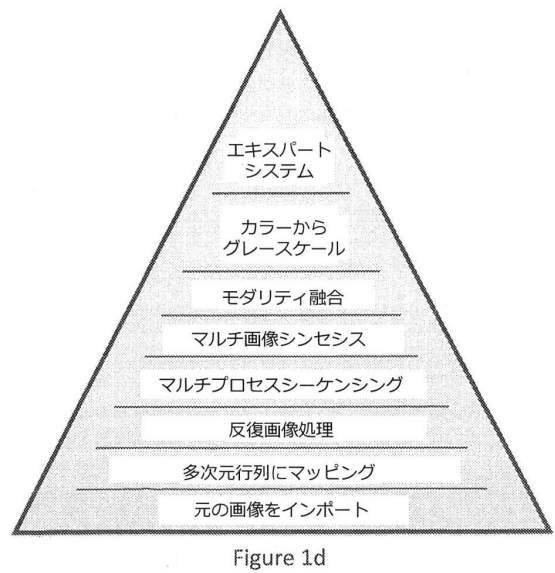


Figure 1b

【図 1 c】



【図 1 d】



10

20

30

40

50

【図 1 e】

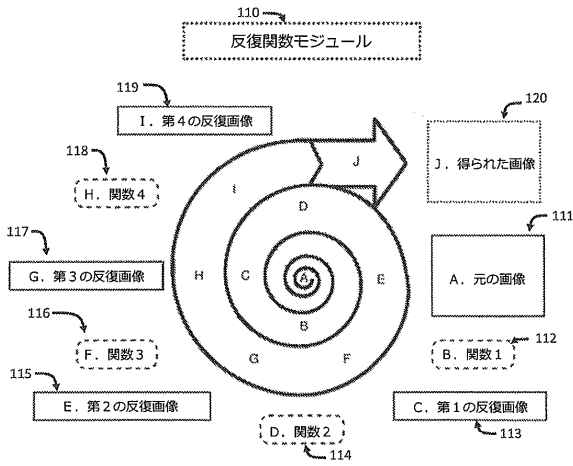


Figure 1e

【図 1 f】

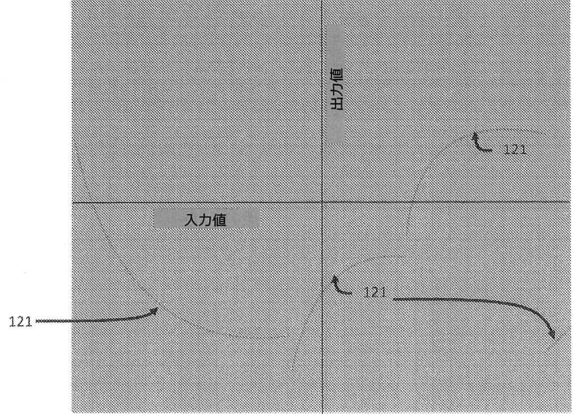


Figure 1f

【図 1 g】

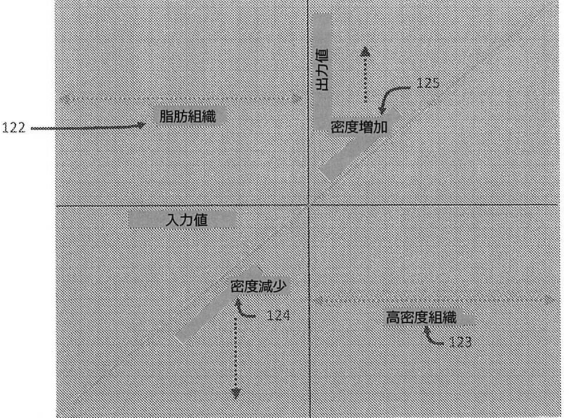


Figure 1g

【図 2 a】

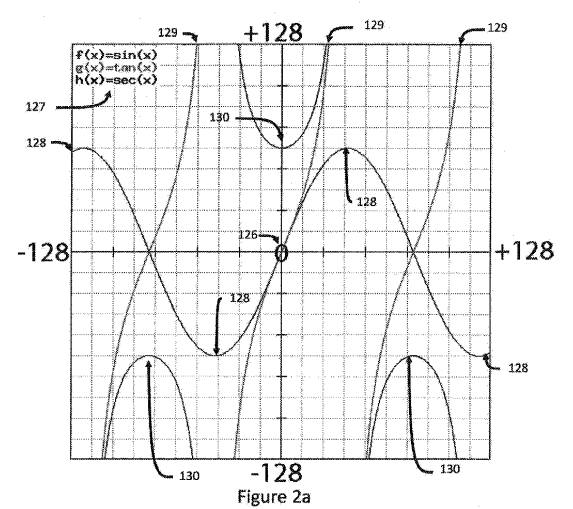


Figure 2a

10

20

30

40

50

【図 2 b】

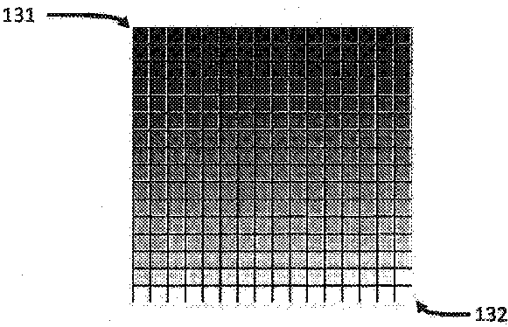


Figure 2b

【図 2 c】

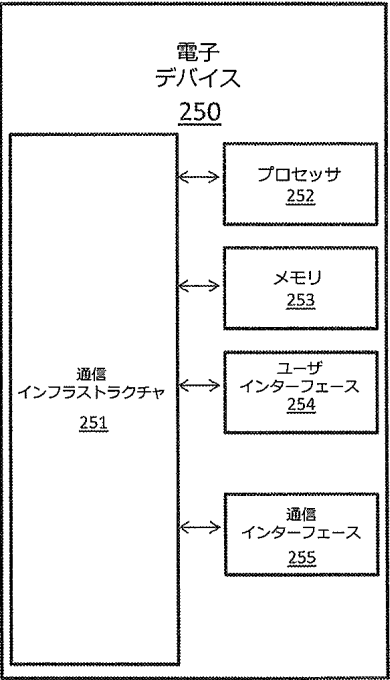


Figure 2c

【図 3 a】

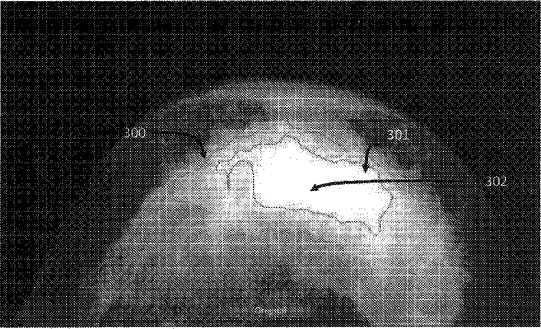


Figure 3a

【図 3 b】

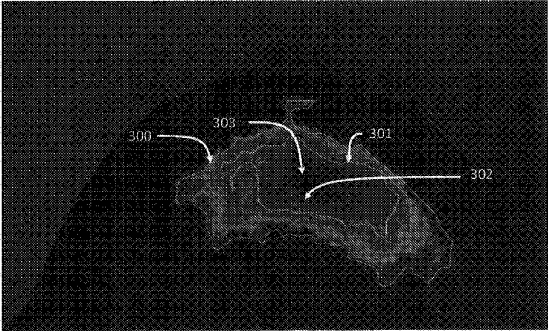


Figure 3b

10

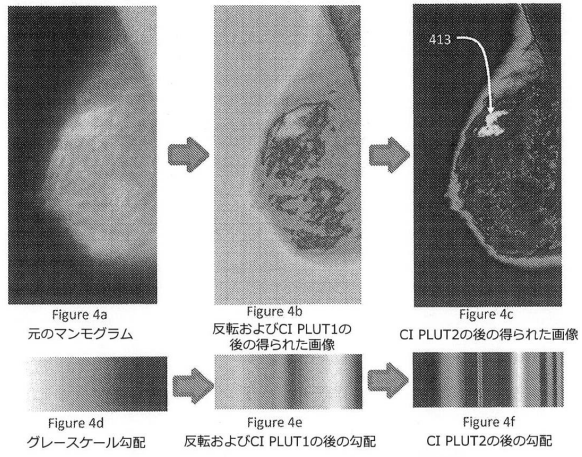
20

30

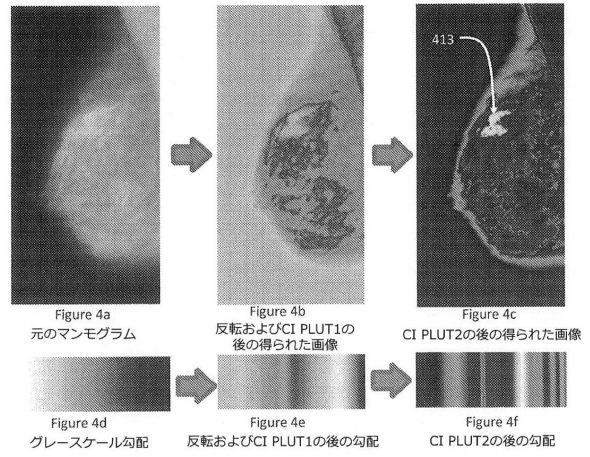
40

50

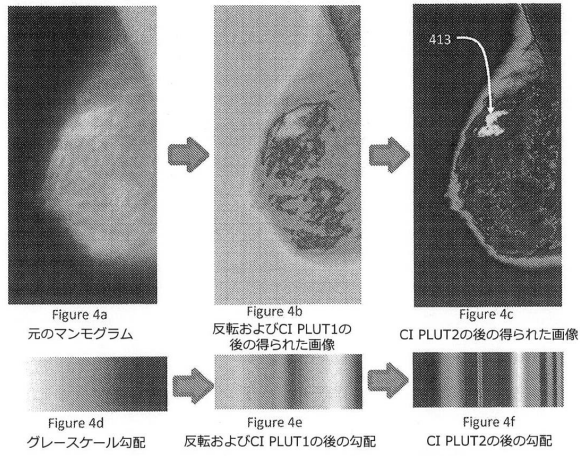
【図 4 a】



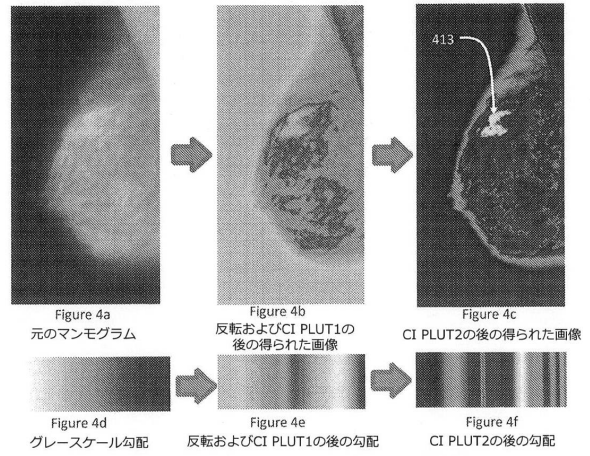
【図 4 b】



【図 4 c】



【図 4 d】



10

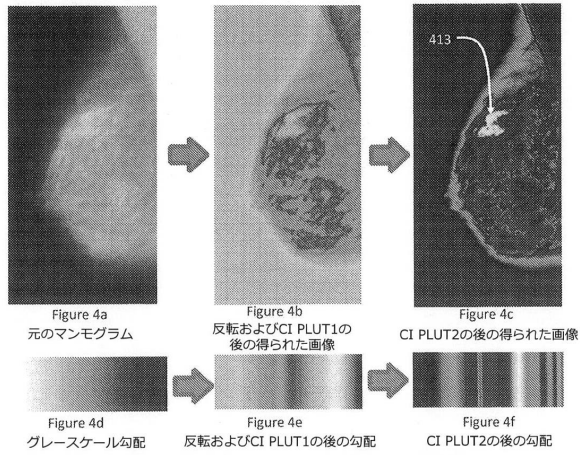
20

30

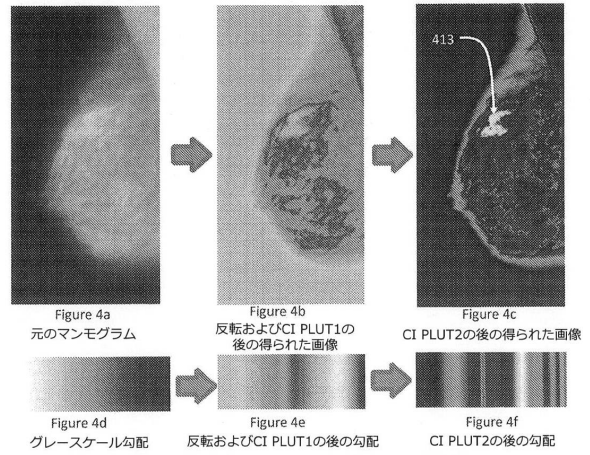
40

50

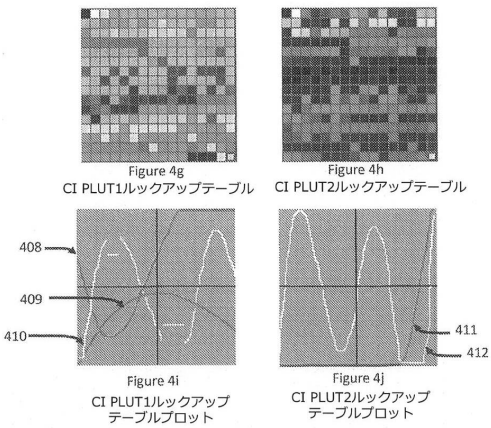
【図 4 e】



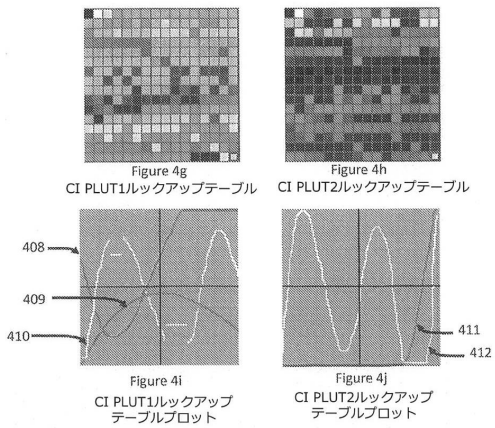
【図 4 f】



【図 4 g】



【図 4 h】



10

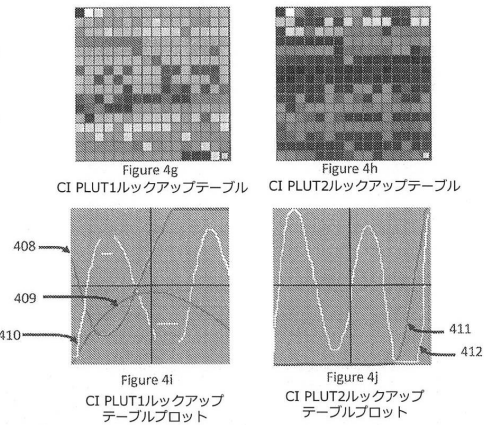
20

30

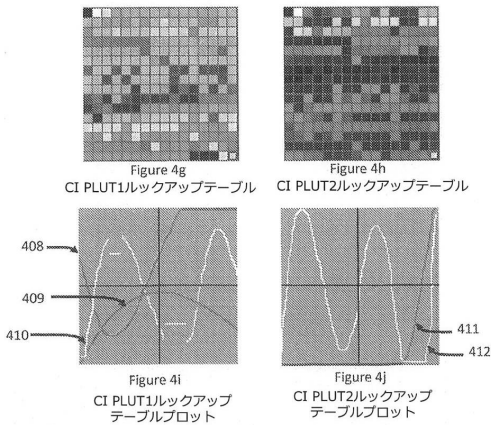
40

50

【図 4 i】



【図 4 j】



【図 4 k】

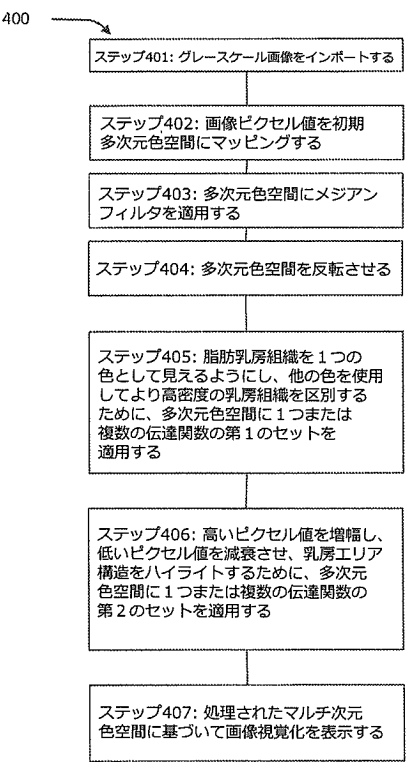


Figure 4k

【図 5 a】

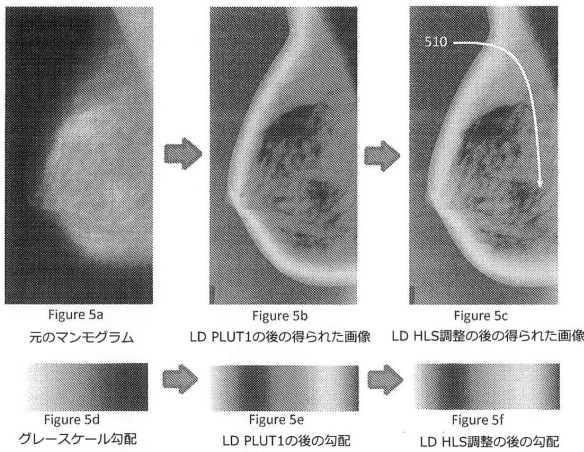
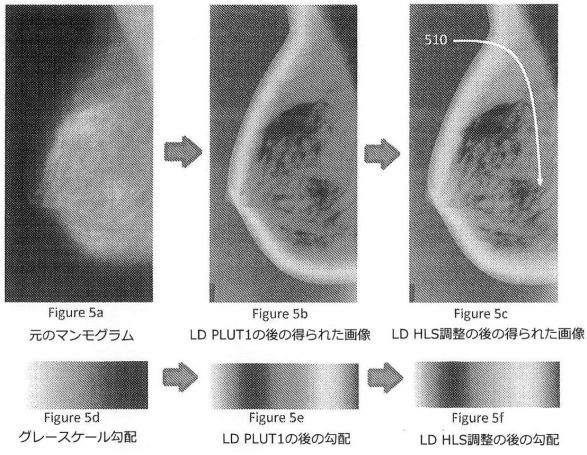


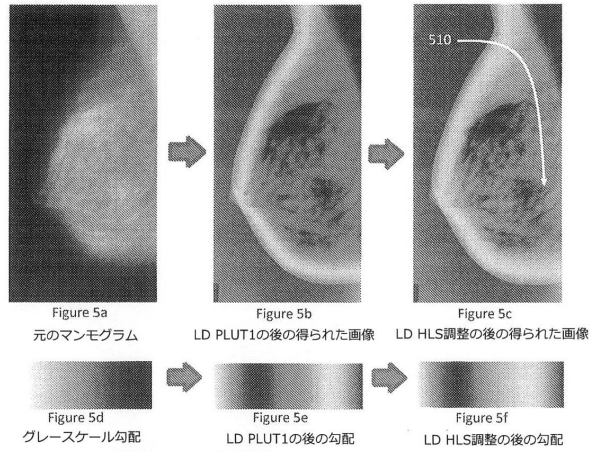
Figure 4k

Figure 4k

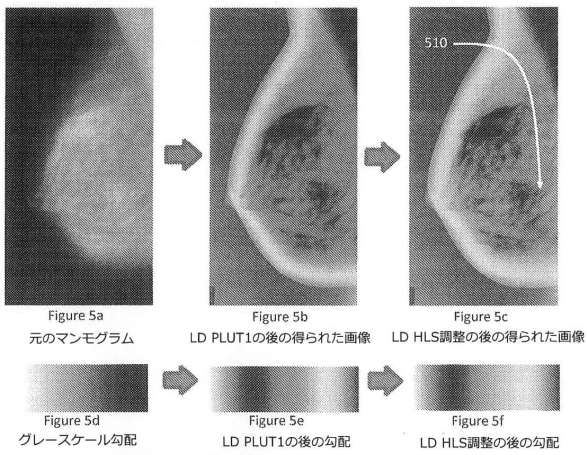
【図 5 b】



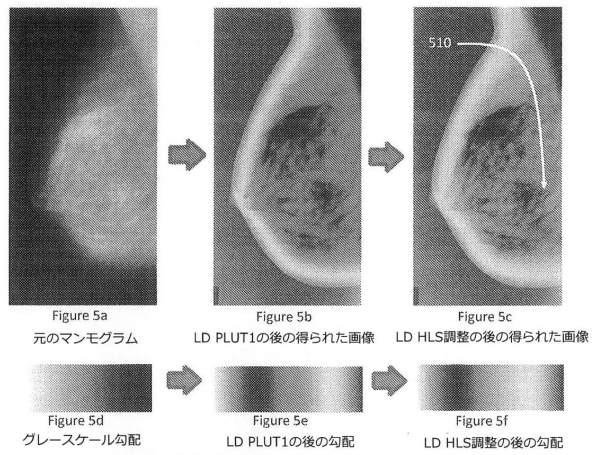
【図 5 c】



【図 5 d】



【図 5 e】



10

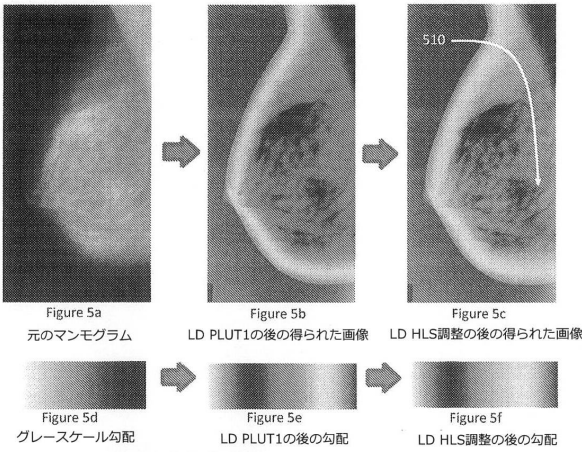
20

30

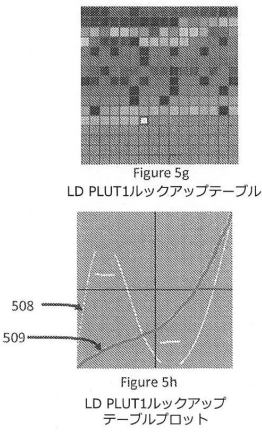
40

50

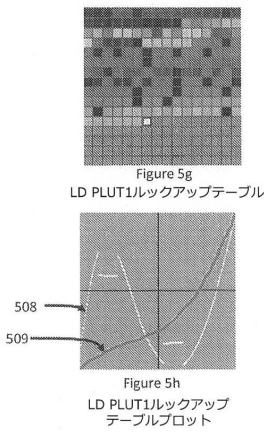
【図 5 f】



【図 5 g】



【図 5 h】



【図 5 i】

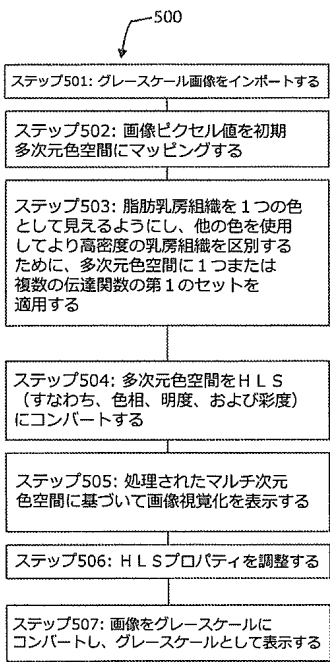
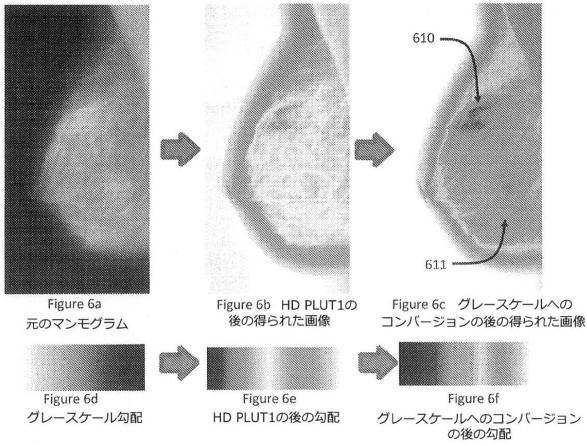
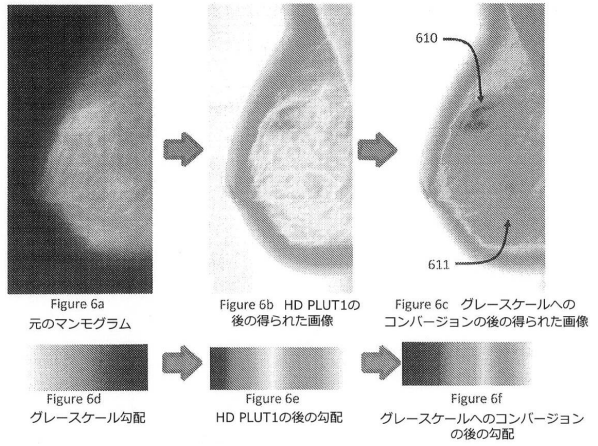


Figure 5i

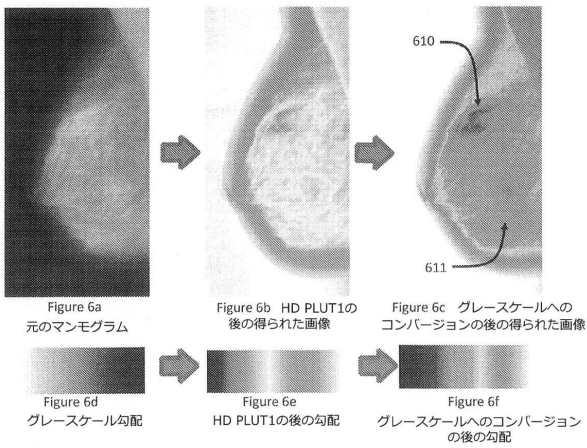
【図 6 a】



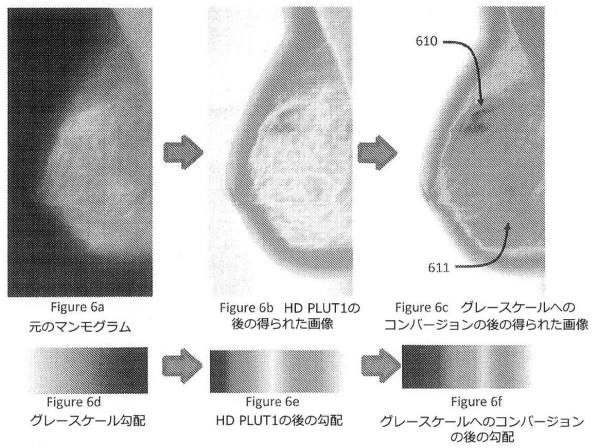
【図 6 b】



【図 6 c】



【図 6 d】



10

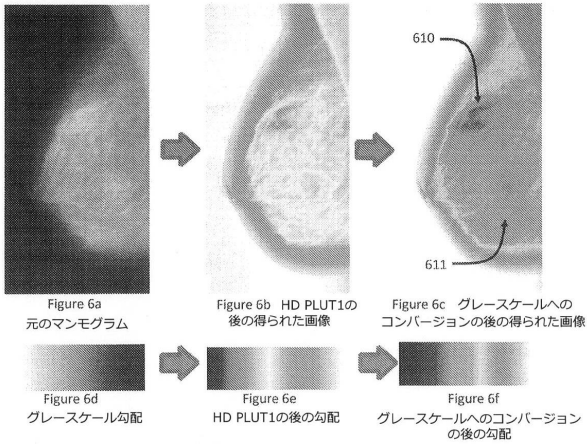
20

30

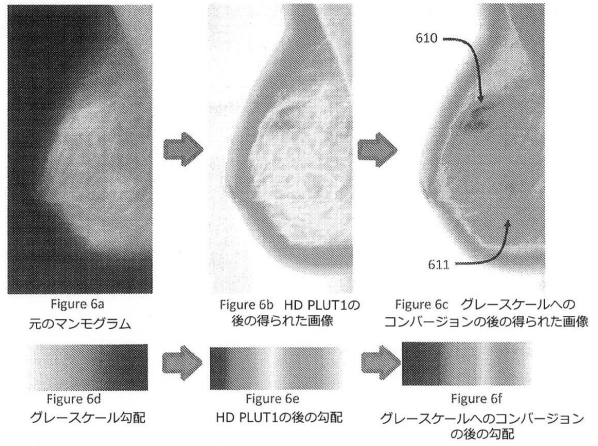
40

50

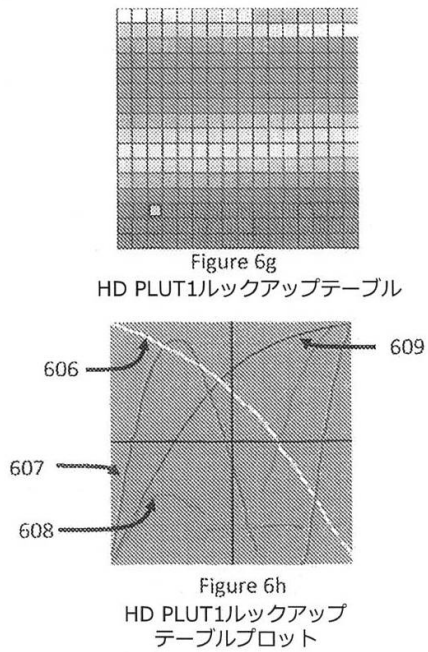
【図 6 e】



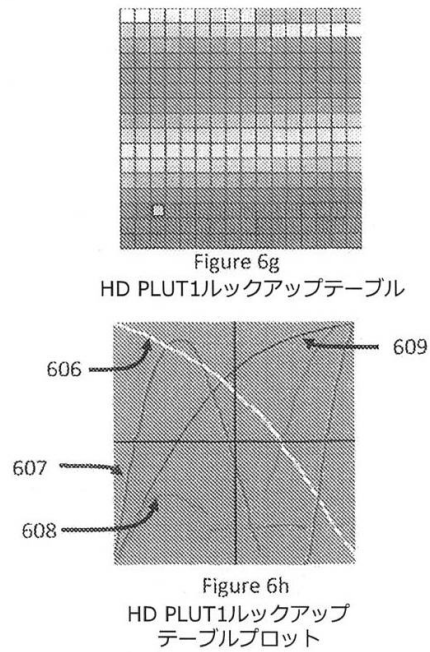
【図 6 f】



【図 6 g】



【図 6 h】



10

20

30

40

50

【図 6 i】

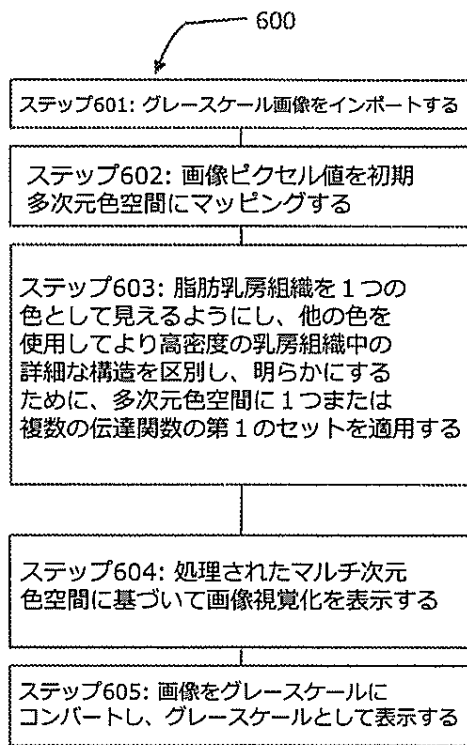
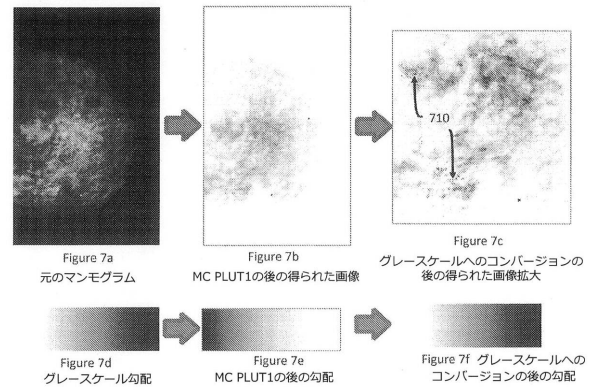


Figure 6i

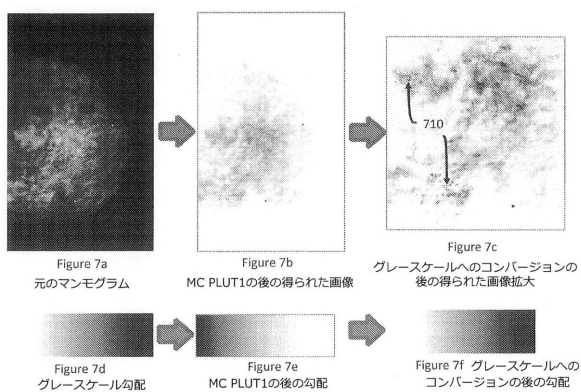
【図 7 a】



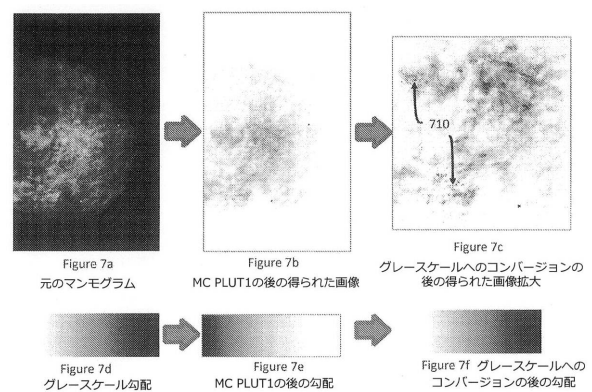
10

20

【図 7 b】



【図 7 c】

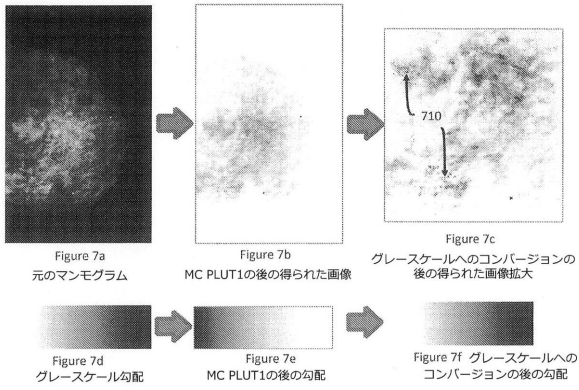


30

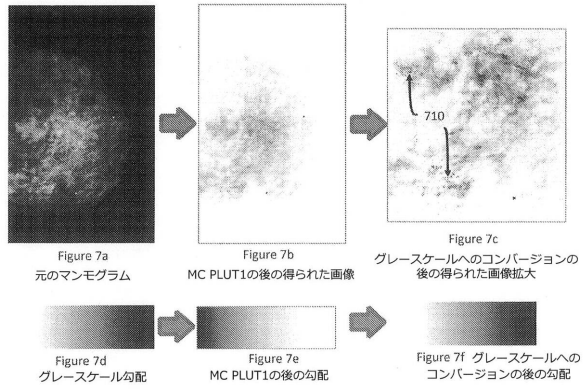
40

50

【図 7 d】

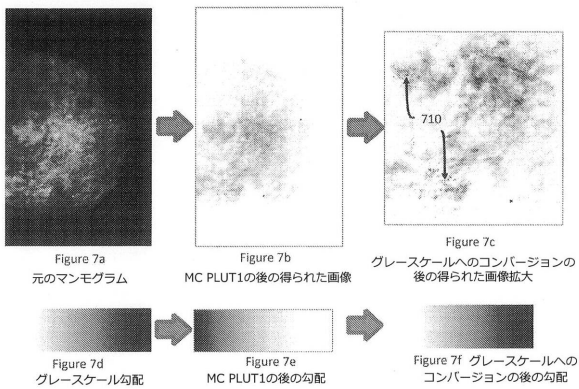


【図 7 e】

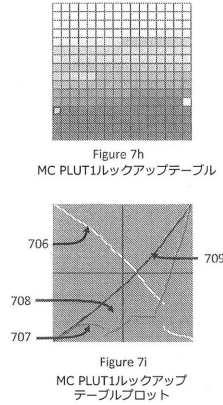


10

【図 7 f】



【図 7 h】



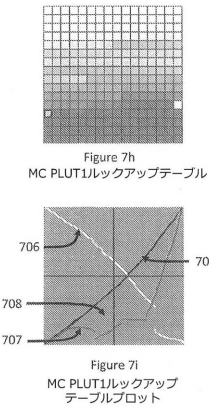
20

30

40

50

【図 7 i】



【図 7 j】

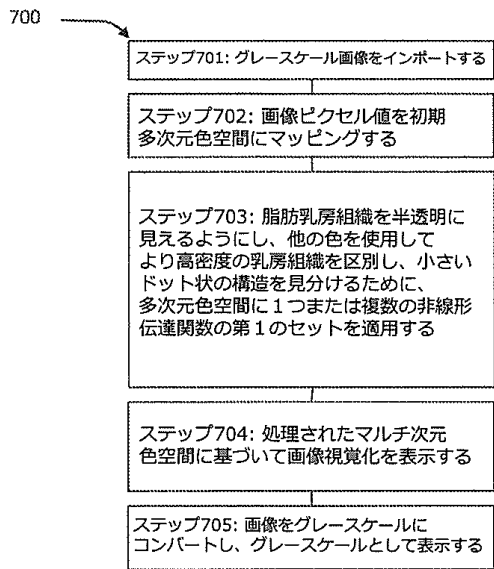
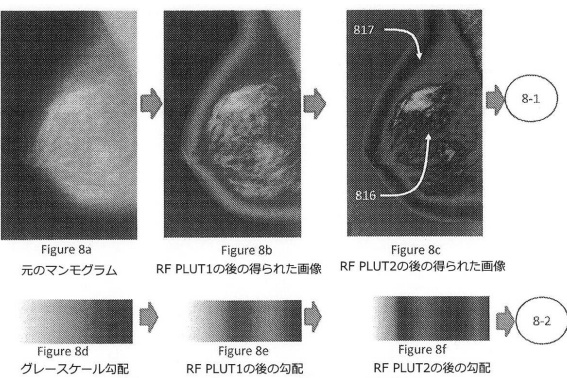
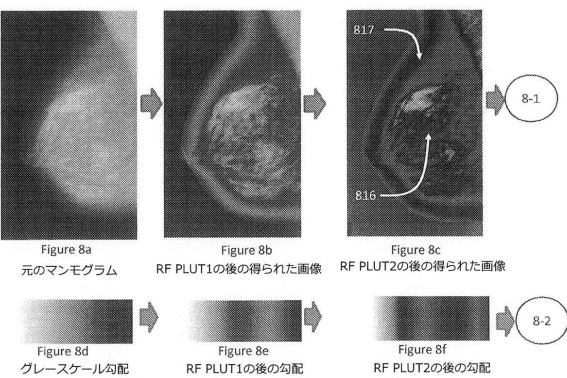


Figure 7j

【図 8 a】



【図 8 b】



10

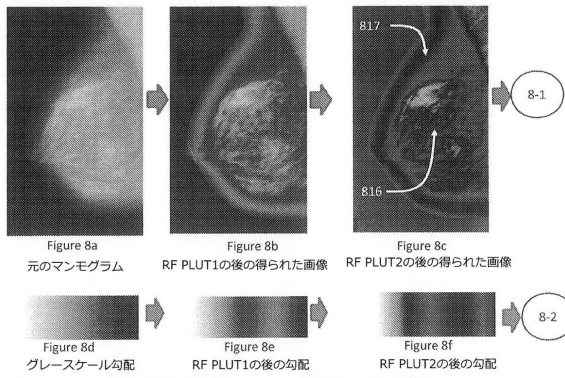
20

30

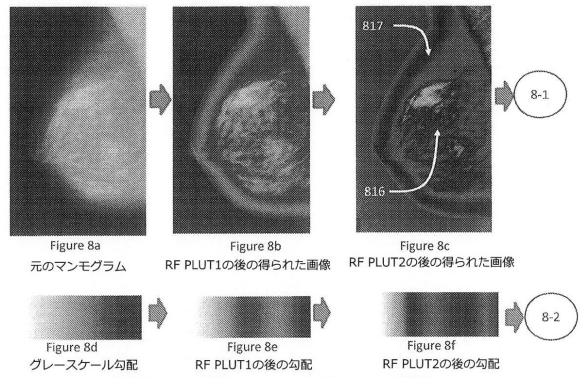
40

50

【図 8 c】

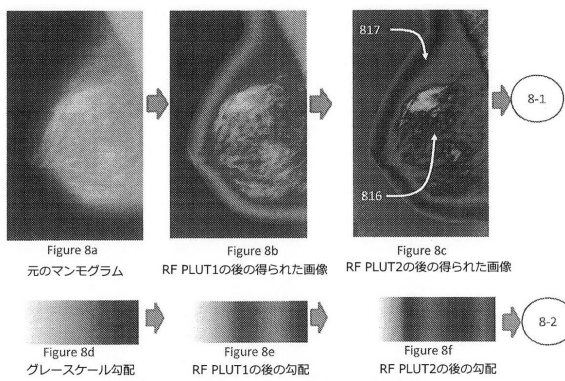


【図 8 d】

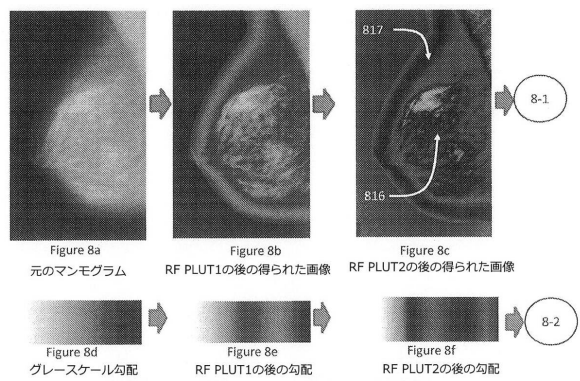


10

【図 8 e】

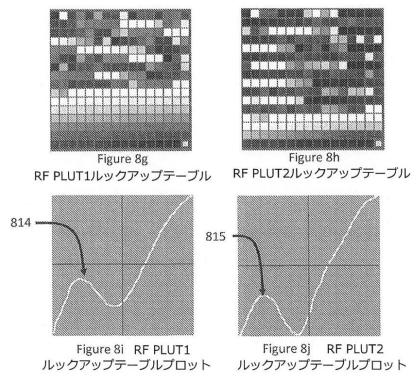


【図 8 f】

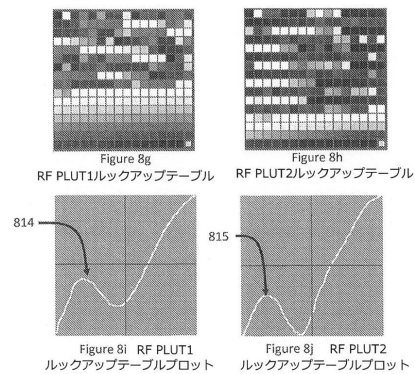


20

【図 8 g】



【図 8 h】

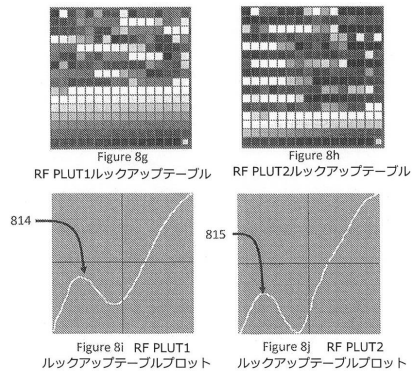


30

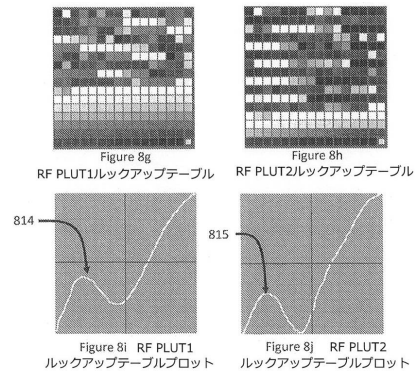
40

50

【図 8 i】

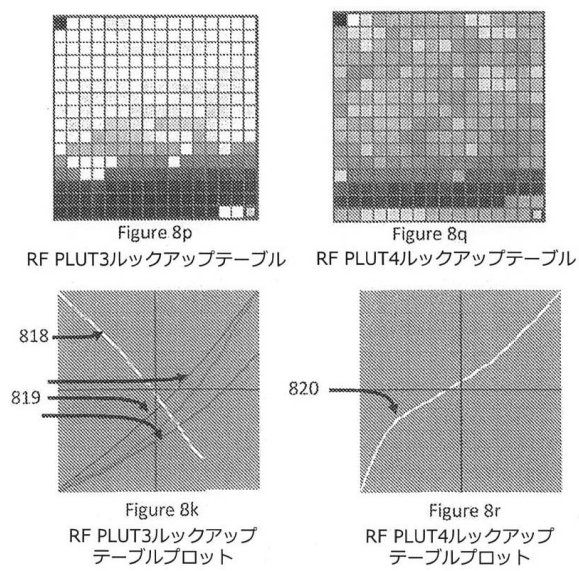


【図 8 j】

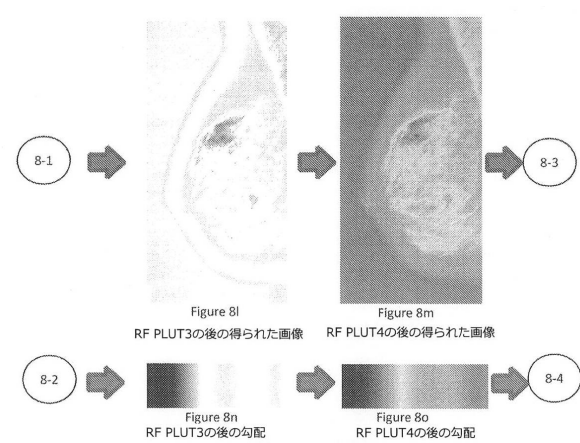


10

【図 8 k】



【図 8 l】



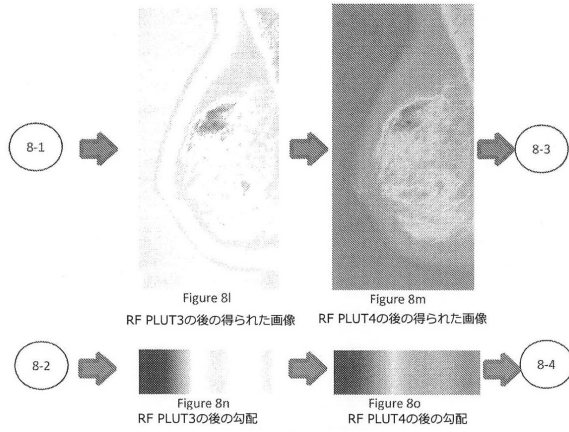
20

30

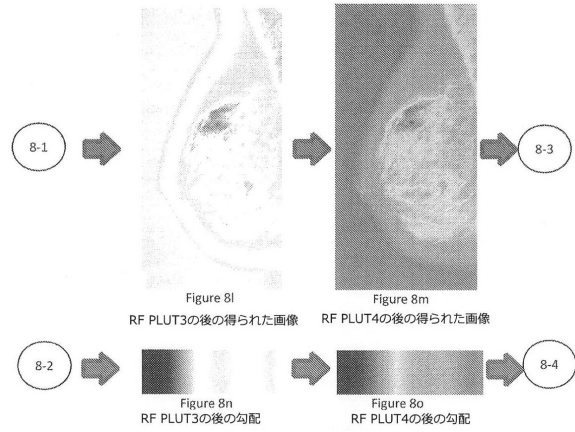
40

50

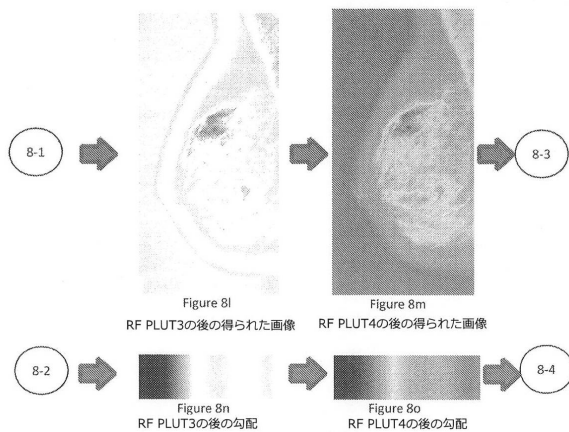
【図 8 m】



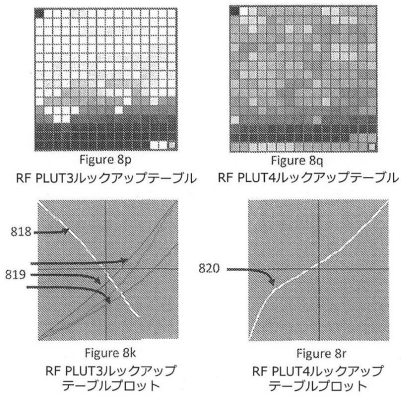
【図 8 n】



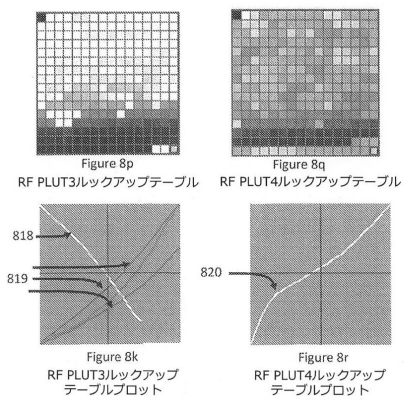
【図 8 o】



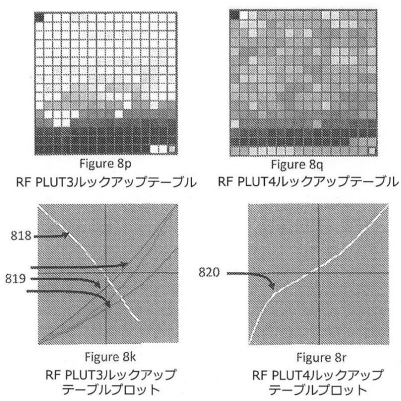
【図 8 p】



【図 8 q】



【図 8 r】



10

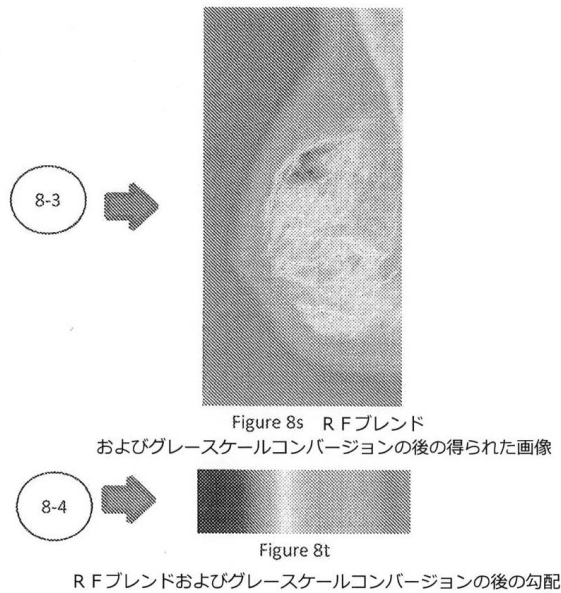
20

30

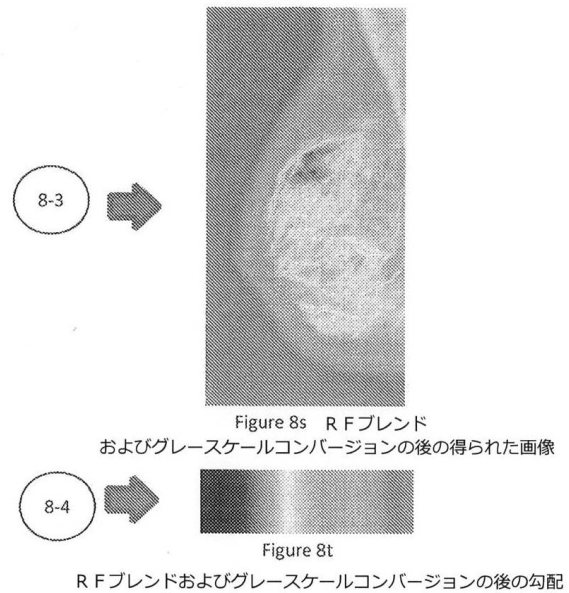
40

50

【図 8 s】



【図 8 t】



【図 8 u】

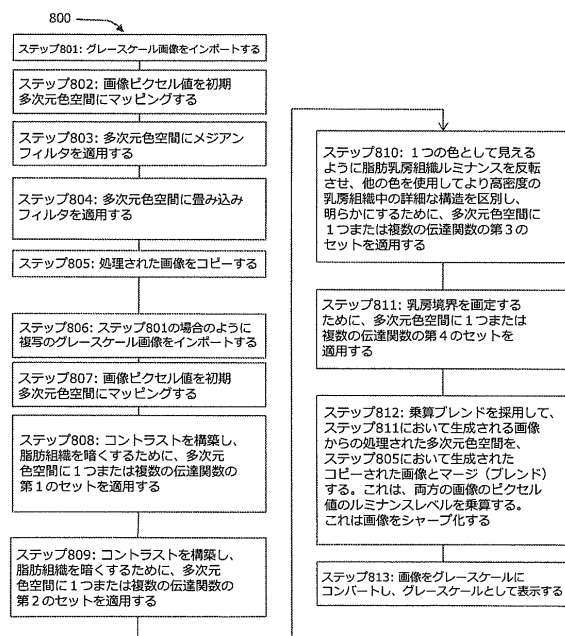


Figure 8u

【図 9 a】

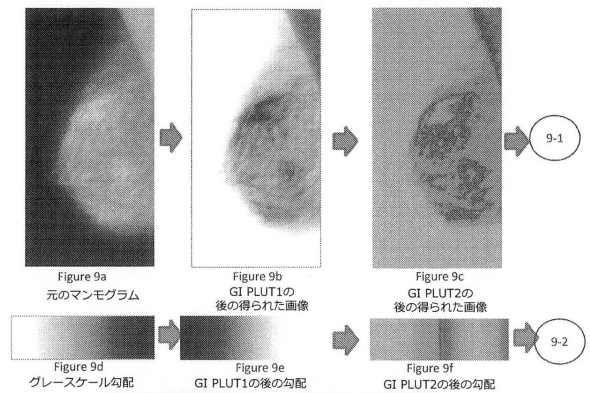


Figure 8u

10

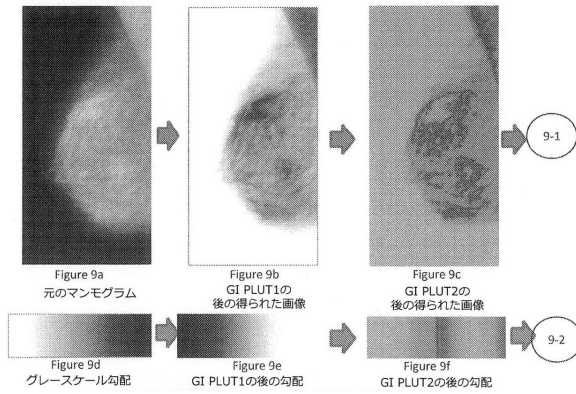
20

30

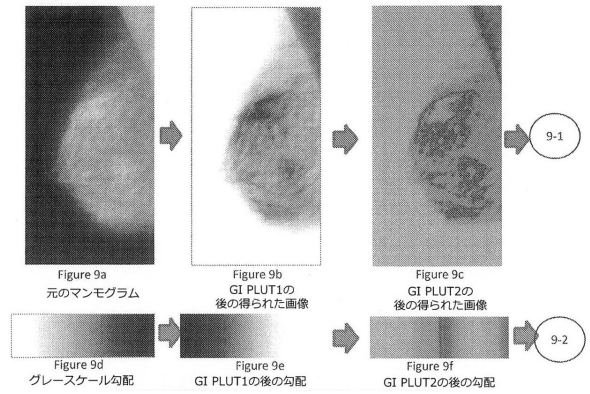
40

50

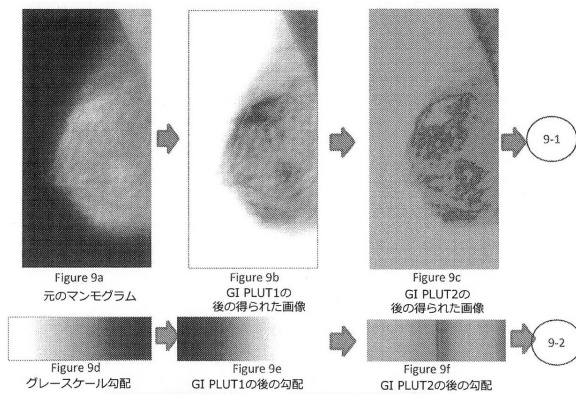
【図 9 b】



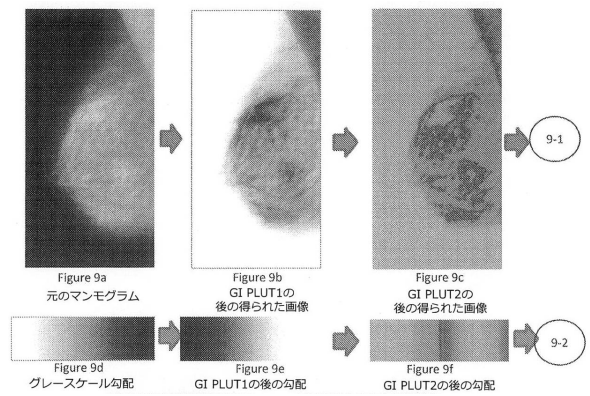
【図 9 c】



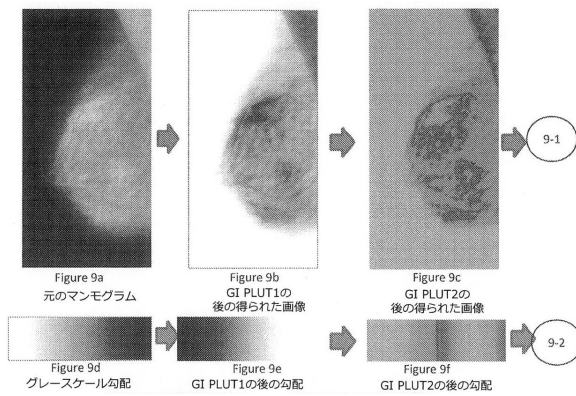
【図 9 d】



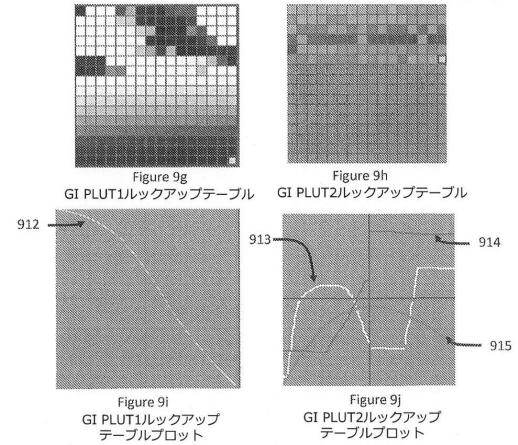
【図 9 e】



【図 9 f】



【図 9 g】



10

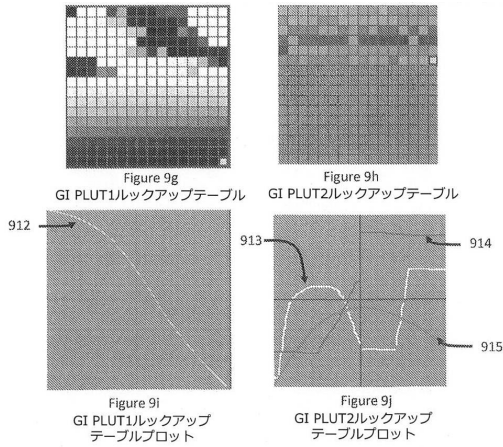
20

30

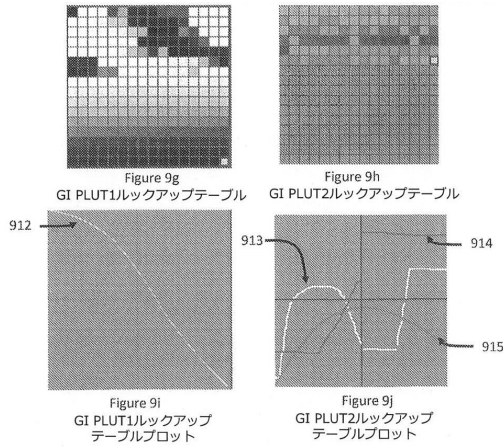
40

50

【図 9 h】

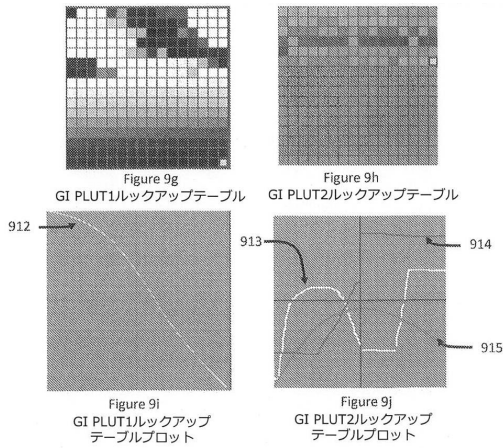


【図 9 i】

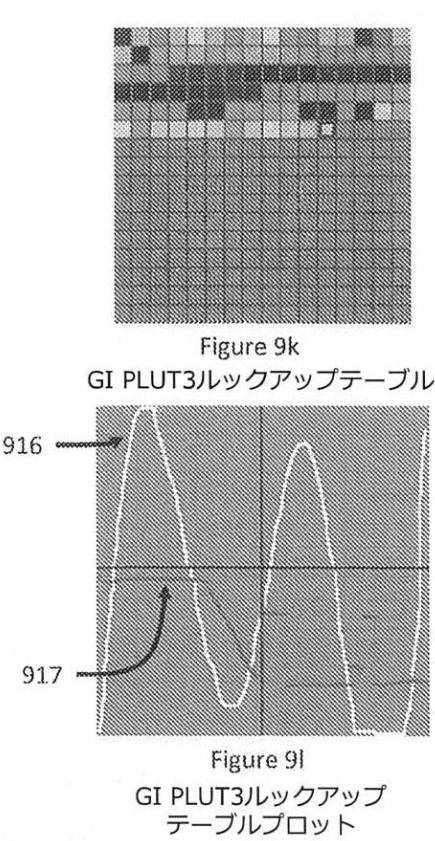


10

【図 9 j】



【図 9 k】



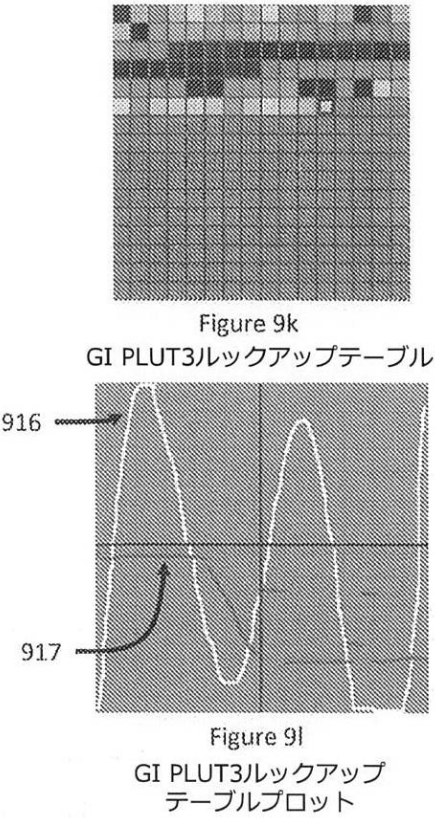
20

30

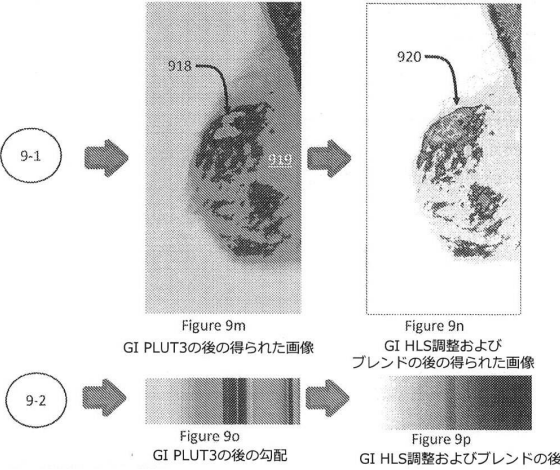
40

50

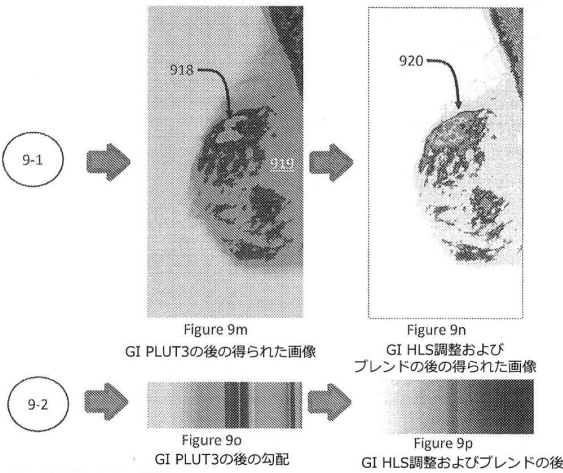
【図 9 l】



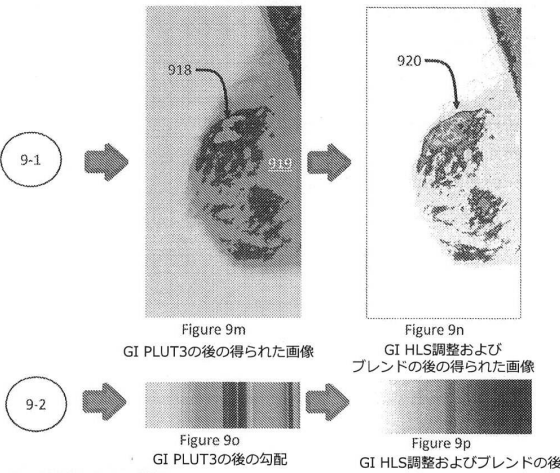
【図 9 m】



【図 9 n】



【図 9 o】



10

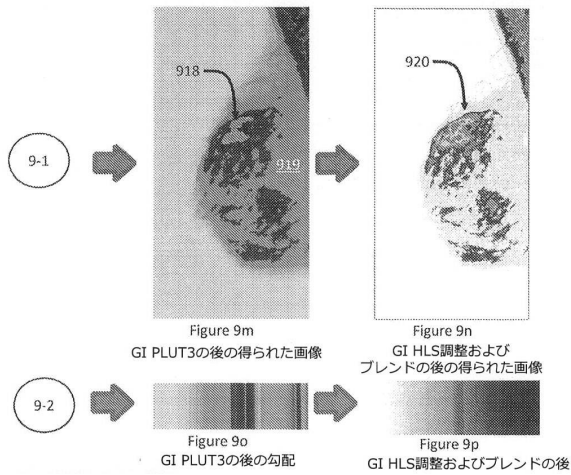
20

30

40

50

【図 9 p】



【図 9 q】

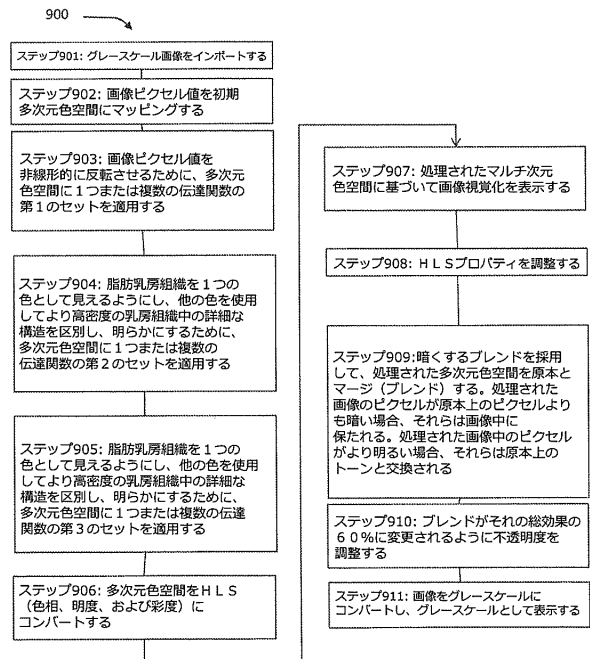
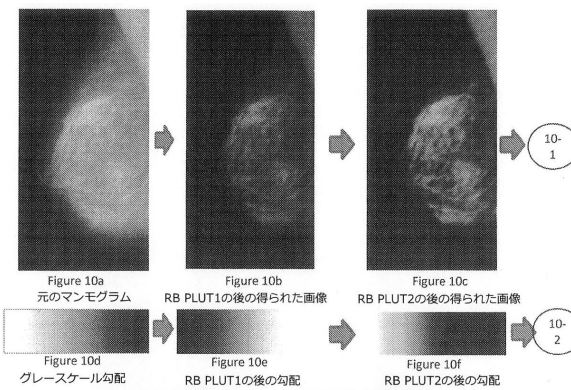
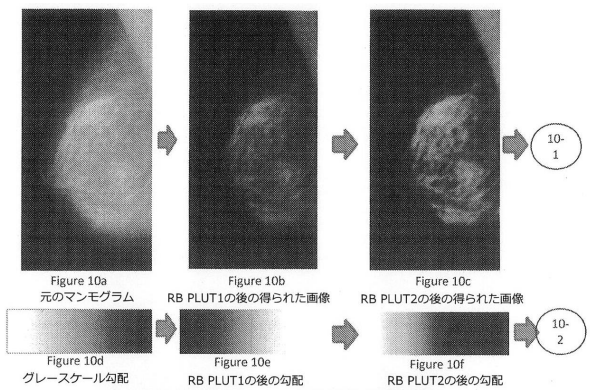


Figure 9q

【図 10 a】



【図 10 b】



10

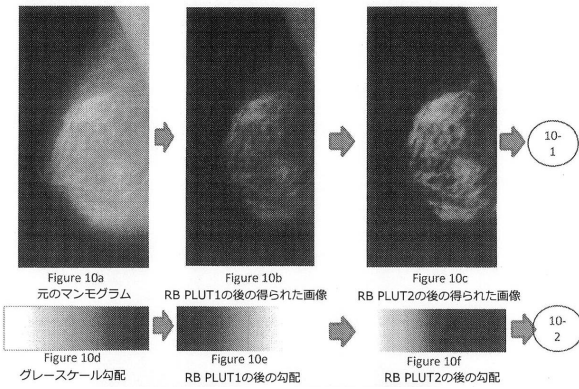
20

30

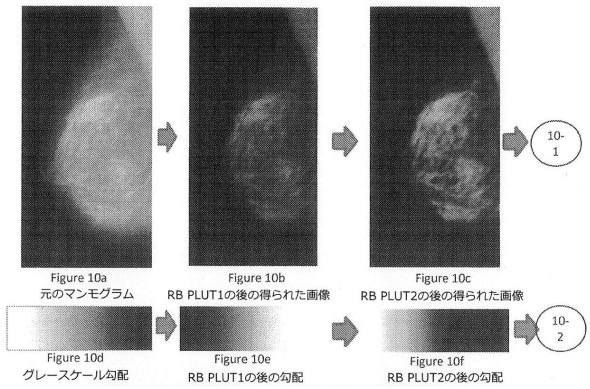
40

50

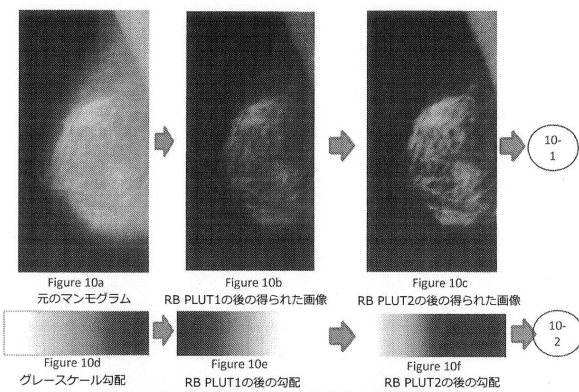
【図 10 c】



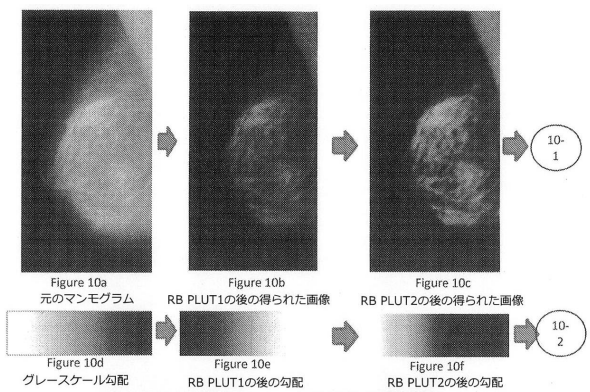
【図 10 d】



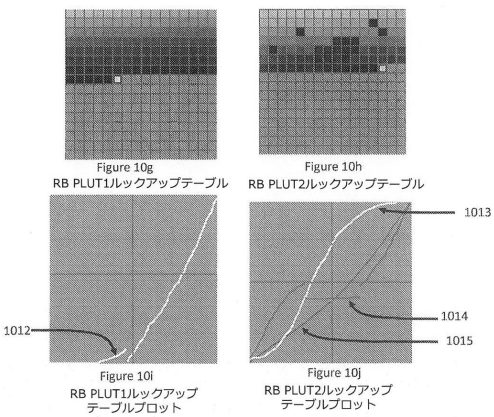
【図 10 e】



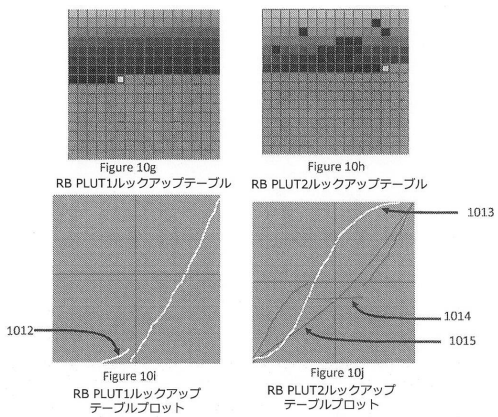
【図 10 f】



【図 10 g】



【図 10 h】



10

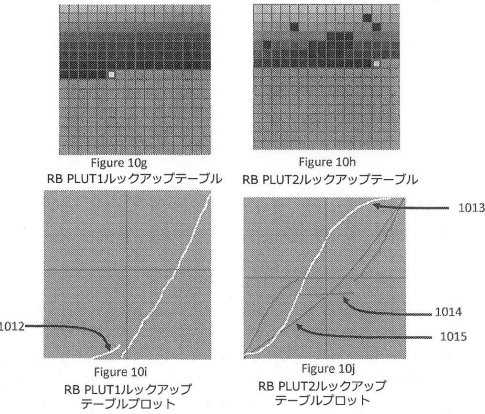
20

30

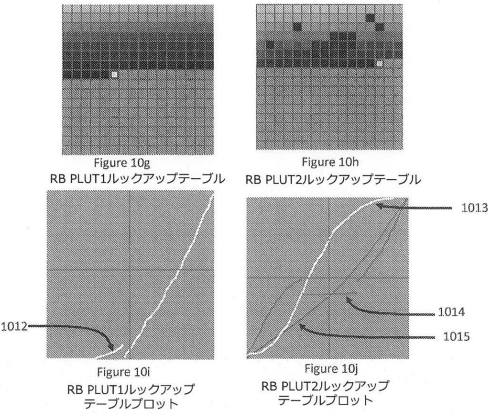
40

50

【図 10 i】

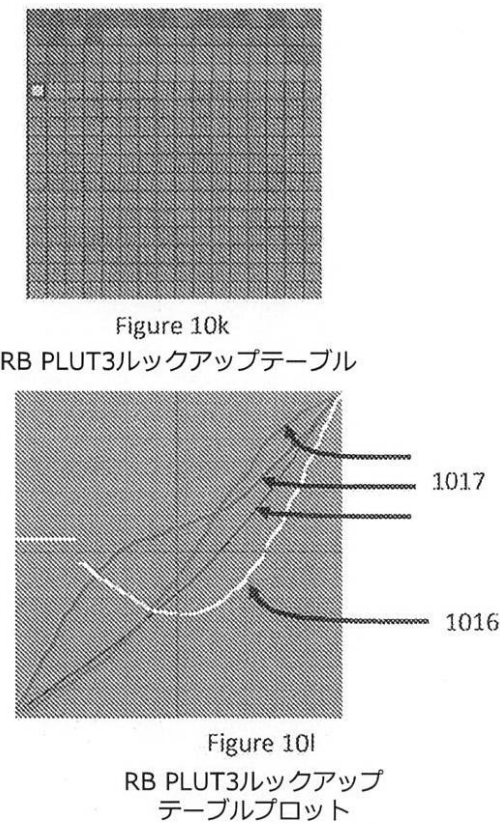


【図 10 j】

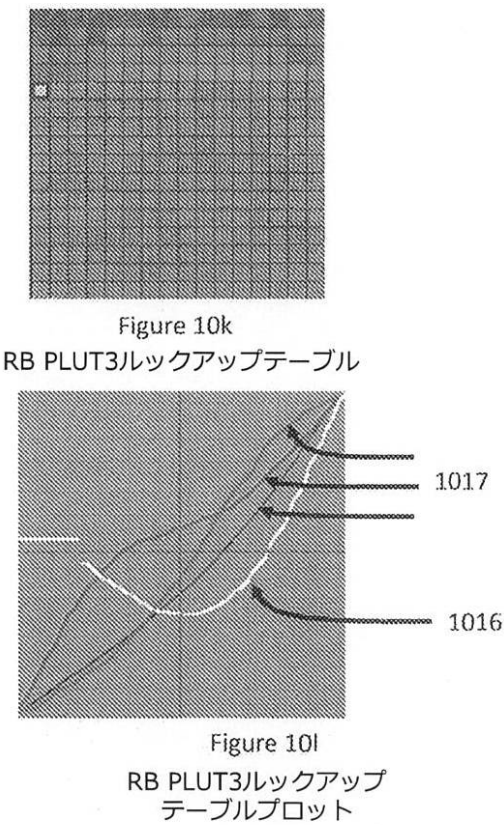


10

【図 10 k】



【図 10 l】



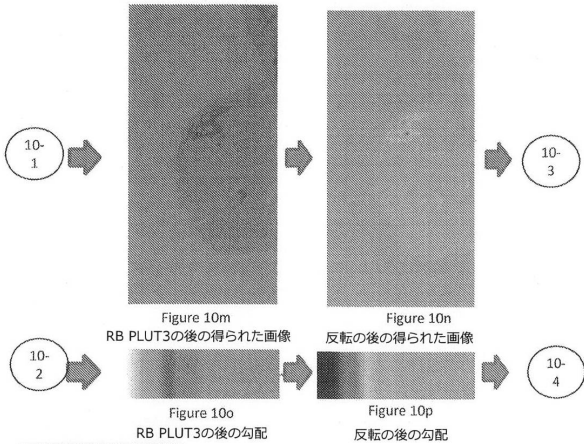
20

30

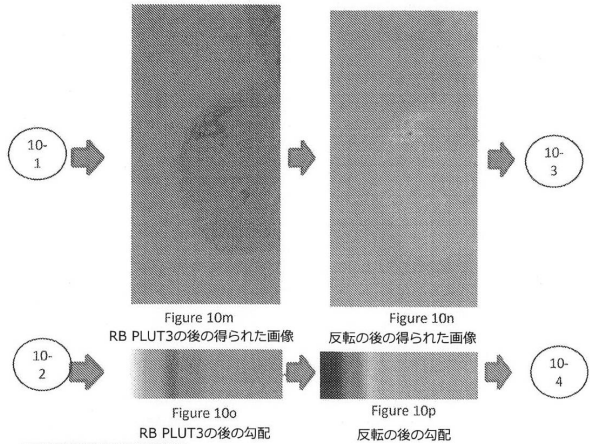
40

50

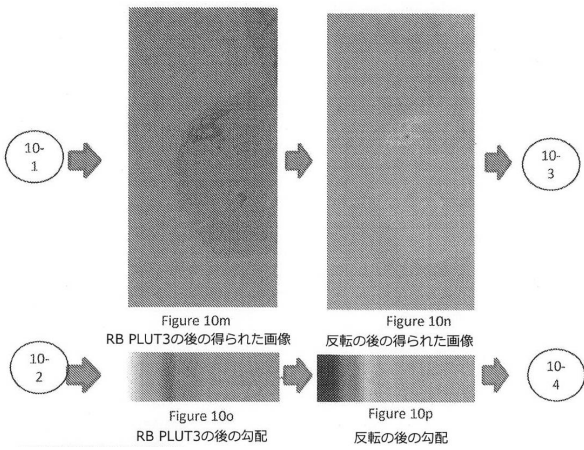
【図 10 m】



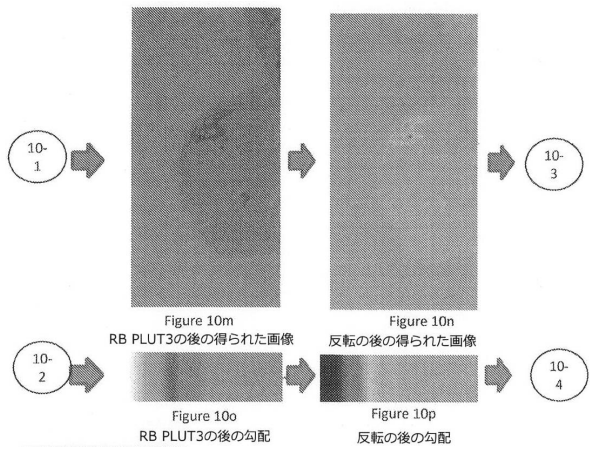
【図 10 n】



【図 10 o】



【図 10 p】



10

20

30

40

50

【図 10 q】

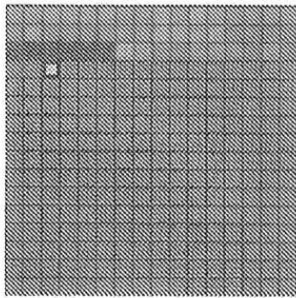


Figure 10q
RB PLUT4ルックアップテーブル

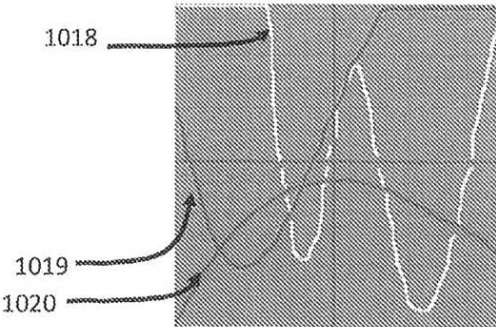


Figure 10r
RB PLUT4ルックアップ
テーブルプロット

【図 10 r】

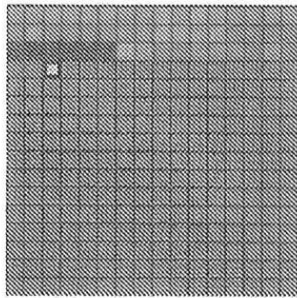


Figure 10q
RB PLUT4ルックアップテーブル

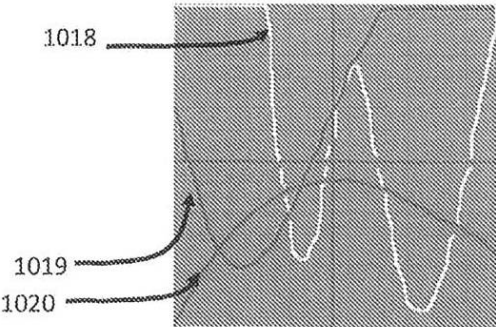
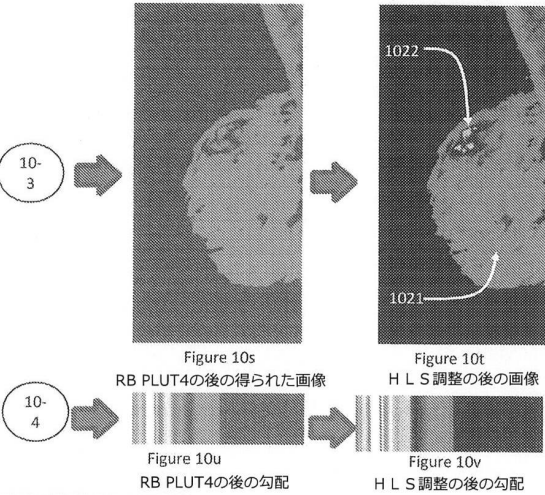
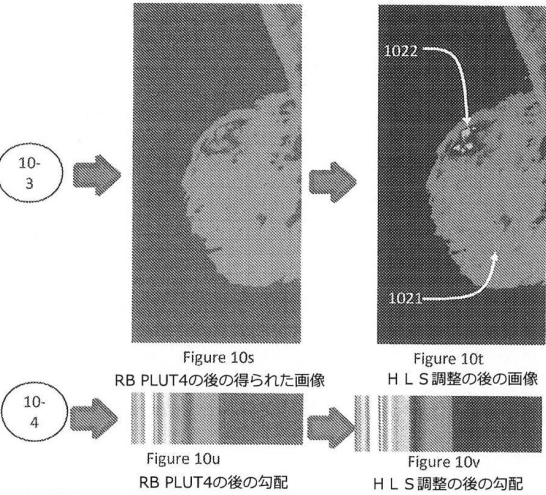


Figure 10r
RB PLUT4ルックアップ
テーブルプロット

【図 10 s】



【図 10 t】



10

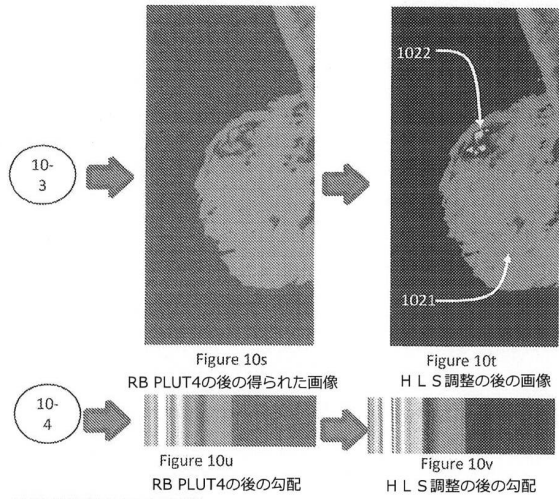
20

30

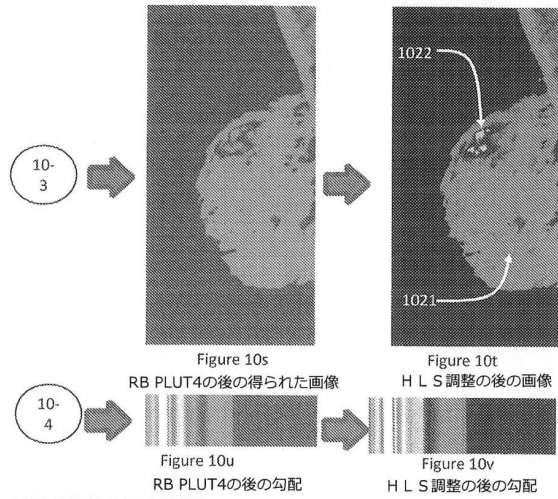
40

50

【図 10 u】



【図 10 v】



10

【図 10 w】

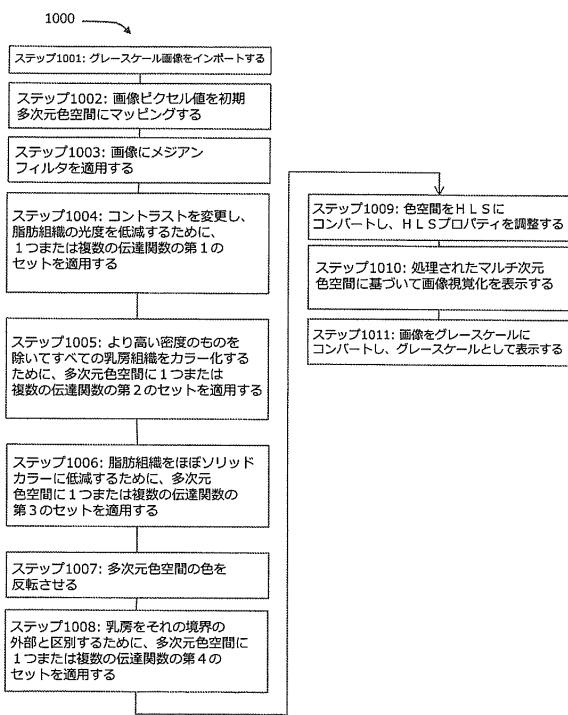


Figure 10w

【図 11 a】

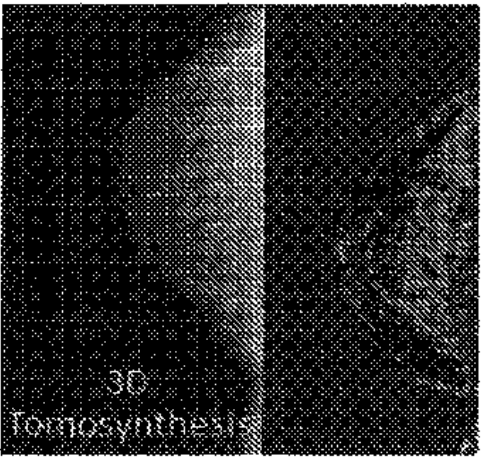


Figure 11a

20

30

40

50

【図 11 b】

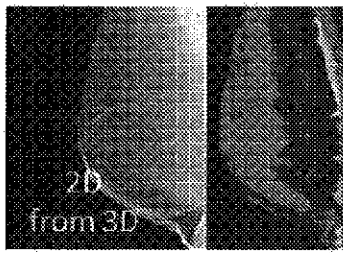


Figure 11b

【図 11 c】

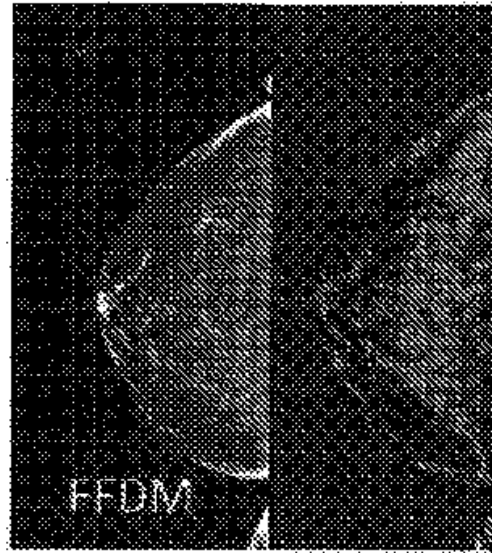


Figure 11c

【図 11 d】

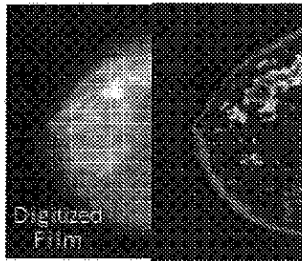


Figure 11d

【図 11 e】

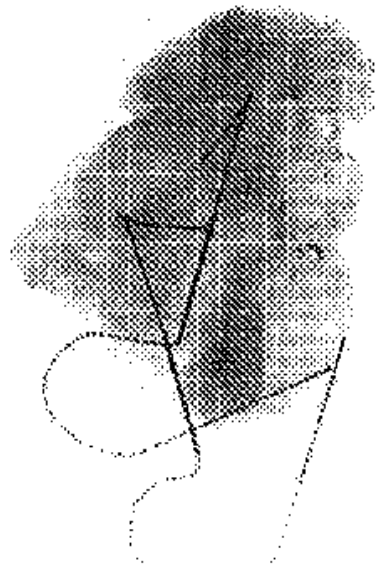


Figure 11e

10

20

30

40

50

【図 11 f】



Figure 11f

【図 11 g】

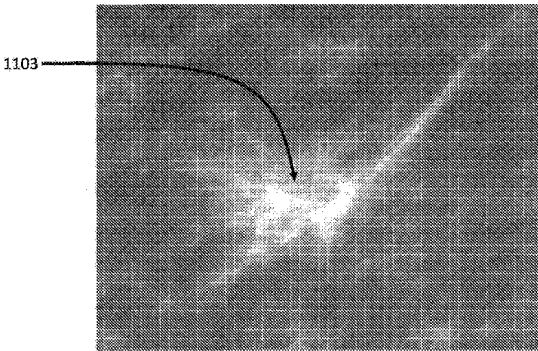


Figure 11g

【図 11 h】

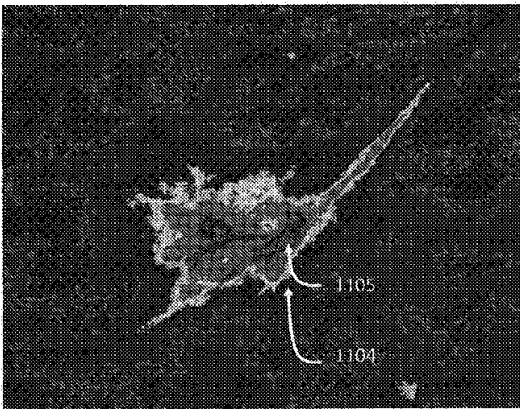


Figure 11h

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14

G 0 6 T 1/00 2 9 0 A

弁理士 中村 彰吾

(72)発明者

ラムゼー, トーマス・イー

アメリカ合衆国バージニア州 2 0 1 7 5 , リーズバーグ, ニューホール・プレイス サウスウエスト 2 2 1

(72)発明者

ラムゼー, ユージン・ビー

アメリカ合衆国アリゾナ州 8 5 7 1 0 , ツーソン, イースト・エイティーンズ・ストリート 7 2 2 5

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献

米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 6 6 1 7 9 (U S , A 1)

特開 2 0 0 5 - 1 1 1 9 4 6 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 0 6 7 2 9 6 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 1 5 8 6 7 7 (J P , A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4

G 0 6 T 1 / 0 0 - 9 / 4 0

G 0 6 T 7 / 0 0 - 7 / 9 0

H 0 4 N 1 / 4 6 - 1 / 6 2