

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4980552号
(P4980552)

(45) 発行日 平成24年7月18日(2012.7.18)

(24) 登録日 平成24年4月27日(2012.4.27)

(51) Int.Cl.	F 1
G 0 6 T 1/00	(2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 A
A 6 1 B 6/00	(2006.01) A 6 1 B 6/00 3 5 0 M
G 0 6 T 5/00	(2006.01) G 0 6 T 5/00 1 0 0
G 0 6 T 7/00	(2006.01) G 0 6 T 7/00 2 5 0
G 0 6 T 7/60	(2006.01) G 0 6 T 7/60 3 0 0 A

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2003-340417 (P2003-340417)	(73) 特許権者 303000420 コニカミノルタエムジー株式会社 東京都日野市さくら町1番地
(22) 出願日	平成15年9月30日 (2003.9.30)	(74) 代理人 100085187 弁理士 井島 藤治
(65) 公開番号	特開2005-109867 (P2005-109867A)	(72) 発明者 梶 大介 東京都八王子市石川町2970番地 コニカ カメディカルアンドグラフィック株式会社 内
(43) 公開日	平成17年4月21日 (2005.4.21)	
審査請求日	平成18年9月15日 (2006.9.15)	
審判番号	不服2010-24753 (P2010-24753/J1)	
審判請求日	平成22年11月4日 (2010.11.4)	
		合議体 審判長 岡田 孝博 審判官 小野寺 麻美子 審判官 橋口 信宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理方法および画像処理装置ならびに画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を透過した放射線の照射線量に応じた信号値を有する放射線画像に対し、診断に適した画像を得るためにルックアップテーブルにより信号値を変換して階調処理を行う画像処理方法であって、

前記放射線画像のエッジ領域の各画素について、信号値に対応する前記ルックアップテーブルの傾きに基づく値をそれぞれ算出し、その総和が最大になるように、前記ルックアップテーブルのパラメータを決定するパラメータ決定ステップと、

前記パラメータ決定ステップで決定された前記パラメータで定義される前記ルックアップテーブルにより階調処理を実行する画像処理ステップと、

10

を有することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 2】

被写体を透過した放射線の照射線量に応じた信号値を有する放射線画像に対し、診断に適した画像を得るためにルックアップテーブルにより信号値を変換して階調処理を行う画像処理装置であって、

前記放射線画像のエッジ領域の各画素について、信号値に対応する前記ルックアップテーブルの傾きに基づく値をそれぞれ算出し、その総和が最大になるように、前記ルックアップテーブルのパラメータを決定するパラメータ決定手段と、

前記パラメータ決定手段で決定された前記パラメータで定義される前記ルックアップテーブルにより階調処理を実行する画像処理手段と、

20

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

コンピュータを、請求項 2 に記載の画像処理装置の各手段として機能させる、ことを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は放射線画像を処理する際の画像処理方法および画像処理装置ならびに画像処理プログラムに関し、さらに詳しくは、診断等に適した放射線画像を得ることができる画像処理方法および画像処理装置ならびに画像処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、放射線画像を直接デジタル画像として撮影できる装置が開発されている。たとえば、被写体に照射された放射線量を検出し、その検出量に対応して形成される放射線画像を電気信号として得る装置としては、輝尽性蛍光体を用いたディテクタを用いる方法が特開昭55-12429号公報、特開昭63-189853号公報など、多数開示されている。

10

【0003】

このような装置では、シート状の基板に輝尽性蛍光体を塗布、あるいは蒸着等によって固着したディテクタに、いったん被写体を透過した放射線を照射して輝尽性蛍光体に放射線を吸収させる。

20

【0004】

その後、この輝尽性蛍光体を光または熱エネルギーで励起することにより、この輝尽性蛍光体が上記吸収によって蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射させ、この蛍光を光電変換して画像信号を得るようにしている。

【0005】

一方、照射された放射線の強度に応じた電荷を光導電層に生成し、生成された電荷を二次元的に配列された複数のコンデンサに蓄積し、それら蓄積された電荷を取り出すことにより得られる放射線画像検出装置が提案されている。

【0006】

このような放射線画像検出装置では、フラットパネルディテクタ (FPD) と呼ばれるものを使用している。この種の FPD は、特開平9-90048号公報に記載されているように、照射された放射線強度に応じた蛍光を発する蛍光体と、蛍光体から発する蛍光を直接または縮小光学系を介して受光して光電変換を行うフォトダイオードや CCD のような光電変換素子の組み合わせによって実現されるものが知られている。

30

【0007】

また特開平6-342098号公報に記載されているように、照射された放射を直接電荷に変換するものも知られている。

【0008】

これらの放射線画像検出装置では、取得した画像に対して、診断に適した画像となるよう、階調変換処理やエッジ強調処理などの画像処理を行うのが一般的である。

40

【0009】

なお、このようにして得られた画像データに基づく放射線画像を表示したり出力する場合、撮影条件の変動を受けることなく見やすい放射線画像となるように画像処理が行われている。

【0010】

このため、放射線画像の所望の領域内の画像データの累積ヒストグラムを求めたのち、この累積ヒストグラムが所定の割合となるデータレベルを基準信号値と設定して画像処理を行うことが、以下の特許文献 1 に記載されている。

【0011】

また、高信号値領域と低信号値領域の分布状態に基づいて、画像処理条件を定めて、適

50

切な画像処理を行うことが、以下の特許文献 2 に記載されている。

【特許文献 1】特開平 6 - 61325 号公報 (第 1 頁、図 1)

【特許文献 2】特開 2000 - 157518 号公報 (第 1 ~ 5 頁、図 4)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

ところで、放射線画像では、被写体の撮影部位によって高濃度領域（放射線透過量の大きい領域）と低濃度領域（放射線透過量の小さい領域）の割合が大きく異なる。また、被写体の状態、例えば患者の呼吸状態によって肺野内の濃度が著しく異なるものとされる。

10

【0013】

このため、放射線画像の所望の領域内の画像データの累積ヒストグラムを求めたのち、この累積ヒストグラムが所定の割合となるデータレベルを基準信号値と設定して画像処理を行う場合（特開平 6 - 61325 号公報）には、高濃度領域と低濃度領域の割合の違いによっては、診断等に適した見やすい放射線画像を得ることができない恐れがある。

【0014】

例えば、基準信号値が所定の濃度となるように階調処理を行った場合、低濃度領域が支配的であるときには基準信号値が低い値となるので全体的に高濃度な画像となり、高濃度領域が支配的であるときには基準信号値が高い値となるので全体的に低濃度な画像となる。

20

【0015】

しかし、例えば肋骨のような部位では上部肋骨部（高濃度領域の多い肺野部分が含まれる）や下部肋骨部（高濃度領域の少ない腹部部分が含まれる）を撮影して診断を行う場合でも、診断で必要とされる部分は高濃度領域と低濃度領域の両方にまたがっており、画像全体の濃度が低濃度あるいは高濃度に偏ることは、診断を行う上で好ましくない。

【0016】

すなわち、従来は、画像処理のパラメータを決定するために様々な手法が提案されているが、その手法は画像内の特定領域（関心領域など）の信号値やヒストグラムから決定される信号値あるいはパラメータとして一意的に与えるなどのように決定され、得られる領域やパラメータが不適切な場合、不適切な画像処理が得られる場合があった。

30

【0017】

本発明は以上のような課題に鑑みてなされたものであって、画像処理条件決定の失敗により診断が困難となる状況の発生を防止し、いかなる場合であっても適切な条件あるいは適切に近い条件で画像処理することが可能な画像処理方法および画像処理装置ならびに画像処理プログラムを実現することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0018】

すなわち、前記した課題を解決は、以下に列記する発明により解決される。

【0019】

(1) 請求項 1 記載の発明は、被写体を透過した放射線の照射線量に応じた信号値を有する放射線画像に対し、診断に適した画像を得るためにルックアップテーブルにより信号値を変換して階調処理を行う画像処理方法であって、前記放射線画像のエッジ領域の各画素について、信号値に対応する前記ルックアップテーブルの傾きに基づく値をそれぞれ算出し、その総和が最大になるように、前記ルックアップテーブルのパラメータを決定するパラメータ決定ステップと、前記パラメータ決定ステップで決定された前記パラメータで定義される前記ルックアップテーブルにより階調処理を実行する画像処理ステップと、を有することを特徴とする画像処理方法である。

40

【0037】

(2) 請求項 2 記載の発明は、被写体を透過した放射線の照射線量に応じた信号値を有する放射線画像に対し、診断に適した画像を得るためにルックアップテーブルにより信号

50

値を変換して階調処理を行う画像処理装置であって、前記放射線画像のエッジ領域の各画素について、信号値に対応する前記ルックアップテーブルの傾きに基づく値をそれぞれ算出し、その総和が最大になるように、前記ルックアップテーブルのパラメータを決定するパラメータ決定手段と、前記パラメータ決定手段で決定された前記パラメータで定義される前記ルックアップテーブルにより階調処理を実行する画像処理手段と、を有することを特徴とする画像処理装置である。

【0055】

(3) 請求項3記載の発明は、コンピュータを、請求項2に記載の画像処理装置の各手段として機能させる、ことを特徴とする画像処理プログラムである。

【発明の効果】

10

【0073】

本発明では、放射線画像の特徴量を算出し、算出された特徴量を特徴量評価関数により評価し、評価された前記特徴量の評価結果に基づいて画像処理のパラメータを決定し、決定された前記パラメータにより画像処理を実行する。

【0074】

したがって、放射線画像毎の特徴量に基づいて評価して決定したパラメータにより画像処理を実行するので、例えば、各信号値に対して特徴量に基づいて、重要度に応じた重み付けをして、各画素の階調処理用LUTにより変換した際の信号の増幅率を算出し、増幅率と重みを掛け合わせた値のすべての画素での総和が最大になるようなLUTを決定することで適切な画像処理が実行できる。ここで特徴量に基づいた重要度とは、たとえば一般に診断上重要なポイントは画像中央に位置することが多く、さらにエッジ成分をもつことなどから、特徴量として画像中心との距離を測る画像中央度と微分フィルタなどを用いて検出した各画素におけるエッジ強度を使用し、それらの値に基づいて決定される量である。また、増幅率としてはたとえば各画素値におけるLUTの傾きやそれに相当する量を考えることができる。

20

【0075】

この結果、画像処理条件決定の失敗により診断が困難となる状況の発生を防止し、いかなる場合であっても適切な条件あるいは適切に近い条件で画像処理することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0076】

以下、図面を参照して本発明の実施をするための最良の形態を詳細に説明する。

【0077】

本発明の実施をするための最良の形態の画像処理方法および画像処理装置ならびに画像処理プログラムの好適な実施の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0078】

なお、本実施例の形態例の各手段は、ハードウェアやファームウェア、またはソフトウェアで構成することが可能である。このため、画像処理方法の各ステップ、画像処理装置の各手段、画像処理プログラムの各ルーチンの処理手順に沿った機能ブロック図としての図1を示す。

40

【0079】

以下、本実施の形態例の構成および動作について、図1のブロック図、図2のフローチャート、および、その他の説明図を参照しつつ詳細に説明する。なお、図1における各手段は、画像形成装置の各手段を示すだけでなく、画像処理方法の各ステップ、画像処理プログラムの各ルーチンを示すものである。

【0080】

全体構成および処理の流れ

1) 全体構成：

放射線発生装置30、放射線画像読取器40、画像処理装置100が、図1に示される

50

ように構成されている。

【0081】

また、画像処理装置100内部には、制御手段101、画像データ生成手段110、特徴量算出手段120、特徴量統合手段130、特徴量評価手段140、パラメータ決定手段150が、図1に示すように構成される。

【0082】

2)処理の流れ :

- ・制御手段101は放射線画像撮影・読み取り、および、画像処理のパラメータ決定に伴う各種処理についての制御を行う。
- ・放射線発生装置30からの放射線は被写体5を透過し、この被写体5を透過した放射線は放射線画像読取器40により読み取られる。
- ・放射線画像読取器40により読み取られた信号は、画像データ生成手段110で画像データに変換される(図2S1)。
- ・特徴量算出手段120は、放射線画像データの特徴量を算出する(図2S2)。
- ・特徴量統合手段130は、放射線画像データ特徴量を統合する(図2S3)。
- ・特徴量評価手段140は、算出あるいは統合された特徴量を特徴量評価関数により評価する(図2S4)。
- ・パラメータ決定手段150は、評価された前記特徴量の評価結果に基づいて、画像処理のパラメータ(画像処理条件)を決定する(図2S5)。
- ・画像処理手段160は、画像データ生成手段110からの画像データについて、パラメータ決定手段150で決定されたパラメータに従って画像処理を実行する(図2S6)。

【0083】

各手段、各ステップの詳細内容

(1)各部の動作・制御 :

制御手段101では、まず、撮影部位または撮影方向等の情報をユーザインターフェースなどから取得する。これらの情報は、ユーザが撮影部位等を特定することで行う。例えば、表示部とタッチパネルとを兼ね備えた当該画像処理装置のユーザインターフェース(図示せず)から、撮影部位が表示されたボタンを押すこと等により入力される。そのほか、磁気カード、バーコード、HIS(病院内情報システム:ネットワークによる情報管理)等を利用して行われる。

【0084】

(2)放射線画像入力 :

放射線発生器30は制御手段101によって制御されており、放射線発生器30から放射された放射線は、被写体5を通して放射線画像読取器40の前面に装着されている撮像パネルに照射される。そして、放射線画像読取器40では、被写体5を透過した放射線を検知して、画像信号として取得する。

【0085】

具体的な構成例としては、輝尽性蛍光体プレートを用いたものとして、特開平11-142998号公報や特開2002-156716号公報に記載されたものがある。また、フラットパネルディテクタ(FPD)を入力装置として用いるものには、特開平6-342098号公報に記載された、検出したX線を直接電荷に変換し、画像信号として取得するものや、特開平9-90048号公報に記載された、検出したX線を一旦光に変換した後、その光を受光して電荷に変換する、間接方式のものがある。

【0086】

なお、放射線画像読取器40は、放射線画像を記録した銀塩フィルムにレーザ、蛍光灯等の光源からの光を照射し、この銀塩フィルムの透過光を光電変換して画像データを生成してもよい。また、放射線量子計数型検出器を用いて放射線エネルギーを直接電気信号に変換して画像データを生成する構成であってもよい。

【0087】

被写体5の放射線画像を得る際には、放射線発生器30と放射線画像読取器40の撮像

10

20

30

40

50

パネルの間に被写体 5 が位置するものとされて、放射線発生器 30 から放射された放射線が被写体 5 に照射されると共に、被写体 5 を透過した放射線が撮像パネルに入射される。

【 0 0 8 8 】

(3) 関心領域設定 :

ところで、放射線画像の撮影に際しては、例えば診断に必要とされない部分に放射線が照射されないようにするために、あるいは診断に必要とされない部分に放射線が照射されて、この部分で散乱された放射線が診断に必要とされる部分に入射されて分解能が低下することを防止するため、被写体 5 の一部や放射線発生器 30 に鉛板等の放射線非透過物質を設置して、被写体 5 に対する放射線の照射野を制限する照射野絞りが行われる。

【 0 0 8 9 】

この照射野絞りが行われた場合、照射野内領域と照射野外領域の画像データを用いてレベルの変換処理やその後の階調処理を行うものとすると、照射野外領域の画像データによって、照射野内の診断に必要とされる部分の画像処理が適正に行われなくなってしまう。このため、画像データ生成手段 110 では、照射野内領域と照射野外領域を判別する照射野認識が行われる。

【 0 0 9 0 】

照射野認識では、例えば特開昭 63-259538 号で示される方法が用いられて、図 3A に示すように撮像面上の所定の位置 P から撮像面の端部側に向かう線分上の画像データを用いて例えば微分処理が行われる。この微分処理によって得られた微分信号 Sd は、図 3B に示すように照射野エッジ部で信号レベルが大きくなるため、微分信号 Sd の信号レベルを判別して 1 つの照射野エッジ候補点 EP1 が求められる。この照射野エッジ候補点を求める処理を、撮像面上の所定の位置を中心として放射状に行うことにより複数の照射野エッジ候補点 EP1~EPk が求められる。このようにして得られた複数の照射野エッジ候補点 EP1~EPk の隣接するエッジ候補点を直線あるいは曲線で結ぶことにより照射野エッジ部が求められる。

【 0 0 9 1 】

また、特開平 5-7579 号で示される方法を用いることもできる。この方法では、撮像面を複数の小領域に分割したとき、照射野絞りによって放射線の照射が遮られた照射野外の小領域では、略一様に放射線の放射線量が小さくなり画像データの分散値が小さくなる。また、照射野内の小領域では、被写体によって放射線量が変調されることから照射野外に比べて分散値が高くなる。さらに、照射野エッジ部を含む小領域では最も放射線量が小さい部分と被写体によって変調された放射線量の部分が混在することから分散値は最も高くなる。このことから、分散値によって照射野エッジ部を含む小領域が判別される。

【 0 0 9 2 】

また、特開平 7-181609 号で示される方法を用いることもできる。この方法では、画像データを所定の回転中心に関して回転移動させて、平行状態検出手段によって照射野の境界線が画像上に設定された直交座標の座標軸と平行となるまで回転を行うものとし、平行状態が検出されると、直線方程式算出手段によって回転角度と回転中心から境界線までの距離によって回転前の境界の直線方程式が算出される。その後、複数の境界線に囲まれる領域を直線方程式から決定することで、照射野の領域を判別することができる。また照射野エッジ部が曲線である場合には、境界点抽出手段で画像データに基づき例えば 1 つの境界点を抽出し、この境界点の周辺の境界候補点群から次の境界点を抽出する。以下同様に、境界点の周辺の境界候補点群から境界点を順次抽出することにより、照射野エッジ部が曲線であっても判別することができる。

【 0 0 9 3 】

照射野認識が行われると、放射線画像読取器からの画像データ DT の分布を所望のレベルの分布に変換する際に、放射線画像読取器からの画像データ DT のレベルの分布を決定するための領域（以下「関心領域」という）の設定を行う。

【 0 0 9 4 】

この関心領域の設定では、たとえば胸部正面画像では診断上重要な領域がすべて含まれ

10

20

30

40

50

るよう肺野全体に設定される。この関心領域の設定は例えば図7のように画像内の1/3～2/3の領域での水平方向の平均プロファイルを作成し、はじめに画像中央の最小値Pを決定する。次に画像の両端に向かって、最大値を検出する(図7中のA、B)。次にそれぞれの最大値から画像端に向かって、最大値と最小値間の所定の割合になる点を探すことで関心領域の左右端を決定することができる。この所定の割合については例えば経験的に4/5程度にすることで、適切に左右端を決定することができる。さらに得られた左右端の範囲での垂直方向の平均プロファイルを作成し、水平方向と同様な処理を行い、図中のX,Y,Qを検出することで上下端を決定できる。このほか診断上重要な部分は画像中央に撮影されることを考慮し関心領域画像中央に設定する、頭部などのように診断上重要な部分が広範囲に渡る場合は照射野領域全体を関心領域に設定する方法などが考えられる。

10

【0095】

(4) 特徴量算出：

ここで、特徴量算出手段130は、放射線画像内の特徴量を算出する。この特徴量として、たとえば、画像に微分フィルタあるいはラプラシアンフィルタなどの高周波領域を抽出するフィルタ処理を行うことによって得られるエッジ成分の絶対値を画像のエッジ領域のコントラストとしてとることができます。

【0096】

図4(a)は頸椎についてのオリジナルの画像、図4(b)は図4(a)の頸椎画像について抽出されたエッジを示した様子である。

【0097】

20

この場合、コントラストの大きさ、すなわちエッジ成分の絶対値の大きさにしたがって点数をつけ、点数がどの画素値にどのように分布しているかのヒストグラムを作成することで、コントラスト(エッジ)の大きさを各画素への重みとして用いることができる。ここで点数のつけ方については、たとえば絶対値がある経験的に定められた閾値A以下の場合は絶対値の値を点数とし、A以上の場合は0とすることで人体から構成されると予想されるエッジのみにエッジに応じた点数を与えることができる。この他、閾値Aを用いて、図8のような関数を用いて滑らかに変化させてもよい。

【0098】

また、たとえば、エッジ領域の抽出にはラプラシアンピラミッド法やウェーブレットなどの多重解像度法を用いることができる。これらの多重解像度法を用いた高周波成分抽出については、たとえば特開平5-244508号公報や特開平6-274614号公報に詳しい記載がある。

30

【0099】

上記コントラストにより算出された重み付けの値を画像内のすべてのエッジ領域について総和した値が特徴量に相当する。このほか、特徴量としては、たとえば、画像平均濃度や、画像内の画素信号値の分散値や中央度(どれだけ中央(画像中心)に近いかの度合い)、なども考えられ、このほか

- (a) 領域内の画素信号値の最大値もしくは最小値のいずれか、
- (b) 領域内の画素信号値のメジアン、
- (c) 領域内の画素信号値の最頻値(モード)、
- (d) 領域内の画素信号値の分散もしくは標準偏差のいずれか一方、
- (e) 隣接あるいは所定間隔の画素の画素値差分、

40

なども考えられる。

【0100】

(5) 特徴量統合：

ここで特徴量統合手段130では、特徴量算出手段120で算出された複数の特徴量のなかで、より診断に重要な組み合わせが重要視されるように結合される。これにより、診断に必要な領域を重視した処理が可能となる。

【0101】

より具体的には例えば、たとえば、(x,y)を画素、P(x,y)を画素値とし、画像エッジ部

50

のコントラスト $W_1(x, y)$ 、画像中央度 $W_2(x, y)$ とした場合、結合重みを $A(P, W_1, W_2)$ とすれば特徴量 C を、

$$C = A(P, W_1, W_2)P(x, y) + A(P, W_1, W_2)W_1(x, y) + A(P, W_1, W_2)W_2(x, y)$$

で与えることができる。ここで P はエッジ領域すべてでの総和を表すものとする。 A をたとえば $P1 < P < P2, W1 < W_1 < W2, W3 > W_2$ を満たす領域でのみ 2 を取り、その他の領域では 1 をとるようにすれば、信号値が人体領域と推定される $P1 \sim P2$ の範囲かつ、照射野のエッジなどを除いた人体により形成されるエッジの範囲 $W1 \sim W2$ にエッジがあり、ある一定値 $W3$ よりが画像中央にある画素にのみ、2 倍の得点を配点することができる。これらの $P1, P2, W1 \sim W3$ は判別分析法などを使用し、経験的に求められる値である。この結合には上記のような方法のほかファジイ積分を用いた手法も考えられる。

10

【0102】

(6) 特徴量評価 :

ここで、特徴量評価手段 140 は、特徴量算出手段 120 で算出され、特徴量統合手段 130 で統合された特徴量を、特徴量評価関数により評価する。

【0103】

以下、ルックアップテーブルの使用効率を最大にする階調処理の例について説明する。この特徴量評価関数 E としてのは、基本式として、

$$E = f(x / x')W(x'),$$

と示すことができる。

【0104】

20

ここで、 f は特徴量評価関数、 x は x における画素値の微小変化であり、具体的にはある一定値 x' を x を中心に可算、減算したもので区間($x - x'$, $x + x'$)の長さを表す。また x' は階調特性を決定するルックアップテーブルである LUT 通過後の X の値 x' の微小変化で具体的には LUT による X の変換後の値を LUT(x) で表せば区間($LUT(x - x')$, $LUT(x + x')$)の長さを表す。また、 $W(x')$ は x' の重みである。図 5 (a) では、 x_1 における x_1 と x_1 、 x_2 における x_2 と x_2 の例を示している。このような特徴量評価関数 f を、エッジと認められる全ての点で行って E を算出する。

【0105】

なお、特徴量評価関数 f としては、

$$x / x = 1.0 \text{ では } 1.0,$$

$$x / x = 5 \text{ では } 5,$$

$$x / x = 1 \text{ では } 0,$$

$$x / x = 1 / 5 \text{ では } -5,$$

$$x / x = 1 / 1.0 \text{ では } -1.0,$$

30

などとすることができます。このような特徴量評価関数 f としては、たとえば、図 6 (a) あるいは図 6 (b) のような特性になる。

【0106】

また、たとえば、階調特性を決定するルックアップテーブル(図 5 参照)のシフト値 S 、グラデーション値 G を変数として、ある SG 値のルックアップテーブルで変換した後の画像からエッジ検出処理を行い、その比を取る方法が考えられる。この SG 値は具体的には基本となる LUT に対して、 $LUT(Ax - B)$ により画像を変換した場合、グラデーション値 G を A 、シフト値 S を B と定義する。

40

【0107】

すなわち、評価関数を E とすると、

$$E(S, G) = EDE(S, G) / ORG_E(S, G)$$

とすればよい。

【0108】

ここで、 $EDE(S, G)$ はルックアップテーブル変換後の画像の平均コントラスト、 $ORG_E(S, G)$ はオリジナルの画像の平均コントラストである。このコントラストはたとえば、直接画像から求めるものではなく、入力は常に一定値とし、あるしきい値

50

を超えるエッジ点でのルックアップテーブル通過後、この一致値の振幅がどう変わったかを評価するものでも良い。すなわち、以下のようにある。

$E(S, G) = \{ (LUT(S, G, x + A) - LUT(S, G, x - A)) / (2 * A) * W(x) \} \dots (A)$ 、で与えられる。ここで A は画素値 x における微小区間を表す定数で例えば 12 ビット階調の画像でに対して 5 などの非常に小さい値が選ばれる。また $W(x)$ は各画素に対する重要度をあらわした重みであり、 $LUT(S, G, x)$ は与えられた S, G 値でのルックアップテーブルで画像内の点 x を変換した際の出力値を示し、 \cdot は検出されたエッジ点の全ての領域での和を表す。ここでは、コントラストの評価を例にしたが、同様に変換後の画像と変換前の画像の分散の比を評価関数とすることもできるし、同様に変換後の画像の平均濃度を評価関数とすることもできる。

10

【0109】

たとえば、分散の比の場合、

$$E(S) = \{ VAR(S) / ORG_V(S) \}$$

となる。ここで、 $VAR(S)$ は変換後の平均分散、 $ORG_V(S)$ はオリジナル画像の分散とし、 \cdot は画像のある領域内の点における和を表す。

【0110】

さらに、たとえば、平均の比の場合、

$$E(S) = AVE(S, G) - A$$

となる。ここで、 $AVE(S, G)$ は変換後の平均信号値、 A は定数である。

20

【0111】

(7) パラメータ決定：

ここで、パラメータ決定手段 150 は、特微量評価手段 140 で特微量評価関数により評価された結果である $E(S, G)$ が最大あるいは最小になるような S 値、 G 値を求める。

【0112】

このようにすることで、たとえば、特微量をコントラストとすれば、 $E(S, G)$ が最大になるようにすることで、変換後の画像の全体としての重要領域のコントラスト増幅率を最大になるようにすることができる。

【0113】

また、たとえば、特微量を分散とすれば、評価関数が最小になるようにすることで、ある領域内の画像のばらつきが最も小さくなるように S 値を決定できる。

30

【0114】

また、たとえば、特微量が平均値の場合には、評価関数が最小になるようにすることで、ある領域内の画像平均値が特定の定数 A と等しくなるようにできる。

【0115】

さらに、これらの関数を組み合わせることで、評価手段 140 において別の評価関数を作成することも可能である。

【0116】

また、以上の特微量評価結果を単独に用いるのではなく、複数を組み合わせて、変換後の画像の全体として重要領域のコントラスト増幅率、平均値を所望の状態にすることもできる。具体的にはコントラスト増幅率の評価関数を $EC(S, G)$ 、平均値を $EA(S)$ とすれば、

40

$$E(S, G) = EA(S) * EC(S, G),$$

を評価関数とすることで、コントラストが大きく濃度が所定値 A に近いほど高い得点を算出することができ、したがって、平均画素値が A に近くコントラストの増幅率が高い LUT を決定することができる。

【0117】

なお、以上の説明で、パラメータライズされた変換方法は、階調処理のためのルックアップテーブルによる画素値変換の他に、周波数強調処理やイコライゼーション処理などが考えられる。これらの処理については特開 2001-120524 号公報、特開昭 62 -

50

62373号公報、特開平9-44645号公報や特許第2663189号公報などに詳しい記載がある。評価関数として、処理前と処理後の分散の比やエッジサイズの変化率などをとることで、これらの処理に対して適切なパラメータを決定することが可能となる。例えば、周波数強調処理は強調係数、イコライゼーション処理における信号補正関数の傾きの絶対値Kなどによって処理が決定されるが、周波数強調処理の評価関数として $E_F(\cdot) = [E_{DGE}(\cdot) / E_{DGE_ORG}(\cdot)] / [V_{AR}(\cdot) / O_{RG_V}(\cdot)] - A$ 、選べば、エッジの増幅度と画素分散値の比が特定値Aにつねに近くなるように強調度を決定することができ、エッジの強調と画像のざらつきをコントロールすることが可能となる。ここで $E_{DGE}(\cdot)$ はオリジナル画像の平均コントラスト、 $E_{DGE_ORG}(\cdot)$ は周波数強調処理後の平均コントラスト、 $V_{AR}(\cdot)$ は周波数強調後の画像平均分散値の $O_{RG_V}(\cdot)$ はオリジナル画像の平均信号値、 A は経験的に定まる定数である。

【0118】

さらにイコライゼーション処理の場合、 $D_{ORG}(K)$ をオリジナル画像のダイナミックレンジ（画像内の最大信号値-最小信号値）、 $D(K)$ をイコライゼーション処理後のダイナミックレンジ、 $L(K, x)$ を画素 x のイコライゼーション処理後の値を L_{UT} により変換した場合の値としたとき、

$$E_F(K) = \{L(K, x + A) - L(K, x - A) / 2 * A\} / \{D(K) / D_{ORG}(K)\},$$

で与える。ここで \cdot はたとえば検出されたエッジ領域すべてにおける総和を表すものとする。このようにすることで画像全体のコントラストを考慮し、かつ診断上重要な領域のイコライゼーション処理後のコントラスト増幅度が適切になるように補正の強度を決定することができる。上式の \cdot は適切な値が算出されるようにするための補正係数で経験的に求められる値である。

【0119】

（8）画像処理：

画像処理手段160は、画像データ生成手段110からの画像データについて、以上の説明のようにしてパラメータ決定手段150で決定されたパラメータにしたがって、画像処理を実行する。

【0120】

具体的には例えば階調処理においては、上記の評価関数（A）により決定された S_G 値と L_{UT} を使用して、画像データの各画素 X を $L_{UT}(G_x - A)$ によって変換する。このようにすることで、処理済み画像は与えられた評価関数、すなわち上記例では変換後の重要画素のコントラスト増大率が最大になるように変換された画像となる。また、周波数強調処理やイコライゼーション処理においても同様に上記のような評価関数により決定した強調係数あるいは補正係数により、処理が行われる。この処理済み画像データは、図示されない画像表示手段、各種外部機器、画像出力装置などに供給される。

【0121】

以上のように、放射線画像毎の特徴量に基づいて評価して決定したパラメータにより画像処理を実行するので、例えば、各信号値に対して特徴量に基づいて、重要度に応じた重み付けをして、各画素の階調処理用 L_{UT} により変換した際の信号の増幅度を算出し、増幅度と重みを掛け合わせた値のすべての画素での総和が最大になるような L_{UT} を決定することで適切な画像処理が実行できる。ここで特徴量に基づいた重要度とは、たとえば一般に診断上重要なポイントは画像中央に位置することが多く、さらにエッジ成分をもつことなどから、特徴量として画像中心との距離を測る画像中央度と微分フィルタなどを用いて検出した各画素におけるエッジ強度を使用し、それらの値に基づいて決定される量である。また、増幅度としてはたとえば各画素値における L_{UT} の傾きやそれに相当する量を考えることができる。

【0122】

この結果、画像処理条件決定の失敗により診断が困難となる状況の発生は防止され、画像データ毎に適切なパラメータが決定されるようになるので、いかなる場合であっても適切な条件あるいは適切に近い条件で画像処理することが可能になる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0123】

【図1】本発明の一実施の形態例の全体構成を機能的に示す機能ブロック図である。

【図2】本発明の一実施の形態例の全体処理の流れを示すフローチャート図である。

【図3】本発明の実施の形態例における処理の様子を示す説明図である。

【図4】本発明の実施の形態例における処理の様子を示す説明図である。

【図5】本発明の実施の形態例における処理の様子を示す説明図である。

【図6】本発明の実施の形態例における処理の様子を示す説明図である。

【図7】本発明の実施の形態例における処理の様子を示す説明図である。

【図8】本発明の実施の形態例における処理の様子を示す説明図である。

10

【符号の説明】

【0124】

5 被写体

30 放射線発生装置

40 放射線画像読取器

100 画像処理装置

101 制御手段

110 画像データ生成手段

120 特徴量算出手段

130 特徴量統合手段

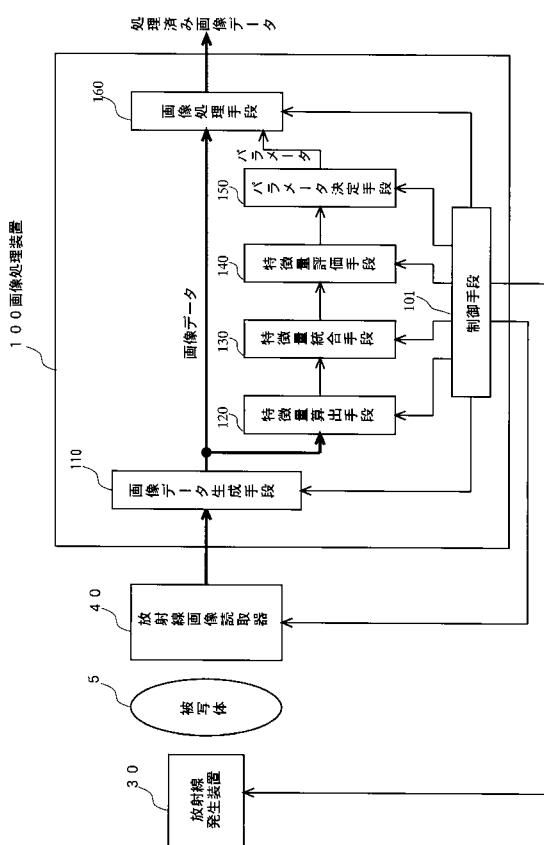
140 特徴量評価手段

150 パラメータ決定手段

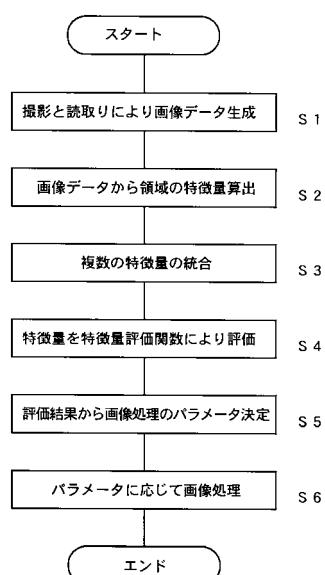
160 画像処理手段

20

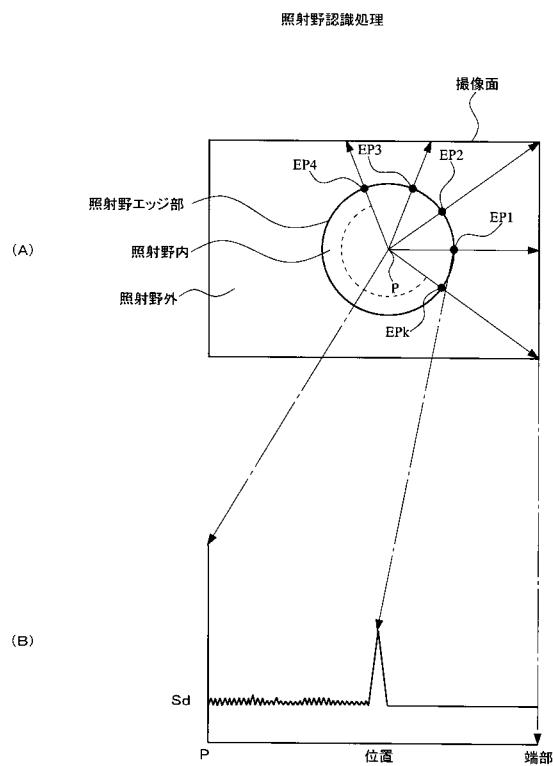
【図1】



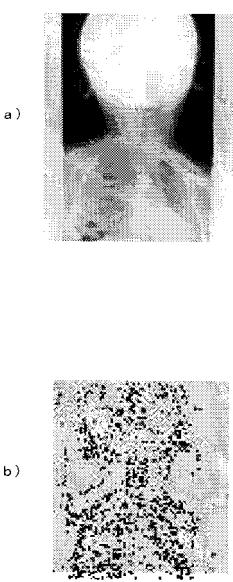
【図2】



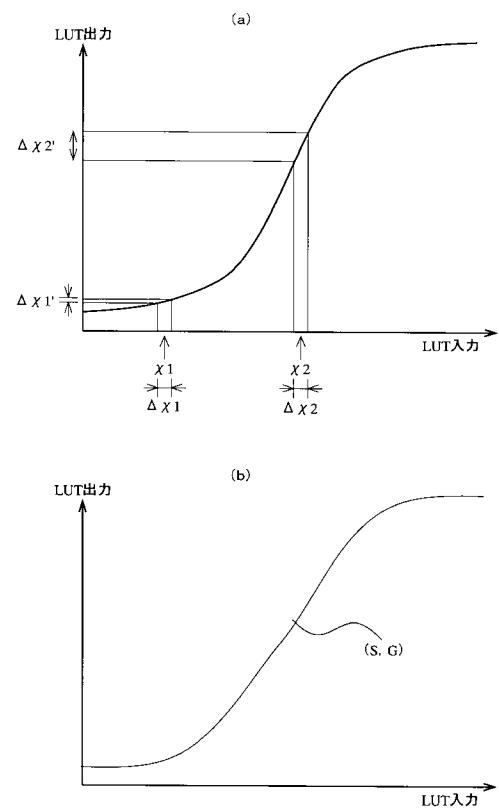
【図3】



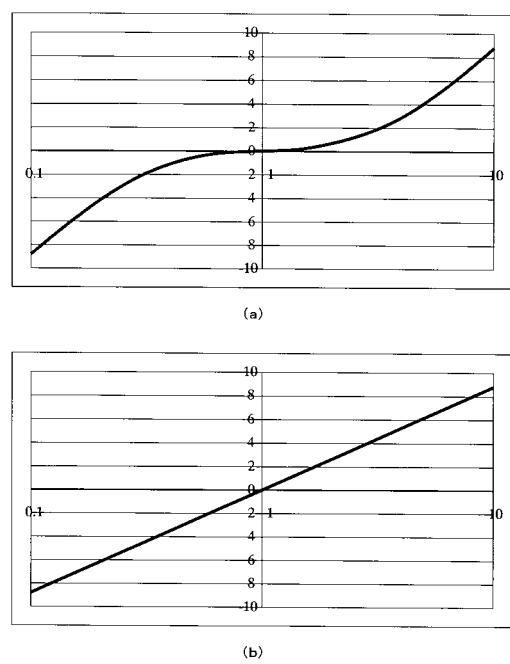
【図4】



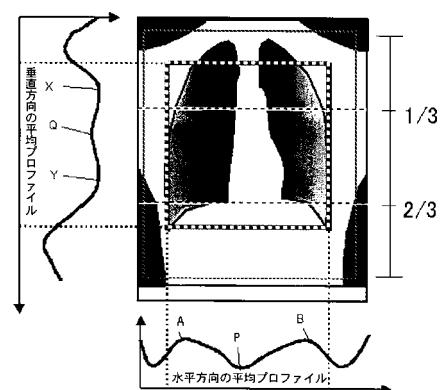
【図5】



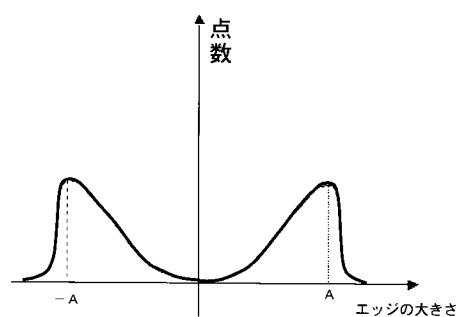
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-74325(JP,A)
特開平9-167238(JP,A)
特開2001-86409(JP,A)
特開2002-183726(JP,A)
特開2001-29335(JP,A)
特開2000-157518(JP,A)
特開2000-79110(JP,A)
特許第3402630(JP,B2)
特開9-44645(JP,A)
特開2002-183727(JP,A)
特開平11-66280(JP,A)
特開平6-274614(JP,A)
特開2001-29335(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 ~ 6 / 14