

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3937660号
(P3937660)

(45) 発行日 平成19年6月27日(2007.6.27)

(24) 登録日 平成19年4月6日(2007.4.6)

(51) Int.C1.

F 1

GO 6 T	5/00	(2006.01)	GO 6 T	5/00	100
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	350M
HO 4 N	1/409	(2006.01)	HO 4 N	1/40	101D

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願平11-254184
 (22) 出願日 平成11年9月8日(1999.9.8)
 (65) 公開番号 特開2000-155838 (P2000-155838A)
 (43) 公開日 平成12年6月6日(2000.6.6)
 審査請求日 平成16年12月14日(2004.12.14)
 (31) 優先権主張番号 特願平10-265354
 (32) 優先日 平成10年9月18日(1998.9.18)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100090273
 弁理士 國分 孝悦
 (72) 発明者 新富 弘之
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ャノン株式会社内
 審査官 真木 健彦
 (56) 参考文献 特開平10-171983 (JP, A)
 特開平06-339025 (JP, A)
 特開昭64-050171 (JP, A)
 特開平06-292008 (JP, A)
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】画像処理方法、及び、コンピュータ読み取り可能な記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

原画像データに対し階調変換処理及び周波数処理を施す画像処理方法であって、前記原画像データにおける被写体内の領域から、階調変換曲線を生成するための値を抽出する工程と、

前記原画像データに基づく高周波成分を生成する工程と、

前記高周波成分を、前記階調変換曲線の傾きに基づいて変更する工程と、

前記変更した高周波成分に基づき画像データを生成する工程とを備えることを特徴とする画像処理方法。

【請求項2】

前記階調変換曲線を生成するための値は、前記被写体内の領域から抽出された最大値、最小値及び特徴量の少なくともいずれか一つであることを特徴とする請求項1に記載の画像処理方法。

【請求項3】

前記階調変換曲線に基づいて前記原画像データを階調変換処理する工程を備えることを特徴とする請求項1に記載の画像処理方法。

【請求項4】

前記被写体内の領域は、直接X線が照射されている領域であるす抜け領域及び該す抜け領域と一定幅で接する領域に基づき抽出されることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の画像処理方法。

【請求項 5】

原画像データに対し諸調変換処理及び周波数処理を施す画像処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、

前記原画像データにおける被写体内の領域から、階調変換曲線を生成するための値を抽出する工程と、

前記原画像データに基づく高周波成分を生成する工程と、

前記高周波成分を、前記階調変換曲線の傾きに基づいて変更する工程と、

前記変更した高周波波成分に基づき画像データを生成する工程とをコンピュータに実行させるためのプログラムを記憶したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、X線画像等の画像のダイナミックレンジ圧縮処理機能を有する画像処理方法及びコンピュータ読み取り可能な記憶媒体に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

例えば、X線胸部画像は、X線が透過しやすい肺野の画像及びX線が非常に透過しにくい縦隔部の画像より構成されるため、画素値の存在するレンジが非常に広い。このため、肺野及び縦隔部の両方を同時に観察することが可能なX線胸部画像を得ることは困難であるとされてきた。

20

【0003】

そこで、この問題を回避する方法として、「SPIE Vol. 626 Medicine EXIV / PACS IV (1986)」に記載された方法（以下、「方法1」と言う）がある。この方法1は、処理後の画素値 S_D 、オリジナル画素値（入力画素値） S_{org} 、オリジナル画像（入力画像）の低周波数画像の画素値 S_{us} 、定数 A, B, C（例えば、A = 2, B = 0.7）を持って、

$$S_D = A [S_{org} - S_{us}] + B [S_{us}] + C \quad \dots \dots (1)$$

なる式(1)で表されるものである。

【0004】

上述のような方法1では、高周波成分（第1項）、低周波成分（第2項）の重み付けを変えることが可能で、例えば、定数 A, B を A = 2, B = 0.7 とした場合、高周波成分を強調し、且つ全体のダイナミックレンジを圧縮する効果が得られる。これは、ある放射線医師達によれば、本処理なしの画像と比較して、診断に有効であるという評価が得られている。

30

【0005】

また、第2509503特許公報等には、処理後の画素値 S_D 、オリジナル画素値（入力画素値） S_{org} 、オリジナル画像（入力画像）のY方向のプロファイルの平均プロファイル P_y とX方向のプロファイルの平均プロファイル P_x を持つて、

$$S_D = S_{org} + F [G (P_x, P_y)] \quad \dots \dots (2)$$

なる式(2)で表される方法（以下、「方法2」と言う）が記載されている。

40

【0006】

ここで、式(2)での関数 $f(x)$ が有する特性について説明すると、まず、「 $x > Dth$ 」では $f(x)$ が「0」となり、「 $0 < x < Dth$ 」では $f(x)$ が切片を「E」、傾きを「 E/Dth 」として単調減少するものとなり、次の式(3)で表される。

$$\begin{aligned} \text{if } (x > Dth) \quad f(x) &= E - (E/Dth)x \\ \text{else} \quad f(x) &= 0 \end{aligned} \quad \dots \dots (3)$$

また、” P_x ”及び” P_y ”は、

$$P_y = (P_{yi})/n \quad \dots \dots (4)$$

$$P_x = (P_{xi})/n \quad \dots \dots (5)$$

なる式(4)及び(5)で表される。

50

【0007】

式(4)及び(5)において、"i"は"i = 1 ~ n"であり、"Pyi"及び"Px i"はプロファイルであり、また、式(2)での"G(Px, Py)"は、例えば、
 $G(Px, Py) = \max(Px, Py) \dots \dots \dots (6)$

で示される。

【0008】

上述のような方法2では、低周波画像の画素値で"Dth"以下の濃度レンジが圧縮される。

【0009】

また、方法2(第2509503特許公報等に記載の方法)と同様の方法(以下、「方法3」と言う)が「日本放射線技術学会雑誌 第45巻第8号1989年8月 1030頁 阿部ほか」に記載されている。この方法3は、処理後の画素値 S_d 、オリジナル画素値(入力画素値) S_{org} 、オリジナル画像(入力画像)をマスクサイズ $M \times M$ 画素で移動平均をとった時の平均画素値 S_{us} 、単調減少関数 $f(x)$ を持って、

$$S_d = S_{org} + f(S_{us}) \dots \dots \dots (7)$$

$$S_{us} = S_{org} / M^2 \dots \dots \dots (8)$$

なる式(7)及び(8)で表されるものである。

【0010】

方法3は、式(2)によって表される方法2とは低周波画像の作成方法が異なり、方法2では1次元データで低周波画像を作成していたのに対し、2次元データで低周波画像を作成する方法である。このような方法3によっても、低周波画像の画素値で"Dth"以下の濃度レンジが圧縮される。

【0011】

また、第2663189特許公報等には、処理後の画素値 S_d 、オリジナル画素値(入力画素値) S_{org} 、オリジナル画像(入力画像)をマスクサイズ $M \times M$ 画素で移動平均をとった時の平均画素値 S_{us} 、単調増加関数 $f_1(x)$ を持って、

$$S_d = S_{org} + f_1(S_{us}) \dots \dots \dots (7)$$

$$S_{us} = S_{org} / M^2 \dots \dots \dots (8)$$

なる式(7)及び(8)で表される方法(以下、「方法4」と言う)が記載されている。

【0012】

ここで、式(7)での関数 $f_1(x)$ が有する特性について説明すると、まず、「 $x < Dth$ 」では $f_1(x)$ が「0」となり、「 $Dth < x$ 」では $f_1(x)$ が切片を「E」、傾きを「 E / Dth 」として単調減少するものとなり、次の式(11)で表される。

$$f_1[x] = E - (E / Dth) X \dots \dots \dots (11)$$

【0013】

上述のような方法4では、低周波画像の画素値 Dth 以上の画素値(濃度値)が圧縮される。このときのアルゴリズムについては、方法3(「日本放射線技術学会雑誌 第45巻第8号1989年8月 1030頁 阿部ほか」等に記載の方法)と同様である。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したような従来の方法では、取得画像(入力画像)を階調変換してフィルムやCRTに対して出力した場合、視認確認できない濃度値もしくは輝度値の範囲に階調変換後の注目領域(被写体領域等)の濃度値もしくは輝度値がかかるのを防ぐことを目的としていた。

【0015】

このため、従来の方法では、圧縮開始位置や圧縮率が固定であり、ダイナミックレンジ圧縮を施した取得画像を階調変換した場合、注目領域の濃度値もしくは輝度値が視認領域に入らないことがあった。これは診断等に支障をきたす問題につながる。

【0016】

また、取得画像によっては、被写体部分の圧縮が必要以上に行なわれてしまい、本来被写

10

20

30

40

50

体部分が保持している情報量が無意味に損出される場合があった。これは、診断能等が低下する問題につながる。

【0017】

さらに、ダイナミックレンジを拡大するという発想が無かったので、フィルムやC R T上に画像を出力する場合に、注目領域のダイナミックレンジを有効に出力することができないという問題があった。すなわち、注目領域のダイナミックレンジを所定の領域に変換するという思想がなかった。

【0018】

本発明は上記のような問題を解決するためになされたもので、高周波成分の振幅を保った状態で、注目領域のダイナミックレンジを所定の濃度領域に変換できるようにすることを目的とする。

10

【0019】

【課題を解決するための手段】

本発明の画像処理方法は、原画像データに対し諧調変換処理及び周波数処理を施す画像処理方法であって、前記原画像データにおける被写体内の領域から、階調変換曲線を生成するための値を抽出する工程と、前記原画像データに基づく高周波成分を生成する工程と、前記高周波成分を、前記階調変換曲線の傾きに基づいて変更する工程と、前記変更した高周波波成分に基づき画像データを生成する工程とを備えることを特徴とする。

本発明のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、原画像データに対し諧調変換処理及び周波数処理を施す画像処理方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体であって、前記原画像データにおける被写体内の領域から、階調変換曲線を生成するための値を抽出する工程と、前記原画像データに基づく高周波成分を生成する工程と、前記高周波成分を、前記階調変換曲線の傾きに基づいて変更する工程と、前記変更した高周波波成分に基づき画像データを生成する工程とをコンピュータに実行させるためのプログラムを記憶したことを特徴とする。

20

【0043】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面と共に説明する。

【0044】

(第1の実施の形態)

30

図1は、本発明の実施の形態による画像処理装置100を示す。

この画像処理装置100は、濃度値変換機能を有するX線画像の画像処理装置であり、前処理回路106、濃度値変換部113、C P U 1 0 8、メインメモリ109、操作パネル110、画像表示装置111を備えており、C P Uバス107を介して互いにデータ授受されるようになされている。

【0045】

また、画像処理装置100は、前処理回路106に接続されたデータ収集回路105と、データ収集回路105に接続された2次元X線センサ104及びX線発生回路101とを備えており、これらの各回路はC P Uバス107にも接続されている。

【0046】

40

図2は画像処理装置の流れを示すフローチャートである。

図3(a)は入力画像を示し、図3(b)は上記入力画像からX線の照射領域とす抜け領域(X線が素通りした領域)とを削除した図である。

図4は階調変換曲線上で視認できる濃度域と注目領域の濃度域との関係を示す図であり、横軸が入力画像の濃度値、縦軸が出力画像の濃度値である。

【0047】

上記構成による画像処理装置100において、メインメモリ109は、C P U 1 0 8の処理に必要な各種のデータなどが記憶されると共に、C P U 1 0 8の作業用としてのワークメモリを含む。C P U 1 0 8は、メインメモリ109を用いて、操作パネル110からの操作に従って装置全体の動作制御等を行う。これにより画像処理装置100は、以下のよ

50

うに動作する。

【0048】

まず、X線発生回路101は、被検査体103に対してX線ビーム102を放射する。このX線ビーム102は、被検査体103を減衰しながら透過して、2次元X線センサ104に到達し、2次元X線センサ104よりX線画像として出力される。ここでは、2次元X線センサ104から出力されるX線画像を、例えば図3(a)のような膝、胸椎画像とする。

【0049】

データ収集回路105は、2次元X線センサ104から出力されたX線画像を電気信号に変換して前処理回路106に供給する。前処理回路106は、データ収集回路105からの信号(X線画像信号)に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を行う。前処理が行われたX線画像信号は入力画像として、CPU108の制御により、CPUバス107を介してメインメモリ109、照射領域抽出回路112及び濃度値変換部113のす抜け削除回路113aに転送される。

【0050】

濃度値変換部113において、113aはす抜け領域とす抜け領域と一定幅で接する体領域とを削除するす抜け削除回路、113bはす抜け削除回路113aで削除されなかった領域から、濃度値の最大値と最小値を算出する最高値最小値抽出回路、113cは入力画像の平滑化画像を作成する平滑化画像作成回路、113dは入力画像と平滑化画像との差分から高周波成分を作成する高周波成分作成回路、113eは最大値最小値抽出回路113bで抽出された最大値と最小値に基づき平滑化画像の濃度値を変換する濃度値変換回路、113fは濃度値変換回路113eで変換された画像に高周波成分作成回路113dで作成した高周波を足し込む高周波成分足し込み回路である。

【0051】

次に濃度値変換部113の動作について図2のフローチャートにより説明する。

CPUバス107を介して前処理回路106で処理された入力画像をCPU108の制御により受信した照射領域抽出回路112は、入力画像中の照射領域を抽出する(ステップS201)。また、同時に入力画像を受信したす抜け削除回路113aは照射領域外及び照射領域内のす抜け領域とす抜け領域と一定間隔内で接する体領域とを例えれば0画素で置き換える(ステップS202)。具体的には次の式(12)で表されるような画像の変換を行う。

【0052】

【数1】

$$f_1(x, y) = f(x, y) \prod_{x_1=-d_1}^{x_1=d_1} \prod_{y_1=-d_2}^{y_1=d_2} \text{sgn}(x+x_1, y+y_1) \quad \dots \dots (12)$$

【0053】

ここで、 $f(x, y)$ は画像データを示し、 $f_1(x, y)$ はす抜け領域及びす抜け領域と一定間隔内で接する体領域を削除した後の画像を示す。 $\text{sgn}(x, y)$ は以下の式(4)のように表される。Th1は実験により定められる定数、 d_1, d_2 は体領域を削除する幅を決める定数である。

$$\text{sgn}(x, y) = 0 \quad f(x, y) \quad \text{Th1のとき}$$

$$\text{sgn}(x, y) = 1 \quad \text{その他} \quad \dots \dots (13)$$

図3(b)は、入力画像の照射領域外及びす抜け領域を0で置き換えた場合の画像である。

【0054】

次に、最大最小値抽出回路113bでは、画像濃度値の最大値(図4の"d2")と最小

10

20

30

40

50

値（図4の”d3”）を算出する（ステップS203）。ここで、最大値、最小値を算出するのに、照射領域及び抜け領域を除去した領域の平滑化画像から抽出してもよい。次に平滑化画像作成回路113cは次式に従い平滑化画像を作成する（ステップS204）。 $f_{us}(x, y)$ は入力画像 $f_0(x, y)$ の平滑化（低周波）画像の画素値であり、例えば、式(14)～(18)、又は式(19)で示される。

【0055】

$$f_2(x, y) = \min \{f_0(x+x_1, y+y_1) - D(x_1, y_1) \\ | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots \dots (14)$$

$$f_3(x, y) = \max \{f_2(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \\ + x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots \dots (15)$$

$$f_4(x, y) = \max \{f_3(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \\ | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots \dots (16)$$

$$f_{us}(x, y) = \min \{f_4(x+x_1, y+y_1) \\ - D(x_1, y_1) | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \\ \dots \dots (17)$$

10

20

【0056】

” $D(x, y)$ ”は、円盤状フィルタであり、 r_1 を任意の定数とし、入力画像に応じて選択される。

$$D(x, y) = 0, x \times x + y \times y \leq r_1 \times r_1 \\ = -\infty, \text{ その他} \dots \dots (18)$$

【0057】

ここで得られた $f_{us}(x, y)$ のプロファイルはエッジ構造を保存しているものであり、従来ダイナミックレンジ圧縮の欠点であるオーバーシュート、アンダーシュートが起きないものである。

30

【0058】

平滑化画像は、例えば式(17)で示される平均濃度を用いてもよいし、次の式(19)を用いてもよい。ここで d は定数である。

【0059】

【数2】

$$f_{us}(x, y) = \frac{\iint_{-d-d}^{d-d} f_1(x+x_1, y+y_1) dx_1 dy_1}{\iint_{-d-d}^{d-d} dx_1 dy_1} \dots \dots (19)$$

40

【0060】

また、例えばErosion、Dilation、Opening、Closing等のモルフォロジカルフィルタを用い平滑化画像を作成してもよい。

【0061】

次に、高周波成分作成回路113cでは、入力画像 $f_0(x, y)$ と平滑化画像 $f_{us}(x, y)$ とから次式に従い高周波画像 $f_h(x, y)$ を作成する（ステップS205）。次に濃度値変換回路113eは、最大最小値値抽出回路113bで抽出した最大値(d3)、最小値(d2)、そして階調変換後の視認濃度値で決まる濃度値d1, d4に基づき次式により濃度値を変換し、濃度値変換した平滑化画像 $Sus0 \times (x, y)$ を作成する

50

(ステップS206)。

【0062】

図4において、 $S_{ightmax}$ と $S_{ightmin}$ が視認できる最大最小濃度値であり、 d_1 , d_4 に対応する。平滑化画像の濃度値が min （平滑化画像が取り得る最小値）から d_1 以下の場合、

$$S_{usuo}(x, y) = (d_1 - min) \times ((S_{us}(x, y)) - min) / (d_2 - min) + min \quad \dots \quad (20)$$

【0063】

$d_2 < S_{us}(x, y) < d_3$ の場合、

$$S_{usuo}(x, y) = (d_4 - d_1) \times (S_{us}(x, y) - d_2) / (d_3 - d_2) + d_1 \quad \dots \quad (21)$$

【0064】

$d_3 < S_{us}(x, y) < max$ の場合、

$$S_{usuo}(x, y) = (max - d_4) \times (S_{us}(x, y) - d_3) / (max - d_3) + d_4 \quad \dots \quad (22)$$

【0065】

そして、濃度値変換した画像 $S_{usuo}(x, y)$ に高周波画像 $f_h(x, y)$ を足し込み、最終画像 $f_e(x, y)$ を得る（ステップS207）。

$$f_e(x, y) = S_{usuo}(x, y) + f_h(x, y) \quad \dots \quad (23)$$

最終的には、得られた画像 $f_e(x, y)$ を階調変換回路114で階調変換してフィルム出力又は画像表示装置111に表示する。

【0066】

尚、本実施の形態では、す抜け領域がある画像に対する場合について説明したが、す抜け領域がない場合は、す抜け削除回路113aを経由せず、照射領域内の画像から、最大最小値抽出回路113bにより最大値と最小値を抽出すればよい。

【0067】

本実施の形態によれば、高周波成分を保持したまま、注目領域の画像を一定幅に圧縮、拡大することが可能であり、画像情報を有効に使える効果がある。さらに、上記一定幅をフィルムなどの視認領域とすれば、フィルム上の視認領域の幅に注目領域を拡大縮小することができる効果が有る。また、最大値、最小値を平滑化画像から抽出する場合は、濃度値変換部113での変換をより精度よく行える効果が有る。

【0068】

（第2の実施の形態）

図5は、本発明の実施の形態による画像処理装置を適用したX線撮影装置600の構成を示す。

【0069】

X線撮影装置600は、画像処理機能を有するものであり、前処理回路606、CPU608、メインメモリ609、操作パネル610、画像表示器611、及び画像処理回路612を備えており、これらの各回路はCPUバス607を介して互いにデータ授受されるようになされている。

【0070】

また、X線撮影装置600は、前処理回路606に接続されたデータ収集回路605と、データ収集回路605に接続された2次元X線センサ604及びX線発生回路601とを備えており、これらの各回路もCPUバス607に接続されている。

【0071】

画像処理回路612は、階調変換のための特徴量を算出する特徴抽出回路612aと、後述する第1の階調変換回路612dの階調変換曲線からダイナミックレンジを変更する範

10

20

30

40

50

囲と変更量を算出する制御回路 612b と、制御回路 612b で算出されたダイナミックレンジを変更する範囲と変更量から原画像のダイナミックレンジを変更する DRC 回路 612c と、DRC 回路 612c にてダイナミックレンジが変更された原画像の階調変換を行なう第 1 の階調変換回路 612d とを備えている。

【0072】

DRC 回路 612c は、原画像の階調変換を行なう第 2 の階調変換回路 613 と、第 2 の階調変換回路 613 にて階調変換された画像に対して原画像の高周波成分を足し込む高周波成分調整回路とを備えている。

【0073】

図 6 は、例えば、頸椎側面で撮影を行なった場合に得られる画像（X線撮影画像）において、特徴量を抽出する領域 a を示したものである。 10

【0074】

図 7 は、第 1 の階調変換回路 612d の階調変換曲線を示したものであり、この図 7 において、横軸は画素値を示し、縦軸は濃度値を示す。“S1”は、濃度上で視認識限界の下限濃度値に対応する画素値を示し、“Sh”は、濃度上で視認識限界の上限濃度値に対応する画素値を示す。“Smin”及び“Smax”は、注目領域の最小画素値及び最大画素値を示す。“Sa”は、特徴抽出回路 612a にて算出された特徴量に対応する画素値を示し、“d1”及び“dh”はそれぞれ、ダイナミックレンジの変更しない範囲の下限濃度値及び上限濃度値に対応する画素値を示す。 20

【0075】

図 8 は、第 2 の階調変換回路 613 の階調変換曲線を示したものであり、この図 8 において、横軸は入力画素値を示し、縦軸は出力画素値を示す。“d1”、“dh”、及び“Sa”は、図 7 での画素値と同じ画素値を示す。 20

図 8 に示す階調変換曲線 a は、直線成分のみから構成され、同図に示す階調変換曲線 b は、階調変換曲線 a の微分値が連続となるようななだらかな曲線から構成されている。

【0076】

ここで、上述のような X 線撮影装置 600 において、メインメモリ 609 は、CPU 608 による本装置全体の動作制御のための処理に必要な処理プログラムや各種のデータ等が記憶されるものであると共に、CPU 608 の作業用メモリとしてのワークメモリを含むものである。 30

したがって、CPU 608 は、メインメモリ 609 及びメインメモリ 609 に記憶された情報を用いて、操作パネル 610 からの操作に従った本装置全体の動作制御等を行なう。これにより、X 線撮影装置 600 は次のように動作する。

【0077】

先ず、X 線発生回路 601 が被写体 603 に対して X 線ビーム 602 を放射する。X 線発生回路 601 から放射された X 線ビーム 602 は、被写体 603 を減衰しながら透過して、2 次元 X 線センサ 604 に到達し、2 次元 X 線センサ 604 により X 線画像として出力される。この 2 次元 X 線センサ 604 から出力される X 線画像は、例えば、人体部画像である。

【0078】

データ収集回路 605 は、2 次元 X 線センサ 604 から出力された X 線画像を電気信号に変換して前処理回路 606 に供給する。前処理回路 606 は、データ収集回路 605 からの信号（X 線画像信号）に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を施す。この前処理回路 606 にて前処理が施された X 線画像信号は入力画像として、CPU 608 の制御により、CPU バス 607 を介して、メインメモリ 609 及び画像処理回路 612 にそれぞれ転送される。 40

【0079】

画像処理回路 612 は、例えば、図 9 に示すフローチャートに従って次のように動作する。

【0080】

先ず、CPUバス607を介して前処理回路606から供給された入力画像（前処理が施された原画像） $f_0(x, y)$ を、CPU608の制御により受信した特徴抽出回路612aは、階調変換のための特徴量 S_a を算出する（ステップS701）。

ここでの特徴量の抽出方法は、入力画像 $f_0(x, y)$ での被写体の部位毎に異なり、本出願人から複数の方法が提案されている。例えば、入力画像 $f_0(x, y)$ が、頸椎の撮影により得られた画像である場合には、特願平10-272284号に記載された方法を用いる。この方法は、特徴量 S_a として、図6の”a”に示した領域内の画素値の平均値を算出する方法である。

【0081】

次に、第1の階調変換回路612dでの階調変換曲線を、特徴抽出回路612aにて得られた特徴量 S_a を用いて規定する（ステップS702）。

例えば、図7に示すように、特徴量 S_a の画素値が濃度値1.0に変更されるような階調変換曲線を規定する。

【0082】

次に、制御回路612bは、ステップS702にて規定された階調変換曲線から入力画像 $f_0(x, y)$ のダイナミックレンジを変更する範囲と変更量を算出する（ステップS703）。この算出方法としての一例を次に述べる。

【0083】

例えば、通常の日本人は、画像での視認できるの濃度値が、濃度値0.2から3.0の範囲となっている。

そこで、先ず、ステップS702にて規定された階調変換曲線に基づき、濃度値0.2、3.0に階調変換される画素値 S_l 、 S_h を算出する。

次に、ダイナミックレンジを変更しない幅を、

$$d_l = S_a - h_l \quad \dots \quad (24)$$

$$d_h = S_a + h_h \quad \dots \quad (25)$$

なる式(24)及び(25)に従って算出する。

式(24)及び(25)において、” h_l ”及び” h_h ”は定数であり、” d_l ”及び” d_h ”はダイナミックレンジを変更する起点となる画素である。

【0084】

そして、” d_l ”以下の画素値、” d_l ”以上の画素値の変更量 R_l 、 R_h を、

$$R_l = (S_l - d_l) / (S_{min} - d_l) \quad \dots \quad (26)$$

$$R_h = (S_h - d_h) / (S_{max} - d_h) \quad \dots \quad (27)$$

なる式(26)及び(27)に従って算出する。

式(26)及び(27)において、” S_{min} ”及び” S_{max} ”は、被写体領域（注目領域）の画素値のうちの最小値及び最大値を示す。すなわち、 d_l 以下の画素値のダイナミックレンジを R_l 倍すると、画素値 S_{min} は画素値 S_l に変更される。同様に、画素値 S_{max} は画素値 S_h に変更される。換言すれば、起点を d_l 、 d_h とし、変更量を R_l 、 R_h とすると、階調変換後の被写体領域の濃度値は、視野領域（ここでは例えば、濃度値0.2～3.0）の幅と一致する。

【0085】

上述のように、変更量 R_l 、 R_h を求めるにより、ダイナミックレンジを圧縮しても、撮影画像の注目領域の全てを出力画像上に再現することができる。したがって、特徴抽出の不安定性を吸収することができ、診断能力の向上を図ることができる。

【0086】

また、変更量 R_l 、 R_h に対する拘束条件として、

$$R_l < C_l \quad \dots \quad (28)$$

$$R_h < C_h \quad \dots \quad (29)$$

なる式(28)及び(29)に示すような条件を設けるようにしてもよい。

式(28)及び(29)において、” C_l ”及び” C_h ”はそれぞれ定数を示す。これらの定数 C_l 、 C_h 、及び上述した定数 h_l 、 h_h は、例えば、撮影対象となる被写体の部

10

20

30

40

50

位毎に実験的に決まる定数である。

このように、拘束条件を設けることによって、圧縮のしすぎを防ぐことができるため、圧縮のしすぎによる診断能力の低下を確実に防止することができる。

【0087】

上述のようにして、ダイナミックレンジを変更する起点となる画素 d_1 , d_h 、及び変更量 R_1 , R_h が求まると、これらの d_1 , d_h , R_1 , R_h に基づき、図 8 に示したような第 2 の階調変換回路 613 の階調変換曲線を規定する。

図 8 に示す階調変換曲線 a での画素値 d_1 以下の傾きは " R_1 " であり、画素値 d_1 から画素値 d_h の範囲の傾きは " 1 " であり、画素値 d_h 以上の傾きは " R_h " である。一方、同じく図 8 に示す階調変換曲線 b は、特願昭 11-76882 号等に記載されている技術によって、階調変換曲線 a の微分値が連続となるようになだらかにした曲線である。第 2 の階調変換回路 613 の階調変換曲線として、階調変換曲線 a を用いる場合には、微分不連続点で偽輪郭が発生することがあるが、階調変換曲線 b を用いる場合には、当該偽輪郭が発生することはない。ここでは一例として、階調変換曲線 b を第 2 の階調変換回路 613 で用いるものとする。

【0088】

次に、DRC 回路 612c は、以降の処理で、高周波成分を保持するか否かを選択する(ステップ S704)。

高周波成分を保持せずに処理実行した場合に得られる結果画像は、低周波成分が重要である軟部組織等を診断する場合に用いて有効である。一方、高周波成分を保持して処理実行した場合に得られる結果画像は、高周波成分が重要である骨部、肺野等を診断する場合に用いて有効である。すなわち、処理対象の画像が軟部組織等の画像であれば、高周波成分を保持しないと選択し、処理対象の画像が骨部、肺野等の画像であれば、高周波成分を保持すると選択することによって、軟部組織や、骨部、肺野等のそれぞれの診断に有効な結果画像が得られる。

このステップ S704 での選択は、撮影部位(軟部組織、骨部、肺野等)に基づき自動選択する構成としてもよいし、ユーザがマニュアル選択する構成としてもよい。

【0089】

ステップ S704 での選択の結果、高周波成分を保持しない場合、第 2 の階調変換回路 613 により、入力画像(原画像)に対して階調変換曲線 b(図 8 参照)を用いた階調変換を施す(ステップ S708)。

そして、第 1 の階調変換回路 612d により、第 2 の階調変換回路 613 での階調変換後の入力画像に対して階調変換を施す(ステップ S709)。

【0090】

ここで、入力画像(原画像)の座標を " x , y " 、原画像の画素値を " $f_0(x, y)$ " 、第 2 の階調変換回路 613 の階調変換曲線 b を " $F(x)$ " 、階調変換曲線 b を用いた階調変換後の画像の画素値を " $f_1(x, y)$ " 、第 1 の階調変換回路 612d の階調変換曲線を " $F_1(x)$ " とすると、結果的に得られる画像(最終画像) $f_2(x, y)$ は

$$f_2(x, y) = F_1(F(f_0(x, y))) \quad \dots \quad (30)$$

なる式(30)で表される。

この場合、" $F_1(F(x))$ " を、1つの階調変換曲線と考えてよい。

【0091】

一方、ステップ S704 での選択の結果、高周波成分を保持する場合、先ず、高周波成分調整回路 614 により、原画像 $f_0(x, y)$ の高周波成分 $f_h(x, y)$ を、

$$f_h(x, y) = f_0(x, y) - f_{us}(x, y) \quad \dots \quad (31)$$

なる式(31)により算出する(ステップ S705)。

式(31)において、" $f_{us}(x, y)$ " は、平滑化画像であり、マスクサイズの大きさを示す定数 d を持つ、

【0092】

10

20

30

40

50

【数3】

$$f_{us}(x, y) = \frac{\iint_{-d-d}^{d+d} f_1(x+x_1, y+y_1) dx_1 dy_1}{\iint_{-d-d}^{d+d} dx_1 dy_1} \quad \dots \dots (32)$$

【0093】

なる式(32)により算出される。

【0094】

次に、第2の階調変換回路613により、原画像 $f_0(x, y)$ に対して、

$$f_1(x, y) = F(f_0(x, y)) \quad \dots \dots (33)$$

なる式(33)で示される階調変換を施し、当該階調変換後の画像 $f_1(x, y)$ を取得する(ステップS706)。

【0095】

次に、高周波成分調整回路614により、第2の階調変換回路613の階調変換曲線 b の微係数から係数 $c(x)$ を、

【0096】

【数4】

$$c(x) = 1 - \frac{\partial F(x)}{\partial x} \quad \dots \dots (34)$$

【0097】

なる式(34)により算出する。この式(34)に示されるように、係数 $c(x)$ は、階調変換曲線 b の傾きから "1" を引いた値である。そして、係数 $c(x)$ に基づいて、ステップS706にて取得された第2の階調変換回路613での階調変換後の画像 $f_1(x, y)$ に対して、ステップS706にて取得された原画像 $f_0(x, y)$ の高周波成分 $f_h(x, y)$ を足し込み、その処理後画像 $f_3(x, y)$ を得る。すなわち、処理後画像 $f_3(x, y)$ は、

$$f_3(x, y) = f_1(x, y) + c(f_0(x, y)) \times f_h(x, y) \quad \dots \dots (35)$$

なる式(35)で表される(ステップS707)。

【0098】

そして、第1の階調変換回路612dにより、ステップS707にて得られた処理後画像 $f_3(x, y)$ に対して、

$$f_2(x, y) = F_1(f_3(x, y)) \quad \dots \dots (36)$$

なる式(36)に従った階調変換を行い、この結果得られた画像 $f_2(x, y)$ を最終画像として得る(ステップS709)。

【0099】

尚、ステップS705の式(31)における平滑化画像 $f_{us}(x, y)$ を、例えば、次の式(37)～(41)で示されるモルフォジ演算を用いて算出するようにしてよい。

$$f_2(x, y) = \min \{ f_0(x+x_1, y+y_1) - D(x_1, y_1) \\ | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots \dots (37)$$

$$f_3(x, y) = \max \{ f_2(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \\ | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots \dots (38)$$

$$f_4(x, y) = \max \{ f_3(x+x_1, y+y_1) + D(x_1, y_1) \\ | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \dots \dots (39)$$

$$f_{us}(x, y) = \min \{ f_4(x+x_1, y+y_1) \\ + D(x_1, y_1) | x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \} \\ \dots \dots (40)$$

式(37)～(40)において、” $D(x_1, y_1)$ ”は、円盤状フィルタであり、入力画像に応じて選択される任意の定数 r_1 を持って、

$$D(x_1, y_1) = 0, x_1 \times x_1 + y_1 \times y_1 \leq r_1 \times r_1 \\ = -\infty, \text{その他} \dots \dots (41)$$

なる式(41)で表される。

【0100】

式(37)～(41)により得られる平滑化画像 $f_{us}(x, y)$ のプロファイルは、エッジ構造を保存しているものであり、従来ダイナミックレンジ圧縮の欠点であるオーバーシュート、アンダーシュートが起きないものである。

【0101】

本実施の形態によれば、入力画像の任意の階調領域の濃度分布幅を圧縮、伸張することができ、且つ階調変換後の高周波成分の振幅を階調変換前の画像の高周波成分の振幅を保持できる効果がある。

また、階調変換曲線で決まる画素値に基づき、画像のダイナミックレンジを変更するので、階調変換後の画像の濃度値を想定して、ダイナミックレンジを変更できるので、階調変換後の濃度値の範囲を一意に調整できる効果がある。

【0102】

また、階調変換曲線から視認限界で決まる画素値を求め、その画素値の値に基づきダイナミックレンジを変更する範囲、量を決定できるので、注目領域の画素値の濃度値の範囲を視認範囲にすることができる効果がある。

また、注目領域が視認領域にあることから、注目領域全体を観察することが可能であり、診断能が上がる効果がある。

また、注目領域を視認領域の幅に一致することが可能であり、注目領域の情報量を濃度値として最大限に表現できる。

また、画像のダイナミックレンジを変更しない範囲を有するので、診断等で重要な画素範囲をダイナミックレンジを変更しない領域とし、従来通りの濃度値で表現し、さらに、従来では視認できなかった領域も濃度値として観察できるため、診断能が上がる効果がある。

また、ダイナミックレンジの変更手段において高周波成分を保持するため、高周波成分の情報量を落とすことがなく、さらに従来では濃度値上で視認できなかった領域の濃度値も観察できるため、診断能が上がる効果がある。

【0103】

(他の実施の形態)

上述の実施の形態は、ハード的に実現してもよく、また、ソフト的に構成してもよい。例えば、CPUやメインメモリ等のメモリ等からなるコンピュータシステムを用いて、図2

又は図9に示したフローチャートによる処理を実行するためのプログラムを実現することにより、上述の実施の形態における構成を実現してもよい。

【0104】

上記プログラムを記憶する記憶媒体としては、ROM、RAM等の半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク、磁気記憶媒体等を用いてよく、これらをCD-ROM、FD、磁気カード、磁気テープ、不揮発性メモリカード等を用いることができる。

【0105】

また、コンピュータ上で稼働しているOS等が処理の一部又は全部を行う場合、あるいは記憶媒体から読み出されたプログラムコードが、コンピュータに挿入された拡張機能ボードやコンピュータに接続された拡張機能ユニットに備わるメモリに書き込まれた後、そのプログラムコードの指示に基づいて、上記拡張機能ボードや拡張機能ユニットに備わるCPU等が処理の一部又は全部を行う場合にも、上記実施の形態と同等の機能を実現できると共に、同等の効果を得ることができ、本発明に含まれることは言うまでもない。

【0106】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、画像の微細な部分である高周波成分を保持したまま、注目領域の画像を一定幅に圧縮、拡大することが可能であり、これにより、画像情報を有効に使うことができる効果がある。また、上記一定幅をフィルムなどの視認領域とすれば、フィルム上の視認領域の幅に注目領域を拡大縮小することができる効果がある。

【0107】

また、画像にす抜け領域がある場合に、す抜け領域を除去することにより、注目領域をさらに精度よく抽出することが可能であり、濃度値変換の精度が上がる効果がある。

【0108】

さらに、平滑化画像から最大値、最小値を抽出することにより、濃度値変換をより精度よく行うことができる効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施の形態に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】第1の実施の形態での処理手順を示すフローチャートである。

【図3】入力画像と照射領域とす抜け領域とを除去した画像を示す構成図である。

【図4】第1の実施の形態での動作を説明するための特性図である。

【図5】第2の実施の形態に係る画像処理装置を適用したX線撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図6】特徴量を抽出する領域を説明するための図である。

【図7】上記画像処理装置の第1の階調変換曲線の階調変換曲線を説明するための図である。

【図8】上記画像処理装置の第2の階調変換曲線の階調変換曲線を説明するための図である。

【図9】第2の実施の形態での処理手順を示すフローチャートである。

【符号の説明】

105 データ収集回路

108 CPU

109 メインメモリ

110 操作パネル

112 照射領域抽出回路

113 濃度値変換回路

113a す抜け削除回路

113b 最大最小値抽出回路

113c 平滑化画像作成回路

113d 高周波成分作成回路

113e 濃度値変換回路

10

20

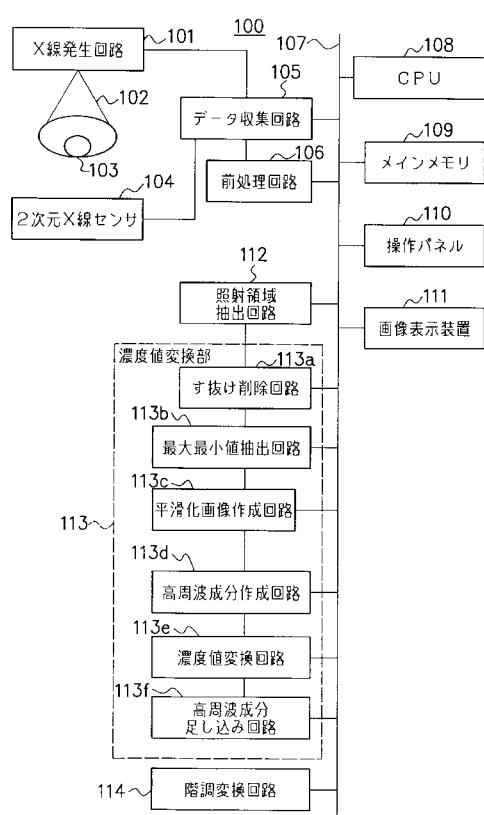
30

40

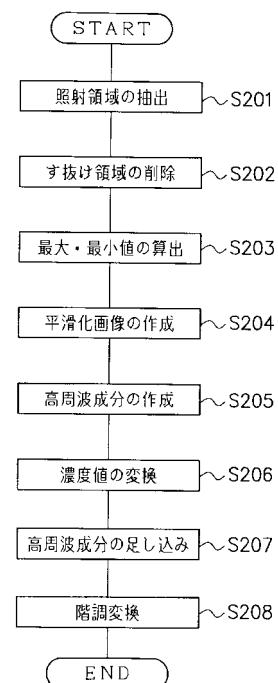
50

112f 高周波成分足し込み回路

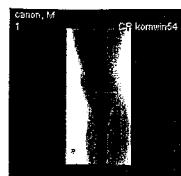
【図1】



【図2】



【図3】

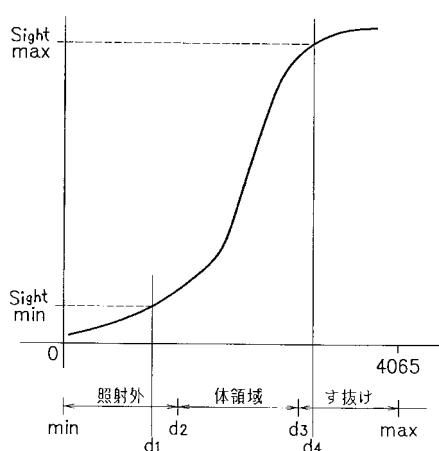


(a)

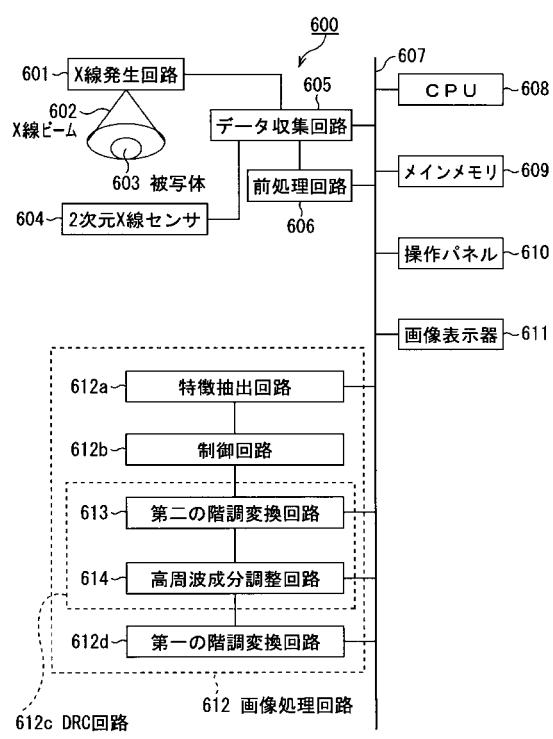


(b)

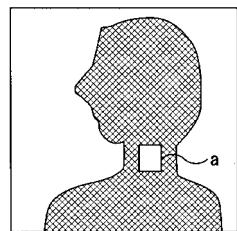
【図4】



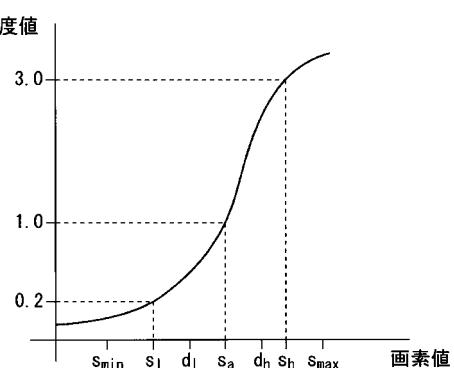
【図5】



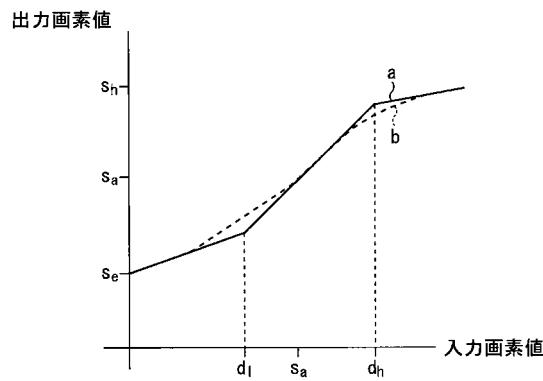
【図6】



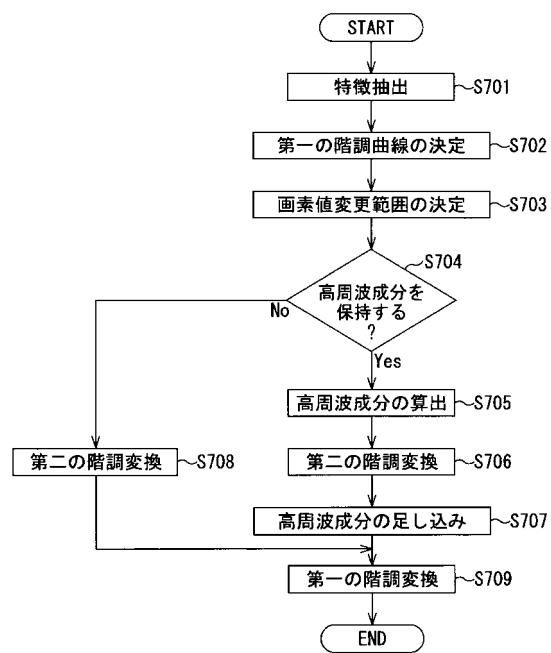
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

G06T 1/00 290
G06T 5/00 100
G06T 5/20
H04N 1/40
A61B 6/00 350-360