

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 1 月 29 日(29.01.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/011889 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/003669
- (22) 国際出願日: 2014 年 7 月 10 日(10.07.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-152341 2013 年 7 月 23 日(23.07.2013) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 中村 佳児 (NAKAMURA, Keigo); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 高橋知幸 (TAKAHASHI, Tomoyuki); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 柳田 征史, 外 (YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜 3 -

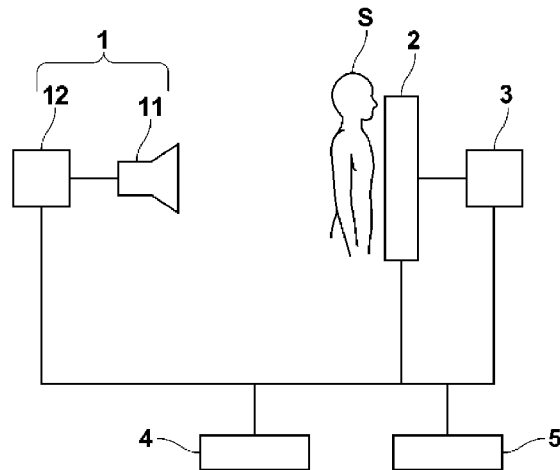
1 8 - 3 新横浜 K S ビル 7 階 柳田国際特許事務所 Kanagawa (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: RADIATION-IMAGE PROCESSING DEVICE AND METHOD

(54) 発明の名称: 放射線画像処理装置および方法



(57) Abstract: [Problem] To optimize image quality of processed radiation images acquired using gradation processing, while reducing the number of imaging menus, in a radiation-image processing device and method. [Solution] A feature-value calculation means (36) calculates, on the basis of a radiation image (G0) acquired by irradiating a subject with radiation, a feature value (Din) for the density of the radiation image. A target-density calculation unit (37) calculates, on the basis of the radiation image (G0), a target density (Dout) for converting the feature value (Din). An image processing unit (38) subjects the radiation image (G0) to image processing including gradation processing, such that the feature value (Din) becomes the target density (Dout), to acquire a processed radiation image (G1).

(57) 要約: 【課題】放射線画像処理装置および方法において、撮影メニューの数を低減しつつも、階調処理により取得される処理済み放射線画像の画質を最適なものとする。【解決手段】被写体に放射線を照射することにより取得した放射線画像 (G0) に基づいて、特徴量算出手段 (36) が、放射線画像の濃度の特徴量 (Din) を算出する。目標濃度算出部 (37) が、放射線画像 (G0) に基づいて、特徴量 (Din) を変換する目標濃度 (Dout) を算出する。画像処理部 (38) が、特徴量 (Din) が目標濃度 (Dout) となるように、放射線画像 (G0) に対して階調処理を含む画像処理を施して、処理済み放射線画像 (G1) を取得する。



WO 2015/011889 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：放射線画像処理装置および方法

技術分野

[0001] 本発明は、放射線画像に対して階調処理を行う放射線画像処理装置および方法に関するものである。

背景技術

[0002] 画像診断に用いられる放射線画像はC R (Computed radiography)システムにおける撮影、あるいは放射線検出器 (F P D) を用いた撮影により取得されるが、取得される放射線画像のダイナミックレンジは非常に広い。このようなダイナミックレンジが広い放射線画像の全ダイナミックレンジを画像化すると、画像のコントラストが低くなり、診断に適さないものとなる。このため、放射線画像のダイナミックレンジを調整して、表示される画像の濃度およびコントラストを適切なものとするため、階調処理や周波数強調処理等の画像処理が行われている。階調処理の手法として、例えば、放射線画像の画素値についてのヒストグラムを求め、放射線画像の撮影部位、撮影方向および被検体の年齢等の付帯情報に基づいて、アルゴリズムやパラメータを切り替えて、ヒストグラムにおける主要となる領域に対応する部分 (メインヒストグラム) を作成し、メインヒストグラムの濃度域が表示装置のダイナミックレンジに収まるように階調曲線を割り当てる手法が提案されている。また、放射線画像上の注目領域に関心領域 (R O I) を設定し、放射線画像の付帯情報に基づいて、アルゴリズムやパラメータを切り替えて、R O I 内の画素値の基準値 (例えば最大値、メディアン値等) が所定の濃度となるように階調曲線を割り当てる手法が提案されている (特許文献1等)。

[0003] しかしながら、上述した手法においては、放射線画像の撮影部位、撮影方向および被検体の年齢等の付帯情報を必要とするため、放射線画像を撮影する度に放射線画像の付帯情報を画像処理を行う画像処理装置に入力する必要がある。ここで付帯情報は、撮影を行う操作者が画像処理装置において撮影

メニューを選択することにより入力される。施設によって異なるが、撮影メニューは、例えば100～300個程度使用されることが多い。このため、撮影を行う操作者にとっては、所望の撮影メニューを選択する作業が非常に煩雑なものとなり、入力ミスも起こりやすい。また、最適な画像処理を行うためには、各撮影メニューに対して最適な画像処理パラメータを設定する必要がある、その設定のための調整作業もまた非常に煩雑なものとなる。一方、放射線科情報システム（Radiology Information System、以下RISとする）を導入することにより、撮影のオーダ情報に撮影メニューを割り当てることができるため、撮影メニューの入力の作業を行う必要がなくなる。しかしながら、RISが導入されていない施設の場合は、撮影時に操作者が毎回撮影メニューの入力を行う必要がある。

[0004] また、大きな病院では、専任の画像処理担当者をおいているため、放射線画像の画質が満足できないものである場合、修正を加えることも容易である。しかしながら、小さな病院では、専任の画像処理担当者をおくことが容易でないため、専任の画像処理担当者と同様のレベルの画質が得られるように放射線画像を修正することは非常に困難な作業となる。このため、被検体や撮影条件（管電圧、線量、ポジショニング等）によらずに、診断に適した画像に自動的に変換することが可能な画像処理装置が望まれている。

[0005] 特許文献2～4においては、放射線画像から関心領域を抽出し、抽出した領域の濃度が所望の濃度となるように、放射線画像の階調を変換する手法が提案されている。特許文献2に記載された手法は、放射線画像に含まれる骨部あるいは軟部を関心領域として抽出し、抽出した関心領域を重みづけた重みづけ画像を生成し、重みづけ画像と放射線画像とを乗算して重みづけヒストグラムを作成し、重みづけヒストグラムを所定の評価関数により評価して、評価値が最大となるヒストグラムのシフト値を算出し、そのシフト値を得た評価関数の最大値に対応する放射線画像の画素値において所定の処理結果が得られるような画像処理条件、とくにシフト値に該当する画素値が所望の濃度となるような画像処理条件を決定するものである。特許文献2の手法に

よれば、画像の付帯情報を使用せずに、画像から関心領域を抽出し、抽出した領域を用いて画像毎に画像処理条件を決定しているため、撮影メニューを入力することなく、階調処理が施された放射線画像を得ることができる。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開平6－61325号公報

特許文献2：特許第4844560号公報

特許文献3：特開2004－364336号公報

特許文献4：特開平8－331385号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] ところで、放射線画像を用いた診断では、画像を観察することによって体内の変化を把握することが重要である。例えば、肺野内に炎症が起こった場合、その部分は放射線画像において、低濃度（高輝度）の所見を呈する。また、骨粗鬆症の診断に際しては、その部分は放射線画像において、高濃度（低輝度）の所見を呈する。したがって、放射線画像を用いた診断では、体内の組成の変化を画像の濃度の変化に反映させるような画像処理を行うことが重要である。

[0008] また、上述したように、画像を調整する作業は非常に煩雑であるため、被検体や撮影条件（管電圧、線量、ポジショニング等）によらずに、診断に適した画像に自動的に変換することが可能な画像処理装置が望まれている。例えば、下腿の放射線画像においては、太股の部分のみを含むようなポジショニングとする場合と、臀部まで含むようなポジショニングとする場合等があるが、このような場合であっても、ポジショニングに影響されることなく、診断に最適な濃度およびコントラストとなるように階調処理を行うことが重要である。

[0009] 上記特許文献2に記載された手法においては、撮影メニューの入力を行わ

ないようにすることはできるが、どのような撮影部位あるいは撮影方向であっても、シフト値に該当する画素値が常に一定の濃度に変換されることから、撮影部位あるいは撮影方向等に応じて最適な濃度およびコントラストを実現することは困難である。また、特許文献2に記載の手法においては、重要であると見なされた骨部あるいは軟部は、あらかじめ定められた濃度に変換されてしまうため、重要であると見なされた骨部あるいは軟部の組織に炎症等の組織の変化が起こっている場合、組織の変化を放射線画像の濃度の変化に反映することができない。また、上述した下腿の画像等、ポジショニングの違いが大きい撮影メニューでは、画像毎に骨部や軟部の写り具合が大きく変換するため、安定してシフト値を求めることが困難であり、階調処理により得られる処理済み放射線画像の濃度およびコントラストが安定しないという問題がある。

[0010] 本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、撮影メニューの数を低減しつつも、階調処理により取得される処理済み放射線画像の画質を最適なものとする 것을 目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明による放射線画像処理装置は、被写体に放射線を照射することにより取得した放射線画像に対して、階調処理を含む画像処理を施す放射線画像処理装置であって、

放射線画像に基づいて、放射線画像の濃度の特徴量を算出する特徴量算出手段と、

放射線画像に基づいて、特徴量を変換する目標濃度を算出する目標濃度算出手段と、

特徴量が目標濃度となるように、放射線画像に対して階調処理を含む画像処理を施す画像処理手段とを備えたことを特徴とするものである。

[0012] なお、本発明による放射線画像処理装置においては、

目標濃度算出手段を、認識された撮影方向に基づいて、目標濃度を算出する手段としてもよい。

[0013] また、本発明による放射線画像処理装置においては、放射線画像から解剖学的領域を抽出する領域抽出手段をさらに備えるものとし、

目標濃度算出手段を、解剖学的領域の位置、大きさおよび分布の少なくとも1つに基づいて、目標濃度を算出する手段としてもよい。

[0014] また、本発明による放射線画像処理装置においては、領域抽出手段を、放射線画像に含まれる骨部または軟部の領域を解剖学的領域として抽出する手段としてもよい。

[0015] また、本発明による放射線画像処理装置においては、領域抽出手段を、放射線画像に含まれる肺野の領域を解剖学的領域として抽出する手段としてもよい。

[0016] また、本発明による放射線画像処理装置においては、特徴量算出手段を、放射線画像から抽出された骨部または軟部の領域に基づいて特徴量を算出する手段としてもよい。

[0017] 本発明による放射線画像処理方法は、被写体に放射線を照射することにより取得した放射線画像に対して、階調処理を含む画像処理を施す放射線画像処理方法であって、

放射線画像に基づいて、放射線画像の濃度の特徴量を算出し、

放射線画像に基づいて、特徴量を変換する目標濃度を算出し、

特徴量が目標濃度となるように、放射線画像に対して階調処理を含む画像処理を施すことを特徴とするものである。

[0018] なお、本発明による放射線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として提供してもよい。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、放射線画像に基づいて、放射線画像の濃度の特徴量を算出し、放射線画像に基づいて、特徴量を変換する目標濃度を算出し、特徴量が目標濃度となるように放射線画像に対して階調処理を含む画像処理を施すようにしたものである。このため、撮影メニューを細かに設定しなくても、放射線画像に応じて適切な目標濃度を設定することができ、これにより、設

定する撮影メニューの数を低減しつつ、処理により取得される放射線画像の画質を最適なものとすることができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本発明の実施形態による放射線画像処理装置を適用した放射線画像診断システムの構成を示す概略ブロック図

[図2]放射線画像処理装置の構成を示す概略ブロック図

[図3]撮影部位の入力に関して入力部に表示されるインターフェースを示す図

[図4]利用領域のヒストグラムおよび算出された特徴量 D_{in} を示す図

[図5]臀部を含めたポジショニングを説明するための図

[図6]膝関節の放射線画像を示す図

[図7]頭部の放射線画像を示す図

[図8]胸部の放射線画像を示す図

[図9]階調曲線の設定を説明するための図

[図10]本実施形態において行われる処理を示すフローチャート

発明を実施するための形態

[0021] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図1は、本発明の実施形態による放射線画像処理装置を適用した放射線画像診断システムの構成を示す概略ブロック図である。図1に示すように、この放射線画像診断システムは、放射線発生装置1、放射線検出器2、放射線画像処理装置3、撮影制御装置4および入力部5から構成され、放射線発生装置1と放射線検出器2とは、被検体Sを挟んで対向するように配置されている。また、撮影制御装置4は、放射線発生装置1、放射線検出器2、放射線画像処理装置3および入力部5の各々と接続され、放射線検出器2は放射線画像処理装置3とも接続されている。

[0022] 放射線発生装置1は、放射線を曝射する放射線管11と、放射線管11に管電圧を印加する高電圧発生器12とを備え、撮影制御装置4からの制御により、被写体Sに対して放射線を曝射することができるものとなっている。なお、管電圧や、管電流および曝射時間等の撮影条件の設定やそれに基づく

動作の制御は、入力部 5 からの入力に基づいて、撮影制御装置 4 により行われる。

[0023] 放射線検出器 2 は、被写体 S を透過した放射線からなる放射線画像情報を静電潜像として蓄積し、蓄積した静電潜像を読み取ることにより放射線の透過率分布を放射線画像として検出するものである。なお、放射線検出器 2 は放射線を検出して画像情報として出力するものであればその構成を問わず、例えば T F T 方式の固体検出器であってもよいし光読出方式の固体検出器であってもよい。

[0024] 放射線画像処理装置 3 は、画像等の表示を行う高精細液晶ディスプレイと、操作者からの入力を受け付けるキーボードやマウス等（すなわち入力部 5）と、CPU やメモリ、ハードディスク、通信インターフェース等を備えた本体とを有するコンピュータであり、放射線画像に対して階調処理を含む各種画像処理を施す機能を有している。

[0025] 入力部 5 は、キーボード、マウス、タッチパネル式入力部等からなるものであり、操作者による撮影の指示、画像処理の指示、撮影メニューの指定等、放射線画像診断システムに必要な各種入力を受け付けるインターフェースである。

[0026] 図 2 は放射線画像処理装置 3 の構成を示す概略ブロック図である。図 2 に示すように、放射線画像処理装置 3 は、画像取得部 3 1、付帯情報取得部 3 2、撮影方向認識部 3 3、被写体抽出部 3 4、領域抽出部 3 5、特徴量算出部 3 6、目標濃度算出部 3 7、画像処理部 3 8 および記憶部 3 9 を備える。

[0027] 画像取得部 3 1 は、放射線検出器 2 により取得された放射線画像 G 0 をデジタルデータとして取得するものである。

[0028] 付帯情報取得部 3 2 は、被検体 S の撮影部位および撮影方向等の放射線画像 G 0 の付帯情報 H 0 を取得する。ここで、本実施形態においては、付帯情報 H 0 のうちの撮影部位は、入力部 5 において操作者による付帯情報 H 0 の入力を受け付けることにより取得される。図 3 は付帯情報 H 0 のうちの撮影部位の入力に関して入力部 5 に表示されるインターフェースを示す図である。

。図3に示すように、入力部5には、人体を模した画像41が表示されており、この画像41は、頭部、頸部、胸部、腹部、腰部、上肢、下肢、手、足等の人体の各部分が分割されて示されている。操作者はこの画像41における撮影部位に触れる等して選択することにより、撮影部位を付帯情報H0として入力することができる。なお、撮影方向は後述する撮影方向認識部33から取得する。本実施形態においては、撮影部位および撮影方向の双方を付帯情報H0として取得するものとするが、撮影部位および撮影方向のいずれか一方を付帯情報H0として取得してもよい。

[0029] なお、撮影部位は、放射線画像G0を画像解析することにより取得してもよい。例えば、アダブーストの手法等の機械学習により、各種撮影部位の放射線画像を教師データとして学習を行って撮影部位の判別器を付帯情報取得部32に設け、この判別器を用いて放射線画像G0を解析して撮影部位を付帯情報H0として取得するようにしてもよい。

[0030] 撮影方向認識部33は、放射線画像G0を画像解析することにより放射線画像G0の撮影方向を取得する。例えば、アダブーストの手法等の機械学習により、各種撮影部位について、正面、側面および軸位（体軸方向）から撮影した放射線画像を教師データとして学習を行って撮影方向の判別器を付帯情報取得部32に設け、この判別器を用いて放射線画像G0を解析して撮影方向を認識する。なお、認識した撮影方向は、後述する目標濃度の算出等を使用するために、付帯情報H0の一部として付帯情報取得部32に入力される。

[0031] 被写体抽出部34は、放射線画像G0に含まれる被写体領域を抽出する。被写体領域を抽出する手法としては、例えば特開2001-145614号公報に記載されたように、放射線画像G0を二値化処理して、放射線画像G0において被写体Sを透過した放射線が放射線検出器2に照射されることにより得られる被写体領域と、放射線検出器2に直接放射線が照射されることにより得られる素抜け領域とに分割する手法等、公知の任意の手法を用いることができる。

[0032] 領域抽出部 35 は、被写体抽出部 34 が放射線画像 G0 から抽出した被写体領域から骨部領域および軟部領域を抽出する。ここで、骨部領域とは、被写体 S の骨を透過した放射線が放射線検出器 2 に照射されることにより得られる放射線画像 G0 上の領域のことをいい、軟部領域とは、被写体 S の骨以外の組織や臓器を透過した放射線が放射線検出器 2 に照射されることにより得られる放射線画像 G0 上の領域のことをいう。一般に骨部は放射線の透過量が少ないため濃度が低く（輝度が高く）、軟部は放射線の透過量が多いため濃度が高い（輝度が低い）が、素抜け部よりは放射線の透過量が少ない。

[0033] このため、領域抽出部 35 における骨部領域を抽出する手法としては、骨部領域の画像の濃度がその他の領域、すなわち軟部領域の濃度よりも低い（輝度が高い）ことを利用して、被写体領域から基準濃度以下の濃度を有する領域を骨部領域として抽出する手法、特開 2010-253243 号公報に記載された骨部の輪郭を抽出する手法等、公知の手法を用いることができる。また、特許文献 2 に記載されたように、トップハット処理やスケルトン処理等の骨格化を行う各種画像処理によって、被写体領域に含まれる骨部エッジ等に基づいて骨部領域を抽出してもよく、ラプラシアンフィルタやソーベルフィルタ等によるエッジ検出手法を用いてもよい。また、複数の手法を用いた場合には、複数の手法による結果を、所定の重みに従って足し合わせるようにしてもよい。この場合、ニューラルネットワークに従って足し合わせ方を決定する手法を用いてもよい。なお、領域抽出部 35 は、上述したように抽出した骨部領域を被写体領域から除去することにより、軟部領域を抽出する。

[0034] 特徴量算出部 36 は、放射線画像 G0 から階調処理の基準となる画素値を特徴量 D_{in} として算出する。なお、基準となる画素値とは、階調処理を行うことにより後述する目標濃度 D_{out} に変換される画素値をいう。以下特徴量 D_{in} の算出について説明する。本実施形態においては、特徴量算出部 36 は、まず特徴量 D_{in} の算出に利用する領域（以下利用領域とする）を骨部領域および軟部領域のいずれかに決定する。利用領域の決定は、付帯情

報取得部 32 が取得した付帯情報 H0 に基づいて、診断の対象となる診断対象領域ではなく、診断の対象とならない非診断対象領域となるように決定する。

[0035] ここで、撮影部位が膝関節および太股等を撮影部位とする放射線画像 G0 は、骨折あるいは骨粗鬆症等の診断を目的とすることが多く、主に骨部の状態を観察して診断を行うため、骨部領域が診断対象領域となる可能性が高い。このような場合において、骨部領域を利用領域に決定すると、病気の進行または治癒により、状態すなわち濃度が変化する領域を用いて特徴量 D_{in} が決定されることとなるため、後述するように特徴量 D_{in} を目標濃度 D_{out} に変換した場合、病気の進行または治癒による骨部領域の濃度の変化を、処理済み放射線画像上において精度よく再現することができない。このため、骨部が診断対象領域である場合は、病気の進行または治癒により濃度に変化しない、非診断対象領域である軟部領域を利用領域に決定する。

[0036] 一方、アキレス腱等のように軟部を観察したい場合では、軟部が診断対象領域となる。このような場合は、病気の進行または治癒により濃度に変化しない、非診断対象領域である骨部領域を利用領域に決定する。

[0037] ここで、本実施形態においては、各種撮影部位と利用領域とを対応づけたテーブル T1 をあらかじめ作成して記憶部 39 に記憶しておき、このテーブル T1 を参照して、撮影部位の情報から特徴量 D_{in} の算出に利用する領域を決定するようにしてもよい。

[0038] なお、骨部領域および軟部領域のいずれを利用するかについては、臨床科の種類に応じて決定してもよい。例えば、撮影部位が胸部の放射線画像 G0 の場合、内科では肺野の状態を観察して診断を行うが、整形外科では肋骨の状態を観察して診断を行う。このため、同じ撮影部位の放射線画像 G0 であっても、臨床科が異なると診断対象領域が異なる。ここで、肺野の状態を観察したい場合に、軟部領域を利用領域に決定すると、肺野の状態の変化を処理済み放射線画像上において精度よく再現することができない。一方、骨部の状態を観察したい場合に骨部領域を利用領域に決定すると、肋骨の変化の

状態を処理済みの放射線画像上において精度よく再現することができない。

[0039] このため、付帯情報取得部 32 において臨床科の種類を付帯情報 H0 として取得し、撮影部位および臨床科の種類に応じて、利用領域を決定してもよい。具体的には、撮影部位が胸部の放射線画像 G0 において、臨床科が内科の場合は骨部領域を、臨床科が整形外科の場合は軟部領域をそれぞれ利用領域に決定すればよい。これにより、同じ胸部の放射線画像に対して、内科の場合は肺野の状態を正しく観察することができ、整形外科の場合は肋骨の状態を正しく観察することができる。

[0040] また、診断対象領域を骨部および軟部のいずれかとするかを、ユーザの指定により切り替えるようにしてもよいことはもちろんである。

[0041] そして、特徴量算出部 36 は、決定した利用領域において画素値のヒストグラムを作成し、ヒストグラムに基づいて特徴量 D_{in} を算出する。なお、特徴量 D_{in} としては、ヒストグラムの平均値、メディアン値、例えばヒストグラムの最高濃度から数%の値（例えば 20%）等を用いることができる。図 4 は利用領域のヒストグラムおよび算出された特徴量 D_{in} を示す図である。図 4 においては利用領域のヒストグラム 50 のメディアン値が特徴量 D_{in} として算出されている。

[0042] なお、これらの値のうちのいずれを用いるかを、付帯情報 H0 に基づいて決定してもよい。例えば各種撮影部位とヒストグラムの各種値とを対応づけたテーブル T2 をあらかじめ作成して記憶部 39 に記憶しておき、付帯情報 H0 に含まれる撮影部位の情報に基づいて、テーブル T2 を参照してヒストグラムのいずれの値を用いるかを決定して特徴量 D_{in} を算出するようにしてもよい。

[0043] ところで、例えば撮影部位が下腿である場合において、臀部を含めたポジショニングをして撮影を行う場合がある。この場合、臀部は他の部位と比較して厚いため、臀部の濃度は同じ軟部領域であっても他の軟部領域よりも濃度が低くなる。このため、臀部を含めたポジショニングを行う場合と、臀部を含めないでポジショニングを行う場合とでは、軟部領域のヒストグラムの

画素値の分布が異なるものとなるため、算出される特徴量 D_{in} の値が異なるものになってしまう。したがって、特徴量 D_{in} の算出に際しては、照射野領域あるいは被写体領域の重心位置を算出し、重心位置から一定の範囲内にある骨部領域または軟部領域のみを利用するように利用領域を制限し、制限された利用領域内の画素値のみを用いてヒストグラムを算出して特徴量 D_{in} を算出するようにしてもよい。

なお、重心位置は、重心位置の座標を (G_x, G_y) とした際に、照射野領域あるいは被写体領域内の座標 (X_i, Y_i) および領域内の画素数 N を用いて、下記の式により算出することができる。

$$G_x = (\sum X_i) / N$$

$$G_y = (\sum Y_i) / N$$

ここで、被写体領域の重心位置は放射線画像 G_0 の中心に近い位置にある。このため、図5に示すように、臀部を含めたポジショニングをして撮影を行うことにより取得された放射線画像 G_{11} において、重心位置 P_0 から一定の範囲の領域 A_1 に利用領域を制限することにより、特徴量 D_{in} を算出するための利用領域を臀部を含まないものとすることができる。したがって、ポジショニングの相違により、同一の撮影部位であるにもかかわらず、特徴量 D_{in} が異なるものになってしまうことを防止できる。

[0044] なお、重心位置からの距離は、付帯情報 H_0 に含まれる撮影部位に応じて変更することが好ましい。この場合、各種撮影部位と重心位置からの距離とを対応づけたテーブル T_3 をあらかじめ作成して記憶部 39 に記憶しておき、付帯情報 H_0 に含まれる撮影部位の情報に基づいて、テーブル T_3 を参照して重心位置からの距離を決定して特徴量 D_{in} を算出するようにしてもよい。

[0045] また、被写体領域の重心位置から被写体外領域までの最短距離を算出し、最短距離を基準とする距離内にある骨部領域または軟部領域内の画素値のみを用いてヒストグラムを算出するようにしてもよい。例えば、図6に示すように、膝関節の放射線画像 G_{12} において、重心位置 P_0 から被写体外領域

までの最短距離 L_0 を求め、 $2L_0$ を一辺とする正方形の領域 A_2 を利用領域に制限してもよい。なお、照射野絞りをを用いて撮影を行った場合においては照射野領域の重心位置を被写体領域の重心位置として用いてもよい。

[0046] また、撮影時に対象領域を固定するための固定具あるいは人工関節等の人工物の像が放射線画像 G_0 に含まれる場合があるが、人工物は放射線画像においては低濃度（高輝度）の領域として現れるため、利用領域に人工物が含まれると、ヒストグラムが低濃度側に振れることから、同一の撮影部位であるにもかかわらず、特徴量 D_{in} を安定して算出することができない。このため、被写体領域から低濃度となる領域を人工物の領域として抽出し、利用領域に人工物が含まれる場合は、利用領域から人工物あるいは人工物とその近傍の領域を除去することにより、人工物に影響されることなく、安定して特徴量 D_{in} を算出することができる。

[0047] 目標濃度算出部37は、特徴量 D_{in} の目標とする濃度である目標濃度 D_{out} を算出する。以下、目標濃度 D_{out} の算出について説明する。図7は頭部の正面の放射線画像および軸位の放射線画像を示す図である。図7に示すように撮影方向が正面の放射線画像 G_{13} においては、被写体領域の略全体に亘って骨部領域の厚さがほぼ均一であるため、被写体領域全体の濃度は全体的に比較的低く、眼窩の領域の濃度は比較的低くなっている。これに対し、撮影方向が軸位の放射線画像 G_{14} においては、骨部領域の厚さは各画素で均一でないため、骨部領域内であっても濃度が低い領域と高い領域とが存在し、眼窩の領域の濃度は比較的高くなる。このため、同一の撮影部位であるとして、目標濃度 D_{out} を同一として階調処理を行ったのでは、骨部領域から算出される D_{in} と眼窩の濃度差とが異なるため、処理済みの放射線画像の画質を撮影方向に応じて最適なものとするすることができない。

[0048] したがって、本実施形態においては、目標濃度算出部37は、撮影方向認識部33が認識した撮影方向の情報に基づいて、放射線画像 G_0 が被写体 S の正面、側面、および軸位（体軸方向）のいずれの方向から撮影を行ったものかを判断し、撮影方向に応じて目標濃度 D_{out} を算出する。ここで、本

実施形態においては、各種撮影方向と、目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブル T 4 が記憶部 39 に記憶されており、目標濃度算出部 37 はこのテーブル T 4 を参照して、撮影方向の情報から目標濃度 D_{out} を算出する。

[0049] また、目標濃度算出部 37 は、被写体抽出部 34 が抽出した被写体領域の形状に基づいて、目標濃度 D_{out} を算出してもよい。例えば、撮影部位が頭部である場合、被写体領域の形状は円形に近い、すなわち円形度が高いほど軸位方向から撮影されたものである可能性が高い。このため、被写体領域の円形度を算出し、被写体領域の円形度と目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブル T 5 を記憶部 39 に記憶しておき、このテーブル T 5 を参照して、被写体領域の形状から目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。

[0050] なお、頭部以外の他の撮影部位についても、被写体 S の形状は撮影方向に対して特徴的なものとなる。このため、被写体領域のある形状である度合いを表す形状度を算出し、被写体領域の形状度と目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブルを記憶部 39 に記憶しておき、このテーブルを参照して、被写体領域の形状から目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。

[0051] また、領域抽出部 35 が抽出した骨部領域の分布に基づいて、目標濃度 D_{out} を算出してもよい。例えば、撮影部位が頭部の放射線画像 G 0 の場合、図 7 に示すように正面から撮影した放射線画像 G 1 3 は骨部領域が被写体領域の略全体に亘って分布するが、軸位から撮影した放射線画像 G 1 4 の場合、被写体領域の下側により厚い骨部領域が多く分布する。このため、撮影部位毎に被写体領域内における各種骨部領域の分布状態と目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブル T 6 を記憶部 39 に記憶しておき、このテーブル T 6 を参照して骨部領域の分布から目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。

[0052] また、撮影部位が頭部の放射線画像 G 0 の場合、図 7 に示すように被写体領域の面積に対する低濃度を呈する骨部領域の面積の比率が大きくなる。このため、被写体領域の面積に対する低濃度を呈する骨部領域の面積の比率により、撮影方向を特定することができる。したがって、被写体領域の面積に

対する低濃度を呈する骨部領域の面積の比率に基づいて、目標濃度 D_{out} を算出してもよい。この場合、撮影部位毎に被写体領域の面積に対する骨部領域の面積の各種比率と目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブル T 7 を記憶部 39 に記憶しておき、このテーブル T 7 を参照して被写体領域の面積に対する骨部領域の面積の比率から目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。

[0053] また、撮影部位が胸部である場合、領域抽出部 35 において肺野領域を解剖学的領域として抽出し、肺野領域の分布に基づいて、目標濃度 D_{out} を算出してもよい。図 8 は撮影部位が胸部の放射線画像、とくに上部肋骨の放射線画像および下部肋骨の放射線画像を示す図である。図 8 に示すように撮影部位が上部肋骨の放射線画像 G 15 においては、肺野領域は被写体領域の上下方向の全体に亘って分布する。一方、撮影部位が下部肋骨の放射線画像 G 16 においては、肺野領域は被写体領域の上側にのみ分布するため、撮影部位が下部肋骨の場合、撮影部位が上部肋骨の場合と比較して、腹部の組織が多く含まれ、その結果、被写体領域の濃度が全体的に低いものとなる。このため、上部肋骨および下部肋骨を同一の撮影部位であるとして、同一の目標濃度 D_{out} を用いて階調処理を行ったのでは、処理済みの放射線画像の肋骨の濃度およびコントラストを撮影部位に応じて最適なものとすることができない。したがって、各種肺野領域の分布と目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブル T 8 を記憶部 39 に記憶しておき、このテーブル T 8 を参照して、肺野領域の分布から目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。なお、肺野領域の抽出は、軟部領域を空気領域と軟部組織領域とに二値化して肺野領域を抽出する手法等、公知の任意の手法を用いることが可能である。

[0054] また、上部肋骨の放射線画像は肺野領域が画像の上下方向に亘って存在するが、下部肋骨の放射線画像は肺野領域が画像の上部にのみ存在する。このため、肺野領域の分布から、放射線画像の撮影部位が上部肋骨か下部肋骨かを認識することができる。したがって、撮影部位と目標濃度 D_{out} とを対応づけたテーブル T 9 を記憶部 39 に記憶しておき、このテーブル T 9 を参

照して、肺野領域の分布に基づいて認識した撮影部位から目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。

[0055] なお、目標濃度 D_{out} の算出は上記の手法に限定されるものではなく、公知の任意の手法を用いることができる。また、上記の各種法を組み合わせる目標濃度 D_{out} を算出するようにしてもよい。

[0056] 画像処理部 38 は、特徴量 D_{in} が目標濃度 D_{out} となるように階調曲線を設定する。図 9 は階調曲線の設定を説明するための図である。なお、図 9 においては、被写体領域のヒストグラム 51 を実線で、特徴量 D_{in} の算出に利用した利用領域（ここでは軟部領域）のヒストグラム 50 を破線で示している。まず、画像処理部 38 は、被写体領域の最低濃度 D_{min} および最大濃度 D_{max} を決定する。最低濃度 D_{min} および最大濃度 D_{max} は、それぞれ被写体領域のヒストグラム 51 の横軸（すなわち画素値）の最小値および最大値である。そして、画像処理部 38 は、図 5 に示すように特徴量算出部 36 が算出した特徴量 D_{in} が、目標濃度算出部 37 が算出した目標濃度 D_{out} となり、最大濃度 D_{max} が処理済み放射線画像 G1 の出力装置（表示装置等）の最大濃度 D_{max}' となるように、階調曲線 C0 を設定する。

[0057] そして、画像処理部 38 は設定された階調曲線を用いて放射線画像 G0 の階調を変換する。さらに、周波数処理、粒状抑制処理等の他の画像処理を行って処理済み放射線画像 G1 を取得する。

[0058] 次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図 10 は本実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。なお、被写体 S の撮影は完了しているものとする。まず、画像取得部 31 が放射線検出器 2 から放射線画像 P0 を取得し（ステップ ST1）、付帯情報取得部 32 が放射線画像 G0 の付帯情報 H0 を取得する（ステップ ST2）。次いで、被写体抽出部 34 が放射線画像 G0 に含まれる被写体領域を抽出し、さらに領域抽出部 35 が被写体領域から骨部領域および軟部領域を抽出する（領域抽出：ステップ ST3）。そして、特徴量算出部 36 が、特徴量 D_{in} の算出

に利用する利用領域を決定し（ステップST4）、決定した領域から特徴量 D_{in} を算出する（ステップST5）。さらに、目標濃度算出部37が、特徴量 D_{in} を変換する目標濃度 D_{out} を算出し（ステップST6）、画像処理部38が、特徴量 D_{in} が目標濃度 D_{out} となるように階調曲線C0を設定する（ステップST7）。さらに画像処理部38が、階調曲線C0を用いた階調処理を含む画像処理を放射線画像G0に施して処理済み放射線画像G1を取得し（ステップST8）、処理を終了する。

[0059] このように、本実施形態においては、放射線画像G0に基づいて、放射線画像G0の特徴量 D_{in} を算出し、放射線画像G0に基づいて、特徴量 D_{in} を変換する目標濃度 D_{out} を算出し、特徴量 D_{in} が目標濃度 D_{out} となるように放射線画像G0に対して階調処理を施すようにしたものである。このため、撮影メニューを細かに設定しなくても、放射線画像G0に応じて適切な目標濃度 D_{out} を設定することができ、これより、設定する撮影メニューの数を低減しつつ、処理済み放射線画像G1の画質、とくに濃度およびコントラストを最適なものとすることができる。

[0060] また、放射線画像G0に基づいて撮影方向を認識し、認識した撮影方向に基づいて目標濃度を算出することにより、撮影方向に関する撮影メニューの設定を省略することができる。

[0061] また、放射線画像G0から骨部領域、軟部領域、および肺野領域等の解剖学的領域を抽出し、解剖学的領域の位置、大きさおよび分布の少なくとも1つに基づいて目標濃度 D_{out} を算出することにより、解剖学的領域の位置、大きさおよび分布の少なくとも1つに関する撮影メニューの設定を省略することができる。

[0062] また、骨部領域および軟部領域のうち、診断対象でない非診断領域を特徴量 D_{in} の算出に利用する利用領域に決定しているため、時間の経過や病気により状態が変化しない領域を用いて特徴量 D_{in} を算出することができる。したがって、病気の進行または治癒による診断対象領域の状態の変化を、適切に処理済み放射線画像G1上に再現することが可能となる。

[0063] なお、上記実施形態においては 特徴量算出部 36 において特徴量 D_{in} の算出に利用する利用領域を決定しているが、決定した利用領域から特徴量 D_{in} を算出した場合、処理済みの放射線画像 G_1 の画質が安定しなくなる場合がある。例えば、指、手および足等の人体の末端部分の放射線画像は骨部の診断を目的として撮影されるため、診断領域は骨部となることから、本実施形態によれば、特徴量 D_{in} の算出に利用する領域は非診断領域である軟部領域に決定される。しかしながら、末端部分においては軟部領域の範囲は狭いため、軟部領域のヒストグラムを用いて特徴量 D_{in} を算出したのでは、特徴量 D_{in} が安定せず、その結果、処理済みの放射線画像 G_1 の画質が安定しなくなる。

[0064] このため、被写体抽出部 34 が抽出した被写体の面積が放射線画像 G_0 に対して一定の割合未満であるか否かを判定し、この判定が肯定された場合には、特徴量 D_{in} の算出に利用する領域を骨部領域に決定するようにしてもよい。また、骨部領域と軟部領域との面積に応じて、いずれの領域を特徴量 D_{in} の算出に利用するかを決定するようにしてもよい。例えば、骨部が診断対象領域の場合には特徴量 D_{in} の算出に利用する領域は軟部領域に決定されるが、軟部領域の方が面積が小さい場合には、特徴量 D_{in} の算出に利用する領域を骨部領域に切り替えるようにしてもよい。さらに、被写体領域の部位認識を行い、認識した部位が指、手および足等の末端部分である場合には、特徴量 D_{in} の算出に利用する領域を骨部領域に決定するようにしてもよい。

[0065] また、上記実施形態においては、被写体領域から骨部領域および軟部領域を抽出して、特徴量 D_{in} の算出に利用する領域を決定しているが、撮影部位が乳房の場合、骨部領域は存在しない。このため、撮影部位が乳房の放射線画像 G_0 については、被写体領域を乳腺領域と脂肪領域とに分割してもよい。ここで、乳房の場合、診断対象領域は乳腺領域であるため、特徴量 D_{in} の算出に利用する領域は脂肪領域とすればよい。

[0066] また、上記実施形態においては、骨部領域および軟部領域のうち、非診断

対象領域を特徴量 D_{in} の算出に利用する領域に決定しているが、これに限定されるものではなく、診断の対象となる診断対象領域を特徴量 D_{in} の算出に利用する領域に決定してもよい。

[0067] また、上記実施形態においては、放射線画像処理装置 3 に設けられた撮影方向認識部 33 において放射線画像 G0 の撮影方向を認識しているが、撮影方向認識部 33 を放射線画像処理装置 3 とは別個に設けるようにしてもよい。この場合、放射線画像処理装置 3 とは別個に設けた撮影方向認識部 33 において放射線画像 G0 の撮影方向を認識し、付帯情報取得部 32 が認識された撮影方向を取得するようにすればよい。また、入力部 5 から付帯情報 H0 として入力された撮影方向を、付帯情報取得部 32 において取得するようにしてもよい。

[0068] また、上記実施形態においては、放射線検出器 2 を用いて被写体 S の放射線画像を取得しているが、放射線の照射により放射線エネルギーの一部を蓄積し、その後、可視光やレーザ光等の励起光の照射により、蓄積された放射線エネルギーに応じた輝尽発光光を発光する蓄積性蛍光体を利用した蓄積性蛍光体シートを用いることにより、放射線画像を取得するようにしてもよい。蓄積性蛍光体シートを用いる場合、被写体を透過した放射線を蓄積性蛍光体シートに照射することにより、放射線画像情報を一旦蓄積記録し、この蓄積性蛍光体シートに励起光を照射して、輝尽発光光を生じさせ、この輝尽発光光を光電変換することにより放射線画像が取得される。

[0069] 以下、本発明の実施形態の作用効果について説明する。

[0070] 認識した撮影方向に基づいて目標濃度を算出することにより、撮影方向に関する撮影メニューの設定を省略することができる。

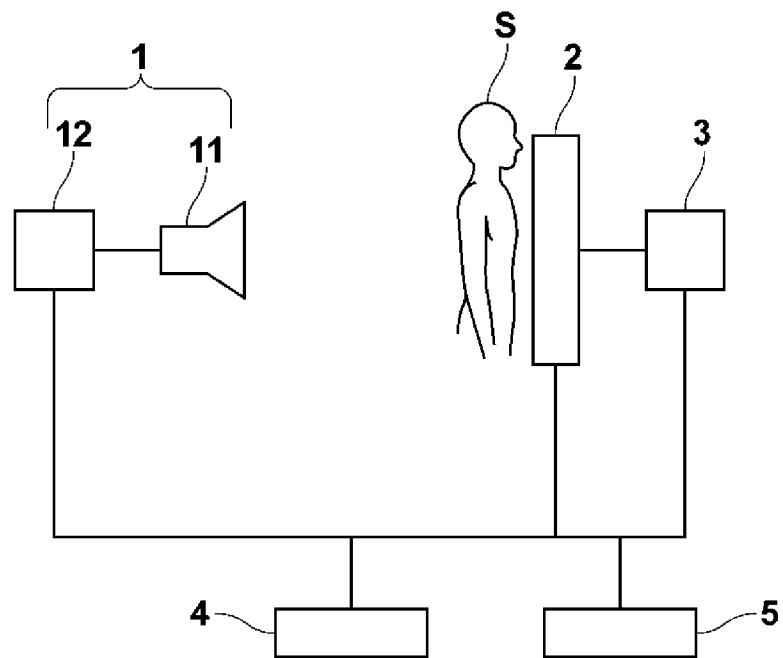
[0071] また、放射線画像から解剖学的領域を抽出し、解剖学的領域の位置、大きさおよび分布の少なくとも 1 つに基づいて、目標濃度を算出することにより、解剖学的領域の位置、大きさおよび分布の少なくとも 1 つに関する撮影メニューの設定を省略することができる。

請求の範囲

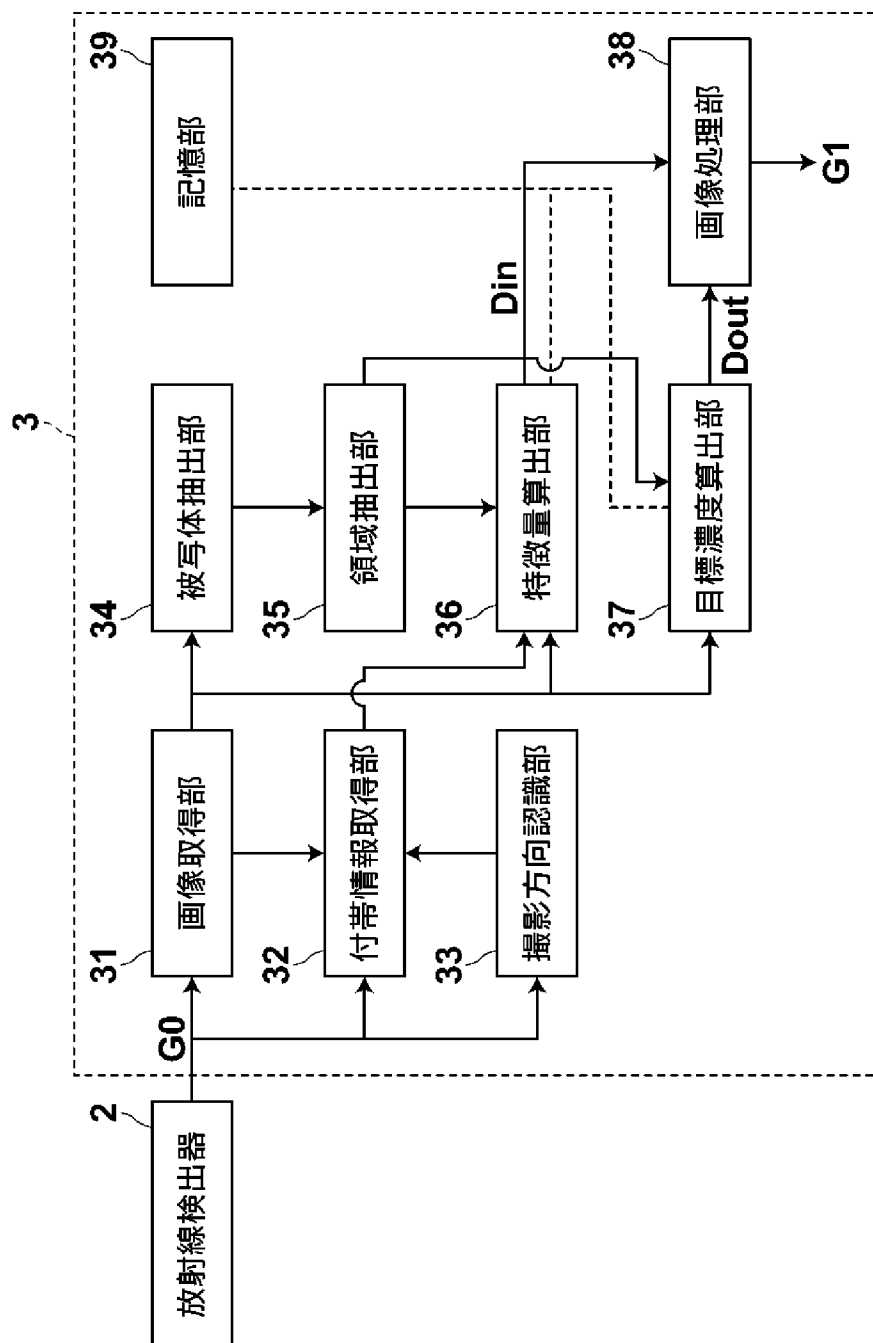
- [請求項1] 被写体に放射線を照射することにより取得した放射線画像に対して、階調処理を含む画像処理を施す放射線画像処理装置であって、
前記放射線画像に基づいて、該放射線画像の濃度の特徴量を算出する特徴量算出手段と、
前記放射線画像に基づいて、前記特徴量を変換する目標濃度を算出する目標濃度算出手段と、
前記特徴量が前記目標濃度となるように、前記放射線画像に対して前記階調処理を含む画像処理を施す画像処理手段とを備えたことを特徴とする放射線画像処理装置。
- [請求項2] 前記目標濃度算出手段は、認識された撮影方向に基づいて、前記目標濃度を算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の放射線画像処理装置。
- [請求項3] 前記放射線画像から解剖学的領域を抽出する領域抽出手段をさらに備え、
前記目標濃度算出手段は、前記解剖学的領域の位置、大きさおよび分布の少なくとも1つに基づいて、前記目標濃度を算出する手段であることを特徴とする請求項1記載の放射線画像処理装置。
- [請求項4] 前記領域抽出手段は、前記放射線画像に含まれる骨部または軟部の領域を前記解剖学的領域として抽出する手段であることを特徴とする請求項3記載の放射線画像処理装置。
- [請求項5] 前記領域抽出手段は、前記放射線画像に含まれる肺野の領域を前記解剖学的領域として抽出する手段であることを特徴とする請求項3記載の放射線画像処理装置。
- [請求項6] 前記特徴量算出手段が、前記放射線画像から抽出された骨部または軟部の領域に基づいて前記特徴量を算出する手段であることを特徴とする請求項1から5のいずれか1項記載の放射線画像処理装置。
- [請求項7] 被写体に放射線を照射することにより取得した放射線画像に対して

、階調処理を含む画像処理を施す放射線画像処理方法であって、
前記放射線画像に基づいて、該放射線画像の濃度の特徴量を算出し
、
前記放射線画像に基づいて、前記特徴量を変換する目標濃度を算出
し、
前記特徴量が前記目標濃度となるように、前記放射線画像に対して
前記階調処理を含む画像処理を施すことを特徴とする放射線画像処理
方法。

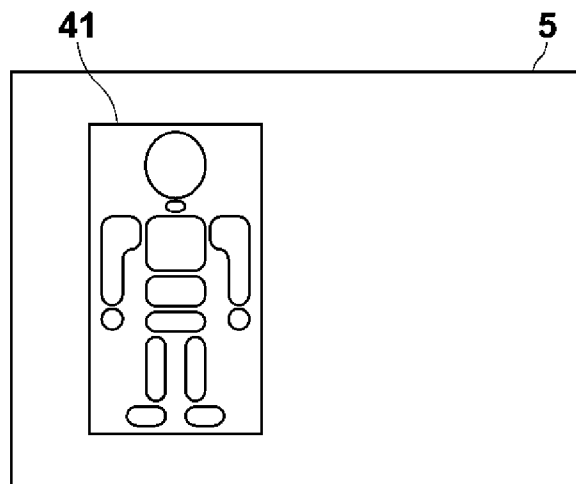
[図1]



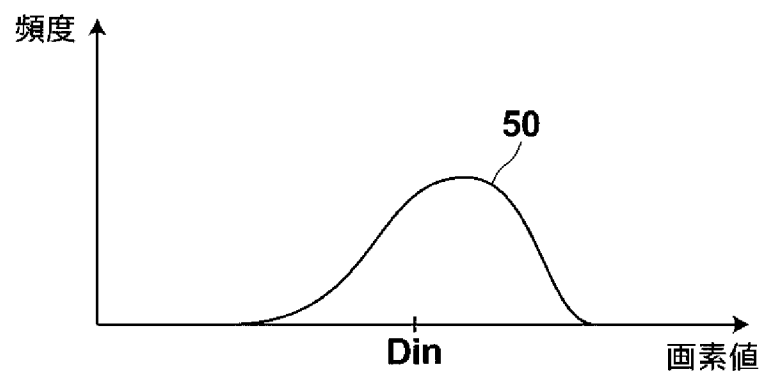
[図2]



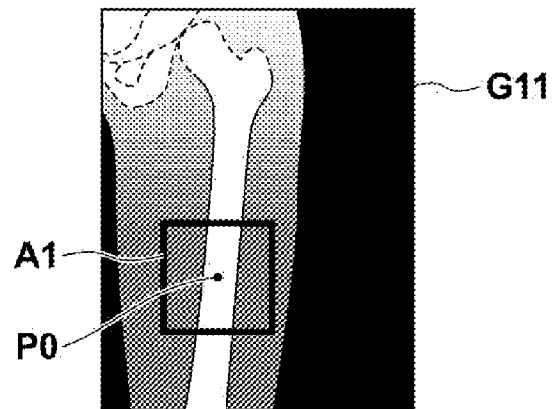
[図3]



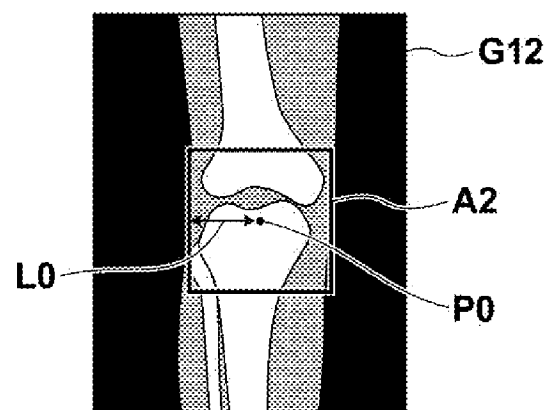
[図4]



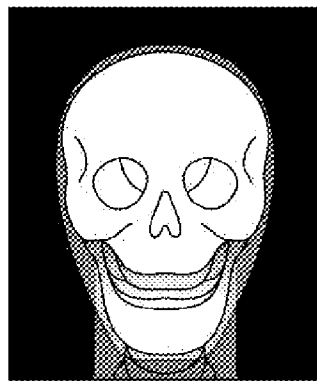
[図5]



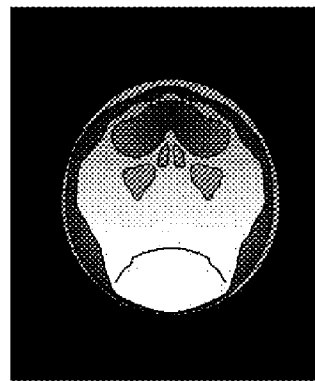
[図6]



[図7]

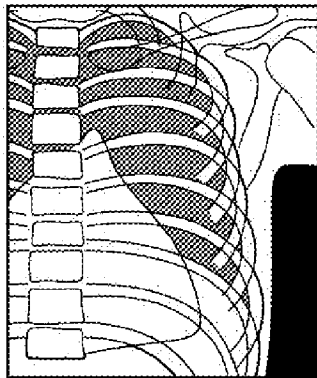


G13

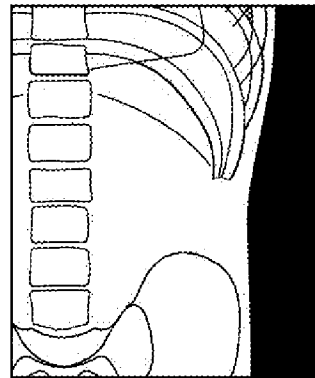


G14

[図8]

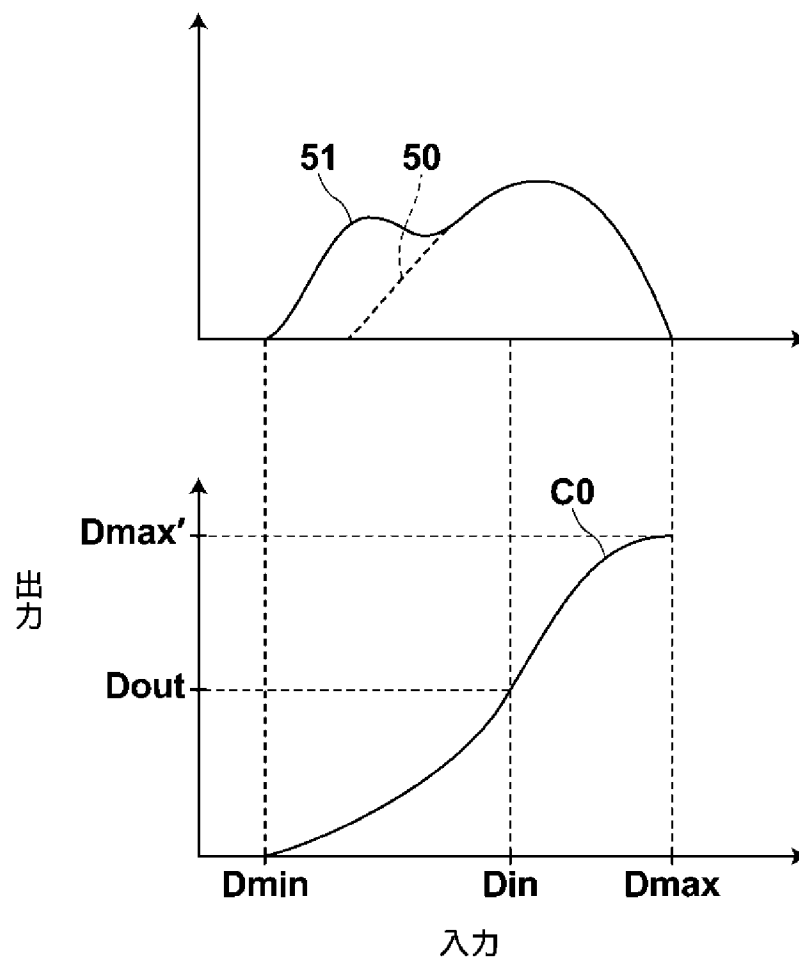


G15

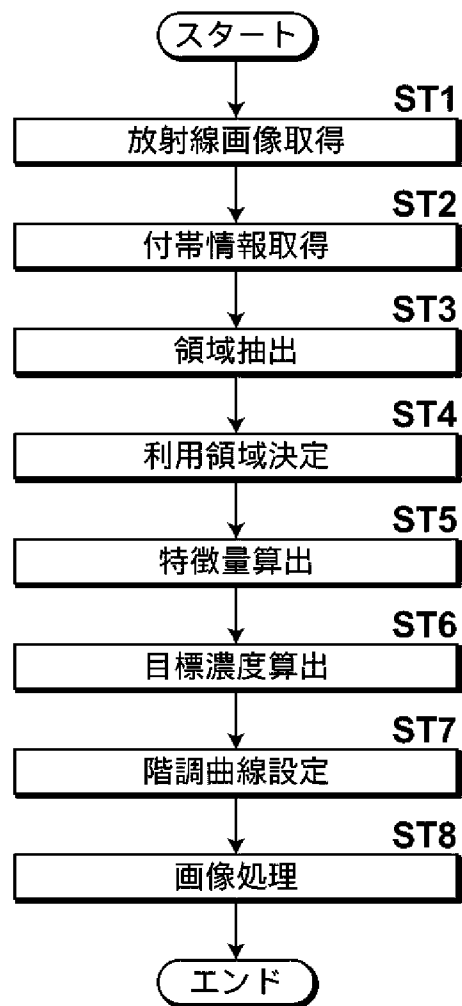


G16

[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/003669

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/00-5/01, 5/055, 6/00-6/14, G06T5/40

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 11-327066 A (Konica Corp.), 26 November 1999 (26.11.1999), abstract; paragraphs [0027] to [0030]; fig. 1, 2 (Family: none)	1, 6, 7 2, 3, 5 4
Y A	JP 2003-10166 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 14 January 2003 (14.01.2003), paragraphs [0034] to [0039] & US 2003/0063785 A1	1, 2, 6, 7 3-5
Y A	JP 4-250142 A (Konica Corp.), 07 September 1992 (07.09.1992), abstract (Family: none)	1, 3, 5, 7 2, 4, 6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
01 September, 2014 (01.09.14)

Date of mailing of the international search report
16 September, 2014 (16.09.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/003669

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2001-120524 A (Konica Corp.), 08 May 2001 (08.05.2001), abstract; paragraphs [0129] to [0135], [0146]; fig. 10, 11 (Family: none)	1-3, 5-7 4
Y A	JP 6-14193 A (Eastman Kodak Co.), 21 January 1994 (21.01.1994), abstract; paragraphs [0039], [0044] & US 5164993 A & EP 548527 A2 & DE 69229214 C & DE 69229214 T	1-3, 5-7 4
A	JP 8-331385 A (Konica Corp.), 13 December 1996 (13.12.1996), abstract; paragraphs [0062], [0063] (Family: none)	1-7

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/00-5/01, 5/055, 6/00-6/14
G06T5/40

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y A	JP 11-327066 A（コニカ株式会社）1999. 11. 26, 要約、【0 0 2 7】 ～【0 0 3 0】、図1、2（ファミリーなし）	1, 6, 7 2, 3, 5 4
Y A	JP 2003-10166 A（富士写真フイルム株式会社）2003. 01. 14, 【0 0 3 4】～【0 0 3 9】 & US 2003/0063785 A1	1, 2, 6, 7 3-5
Y A	JP 4-250142 A（コニカ株式会社）1992. 09. 07, 要約（ファミリーな し）	1, 3, 5, 7 2, 4, 6

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

- * 引用文献のカテゴリー
- 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
- 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
- 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
- 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
- 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献
- 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
- 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
- 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
- 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 0 1 . 0 9 . 2 0 1 4	国際調査報告の発送日 1 6 . 0 9 . 2 0 1 4
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号1 0 0 - 8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 杉田 翠 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 8 1 1

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2001-120524 A (コニカ株式会社) 2001.05.08, 要約、【0129】 ～【0135】、【0146】、図10、11 (ファミリーなし)	1-3, 5-7 4
Y A	JP 6-14193 A (イーストマン・コダック・カンパニー) 1994.01.21, 要約、【0039】、【0044】 & US 5164993 A & EP 548527 A2 & DE 69229214 C & DE 69229214 T	1-3, 5-7 4
A	JP 8-331385 A (コニカ株式会社) 1996.12.13, 要約、【0062】、 【0063】 (ファミリーなし)	1-7