

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4549082号
(P4549082)

(45) 発行日 平成22年9月22日(2010.9.22)

(24) 登録日 平成22年7月16日(2010.7.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 350 D
A 6 1 B 6/00 350 M

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2004-77042 (P2004-77042)
 (22) 出願日 平成16年3月17日 (2004.3.17)
 (65) 公開番号 特開2005-261596 (P2005-261596A)
 (43) 公開日 平成17年9月29日 (2005.9.29)
 審査請求日 平成19年3月15日 (2007.3.15)

(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 100076428
 弁理士 大塚 康徳
 (74) 代理人 100112508
 弁理士 高柳 司郎
 (74) 代理人 100115071
 弁理士 大塚 康弘
 (74) 代理人 100116894
 弁理士 木村 秀二
 (72) 発明者 松浦 友彦
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線撮影画像から非X線照射領域および素抜け領域に基づいて被写体領域としての第1領域画像を取得する第1取得手段と、

前記第1領域画像に基づいて、該第1領域画像中に初期領域を決定する決定手段と、
 領域内の対象画素と、該対象画素に隣接する領域外の画素との画素値の差に基づいて、
 前記対象画素に隣接する前記領域外の画素の領域内外を判定することにより、前記初期領域を拡大して第2領域を得る領域成長手段と、

前記領域成長手段によって得られた前記第2領域に対応するX線撮影画像の第2領域画像を取得する第2取得手段と、

前記第2領域画像から特徴量を算出し、該特徴量に基づいて前記X線撮影画像および前記第1領域画像のうち少なくともいずれか1つの階調変換を実行する変換手段とを備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記決定手段は、前記第1領域画像における最大頻度の画素値と、最大画素値とに基づいて前記初期領域に属すべき画素値の範囲を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記決定手段は、前記X線撮影画像における撮影部位に応じて前記初期領域に属すべき画素値の範囲の設定方法を変更することを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記領域成長手段は、前記対象画素の画素値とこれに隣接する領域外の画素の画素値との差を閾値と比較することにより領域内外判定を行い、該閾値が前記領域外の画素の画素値の閾数であることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記閾値は、前記第1領域画像の最大画素値と前記領域外の画素の画素値との差の閾数であることを特徴とする請求項4に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記領域成長手段は、前記X線撮影画像における撮影部位に応じて前記閾値の閾数を変更することを特徴とする請求項5に記載の画像処理装置。

10

【請求項 7】

前記X線撮影画像から前記撮影部位を検出する検出手段を更に備えることを特徴とする請求項3または6に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

X線撮影画像を処理する画像処理装置による画像処理方法であって、

第1取得手段が、X線撮影画像から非X線照射領域および素抜け領域に基づいて被写体領域としての第1領域画像を取得する第1取得工程と、

決定手段が、前記第1領域画像に基づいて、該第1領域画像中に初期領域を決定する決定工程と、

領域成長手段が、領域内の対象画素と、該対象画素に隣接する領域外の画素との画素値の差に基づいて、該対象画素に隣接する前記領域外の画素の領域内外を判定することにより、前記初期領域を拡大して第2領域を得る領域成長工程と、

20

第2取得手段が、前記領域成長工程によって得られた前記第2領域に対応するX線撮影画像の第2領域画像を取得する第2取得工程と、

変換手段が、前記第2領域画像から特徴量を算出し、該特徴量に基づいて前記X線撮影画像および前記第1領域画像のうち少なくともいずれか1つの階調変換を実行する変換工程とを備えることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 9】

請求項8に記載の画像処理方法をコンピュータに実行させるための制御プログラム。

【請求項 10】

請求項8に記載の画像処理方法をコンピュータに実行させるための制御プログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、X線画像からより精密かつ正確に被検査体領域を取得するための画像処理技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、画像情報のデジタル処理の発達により医療用のX線画像においてもデジタル処理を施すことが一般的となってきた。特に、従来のフィルムを用いたX線撮影に代わり、デジタルにてX線画像データを出力可能なセンサも開発されており、そのようなセンサを用いたX線撮影装置において医療用X線画像のデジタル処理は不可欠となっている。センサやカメラ等で撮影された画像のデジタル処理としては種々のものが適用され得るが、撮影されたデータに対して階調変換を施すことにより取得データを観察しやすい濃度値の画像に変換する階調変換処理は重要な画像処理の一つとなっている。

40

【0003】

例えば、図11(a)、(b)は膝関節部のX線撮影画像であり、1201は画像全体を示し、1202は例えば被検査体領域である膝関節部およびその周辺部の領域が抽出された状態を示す。上述したように、センサやカメラ等何らかの撮影装置で撮影されたデー

50

タを、モニター画面やX線診断用フィルム等に表示する場合、撮影されたデータに対して階調変換を施すことにより、撮影データを観察しやすい濃度値に変換するのが一般的である。例えば膝関節部等の撮影データをX線診断用フィルムに表示する場合には、撮影データから階調変換のための特徴量（例えば平均濃度値）を抽出し、抽出した特徴量が所定値（例えば一定濃度値）になる様に変換することが行われる。

【0004】

上述の様な階調変換を行うための一般的な方法について、図11(a)、(b)を参照して説明すると次のようである。まず、画像1201中のX線照射領域から素抜け領域を除去することにより被検査体の存在する画像領域（被検査体領域）1202を取得する。そして、取得した被検査体領域1202内の画素値について統計的調査を行って特徴量等を算出する。例えば画素値のヒストグラムを作成し、作成したヒストグラムを解析して特徴量を計算したり、また例えば取得した被検査体領域1202内の平均画素値等の統計量を計算する。そして、その特徴量や統計量に基づいて階調変換を行う。

10

【0005】

ところが、このような方法では被検査体領域内の画素値分布が通常でない場合、例えば図11(c)、(d)に示すようにビスや人工関節などの金属に代表されるX線遮蔽物体が被検査体領域内に存在する場合は、その画像が上記特徴量や統計量に影響を及ぼすことになる。この結果、階調変換後の画像が不安定になるといったような問題が生じる。よって、階調変換を行うためには、X線遮蔽物体などを除去した純粋な被検査体領域を取得することが行われている。

20

【0006】

純粋な被検査体領域を取得する方法としては、例えば経験に基づいて設定された閾値を用いて2値化処理を行う方法や、図12の(a)に示すように被検査体領域1204のヒストグラム1301を作成し、ヒストグラム解析によって、例えばピーク間の谷間部分の画素値を検出し、この画素値を境にしてX線遮蔽物体の画像と被検査体の画像とを分離する方法が知られている（図12の(b)）（非特許文献1参照）。

【非特許文献1】「画像処理工学・基礎編」谷口慶治編集、共立出版株式会社(1996) 第5章(p.79-97) 画像の領域分割

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0007】

しかしながら、経験に基づくある閾値を用いた2値化処理では、X線検査の撮影条件が変化した場合に閾値が不適切となる可能性があり、X線遮蔽物体と被検査体を正しく分離できなくなるという課題がある。また、図12に示すようなヒストグラム解析を行う方法では、ある程度適切に閾値を設定することができるが、例えばX線遮蔽物体と被検査体の画素値が近似したり一部逆転しているような症例に対しては、適切にX線遮蔽物体と被検査体を分離できなくなるという課題がある。

【0008】

本発明は上述の様な課題を解決するためになされたものであり、純粋な被検査体領域を高精度にかつ安定して取得可能とすることを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の目的を達成するための本発明の一態様による画像処理装置は以下の構成を備える。すなわち、

X線撮影画像から非X線照射領域および素抜け領域に基づいて被写体領域としての第1領域画像を取得する第1取得手段と、

前記第1領域画像に基づいて、該第1領域画像中に初期領域を決定する決定手段と、領域内の対象画素と、該対象画素に隣接する領域外の画素との画素値の差に基づいて、前記対象画素に隣接する前記領域外の画素の領域内外を判定することにより、前記初期領域を拡大して第2領域を得る領域成長手段と、

50

前記領域成長手段によって得られた前記第2領域に対応するX線撮影画像の第2領域画像を取得する第2取得手段と、

前記第2領域画像から特徴量を算出し、該特徴量に基づいて前記X線撮影画像および前記第1領域画像のうち少なくともいずれか1つの階調変換を実行する変換手段とを備える。

【0010】

また、本発明他の態様による画像処理方法は、

X線撮影画像を処理する画像処理装置による画像処理方法であって、

第1取得手段が、X線撮影画像から非X線照射領域および素抜け領域に基づいて被写体領域としての第1領域画像を取得する第1取得工程と、

10

決定手段が、前記第1領域画像に基づいて、該第1領域画像中に初期領域を決定する決定工程と、

領域成長手段が、領域内の対象画素と、該対象画素に隣接する領域外の画素との画素値の差に基づいて、該対象画素に隣接する前記領域外の画素の領域内外を判定することにより、前記初期領域を拡大して第2領域を得る領域成長工程と、

第2取得手段が、前記領域成長工程によって得られた前記第2領域に対応するX線撮影画像の第2領域画像を取得する第2取得工程と、

変換手段が、前記第2領域画像から特徴量を算出し、該特徴量に基づいて前記X線撮影画像および前記第1領域画像のうち少なくともいずれか1つの階調変換を実行する変換工程とを備える。

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、純粋な被検査体領域を高精度にかつ安定して取得することが可能になる。また、例えば、このようにして得られた被検査体領域を用いて階調変換を行うようすれば、金属等による影響を排除した階調変換が可能であり、良好な階調変換結果が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、添付の図面を参照して本発明の好適な実施形態について説明する。

【0013】

30

<第1実施形態>

図1は、本発明の第1実施形態によるX線撮影装置100の構成を示すブロック図である。図1において、X線撮影装置100は、画像処理機能を有するX線の撮影装置であり、データ収集回路105、前処理回路106、CPU108、メインメモリ109、操作パネル110、画像処理回路111を備えており、CPUバス107を介して互いにデータ授受されるように構成されている。また、X線撮影装置100は、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を有する。

【0014】

上述の様な構成のX線撮影装置100において、まず、メインメモリ109は、CPU108での処理に必要な各種のデータなどが記憶されるものであると共に、CPU108の作業用としてのワークメモリを含む。CPU108は、メインメモリ109を用いて、操作パネル110からの操作にしたがった装置全体の各種動作制御等を行う。これによりX線撮影装置100は、以下のように動作する。

40

【0015】

先ず、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。X線発生回路101から放射された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により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、例えば膝等の人体の部分の画像（人体部画像）とする。

【0016】

50

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。この前処理回路 106 で前処理が行われた X 線画像信号は原画像として、CPU 108 の制御により、CPU バス 107 を介して、メインメモリ 109 や画像処理回路 111 に転送される。

【0017】

画像処理回路 111 は、X 線照射領域を取得する X 線照射領域取得回路 113、X 線照射領域から素抜け領域を取得する素抜け領域取得回路 114、X 線照射領域と素抜け領域から略被検査体領域を取得する略被検査体領域取得回路 115、略被検査体領域から被検査体領域を取得する被検査体領域取得回路 116、被検査体領域から階調変換のための特徴量を算出する特徴抽出回路 117、特徴抽出回路 117 で算出した特徴量に基づき画像の階調変換を行う階調変換回路 118 とを備える。なお、画像処理回路 111 は、ハードウェアで実現されてもよいし、その一部或いはすべてをソフトウェアで実現する二様に構成してもよい。

【0018】

図 2 は第 1 実施形態による階調変換処理を説明するフローチャートである。また、図 3 は被検査体領域取得回路 116 の処理を説明するフローチャートである。また、図 4 は第 1 実施形態による被検査体領域取得処理の対象とする画像の一例であり、以下詳細に説明するが、401 は原画像、402 は X 線照射領域取得後の画像 (X 線照射領域画像という)、403 は X 線照射領域から素抜け領域を削除して得られた画像 (略被検査体領域画像という)、404 は領域成長に用いる初期領域を示す画像、405 は処理結果である被検査体領域を示す画像 (被検査体領域画像という) である。また、図 5 は略被検査体領域を示す画像 403 から作成したヒストグラムである。図 5 のグラフの横軸は画素値を表し、縦軸はその頻度を示している。以下、本実施形態による階調変換処理について、これらの図を参照して詳細に説明する。

【0019】

まず、CPU 108 の制御により、前処理回路 106 で処理された原画像 (例えば股関節画像) 401 は CPU バス 107 を介して画像処理回路 111 へ供給される。原画像 401 を受信した画像処理回路 111 は、X 線照射領域取得回路 113 により原画像 401 の X 線照射領域を取得し、X 線照射領域画像 402 を生成する (ステップ S201)。次に素抜け領域取得回路 114 により X 線照射領域画像 402 の素抜け領域を取得し (ステップ S202)、略被検査体領域取得回路 115 により X 線照射領域画像 402 から取得された素抜け領域を削除することにより略被検査体領域画像 403 を生成する (ステップ S203)。

【0020】

次に被検査体領域取得回路 116 により略被検査体領域画像 403 から被検査体領域画像 405 を生成する (ステップ S204)。以下、ステップ S204 の処理について、図 3 ~ 図 5 を参照して詳しく説明する。

【0021】

まず、略被検査体領域画像 403 のヒストグラムを作成する (ステップ S301、図 5)。次に作成されたヒストグラムから最大頻度画素値 V_f を抽出する (ステップ S302)。次に略被検査体領域画像 403 の最大画素値 V_m を算出する (ステップ S303)。続いて、被検査体領域の初期領域を設定する (ステップ S304)。本例では、 V_f と V_m の中間値 $(V_f + V_m) / 2$ 以上の画素値をもつ画素の集合を初期領域 404 として設定する (ステップ S304)。次に初期領域 404 を所定の条件に従って領域成長させる (ステップ S305)。本例では、領域内外で隣接する画素の画素値 V_i および V_o が次式、

$$V_i - V_o < Th$$

を満たす場合に領域成長するものと定める。

【0022】

10

20

30

40

50

ここで Th は V_m と V_o により定まる閾値 ($Th = f(V_m, V_o)$) であり、例えば図 10 の (c) のように与えられる。なお、上記において領域内の画素値とそれに隣接する領域外の画素値との差分をとるが、4 近傍の領域成長法の場合には隣接する領域外の画素は最大 4 つ (上下左右) 存在する。よって、それぞれについて差分をとり領域内か領域外かの判定をする。また、8 近傍の領域成長法の場合には、斜めの 4 方向が加わり、最大 8 つの隣接画素が存在することになる。

【0023】

以上の領域成長処理は領域が変化する限り繰り返し実行され、領域が変化しなくなったら処理を終了する (ステップ S 306)。こうして図 3 の処理を終了した時点で領域成長処理によって得られた領域に対応する原画像 401 の画像部分を被検査体領域画像 405 として出力する。図 4 に示されているように、被検査体領域画像 405 からは X 線遮蔽物 406 の領域が除外されており、純粋な被検査体領域の画像が得られていることがわかる。

【0024】

図 2 に戻り、以上のステップ S 204 で取得された被検査体領域画像 405 を用いて特徴抽出処理を行い、抽出された特徴量に基づいて階調変換が行われる。即ち、まず、特徴抽出回路 117 は被検査体領域取得回路 116 で取得した被検査体領域画像 405 から特徴量を算出する (ステップ S 205)。この特徴量としては中間値や平均値などを用いることができる。そして、階調変換回路 118 において、特徴抽出回路 117 で算出した特徴量にもとづき、原画像 401 の階調変換を行う (ステップ S 206)。例えば、特徴量 (中間値もしくは平均値) が所定の濃度になるように原画像 401 を階調変換する。

【0025】

以上の様に、第 1 実施形態によれば、X 線照射領域と素抜け領域に基づいて抽出された領域に対して領域成長法を適用することで、純粋な被検査体領域が取得される。即ち、領域成長法を基本としたアルゴリズムにより、撮影された画像内のビス、人工関節、プロテクタなどに代表される X 線遮蔽物体を除去した純粋な被検査体領域を取得できる効果がある。したがって、撮影された画像内に X 線遮蔽物体が存在する場合に關しても、それら X 線遮蔽物の影響を受けずに、安定して精度の高い階調変換を行うことができるという効果がある。

【0026】

<第 2 実施形態>

第 2 実施形態では撮影部毎に初期領域の設定や領域成長の条件を切り替える攻勢を説明する。図 6 は、第 2 実施形態による X 線撮影装置 700 の構成を示すブロック図である。図 6 において第 1 実施形態 (図 1) と同様の構成には同一の参照番号を付してある。第 2 実施形態の X 線撮影装置 700 と、第 1 実施形態による X 線撮影装置 100 との相違は、画像処理回路 711 に部位情報取得回路 712 が追加された点と、被検査体領域取得回路 116 において部位情報取得回路 712 で取得された部位情報に基づいて初期領域の作成処理及び領域成長において用いる閾値を変更する点である。したがって、以下では部位情報取得回路 712 の追加により変更となる被検査体領域取得回路 716 の処理内容について詳細に説明する。

【0027】

図 7 は第 2 実施形態による階調変換処理を示すフローチャートである。また、図 8 は第 2 実施形態による被検査体領域取得回路 716 の処理を説明するフローチャートである。以下、第 1 は実施形態と同様に図 4 の例を用いて各処理を説明する。なお、図 9 は後述する領域成長に用いる初期領域の設定方法、図 10 は後述する領域成長に用いる閾値を示すグラフであり、それぞれ対象部位に応じて設定されている。

【0028】

まず、CPU 108 の制御により、前処理回路 106 で処理された原画像 (例えば股関節画像) 401 が画像処理回路 711 に受信される。原画像 401 を受信した画像処理回路 711 は、部位情報取得回路 712 により原画像 401 の部位情報を取得しメインメモ

10

20

30

40

50

リ 1 0 9 に格納する（ステップ S 8 0 1）。なお、部位情報取得回路 7 1 2 の具体的な処理としては、パターンマッチングなどの手法により原画像 4 0 1 から自動的に撮影部位を検出する方法や、操作パネル 7 1 0 を利用してオペレータに部位を選択・指定させる方法などが考えられる。いずれの方法を用いてもよいかまわない。

【 0 0 2 9 】

続いて X 線照射領域取得回路 1 1 3 、素抜け領域取得回路 1 1 4 、略被検査体領域取得回路 1 1 5 によって略被検査体領域画像 4 0 3 を取得する（ステップ S 8 0 2 ~ S 8 0 4 ）が、これらの処理は第 1 実施形態（図 2 ）におけるステップ S 2 0 1 ~ S 2 0 3 と同様であるので説明は省略する。

【 0 0 3 0 】

次に被検査体領域取得回路 7 1 6 により略被検査体領域画像 4 0 3 から被検査体領域画像 4 0 5 を生成する（ステップ S 8 0 5 ）。その処理の流れを図 8 に従い説明する。なお、ステップ S 9 0 1 ~ S 9 0 3 については、第 1 実施形態（図 3 ）におけるステップ S 3 0 1 ~ S 3 0 3 と同様である。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 9 0 4 において、被検査体領域の初期領域を設定するが、ここでは上記ステップ S 8 0 1 において部位情報取得回路 7 1 2 がメインメモリ 7 0 9 に格納した部位情報を用いて、各部位毎に設定した初期領域の形成ルールを選択し、選択したルールに従って初期領域 4 0 4 を設定する（ステップ S 9 0 4 ）。図 9 は第 2 実施形態による初期領域の形成ルールの保持例を示す図である。図 9 に示すように、撮影対象部位（胸部、頭部、四肢...）毎に、初期領域として選択すべき画素値の範囲（初期領域形成ルール）が設定されている。したがって、例えば、図 4 の例示のごとく撮影部位が「四肢」であれば、「最大頻度の画素値と最大頻度の中間値以上を初期領域とする」というルールが選択され（図 9 ）、これにしたがって初期領域 4 0 4 が形成される。なお、図 9 に示した初期領域の条件は、各部位の撮影画像の特徴に応じて設定された条件の一例を示すものであり、これに限定されるものではない。

【 0 0 3 2 】

次に、初期領域 4 0 4 をある条件に従い領域成長させる（ステップ S 9 0 5 ）が、第 1 実施形態と同様に、領域内外で隣接する画素の画素値 V_i および V_o が次式、

$$V_i - V_o < Th(V_m, V_o, \text{部位情報})$$

を満たす場合に領域成長すると定める。

【 0 0 3 3 】

ここで Th は V_m と V_o と部位情報により定まる閾値 ($Th = f(V_m, V_o, \text{部位})$) であり、例えば図 1 0 のように与えられる。即ち、ステップ S 9 0 5 では、ステップ S 8 0 1 において部位情報取得回路 7 1 2 がメインメモリ 7 0 9 に格納した部位情報を用いて、領域成長のルールを変更、選択し、選択されたルールで領域成長を実行することになる。なお、図 1 0 に示される閾値の関数は、X 線遮蔽物体の存在しにくい画素値の比較的高い領域は閾値が低く（領域成長しやすく）、X 線遮蔽物体の存在しやすい画素値の比較的低い領域では閾値が高く（領域成長しにくく）なっている。また、 Th がマイナス無限大とは絶対に領域成長しない条件であり、この条件が撮影部位により異なるのは、統計的に求めた部位の特徴を反映しているからである。また、上記のように、最大画素値との差分値を用いて閾値を決定することにより、比較的画素値の高い領域や低い領域における閾値の適切な設定を実現している。なお、図 1 0 に示した閾値の関数は、各部位の撮影画像の特徴に応じて設定された関数の一例を示すものであり、これに限定されるものではない。

【 0 0 3 4 】

以上の領域成長処理は領域が変化する限り繰り返し実行され、領域が変化しなくなったら処理を終了する（ステップ S 9 0 6 ）。こうして図 8 の処理を終了した時点で領域成長処理によって得られた領域に対応する原画像 4 0 1 の画像部分を被検査体領域画像 4 0 5 として出力する。図 4 に示されているように、被検査体領域画像 4 0 5 からは X 線遮蔽物 4 0 6 の領域が除外されており、純粋な被検査体領域の画像が得られていることがわかる

10

20

30

40

50

。

【0035】

以上の様に第2実施形態によれば、第1実施形態の効果に加え、撮影部位に適した初期領域や成長条件を設定して領域成長法を基本としたアルゴリズムを適用できる効果がある。また、これにより撮影された画像内のビス、人工関節、プロテクタなどに代表されるX線遮蔽物体を高精度に除去でき、純粋な被検査体領域を安定して取得できる効果がある。したがって、撮影された画像内にX線遮蔽物体が存在する場合に關しても、それらの影響を受けずに、安定で精度の高い階調変換を行うことができる効果がある。

【0036】

<他の実施形態>

10

本発明の目的は、前述した実施形態の機能を実現するソフトウェアのプログラムコードを記録した記憶媒体を、システムあるいは装置に供給し、そのシステムあるいは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU）が記憶媒体に格納されたプログラムコードを読み出し実行することによっても、達成されることは言うまでもない。

【0037】

この場合、記憶媒体から読み出されたプログラムコード自体が前述した実施形態の機能を実現することになり、そのプログラムコードを記憶した記憶媒体は本発明を構成することになる。

【0038】

プログラムコードを供給するための記憶媒体としては、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、光ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、CD-R、磁気テープ、不揮発性のメモリカード、ROMなどを用いることができる。

20

【0039】

また、コンピュータが読み出したプログラムコードを実行することにより、前述した実施形態の機能が実現されるだけでなく、そのプログラムコードの指示に基づき、コンピュータ上で稼働しているOS（オペレーティングシステム）などが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれることは言うまでもない。

【0040】

さらに、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機能拡張ボードやコンピュータに接続された機能拡張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き、その機能拡張ボードや機能拡張ユニットに備わるCPUなどが実際の処理の一部または全部を行い、その処理によって前述した実施形態の機能が実現される場合も含まれることは言うまでもない。

30

【0041】

以上のように上記実施形態によれば、X線の照射された領域および素抜け領域に基づいて取得した略被検査体領域から、純粋な被検査体領域を取得することが可能となる。また、特に、略被検査体領域の画素値分布に基づいて初期領域を設定し、設定した初期領域を領域内外の画素値に基づいて領域成長させるので、安定して精度の高い被検査体領域取得が可能である。特に、領域内外の画素値に基づいて領域内外の判定を行うにおいて、略被検査体領域の画素値分布に基づいて設定した初期領域を、領域内外の画素値および画素値分布に基づいて領域成長させることにより、より安定して精度の高い被検査体領域取得が可能である。

40

【0042】

また、上記の初期領域の設定や、領域成長において、その処理内容をX線撮影画像の撮影部位に応じて変化させるさせることにより、さらに安定して精度の高い被検査体領域取得が可能となる。

【図面の簡単な説明】**【0043】**

【図1】第1実施形態によるX線撮影装置の構成を示すブロック図である。

50

【図2】第1実施形態による階調変換処理を説明するフローチャートである。

【図3】第1実施形態による被検査体領域取得処理を説明するフローチャートである。

【図4】股関節画像を示す図である。

【図5】股関節画像の略被検査体領域から生成したヒストグラムを示す図である。

【図6】第2実施形態によるX線撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図7】第2実施形態による階調変換処理を説明するフローチャートである。

【図8】第2実施形態による被検査体領域取得処理を説明するフローチャートである。

【図9】第2実施形態の領域成長に用いる、撮影部位毎に設定された初期領域の形成ルールを示す図である。

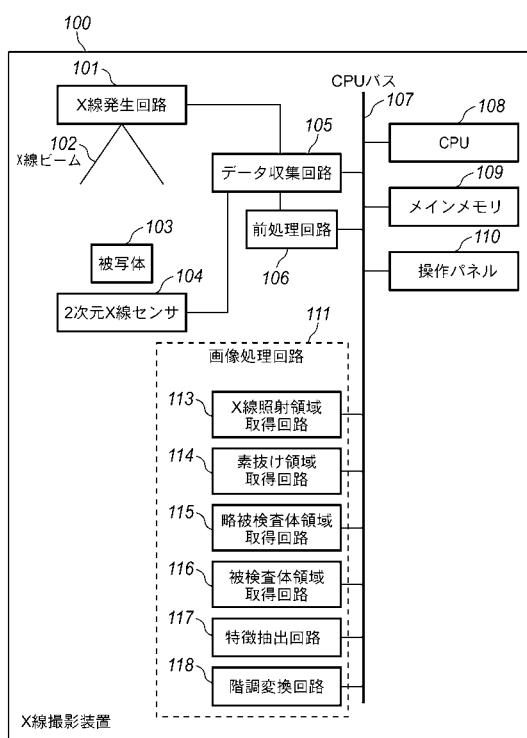
【図10】領域成長処理に用いる閾値を説明する図である。

10

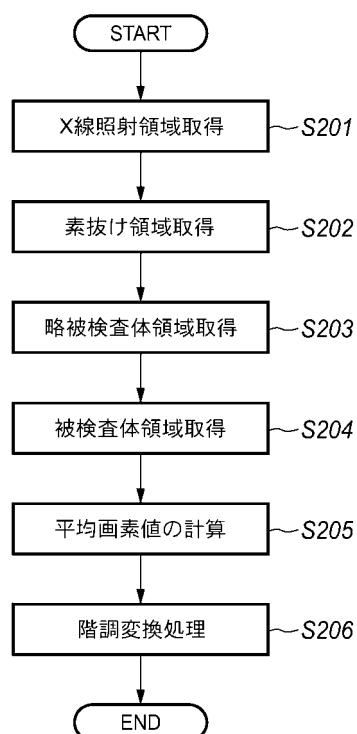
【図11】膝関節画像を示す図である。

【図12】膝関節画像の略被検査体領域のヒストグラムによる解析方法を説明する図である。

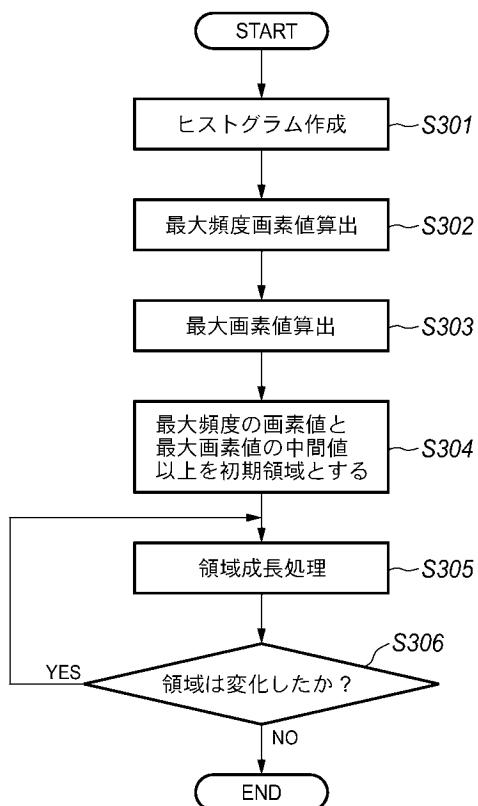
【図1】



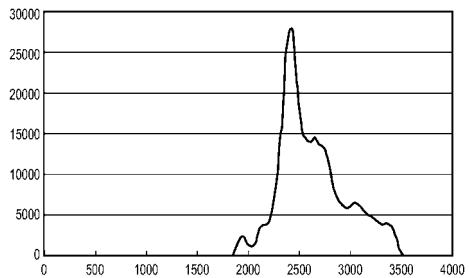
【図2】



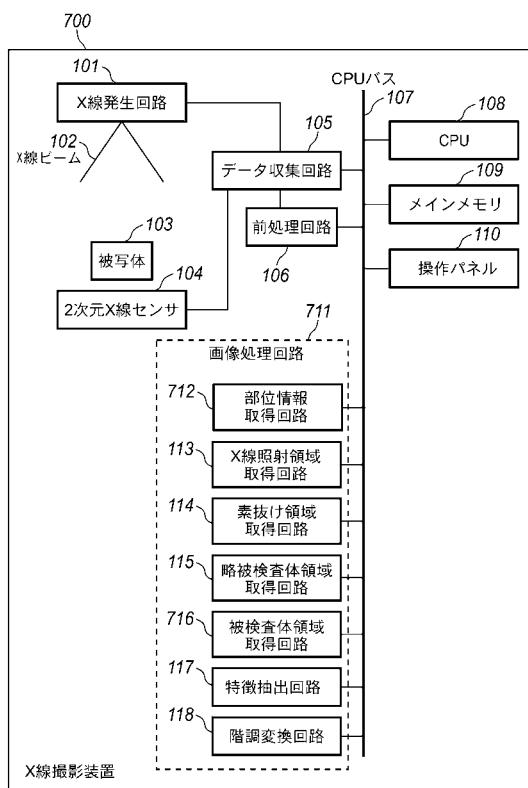
【図3】



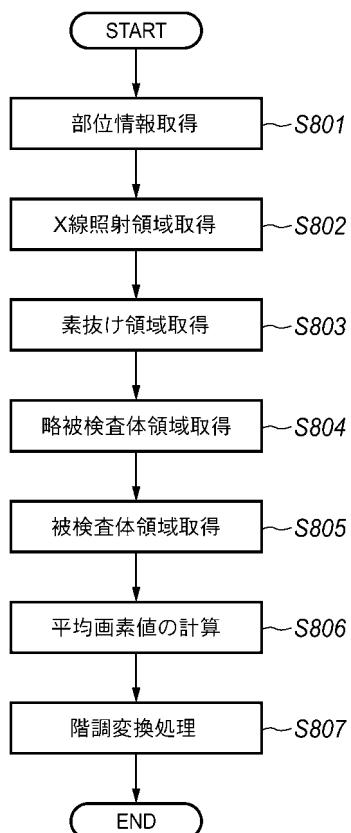
【図5】



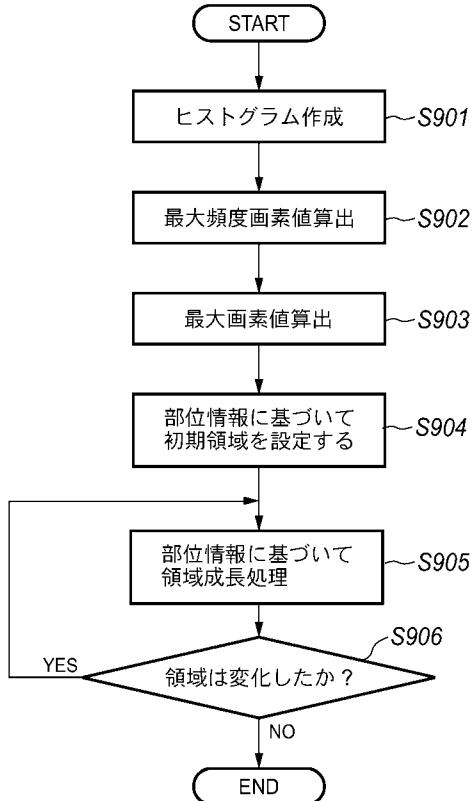
【図6】



【図7】



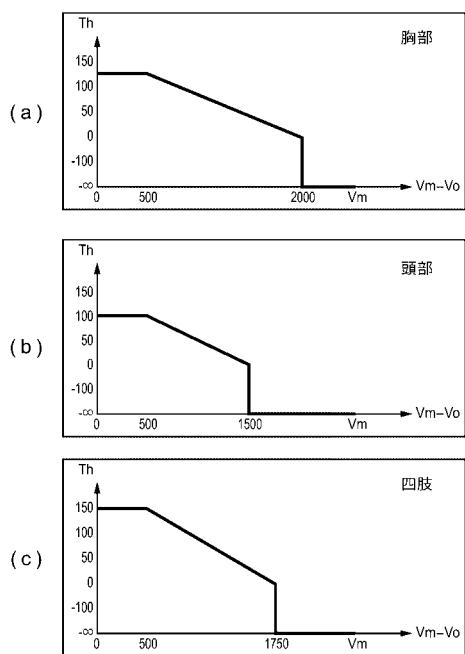
【図8】



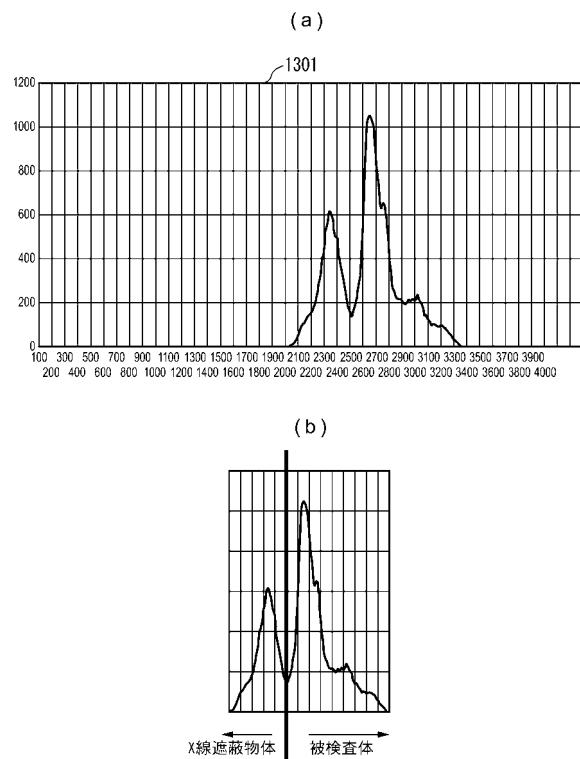
【図9】

部位	初期領域
胸部	最大頻度の画素値以上を初期領域とする
頭部	ヒストグラム幅(最大値-最小値)の最大値側60%を初期領域とする
四肢	最大頻度の画素値と最大画素値の中間値以上を初期領域とする
⋮	⋮

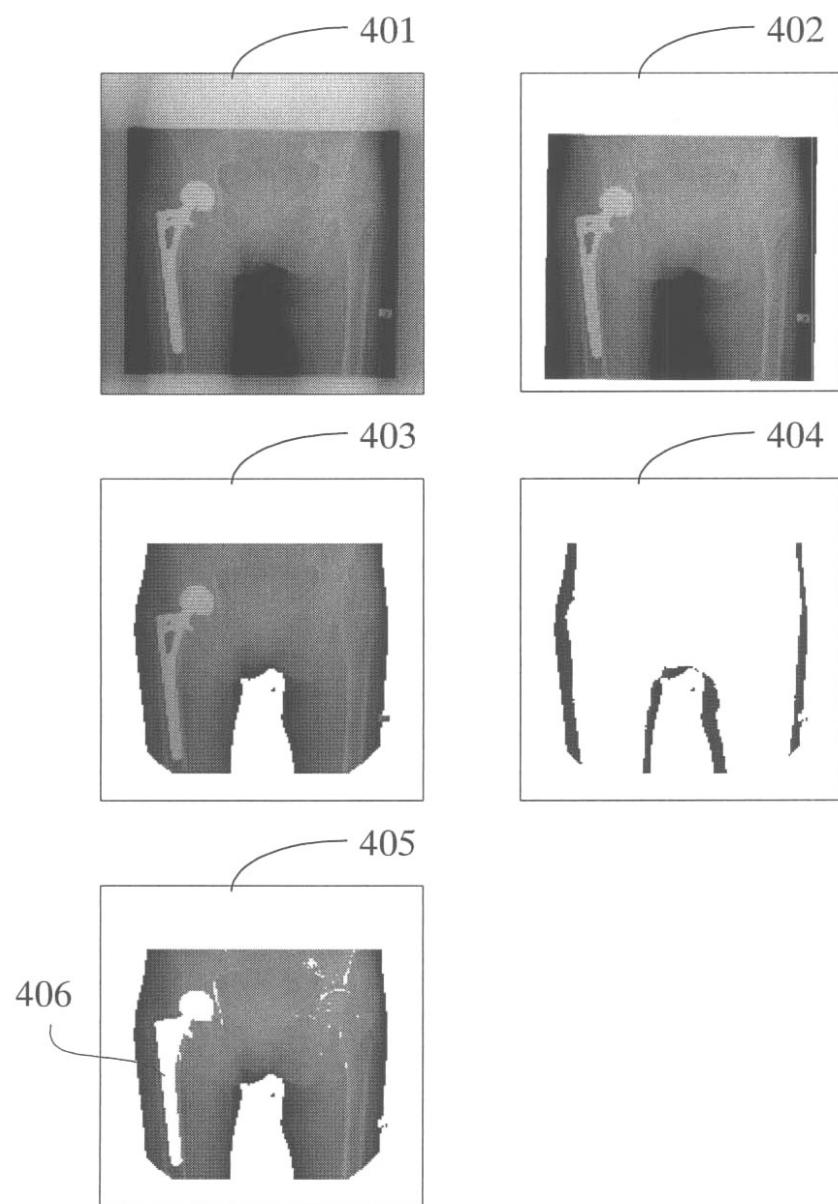
【図10】



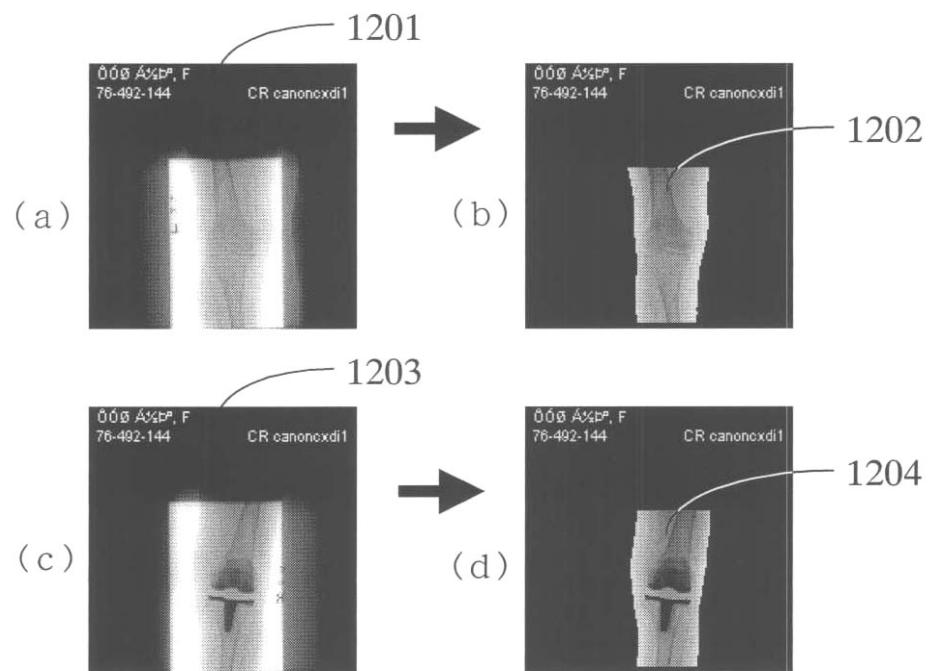
【図12】



【図4】



【図11】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開平03-140140 (JP, A)
特開2002-219123 (JP, A)
特表平09-508814 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	6 / 0 0
G 06 T	1 / 0 0