

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4344825号
(P4344825)

(45) 発行日 平成21年10月14日(2009.10.14)

(24) 登録日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 N 5/10 (2006.01) A 6 1 N 5/10 M

請求項の数 7 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-340568 (P2004-340568) (22) 出願日 平成16年11月25日(2004.11.25) (65) 公開番号 特開2006-149438 (P2006-149438A) (43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15) 審査請求日 平成19年10月19日(2007.10.19)</p>	<p>(73) 特許権者 504160781 国立大学法人金沢大学 石川県金沢市角間町ヌ7番地 (74) 代理人 100105371 弁理士 加古 進 (72) 発明者 真田 茂 金沢市角間町ヌ7番地 金沢大学内 (72) 発明者 田中 利恵 金沢市角間町ヌ7番地 金沢大学内 審査官 大和田 秀明</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 照射位置照合システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線治療計画画像(DRR)と、治療前に撮影する照射野確認画像(LG)とを用いて、照射部位の位置を合わせるための照射位置照合システムであって、

前記DRR及び照射野(FOV)形成のための形状データ、前記LGの画像を取得する画像取得手段と、

取得した前記DRR及びLGの画像のサイズと位置を合わせる前処理手段と、

前記DRRとLGの画像のエッジを強調するエッジ強調手段と、

取得した前記形状データを用いて、LG内のFOVエッジを除去するFOVエッジ除去手段と、

DRRとLGの画像を2値化する2値化手段と、

2値化したDRRとLGの画像のエッジを細線化する細線化処理手段と、

前記DRRとLGのずれを検出する照合手段と、

照合した結果を表示する表示手段と

を備えることを特徴とする照射位置照合システム。

【請求項2】

請求項1記載の照射位置照合システムにおいて、

さらに、前記DRRの細線化処理後の画像で、エッジを膨張させてマスクを作成して、該マスクによりLGの不要なエッジを除去するランドマーク判定手段を備え、

前記照合手段は、前記ランドマーク判定手段で不要なエッジを除去したLGとDRRに

より、照合することを特徴とする照射位置照合システム。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の照射位置照合システムにおいて、さらに、

前記 2 値化した L G の画像から、雑音除去する雑音除去手段と、

前記 D R R の画像と雑音除去した後の前記 L G の画像から、小さいエッジを除去する手段とを備えることを特徴とする照射位置照合システム。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の照射位置照合システムにおいて、

前記照合手段は、L G の照合を行う範囲（テンプレート）を定め、D R R に定めた探索範囲で、照合する位置を求めることを特徴とする照射位置照合システム。

10

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の照射位置照合システムにおいて、

さらに、照合に使用するエッジをマニュアルで選択するマニュアル選択手段を備え、前記照合手段は、L G の選択されたエッジと D R R の選択されたエッジとを照合することを特徴とする照射位置照合システム。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の照射位置照合システムとして、コンピュータ・システムを機能させるためのコンピュータ・プログラム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の照射位置照合システムとして、コンピュータ・システムを機能させるためのコンピュータ・プログラムを格納した記録媒体。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線治療において、照射計画に従って照射部位の位置を合わせることを支援するための照射位置照合システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、高齢社会の到来によるがん患者数が急増している。このために、放射線治療を必要とする患者数の増加が顕著であり、4人に1人が放射線治療を受けるようになるとも

30

言われている。さて、画像診断装置の進歩により、がん発見精度は向上している。そして、放射線治療技術の進歩により、放射線治療精度も向上しており、現在は、放射線治療により、がん細胞自体に狙い撃ちが可能となっている（例：ラジオサージャリー、ガンマナイフ）。

しかしながら、照射部位の位置確認は目視によって主観的に行われており、そのために、観察者の経験による個人差や、再現性が問題となっている。そのためにも、放射線治療の照射部位の確認を支援するシステムの開発が望まれている。

発表されている放射線治療の照射部位の確認を支援するシステムとしては、非特許文献 1 や 2 がある。非特許文献 1 では、照合の指標を手動でトレースしてから、コンピュータでずれを計算するシステムが紹介されている。しかしながら、手動トレースしているために再現性が低いことが問題である。非特許文献 2 では、X 線シミュレーションイメージとポータルイメージを対象して、自動的に照合の指標を決定して、コンピュータでずれを計算することが紹介されている。しかしながら、治療計画に用いた画像（D R R）を対象としておらず、必ずしも取り扱いがよいとはいえない。

40

【0003】

【非特許文献 1】 John R. Van Sorensen de Koste, Hans C. J. de Boer, M.Sc., Regine H. Schuchhard-Schipper, et al: Procedures for high precision setup verification and correction of lung cancer patients using CT-simulation and digitally reconstructed radiographs (DRR), Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 55(3), 804-810, 2003

50

【非特許文献2】赤沢博之，中森伸行，塩本敦子，他：放射線治療におけるポータルイメージの自動照合プログラムの開発．日本放射線技術学会誌，60（1），101-110，2003

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、利便性に優れ、再現性よく、照射計画に従った照射部位の位置照合を支援するための照射位置照合システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するために、本発明は、放射線治療計画画像（DRR）と、治療前に撮影する照射野確認画像（LG）とを用いて、照射部位の位置を合わせるための照射位置照合システムであって、前記DRR及び照射野（FOV）形成のための形状データ、前記LGの画像を取得する画像取得手段と、取得した前記DRR及びLGの画像のサイズと位置を合わせる前処理手段と、前記DRRとLGの画像のエッジを強調するエッジ強調手段と、取得した前記形状データを用いて、LG内のFOVエッジを除去するFOVエッジ除去手段と、DRRとLGの画像を2値化する2値化手段と、2値化したDRRとLGの画像のエッジを細線化する細線化処理手段と、前記DRRとLGのずれを検出する照合手段と、照合した結果を表示する表示手段とを備えることを特徴とする。

照合には不要である、LG内のFOVエッジを除去しているために、照合が正確にできる。

【0006】

さらに、前記DRRの細線化処理後の画像で、エッジを膨張させてマスクを作成して、該マスクによりLGの不要なエッジを除去するランドマーク判定手段を備え、前記照合手段は、前記ランドマーク判定手段で不要なエッジを除去したLGとDRRにより、照合するとよい。この処理により、照合対象であるランドマークを限定しているために、照合を適切に行うことができる。

さらに、前記2値化したLGの画像から、雑音除去する雑音除去手段と、前記DRRの画像と雑音除去した後の前記LGの画像から、小さいエッジを除去する手段とを備え、照合対象となるエッジを適切なもののみに限定しているために、照合をより適切に行うことができる。

前記照合手段は、LGの照合を行う範囲（テンプレート）を定め、DRRに定めた探索範囲で、照合する位置を求めるとよい。

さらに、照合に使用するエッジをマニュアルで選択するマニュアル選択手段を備え、前記照合手段は、LGの選択されたエッジとDRRの選択されたエッジとを照合することもできる。

上述の照射位置照合システムとして、コンピュータ・システムを機能させるためのコンピュータ・プログラムやそのプログラムを格納した記録媒体も本発明である。

【発明の効果】

【0007】

上述した本発明の照射位置照合システムにより、高い精度と再現性で照射部位の位置照合が可能となり、適切な放射線治療を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

図面を用いて、本発明を実施するための実施形態を説明する。

本発明の照射位置照合システムでは、治療装置の線錘に沿った複数のCT画像データをX線写真と同じような幾何学的条件で再構成した画像である、放射線治療計画画像（digitally reconstructed radiographs：DRR）と、治療装置の線錘で、治療前に撮影する照射野確認画像（lineacgraphy：LG）とを読み取り、両者をコンピュータ処理によって照合することで、照射部位の位置照合を支援している。放射線治療計画画像であるDRRは、治療計画を作成する際に作成している画像である。また、照射野確認画像（LG）は、

10

20

30

40

50

アイソセンタ位置の確認や照射野 (Field of view: F O V) 形状の確認を目的に、実際の放射線治療に用いる医療用直線加速装置 (Linear accelerator) と、照射野を形成するためのマルチリーフコリメータ (Multi-leaf collimator: M L C) を用いて、実際の放射線治療と同じ幾何学的条件で、しかし実際の放射線治療に比べて極めて小さなX線エネルギーにより撮影されている。

【 0 0 0 9 】

図 1 は、本発明の実施形態である照射位置照合システムの動作を示すフローチャートである。各処理において、L G の画像のみに対して行う処理もある。

図 1 のフローチャートと、図 2 ~ 図 1 7 を用いて、照射位置照合システムの処理について説明する。

10

【 0 0 1 0 】

まず、本システムに参照画像である D R R と照合画像である L G を読み取る (S 1 0 2)。D R R とともに M L C の形状データも取得する。2 つの画像データは、通常、サイズが異なっているので、前処理として、サイズを同じにする (S 1 0 4)。同じサイズとした D R R の例 (図 2 (a)) と L G の例 (図 2 (b)) を示す。なお、画像のサイズが大きくなると処理時間が長く掛かるので、照合処理が可能である最小サイズで行うことが望ましい。

【 0 0 1 1 】


次に L G に対して、コントラストを上げて、骨のエッジを見やすくするために、ヒストグラムの平坦化処理を行う (S 1 0 6)。そして、エッジ強調処理を D R R、L G の双方に対して行う (S 1 0 8)。エッジ強調処理は、例えば、濃度に係数を乗じて加えたものを中央画素の濃度とするソーベル・フィルタを用いて行うことができる。なお、ソーベルは平滑化の操作を含んでおり、一般の微分と異なり、雑音に対して強いという特徴がある。7 x 7 のソーベルによりエッジ強調処理後の画像として、図 3 (a) に D R R、図 3 (b) に L G を示す。

20

【 0 0 1 2 】

ここで、D R R と L G のアイソセンタ (画像の中心) のずれを補正する (S 1 1 0)。D R R では、画像データの一部 (D I C O M ヘッダー) に照射野形成のための M L C 形状データおよびアイソセンタが数値 (画像上の座標値) として記録されており、アイソセンタが画像の中心になるように作成されているのでその座標位置は分っている。D R R の D I C O M ヘッダーから再現した照射野とアイソセンタを図 4 (a) に示す。L G に対しては、L G の画像 (図 4 (b) 参照) の中心付近のプロファイルを解析して、L G のアイソセンタの座標位置を認識する (図 5 参照)。

30

L G のアイソセンタの認識には、L G の画像に写し込まれている治療装置の目盛り板の目盛り (図 3 (b) では、 で十字に写されている) の図形を利用する。この十字の中心が L G 画像のアイソセンタである。まず L G 画像から中心部のみ (図 4 (b) の網掛け部分) を取り出す。それが図 5 (a) の下左の画像である。これを x 方向 (横方向) と y 方向 (縦方向) にプロファイルを作成したのが、図 5 (a) の上や右側にある、それぞれのグラフである。このプロファイルは、目盛りの画像の特徴が反映されたものである。このプロファイルを利用して、目盛りの十字形の中心である、アイソセンタを認識する手順を、y 方向のプロファイルのグラフ (図 5 (a) 右側) を用いて説明する (図 5 (b) ~ (d) 参照)。まず、最大ピクセル値をサーチする (図 5 (b))。発見した最大ピクセル値をとる位置 p 1 から一定範囲 (ここでは 3 ピクセル) 離れた位置でのピクセル値を比較し、2 番目に大きいピクセル値をとる位置 p 2 を求める (図 5 (c))。p 1 と p 2 の間にアイソセンタ探索範囲を設定し、その範囲での最小ピクセル値をサーチして、その最小ピクセル値をとる位置 p 3 をアイソセンタとする。

40

そして、D R R のアイソセンタと一致させるために、L G で求めたアイソセンタと、D R R のアイソセンタの座標の差だけ、L G の画像を移動する (図 6 参照)。これで、D R R と L G のアイソセンタの位置が一致した。

【 0 0 1 3 】

50

L G画像にある照射野 (field of view: F O V) のエッジは D R Rにはなく、このエッジは、D R Rと L Gの画像のマッチングをエッジにより行うためには、阻害要因となる。このために、L Gの画像にある F O Vのエッジを除去する (S 1 1 2)。この処理を、図 7を用いて説明する。

まず、D R Rの画像とともに取り込んだ M L Cの形状データをもとに、F O V形状画像を作成する (図 7 (a)参照)。作成した F O V画像を 3 回収縮処理して、F O V' 画像を作成する (図 7 (b)参照)。また、形成した F O V画像に 1 0 回膨張処理をして、F O V'' 画像を作成する (図 7 (c)参照)。F O V'' と F O V' との差をとって、関心領域 (region of interest : R O I) の画像を作成する (図 7 (d)参照)。この R O I 内のエッジ成分を F O Vのエッジとし、このエッジのピクセル値を 0 (= 黒 : 背景色) とすることで、エッジを消去する。その画像を図 7 (e)に示す。この R O Iを用いることにより、図 7 (e)に示すように、F O V内の画像 (人体構造エッジ) を残して、F O Vエッジのみを除去することができる。

10

【 0 0 1 4 】

さて、マッチングを 2 値化した画像で行うので、2 値化する閾値を自動的に決定するために、ヒストグラム解析処理を行う (S 1 1 4)。図 8 のヒストグラムのグラフに示すように、それぞれの画像において高ピクセル値側からカウントし、総画素数の 8 % に相当するピクセル値を求め、閾値とする。例に示した画像では、D R Rの閾値は約 7 7 0 (図 8 (a)の矢印) であり、L Gの閾値は約 6 0 0 (図 8 (b)の矢印) である。求めた閾値を用いて、それぞれの画像に対して 2 値化処理を行う (S 1 1 6)。2 値化した画像は、

20

図 9 (a)に D R Rを、図 9 (b)に L Gを示す。L G画像は、図 9 (b)に示すように、2 値化すると背景に散在する雑音が多く出現するので、収縮処理を 2 回繰り返して雑音を除去する (S 1 1 8)。雑音除去後の L G画像を図 1 0 に示す。

【 0 0 1 5 】

マッチングの対象となるエッジを選ぶために、まず、小さいものを除去する。これを行うために、つながりのある個々のエッジに対して、区別するためのラベルを付与し (S 1 2 0)、各ラベルの面積が、D R Rの画像の場合は 5 0 ピクセル以下、L Gの画像の場合は 1 0 0 ピクセル以下を判定して、エッジを削除する (S 1 2 2)。判定して、削除後の画像は、図 1 1 (a)に D R Rを、図 1 1 (b)に L Gを示す。

30

残った、つながりのあるエッジの細線化 (1 ピクセルの線とする) 処理を行う (S 1 2 4)。細線処理後の画像は、図 1 2 (a)に D R Rを、図 1 2 (b)に L Gを示す。

【 0 0 1 6 】

最終的に、マッチングの対象となるランドマークを L Gの画像から選択する (S 1 2 6)。このために、細線化された D R Rの画像 (図 1 3 (a)参照) を 1 2 回膨張させて、マスク画像 (図 1 3 (b)参照) を作成する。このマスク画像を L Gの細線化画像 (図 1 3 (c)参照) に作用して、マスク画像の部分の L Gのみを抜き取り、この部分にある細線化処理されたエッジをマッチング対象とする (図 1 3 (d)参照)。

この処理で決定されたランドマークを実際に表示している本システムの画面を図 1 4 に示す。図 1 4 では、右側上に L Gの画像および決定されたランドマークを、右側下に D R Rの画像およびランドマークを示しており、中央部に、L Gと D R Rとそれぞれのランドマークを重ね合わせて示している。

40

【 0 0 1 7 】

この照合対象の L Gと D R Rのランドマークに対して、テンプレート (照合対象範囲) を定め (S 1 2 8)、テンプレート・マッチングによる照合を行う (S 1 3 0)。テンプレートの定め方や照合については、図 1 5 , 図 1 6 を用いて説明する。

図 1 5 (a)のように、L Gのランドマークが有る場合、その最も右側、最も左側、最も上側、最も下側の座標を見つけて (図 1 5 (b)参照)、それらで構成される 4 点の座標で囲まれる範囲をテンプレート T とする (図 1 6 (a)参照)。このテンプレートに対する探索領域 S として、D R R上にテンプレートと同じ R O I (Region of Interest) サ

50

イズとその周囲の適当なマージン (d_x , d_y) を定める (図 1 6 (b) 参照) 。そして、最も一致する場所を、以下の式に示すように、テンプレートを移動して探す (図 1 6 (c)) 。

【数 1】

$$R = \sum_{y=0}^N \sum_{x=0}^M |S(x+d_x, y+d_y) - T(x, y)|$$

ここで、 R は残差、 $T(x, y)$: テンプレート、 $S(x, y)$: 探索領域、 N はテンプレートの横サイズ、 M はテンプレートの縦サイズを示し、 $0 < x < M$ 、 $0 < y < N$ 、 $0 < d_x < 50$ 、 $0 < d_y < 50$ である。 R が最小値となったときが、最も一致したところであり、その時の d_x 、 d_y がずれの値である。

10

x 方向、 y 方向のテンプレートのシフト量 (照射位置のずれ) を、例えば mm 単位で表示を行なう (S 1 3 2) 。シフト量の算出後、図 1 7 に示すように、検出シフト量だけシフトさせた LG を DRR に重ね合わせた結果画像が表示される。その横のウィンドウにシフト量が数値として表示される。

これで、 DRR と LG の差異 (照射位置のずれ) が認識でき、治療装置内の患者に対して、どの程度の移動を指示すればよいのか分かる。

【0018】

なお、このシステムでは、オペレーターは図 1 4 に示されるような上述の一連の処理で自動決定された DRR と LG のランドマークの中から、マウスクリックにより任意のランドマークを選択し、選択されたそれぞれのランドマークを用いて自動照合することができる。ランドマークのマニュアルによる選択は、図 1 のフローチャートにおけるランドマークの決定 (S 1 2 6) の後に行うとよい。この選択は、図 1 4 において中央部に DRR 又は LG をランドマークと共に表示して、マウスで所望のランドマークをクリックすることで行う。探索範囲の決定 (S 1 2 8) や照合 (S 1 3 0) の処理は、マニュアルで選択したエッジに対して行う。探索範囲はマニュアルで指定したエッジの範囲となり、マニュアルで選択したエッジに対してのみ照合を行うので、無駄な探索を行わず、正確な照合を早く行うことが可能となる。

20

【0019】

さて、上述では、 DRR への処理と LG への処理を平行して説明した。しかしながら、処理時間を短縮するためには、 DRR を先に取得して、 DRR に対する処理 (前処理や細線化処理、マスク作成、 FOV のエッジ除去のための ROI 作成等) を予め行なっておき、 LG を撮影後、 LG に対する処理を DRR の処理結果を用いて行うことが望ましい。

30

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図 1】照射位置照合システムの処理を示すフローチャートを示す図である。

【図 2】サイズ調整後の DRR (a) と LG (b) の画像を示す図である。

【図 3】エッジ強調後の DRR (a) と LG (b) の画像を示す図である。

【図 4】 DRR の照射野とアイソセンタ (a) と LG のプロファイル解析領域 (中心付近の網掛け部) (b) を示す図である。

40

【図 5】 LG に対するアイソセンタの中心の認識処理を説明するための図である。

【図 6】 DRR と LG を重ね合わせて表示した画像で、アイソセンタのずれの自動補正前 (a) と自動補正後 (b) を示す図である。

【図 7】 LG に対する FOV エッジ除去処理を説明するための図である。

【図 8】 DRR (a) と LG (b) に対するヒストグラム解析を説明するための図である。

【図 9】2 値化処理後の DRR (a) と LG (b) の画像を示す図である。

【図 10】雑音除去後の LG 画像の図である。

【図 11】ラベル判定後の DRR (a) と LG (b) の画像を示す図である。

【図 12】細線処理後の DRR (a) と LG (b) の画像を示す図である。

50

【図13】ランドマーク判定処理を説明するための図である。

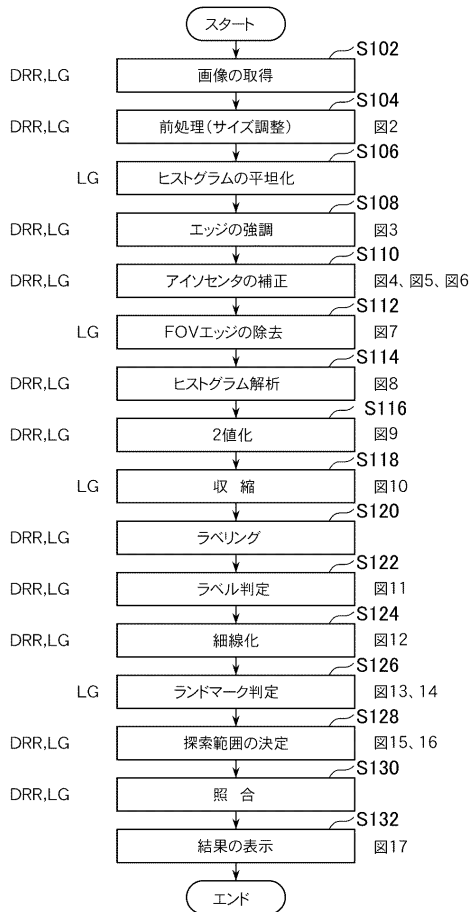
【図14】本システムの画面上に表示されるランドマークの画像を示す図である。

【図15】検索範囲の決定処理を説明するための図である。

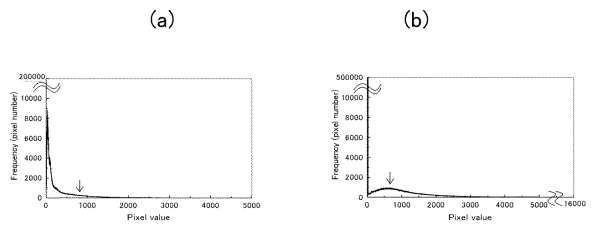
【図16】照合の処理を説明するための図である。

【図17】照合結果を表示する画面を示す図である。

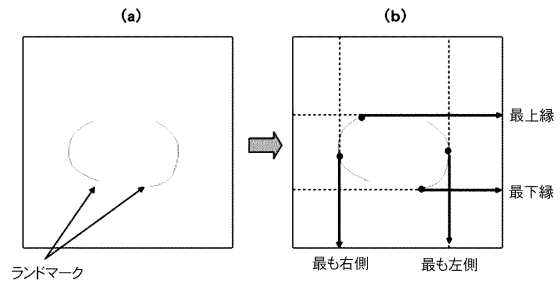
【図1】



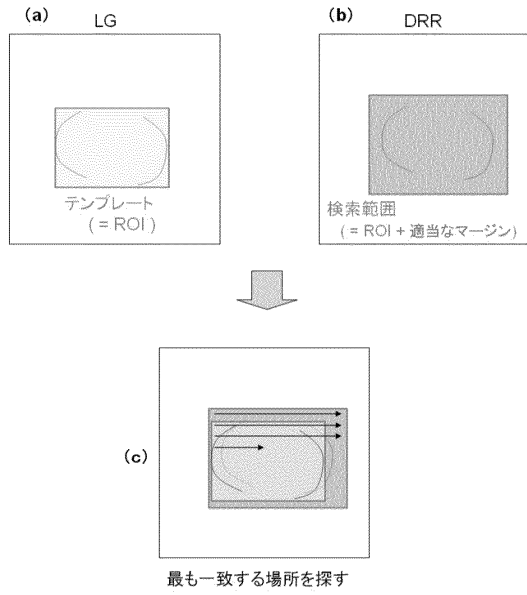
【図8】



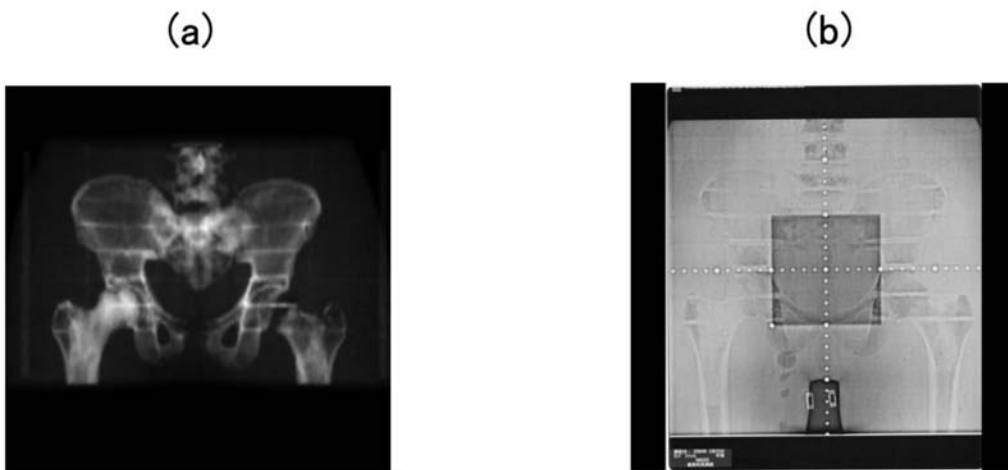
【図15】



【図16】



【図2】



【 図 3 】

(a)

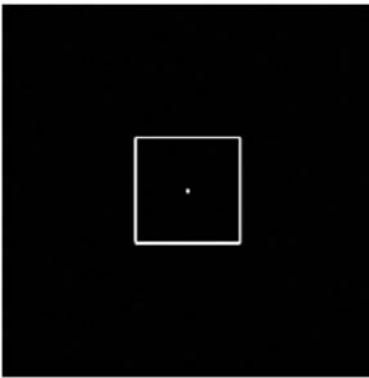


(b)

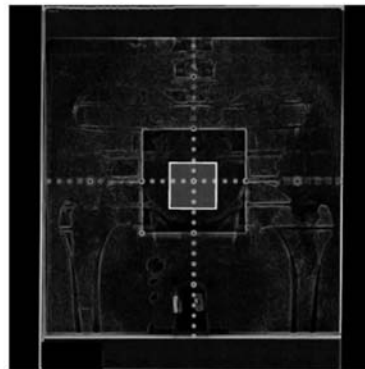


【 図 4 】

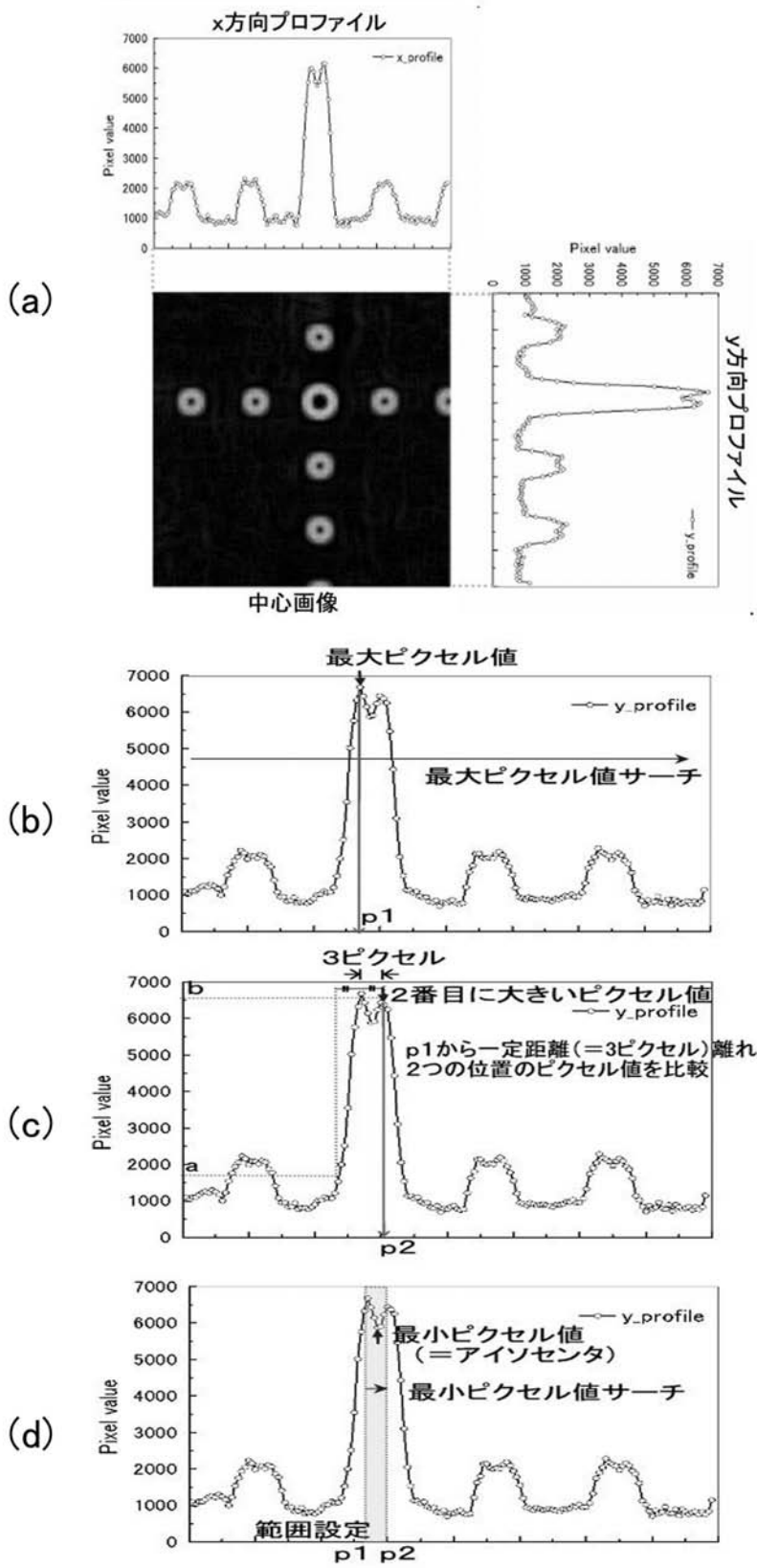
(a)



(b)

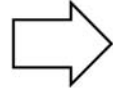


【 図 5 】



【 図 6 】

(a)



(b)



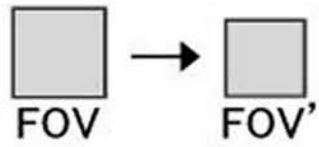
【図7】

(a)



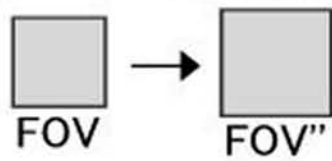
(b)

FOVを3回収縮処理してFOV'を作成



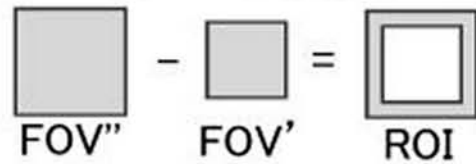
(c)

FOVを10回膨張処理してFOV''を作成

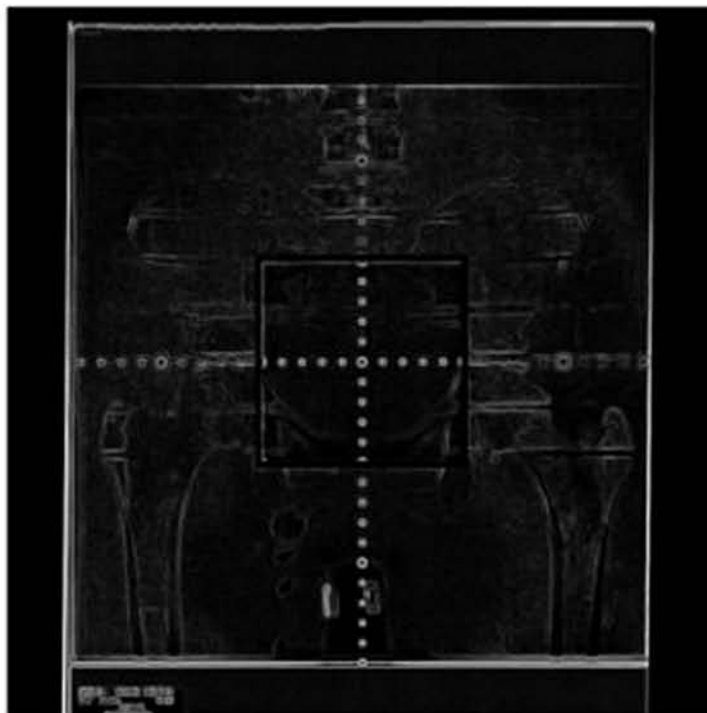


(d)

FOV''とFOV'の差をとってROIを作成



(e)

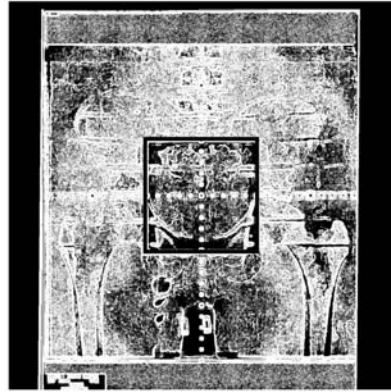


【 図 9 】

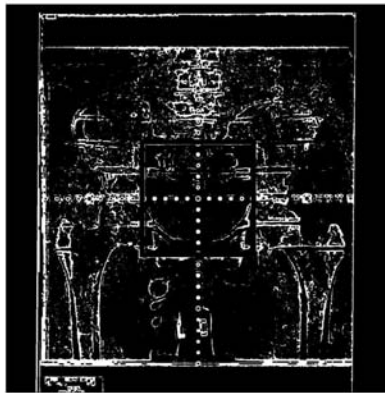
(a)



(b)



【 図 10 】

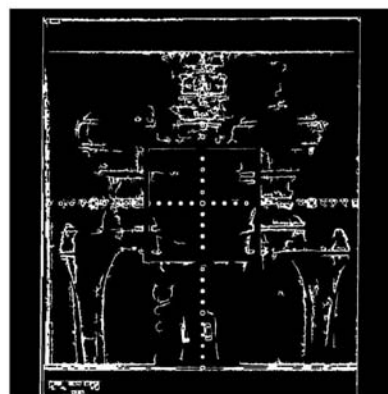


【 図 11 】

(a)



(b)

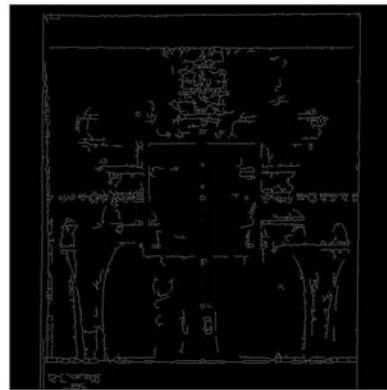


【 図 1 2 】

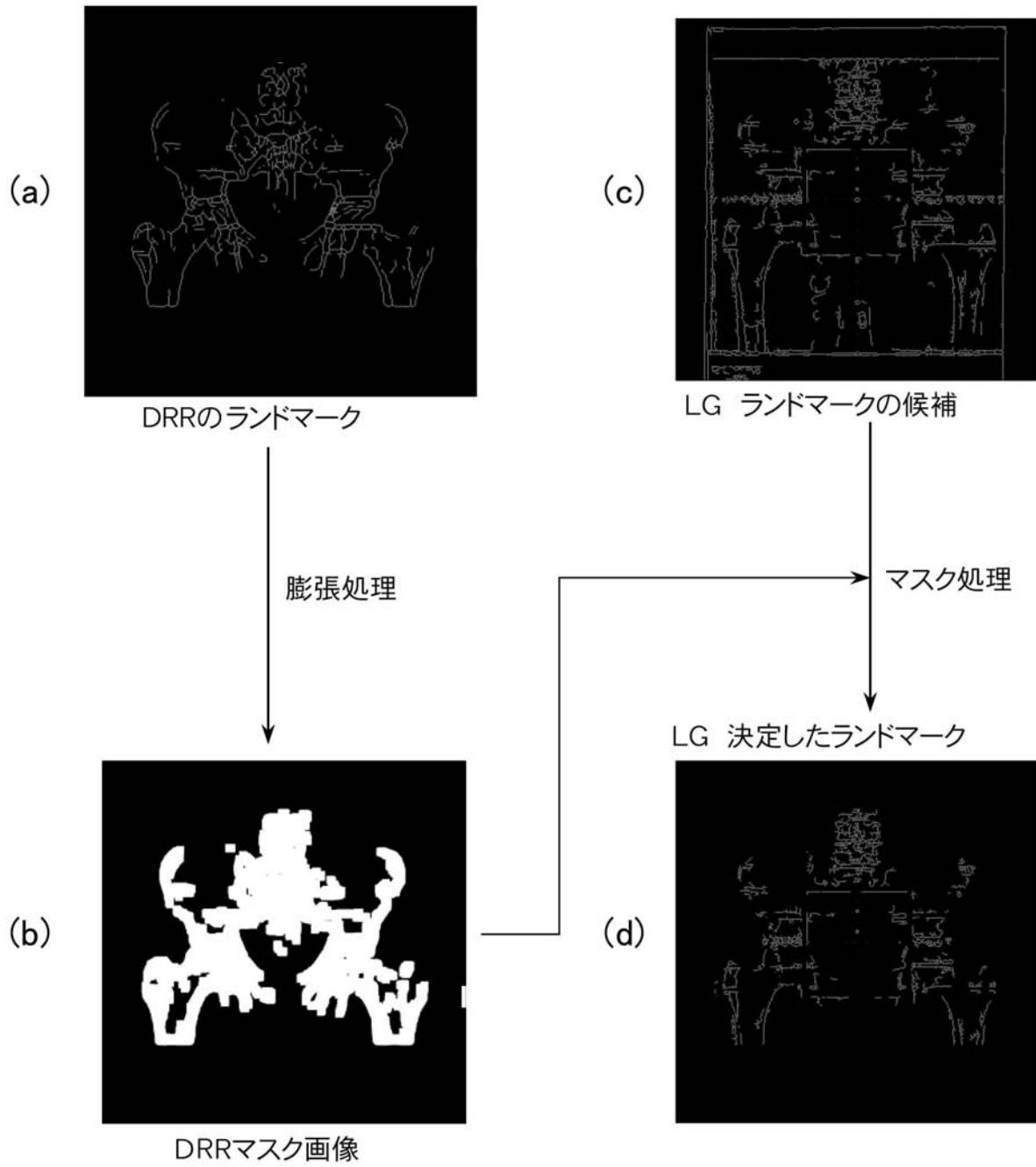
(a)



(b)



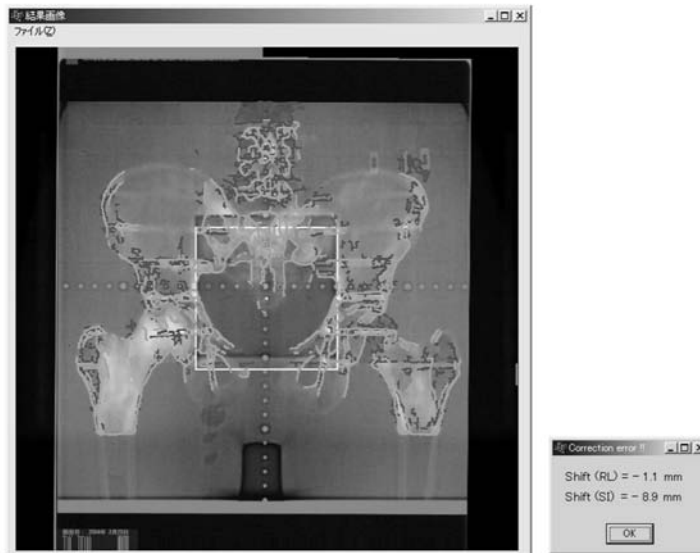
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-331039(JP,A)
特開平11-276462(JP,A)
特表2001-503176(JP,A)
特開2003-116844(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61N 5/10