

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6467654号  
(P6467654)

(45) 発行日 平成31年2月13日(2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月25日(2019.1.25)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 6/00 (2006.01)** A 6 1 B 6/00 3 7 0  
**A 6 1 N 5/10 (2006.01)** A 6 1 N 5/10 M

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-234672 (P2014-234672)	(73) 特許権者	317015294 東芝エネルギーシステムズ株式会社 神奈川県川崎市幸区堀川町7番地34
(22) 出願日	平成26年11月19日(2014.11.19)	(73) 特許権者	301032942 国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号
(65) 公開番号	特開2016-96902 (P2016-96902A)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(43) 公開日	平成28年5月30日(2016.5.30)	(72) 発明者	田口 安則 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
審査請求日	平成29年11月15日(2017.11.15)	(72) 発明者	坂田 幸辰 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、方法、プログラム及び放射線治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の体内の三次元構造を示すボリュームデータに含まれる部位のうち指定された部位または所定の部位が強調されて生成された仮想的な透視像である第1透視像を取得する第1取得部と、

前記患者の体内を透視した第2透視像を取得する第2取得部と、

前記第1透視像を参照して第2透視像から前記部位または前記部位以外を除去した部位除去像を生成する部位除去像生成部と、を備え、

前記部位除去像生成部は、

前記第1透視像を参照した平滑化フィルタを前記第2透視像に適用する平滑化部を有することを特徴とする医用画像処理装置。

10

【請求項2】

請求項1に記載の医用画像処理装置において、

前記第2取得部は、前記第2透視像を連続的に取得し、

前記部位除去像を連続的に出力する外部出力部と、をさらに備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項3】

請求項1に記載の医用画像処理装置において、

前記第1取得部の上流に、

前記ボリュームデータを取得するボリュームデータ取得部と、

20

前記第 1 透視像を生成する第 1 透視像生成部と、  
を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の医用画像処理装置の前記第 2 取得部に取得させる前記第 2 投影像を撮像する投影像撮像部と、

前記撮像した前記第 2 投影像に基づいて前記患者を載置した治療台の移動量を計算する移動量計算部と、

前記治療台を前記移動量に合わせて移動させる治療台移動部と、

前記医用画像処理装置の前記外部出力部から連続的に出力される前記部位除去像から追跡目標を識別する識別部と、

連続する複数の前記部位除去像の中で変化する前記追跡目標が、前記患者の患部に照射する X 線や重粒子線などの治療用の放射線であるビームの照射ポイントに合致したタイミングにおいて、前記ビームを照射させる、あるいは、前記追跡目標に合わせて前記ビームを追尾照射させるビーム照射部と、を備えることを特徴とする放射線治療装置。

【請求項 5】

患者の体内の三次元構造を示すボリュームデータに含まれる部位のうち指定された部位または所定の部位が強調されて生成された仮想的な透視像である第 1 透視像を取得するステップと、

前記患者の体内を透視した第 2 透視像を取得するステップと、

前記第 1 透視像を参照して第 2 透視像から前記部位または前記部位以外を除去した部位除去像を生成するステップと、を含み、

前記部位除去像を生成するステップにおいて、

前記第 1 透視像を参照した平滑化フィルタを前記第 2 透視像に適用することを特徴とする医用画像処理方法。

【請求項 6】

コンピュータに、

患者の体内の三次元構造を示すボリュームデータに含まれる部位のうち指定された部位または所定の部位が強調されて生成された仮想的な透視像である第 1 透視像を取得するステップ、

前記患者の体内を透視した第 2 透視像を取得するステップ、

前記第 1 透視像を参照して第 2 透視像から前記部位または前記部位以外を除去した部位除去像を生成するステップ、を実行させ、

前記部位除去像を生成するステップにおいて、

前記第 1 透視像を参照した平滑化フィルタを前記第 2 透視像に適用することを特徴とする医用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、患者の体内を透視した透視像を処理する医用画像処理技術及びこれを用いた放射線治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の患部に放射線を照射して治療する放射線治療では、この患部が呼吸や心拍、腸、体内ガスの動きなどによって経時的に変化する場合がある。この場合、この患部の動きを追跡して放射線の照射のタイミングをはかたり、放射線を追尾して照射したりする。

このように変化する患部を追跡する方式として、X 線で患部周辺を透視した透視像から、この患部を追跡する方式が知られている。

【0003】

この方式では、透視像に写り込んだ骨が、追跡目標の検出精度を低下させる課題がある。そこで、X 線で撮影された透視像から、骨のみの透視像や、骨を除去した透視像を生成

10

20

30

40

50

する医用画像処理技術が役立つと考えられる。例えば、特許文献1では、透視像から、骨のみの透視像を生成し、その骨のみの透視像を元の透視像から減算することで、骨のない透視像を生成する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第7,545,965号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、特許文献1の方式では、事前にデュアルエネルギーX線撮像装置で取得した透視像と骨のみの透視像との組を教師画像とした事前の学習が必要である。

この教師画像を利用する方式によると、この教師画像と処理対象の画像との間で撮影条件が異なる場合等において、医用画像処理の性能が低下することが懸念される。さらに、教師画像の被写体になる人が被曝する課題があった。

【0006】

本発明の実施形態はこのような事情を考慮してなされたもので、例えば骨等の部位を高精度で除去した透視像、あるいは、例えば骨等の部位以外の部位を高精度で除去した透視像を撮影条件によらず、教師画像なしで得ることのできる医用画像処理技術を提供することを目的とする。

さらに、この医用画像処理技術を用いて、呼吸等により移動する患部の位置を正確に認識し、この患部のみに治療用の放射線を照射し、正常細胞への影響を小さくとどめることができる放射線治療装置を提供することを目的とする。ここで、治療用の放射線は、X線、 $\gamma$ 線、電子線、陽子線、中性子線、及び、重粒子線などを含む。以下では、治療用の放射線をビームと表記することもある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施形態に係る医用画像処理装置において、患者の体内の三次元構造を示すボリュームデータに含まれる部位のうち指定された部位または所定の部位が強調されて生成された仮想的な透視像である第1透視像を取得する第1取得部と、前記患者の体内を透視した第2透視像を取得する第2取得部と、前記第1透視像を参照して第2透視像から前記部位または前記部位以外を除去した部位除去像を生成する部位除去像生成部と、を備え、前記部位除去像生成部は、前記第1透視像を参照した平滑化フィルタを前記第2透視像に適用する平滑化部を有することを特徴とする。

【0008】

さらに、本発明の実施形態に係る放射線治療装置において、前記第2取得部に取得させる前記第2投影像を撮像する投影像撮像部と、前記撮像した前記第2投影像に基づいて前記患者を載置した治療台の移動量を計算する移動量計算部と、前記治療台を前記移動量に合わせて移動させる治療台移動部と、前記医用画像処理装置の前記外部出力部から連続的に出力される前記部位除去像から追跡目標を識別する識別部と、連続する複数の前記部位除去像の中で変化する前記追跡目標が、前記患者の患部に照射するX線や重粒子線などの治療用の放射線であるビームの照射ポイントに合致したタイミングにおいて、前記ビームを照射させる、あるいは、前記追跡目標に合わせて前記ビームを追尾照射させるビーム照射部、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明の実施形態により、例えば骨等の部位を高精度で除去した透視像、あるいは、例えば骨等の部位以外の部位を高精度で除去した透視像を撮影条件によらず、教師画像なしで得ることのできる医用画像処理技術が提供される。

さらに、この医用画像処理技術を用いて、呼吸等により移動する患部の位置を正確に認

10

20

30

40

50

識し、この患部のみにはビームを照射させ正常細胞への影響を小さくとどめることができる放射線治療装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態に係る医用画像処理装置及びこれを用いた放射線治療装置を示すブロック図。

【図2】患者の胸部のポリウムデータに含まれる骨の領域が強調されたDRRである第1透視像を示す図。

【図3】患者の胸部を透視した第2透視像を示す図。

【図4】実施形態に係る医用画像処理装置の部位除去像生成部の内部構成を示すブロック図。

【図5】(A)(B)(C)は、部位除去像生成部における画像処理のプロセスを説明する説明図。

【図6】(D)(E)(F)は、部位除去像生成部における画像処理のプロセスを説明する説明図。

【図7】部位除去像生成部を構成する平滑化部の実施例を説明する説明図。

【図8】部位除去像生成部を構成する平滑化部の他の実施例を説明する説明図。

【図9】部位除去像P3の一例を示す模式図。

【図10】部位除去像生成部を構成するインペインティング部の実施例を説明する説明図。

【図11】実施形態に係る医用画像処理方法、プログラム及びこれを用いた放射線治療装置の動作を説明するフローチャート。

【図12】本発明の他の実施形態に係る医用画像処理装置及びこれを用いた放射線治療装置を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

図1に示すように、医用画像処理装置10は、患者の体内の三次元構造を示すポリウムデータBを取得するポリウムデータ取得部11と、指定された部位(例えば骨)の領域が強調されたポリウムデータB'を生成する部位強調部14と、ポリウムデータB'からの仮想透視像(DRR: digitally reconstructed radiograph)として第1透視像Mを生成する第1透視像生成部16と、患者42の体内を所定方向から透視した第2透視像Nを取得する第2透視像取得部12と、第2透視像Nから指定された部位(例えば骨)を除去した部位除去像P2、あるいは、指定された部位以外を除去した部位除去像P3を生成する部位除去像生成部20と、を備えている。

なお、図1の医用画像処理装置10において、部位除去像生成部20の上流に位置し第1透視像M(M')を取得する第1取得部51(図12参照)の記載が省略されている。

【0012】

さらに医用画像処理装置10において、第2透視像取得部12は、第2透視像Nを連続的に取得し、この取得した第2透視像Nを基準として第1透視像Mを変形した第1透視像M'を生成するデフォーダブルレジストレーションを実行するデフォーダブルレジストレーション部17と、取得した第2透視像Nに対応する部位除去像P2を連続的に外部出力する外部出力部19と、をさらに備えている。

【0013】

そして、放射線治療装置30は、医用画像処理装置10の第2透視像取得部12に取得させる第2透視像Nを撮像する透視像撮像部31と、患者42を載置した治療台43を設定した照準に合うように移動させる治療台移動部33と、医用画像処理装置10の外部出力部19から連続的に出力される部位除去像P2から追跡目標を識別する追跡目標識別部34と、連続する複数の部位除去像P2の中で変化する追跡目標が、ビーム41の照射ポイントに合致したか否かを判定する判定部35と、合致するとの判定が得られたタイミン

10

20

30

40

50

グにおいて、ビームを照射させるビーム照射部 36 と、を備えている。

【0014】

ボリュームデータ取得部 11 に取得されるボリュームデータ B は、例えば、X線 CT 装置で撮像された患者の体内の三次元画像である。その他に、ボリュームデータ B は、MRI 装置で撮像された画像も採用することができ、患者の体内の三次元構造を示す画像であれば特に限定されない。

【0015】

このボリュームデータ B を用いれば、各ボクセルの値から、骨や各種臓器といった体内の部位を解析することができる。

部位設定部 13 では、情報テーブルの中に様々な部位の名称がリストアップされており、そのうちいずれかの名称をユーザが指定することで、除去する部位、あるいは、除去せずに残したい部位が選択できるようになっている。

つまり、部位設定部 13 では、最終的に第 2 透視像 N (図 3) のなかから、除去したい、あるいは、除去せずに残したい部位をユーザが指定することとなる。なお実施形態では、骨を指定するが、指定される部位は特に限定されない。なお、除去する部位が決まっている場合は、ユーザが指定する部位の代わりに、その所定の部位を設定しても良い。この場合、部位設定部 13 は省いても良い。以降、部位設定部 13 で設定された部位を、設定部位と表記する。

【0016】

部位強調部 14 は、ボリュームデータ B のなかから、設定部位に対応する領域を、ボクセルの値に基づいて自動的に決定する。そして、第 1 透視像生成部 16 で生成される第 1 透視像 M においてその設定部位が強調されるように、その設定部位に対応する領域のボクセルの値を書き換えたボリュームデータ B' を生成する。

例えば、ボリュームデータ B が CT データである場合、その設定部位に対応する領域のボクセルの値を 1 に、それ以外のボクセルの値を 0 にすることで、ボリュームデータ B' を生成する。あるいは、その設定部位に対応する領域のボクセルの値は変更せず、それ以外のボクセルの値を 0 にすることで、ボリュームデータ B' を生成する。

【0017】

第 1 透視像生成部 16 は、ボリュームデータ B' の周囲に仮想視点と画像平面を設定し、透視投影でボリュームデータ B' を透視した DR R である第 1 透視像 M を生成する。

なお第 1 透視像 M の仮想視点と画像平面は、3D - 2D レジストレーション部 15 によって設定される。3D - 2D レジストレーション部 15 には、ボリュームデータ B と第 2 透視像 N が入力される。3D - 2D レジストレーション部 15 においては、第 2 透視像 N (図 3) が撮影されたときと同じジオメトリになる仮想視点と画像平面が 3D - 2D レジストレーションによって計算される。この 3D - 2D レジストレーションにより、第 2 投影像 N と第 1 投影像 M における被写体の位置が一致するようになる。

【0018】

図 2 は、設定部位が骨である場合に、その骨が強調されたボリュームデータ B' の第 1 透視像 M の例を示す図である。本図は、骨の部分を黒で、骨以外の部分を白で表した 2 値画像で表示している。部位強調部 14 におけるボリュームデータ B' の生成方法に応じて、第 1 透視像 M における部位領域の強調のされ方が異なる。例えば、第 1 透視像 M は、設定部位に対応する領域に陰影があり、それ以外の領域で陰影がなく、一つの値しか持たない多値画像になる場合もある。

【0019】

この二次元像である第 1 透視像 M は、三次元のボリュームデータ B' を画像平面に透視投影したものであるため、強調表示されている領域は、設定部位 (骨) の領域になる。

このように生成された第 1 透視像 M には、第 2 透視像 N から除去する部位が第 2 透視像 N においてどこに写っているかについての情報が含まれる。

【0020】

図 3 に示す第 2 透視像 N は、例えば X 線透視画像であり、所定の位置から X 線を照射し

10

20

30

40

50

て患者の体内を透視する装置により撮像される。なお、X線以外の放射線によって透視してもよい。

このようにして撮像された第2透視像Nは、電子送信されて第2透視像取得部12に取得される。

【0021】

この第2透視像Nは、放射線治療装置30のX線照射部45及びX線検出部46により患者42をリアルタイムで撮像したものが例示される。

この場合、第2透視像取得部12により経時的に取得された複数の第2透視像Nは、設定部位(骨)の形状又は位置が、呼吸に伴い連続的に変化する。

【0022】

第1透視像Mと第2透視像Nとは、撮影対象の患者が同一であっても、撮影時期のずれや、ベッド上の姿勢の僅かな相違や、呼吸の位相のずれ等によって、必ずしも全領域において一致しない。

【0023】

そこで、デフォーマブルレジストレーション部17において、取得した第2透視像Nを基準として第1透視像Mを变形した第1透視像M'を生成するデフォーマブルレジストレーションを実行する。

これにより、第1透視像M'における被写体の位置が第2透視像Nに一致することになる。

なお、第1透視像Mと第2透視像Nとの被写体の位置が一致している場合は、デフォーマブルレジストレーションを実行する必要はない。

完全に一致していない場合であっても、デフォーマブルレジストレーション部17は省略可能である。この場合、第1透視像M'の代わりに第1透視像Mを採用する。完全に一致していない場合にデフォーマブルレジストレーション部17を省略すると、部位除去像の画質が劣化する場合がある。

【0024】

ここで第2透視像Nを構成する画素の各々には、X線検出部46の各画素に到達した放射線が貫いた複数の体内部位(皮膚、骨、内臓、血管、気管支等)の組織情報が重畳されている。

このために、第2透視像Nの各画素の値に含まれるいずれかの組織情報(骨情報)を差し引くことにより、対応する体内部位(骨)の除去された透視像を得ることができる。

【0025】

部位除去像生成部20は、第2透視像Nから設定部位(骨)を除去した部位除去像P2を生成する。

この部位除去像P2によれば、第2透視像Nでは一部の部位(骨)の存在により視認が困難であった別の体組織(患部)の視認性を、向上させることができる。

【0026】

図4に示すように、部位除去像生成部20は、設定された部位(骨)以外を除去した部位除去像P3を生成する平滑化部22と、第2透視像Nと部位除去像P3の差分演算を実行して部位除去像Pを生成する差分演算部23と、を有する。

【0027】

さらに部位除去像生成部20は、設定された部位(骨)も細かい画像パターンもない部位除去像P4を生成するインペインティング部24と、部位除去像Pと部位除去像P4を加算することで部位除去像P1を生成する加算処理部25と、部位除去像P1のアーチファクトノイズを除去したり画像調整をしたりした部位除去像P2を生成する調整部26と、をさらに有している。

【0028】

図5(A)の左側に、第2透視像N(図3)の一部を切り取った図を示す。図5(A)の右側のグラフは、左側の画像上に引いた線分上の画素の濃淡値(Intensity)の模式図である。このグラフの横軸がその線分における位置(position)を表し、縦軸が濃淡値(

10

20

30

40

50

Intensity)を表す。

このグラフより、線分の中央付近の骨が描写されている部分の濃淡値は、線分の両側の骨が描写されていない部分(肺野)と比較して、相対的に小さいことがわかる。さらに、骨の有無にかかわらず、その他の体組織(気管支等)に由来する画像パターンの存在が、グラフからも確認される。

【0029】

図5(B)の左側の画像は、部位除去像P3の一部を示している。図7のフローチャートに基づいて、平滑化部22の実施例を説明する。

第2透視像N(図5(B))を構成する複数の画素のうちいずれか一つを注目画素に設定する(S21)。なお、図7のフローが循環する度に、この注目画素は、第2透視像N上の隣接する別の画素に移動する。

10

【0030】

そして、この注目画素に設定部位(骨)が写っている場合は(S22 Yes)、設定部位(骨)が写っている画素の値の平均値の計算式(1)に従って第1代表値 $Y(p)$ を計算し、部位除去像P3の注目画素の値とする(S23)。この注目画素に設定部位(骨)が写っていない場合は(S22 No)、設定部位(骨)が写っていない画素の値の平均値の計算式(2)に従って第2代表値 $Y(p)$ を計算し、部位除去像P3の注目画素の値とする(S24)。

【0031】

ここで、注目画素に設定部位(骨)が写っているか否かは、第1透視像M'を参照することで判定する。 $p$ は、注目画素の位置ベクトルを表す。 $X(q)$ は、 $p$ の周辺画素と定義した注目画素 $q$ の値を表す。 $(p)$ (図8参照)は、注目画素の周辺画素の集合を表す。 $B(p)$ は、 $(p)$ に含まれる画素のうち、設定部位(骨)が写っている画素の集合を表す。 $S(p)$ は、 $(p)$ に含まれる画素のうち、設定部位(骨)が写っていない画素の集合を表す。 $|B(p)|$ 及び $|S(p)|$ は、それぞれ集合 $B(p)$ 及び集合 $S(p)$ の要素の数を表す。

20

$(p)$ は、 $B(p)$ と $S(p)$ の和集合となる。

【0032】

そして、第2透視像Nに含まれる全ての画素について代表値 $Y(p)$ を計算したところで(S25 Yes)、部位除去像P3を出力する。部位除去像P3は、第2透視像Nから設定部位(骨)以外が除去された部位除去像になる。

30

【0033】

図5(B)の右側のグラフは、図5(B)の左側の部位除去像P3上に引いた線分上の画素の濃淡値(Intensity)の模式図である。このグラフの横軸がその線分における位置(position)を表し、縦軸が濃淡値(Intensity)を表す。

このように、部位除去像P3は、設定部位(骨)以外の体組織(気管支等)に由来する細かい画像パターンが除去されているのが、グラフからも確認される。

【0034】

図8のフローチャートに基づいて、平滑化部22の他の実施例を説明する。

部位除去像P3(図5(B))を構成する複数の画素のうちいずれか一つを注目画素に設定する(S31)。なお、図8のフローが循環する度に、この注目画素は、第2透視像N上の隣接する別の画素に移動する。

40

あるいは、第2透視像N(図5(A))を構成する複数の画素のうちいずれか一つを注目画素に設定する(S31)。なお、図8のフローが循環する度に、この注目画素は、第2透視像N上の隣接する別の画素に移動する。

【0035】

そして、この注目画素に設定部位(骨)が写っているか否かにかかわらず、計算式(3)に従って第3代表値 $Y(p)$ を計算する(S32)。

ここで、 $q$ は、 $(p)$ 内の画素を表す。 $w(q)$ は、 $(p)$ 内の各画素 $q$ に対する重みを表す。この重み係数 $w(q)$ は、第1透視像M'における注目画素 $p$ の値と、第1

50

透視像 M' における画素 q の値が近いほど、大きく設定する。

【 0 0 3 6 】

例えば、注目画素 p に設定部位（骨）が写っており、画素 q に設定部位（骨）が写っていない場合、注目画素 p と画素 q の値は乖離しているため、重み係数  $w(q)$  は小さな値をとる。

反対に、注目画素 p にも画素 q にも設定部位（骨）が写っている場合、あるいは、注目画素 p にも画素 q にも設定部位（骨）が写っていない場合、注目画素 p と画素 q の値が近い場合、重み係数  $w(q)$  は大きな値をとる。

【 0 0 3 7 】

そして、第 2 透視像 N に含まれる全ての画素について第 3 代表値  $Y(p)$  を計算したところで (S 33 Yes)、部位除去像 P 3 を出力する。部位除去像 P 3 は、第 2 透視像 N から設定部位（骨）以外が除去された部位除去像になる。

【 0 0 3 8 】

図 5 (C) の左側は、上述した平滑化部 2 2 (図 4) における他の実施例により平滑化した部位除去像 P 3 の一部を示している。

図 5 (C) の右側のグラフは、部位除去像 P 3 の図上に引いた線分上の画素  $Y(p)$  の濃淡値 (Intensity) の模式図である。このグラフの横軸がその線分における位置 (position) を表し、縦軸が濃淡値 (Intensity) を表す。

図 5 (C) も、図 5 (B) と同等の結果が得られていることが確認される。

【 0 0 3 9 】

なお、平滑化部 2 2 における代表値  $Y(p)$  の計算方法として、計算式 (1)、(2) の領域別の平均値や計算式 (3) の加重平均値を例示したが、これらに限定されることはない。計算式 (1)、(2) の領域別の平均値の代わりに、領域別のメジアン値、領域別の最頻値を用いても構わない。計算式 (3) の加重平均値の代わりに加重メジアン値を採用しても良い。いずれも、第 1 透視像 M' を参照するため、エッジ保存型平滑化フィルタになっている。代表値  $Y(p)$  の計算としては、第 1 透視像 M' を参照した他の平滑化フィルタを用いても構わない。平滑化フィルタとしては、例えば、バイラテラルフィルタ、イプシロンフィルタ、ガイドドイメージフィルタなどを用いても良い。第 1 透視像 M' を参照した平滑化により、エッジ保存型平滑化フィルタになる。

このように、平滑化部 2 2 (図 4) において平滑化した部位除去像 P 3 は、図 9 に示すように、第 2 透視像 N から設定部位（骨）以外が除去された部位除去像になる。

【 0 0 4 0 】

差分演算部 2 3 (図 4) は、部位除去像 P 3 の構成画素と第 2 透視像 N の構成画素とに対し、差分演算を実行する。この差分演算を実行した結果出力される像は、第 2 透視像 N から設定部位（骨）が除去された部位除去像 P となる。

【 0 0 4 1 】

図 6 (D) の左側の画像は、部位除去像 P の一部を示している。図 6 (D) の右側のグラフは、左側の画像上に引いた線分上の画素の濃淡値 (Intensity) の模式図である。このグラフの横軸がその線分における位置 (position) を表し、縦軸が濃淡値 (Intensity) を表す。

このように骨を除去した部位除去像 P は、骨が描写されていると存在感が薄いその他の体組織（気管支等）に由来する画像パターンを、明りょうに表示させることがグラフからも確認される。つまり、所定の体組織と重なっていて視認することが困難な別の体組織の視認性を向上させることができる。なお、部位除去像 P は、負の値を持ち得る。

【 0 0 4 2 】

インペインティング部 2 4 (図 4) は、第 1 透視像 M' を参照して、第 2 透視像 N から設定部位（骨）と他の細かい画像パターンがない部位除去像 P 4 を生成する。

図 10 のフローチャートに基づいて、インペインティング部 2 4 の動作を説明する。

第 2 透視像 N (図 5 (B)) を構成する複数の画素のうちいずれか一つを注目画素に設定する (S 41)。なお、図 10 のフローが循環する度に、この注目画素は、第 2 透視像

10

20

30

40

50



N上の隣接する別の画素に移動する。

【0043】

そして、この注目画素に設定部位（骨）が写っているか否かにかかわらず、計算式（4）に従って第4代表値 $Y(p)$ を計算する（S42）。

つまり、注目画素 $p$ の周辺にある画素の集合 $(p)$ （図8参照）のうち、設定部位（骨）が写っていない画素の集合 $S(p)$ に基づいて第4代表値 $Y(p)$ を生成する。この第4代表値 $Y(p)$ の計算式（4）により、 $S(p)$ に含まれる1つ以上の画素の平均値が計算される。なお、計算式（4）で用いた平均値の代わりに、加重平均値、メジアン値、加重メジアン値、最頻値などが用いられても良い。

【0044】

これにより、第4代表値 $Y(p)$ は、注目画素 $p$ に設定部位（骨）がある場合、周囲の設定部位（骨）がない画素からインペインティングされた値になる。

そして、注目画素 $p$ に設定部位（骨）がない場合、第4代表値 $Y(p)$ は、周囲の設定部位（骨）がない画素の値を平滑化した値をとる。

【0045】

第2透視像Nに含まれる全ての画素について第4代表値 $Y(p)$ を計算したところで（S43 Yes）、部位除去像P3を出力する。

【0046】

図6（E）の左側の画像は、上述したインペインティング部24（図4）により変換処理した部位除去像P4の一部を示している

図6（E）の右側のグラフは、部位除去像P4の図上に引いた線分上の画素 $Y(p)$ の濃淡値（Intensity）の模式図である。このグラフの横軸がその線分における位置（position）を表し、縦軸が濃淡値（Intensity）を表す。

このようにインペインティングされた部位除去像P4は、骨やその他の体組織（気管支等）が除去された部位除去像になる。

【0047】

加算処理部25（図4）は、部位除去像Pの構成画素と部位除去像P4の構成画素とを加算するものである。

【0048】

図6（F）の左側の画像は、上述した加算処理部25（図4）により加算処理した部位除去像P1の一部を示している。

図6（F）の右側のグラフは、部位除去像P1の図上に引いた線分上の画素 $Y(p)$ の濃淡値（Intensity）の模式図である。このグラフの横軸がその線分における位置（position）を表し、縦軸が濃淡値（Intensity）を表す。

このように加算処理された部位除去像P1は、骨が除去されて、骨以外の体組織（気管支等）が明りょうで、負の値を持たない画像となる。

【0049】

調整部26は、部位除去像P1に対し、アーチファクトノイズを除去したり画像調整をしたりした部位除去像P2を生成し、出力するものである。

ここでアーチファクトノイズとは、3D-2Dレジストレーション部15やデフォーマブルレジストレーション部17の精度が悪い場合等、設定部位（骨）とそれ以外との境界付近で生じる濃淡値の不均一現象である。

この場合、境界付近の濃淡値を平滑化処理することにより、アーチファクトノイズを低減することができる。この境界に関する情報は、第1透視像M'に含まれるため、第1透視像M'を参照して平滑化することで、アーチファクトノイズを低減する。

また画像調整としては、アンシャープマスクフィルタやガウスフィルタを利用して画像パターンを強調したり減衰させたりすることが挙げられ、これにより体組織の視認性を向上させることができる。

【0050】

なお、図4では、調整部26を加算処理部25の後段に設置したが、他の位置に設置し

10

20

30

40

50

たり、複数設置したりしても良い。例えば、部位除去像Pを処理するために、差分演算部23の後段に設置しても良い。

部位除去像生成部20において設定部位(骨)を除去する上述の処理では、設定部位(骨)が写っていない画素の値が第2透視像Nの値から変化し得る。第1透視像M'を参照し、設定部位(骨)が写っていない画素では、第2透視像Nの値をそのまま採用するように、その処理を変更しても構わない。

部位除去像生成部20において設定部位(骨)以外を除去する上述の処理では、設定部位(骨)が写っている画素の値が第2透視像Nの値から変化し得る。第1透視像M'を参照し、設定部位(骨)が写っている画素では、第2透視像Nの値をそのまま採用するように、その処理を変更しても構わない。

10

#### 【0051】

外部出力部19(図1)は、部位除去像生成部20から出力される部位除去像P2を、外部に向けて出力するものである。なお、第2取得部12において複数の第2透視像Nが連続的に取得される場合、外部出力部19は、この取得に同期して対応する部位除去像P2を連続的に外部出力する。

#### 【0052】

外部出力部19が出力するのは、部位除去像P2ではなく、部位除去像P、P1、P3、P4のうちいずれかであっても構わない。外部出力部19からの出力を部位除去像P2以外に変更する場合、部位除去像生成部20から不要なものを省ける。例えば、外部出力部19からの出力を部位除去像Pに変更する場合、部位除去像生成部20において部位除去像Pの生成には役立たないインペインティング部24、加算処理部25、調整部26は不要である。

20

#### 【0053】

以上説明した医用画像処理装置10は、専用のチップ、FPGA(Field Programmable Gate Array)、GPU(Graphics Processing Unit)、又はCPU(Central Processing Unit)などの制御装置と、ROM(Read Only Memory)やRAM(Random Access Memory)などの記憶装置と、HDD(Hard Disk Drive)やSSD(Solid State Drive)などの外部記憶装置と、ディスプレイなどの表示装置と、マウスやキーボードなどの入力装置と、通信I/Fとを、備えており、通常のコンピュータを利用したハードウェア構成で実現できる。

30

#### 【0054】

また医用画像処理装置10で実行されるプログラムは、ROM等に予め組み込んで提供される。もしくは、このプログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルでCD-ROM、CD-R、メモリカード、DVD、フレキシブルディスク(FD)等のコンピュータで読み取り可能な記憶媒体に記憶されて提供するようにしてもよい。

#### 【0055】

また、本実施形態に係る医用画像処理装置10で実行されるプログラムは、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせて提供するようにしてもよい。

#### 【0056】

図1に戻って説明を続ける。

放射線治療装置30は、患者42の体内にある患部を、治療用のビーム41で狙い撃ちして、この患部を治療するものである。

ビーム41が重粒子線の場合、ビーム41が体内に入射すると、通過の過程で運動エネルギーを失い、ある一定の速度にまで低下すると急激に停止して、ブラッグピークと呼ばれる大線量を発生させる。このようにピンポイントで発生させた大線量により、がん細胞のみを狙い撃ちして死滅させ、正常細胞への影響を最小限にとどめることができる。

このため重粒子線のビーム41を用いた治療技術は、がん等の悪性腫瘍に対し、高い治療効果、少ない副作用、及び身体への負担軽減等の優れた特徴を有する。

40

#### 【0057】

50

治療用のビーム 4 1 の種類によらず、放射線治療装置 3 0 では、正常な組織を損傷させないために、患部に照射するビーム 4 1 の照準を正確に合わせることが求められる。

このために、ビームの照射開始前に、患部の位置を X 線観察などにより特定し、患者を載置した可動式の治療台 4 3 の位置・角度を移動部 3 3 により適切に調整し、ビーム 4 1 の照射範囲に患部を正確に位置合わせすることが行われる。

【 0 0 5 8 】

透視像撮像部 3 1 は、X 線照射部 4 5 ( 4 5 a , 4 5 b ) 及び X 線検出部 4 6 ( 4 6 a , 4 6 b ) を制御して、患者 4 2 の第 2 透視像 N を撮像するものである。

撮像された第 2 透視像 N は、移動量計算部 3 2 に送られてビーム 4 1 の照準を患部に合わせるのに必要な治療台移動部 3 3 の移動量を生成するのに利用されるとともに、第 2 取得部 1 2 にも取得される。

10

【 0 0 5 9 】

さらに、動きを有する内臓 ( 肺など ) に存在する患部にビーム 4 1 を照射する場合、ビーム照射の正確性を期するため、呼吸や心拍等に伴う周期的な変位に、照射タイミングを合わせる必要がある。

このような場合、ビーム 4 1 の照準を患部に直接合わせる方法の他に、患部近傍に金などのマーカを埋め込んで、X 線撮影によりこのマーカの動きを追跡し、患部の位置を特定する方法がとられている。

【 0 0 6 0 】

識別部 3 4 は、医用画像処理装置 1 0 の外部出力部 1 9 から連続的に出力される部位除去像 P 2 から追跡目標 ( 患部又はマーカ ) を識別する。

20

判定部 3 5 は、連続する複数の部位除去像 P 2 の中で変化する追跡目標が、ビーム 4 1 の照射ポイントに合致したか否かを判定する。

ビーム照射部 3 6 は、合致するとの判定が得られたタイミングにおいて、ビームを照射させる。なお、患者 4 2 に照射するビーム 4 1 は、X 線、 $\gamma$  線、電子線、陽子線、中性子線、及び、重粒子線などがある。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 のフローチャートに基づいて ( 適宜、図 1 参照 ) 、実施形態に係る医用画像処理方法、プログラム及びこれを用いた放射線治療装置の動作を示す。

X 線 CT 装置等で患者の体内を撮像し、ボリュームデータを取得する ( S 1 1 ) 。そして、このボリュームデータに含まれる部位 ( 骨 ) を設定し ( S 1 2 ) 、この設定した部位が強調された D R R をボリュームデータから第 1 透視像 M として生成する ( S 1 3 ) 。

30

【 0 0 6 2 】

一方において、取得したボリュームデータを用いて患部の位置・範囲を認識し、患部に照射するビーム 4 1 の照射条件を設定する ( S 1 4 ) 。

放射線治療装置 3 0 の治療台 4 3 に患者 4 2 を載置して、この治療台 4 3 を銃口 4 4 の直下に移動する ( S 1 5 ) 。

【 0 0 6 3 】

この状態で、撮像部 3 1 を動作させて患者 4 2 の透視像を撮像し ( S 1 6 ) 、ビーム 4 1 の照準を患部に合わせるのに必要な治療台 4 3 の移動量を生成する。そして、照準が一致するまで治療台 4 3 を移動する ( S 1 7 N o / Y e s ) 。

40

そして、再び撮像部 3 1 を動作させて、患者 4 2 の第 2 透視像 N の連続撮像を開始する ( S 1 8 ) 。

【 0 0 6 4 】

放射線治療装置 3 0 から連続的に送られてくる第 2 透視像 N を医用画像処理装置 1 0 において取得し、それぞれの第 2 透視像 N を基準として第 1 透視像 M に対しデフォーダブルレジストレーションを実行する ( S 1 9 ) 。

デフォーダブルレジストレーションで生成された第 1 透視像 M ' を参照し、第 2 透視像 N から骨を除去した部位除去像 P 2 を生成し ( S 2 0 ) 、放射線治療装置 3 0 に送信する。

50

## 【 0 0 6 5 】

放射線治療装置 30 は、受信した部位除去像 P 2 の中から、追跡目標（患部又はマーカ）を、識別し追跡する（S 2 1）。そして、追跡目標が照準に一致したところで（S 2 2 No / Yes）、そのタイミングでビーム 4 1 を照射する（S 2 3）。

この照射されたビーム 4 1 は、照射ポイントに変位した患部の位置においてブラッグピークを発生させ、この患部の細胞を治療する（END）。

## 【 0 0 6 6 】

なお、外部出力部 19 からの出力を部位除去像 P 2 から、部位除去像 P や部位除去像 P 1 に変更しても良い。部位除去像 P や部位除去像 P 1 にも設定部位（骨）がないため、追跡目標（患部又はマーカ）を識別しやすい。例えば、設定部位として横隔膜を設定し、追跡目標として横隔膜を設定する場合、外部出力部 19 からの出力を部位除去像 P 2 から、部位除去像 P 3 や部位除去像 P 4 に変更しても良い。部位除去像 P 3 や部位除去像 P 4 からは設定部位（横隔膜）以外が除去されているため、横隔膜を追跡しやすい。

10

## 【 0 0 6 7 】

放射線治療装置 30 では、追跡目標（患部又はマーカ）を追跡し、所定のタイミングでビーム 4 1 を照射する例を示したが、患部を追跡し、患部に合わせてビーム 4 1 を追尾照射しても構わない。

## 【 0 0 6 8 】

図 12 に基づいて、他の実施形態に係る医用画像装置 10 を説明する。なお、図 12 において図 1 と共通の構成又は機能を有する部分は、同一符号で示し、重複する説明を省略する。

20

第 1 透視像生成部 5 2 は、例えば、図 1 のボリュームデータ取得部 1 1、部位設定部 1 3、部位強調部 1 4、3D-2D レジストレーション部 1 5、第 1 透視像生成部 1 6、および、デフォーマブルレジストレーション部 1 7 から構成される。

医用画像装置 10 は、第 1 取得部 5 1、第 2 透視像取得部 1 2、部位除去像生成部 2 0、および、外部出力部 19 から構成される。

## 【 0 0 6 9 】

第 1 取得部 5 1 は、第 1 透視像 M' を取得し、部位除去像生成部 2 0 に送る。第 1 透視像 M' は、医用画像装置 10 の外部で生成される。

第 1 透視像 M' の生成は、上述の構成を有する第 1 透視像生成部 5 2 による場合に限定されないが、ボリュームデータ B と第 2 透視像 N から生成される。

30

## 【 0 0 7 0 】

図 1 の医用画像処理装置 10 と図 12 の医用画像装置 10 とでは、部位除去像生成部 2 0 に入力されるものが同じため、医用画像処理装置 10 から出力されるものも、医用画像装置 10 から出力されるものも同じである。したがって、図 12 の医用画像装置 10 も、図 1 の医用画像処理装置 10 と同じ効果を有する。

## 【 0 0 7 1 】

以上述べた実施形態の医用画像処理装置によれば、ボリュームデータから生成した第 1 透視像を用い、患者を撮像して得た第 2 透視像に含まれる部位を指定することにより、骨等の指定部位を高精度で除去した透視像を撮影条件によらず、教師画像なしで得ることが可能となる。さらに、実施形態の放射線治療装置によれば、呼吸等により移動する患部の位置を正確に認識し、この患部のみにビームを照射させ正常細胞への影響を最小限にとどめることが可能となる。

40

## 【 0 0 7 2 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更、組み合わせを行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

50

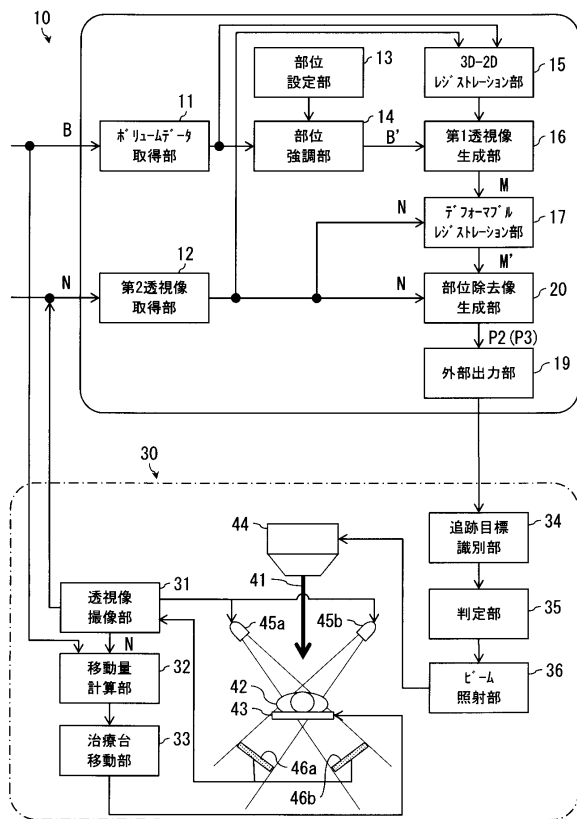
【符号の説明】

【0073】

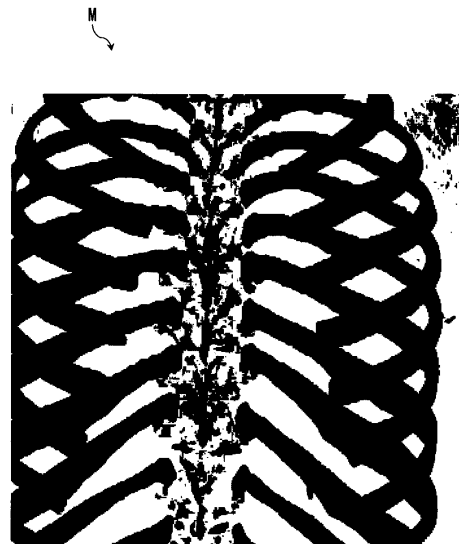
10 ... 医用画像処理装置、11 ... ボリュームデータ取得部、12 ... 第2透視像取得部（第2取得部）、13 ... 部位設定部、14 ... 部位強調部、15 ... 3D-2Dレジストレーション部、16 ... 第1透視像生成部、17 ... デフォーダブルレジストレーション部、19 ... 外部出力部、20 ... 部位除去像生成部、22 ... 平滑化部、23 ... 差分演算部、24 ... インペインティング部、25 ... 加算処理部、26 ... 調整部、30 ... 放射線治療装置、31 ... 透視像撮像部、32 ... 移動量計算部、33 ... 治療台移動部（移動部）、34 ... 追跡目標識別部（識別部）、35 ... 判定部、36 ... ビーム照射部、41 ... ビーム、42 ... 患者、43 ... 治療台、44 ... 銃口、45（45a, 45b）... X線照射部、46（46a, 46b）... X線検出部、51 ... 第1取得部、52 ... 第1透視像生成部、B ... ボリュームデータ、M, M' ... 第1透視像、N ... 第2透視像、P, P1, P2, P3, P4 ... 部位除去像。

10

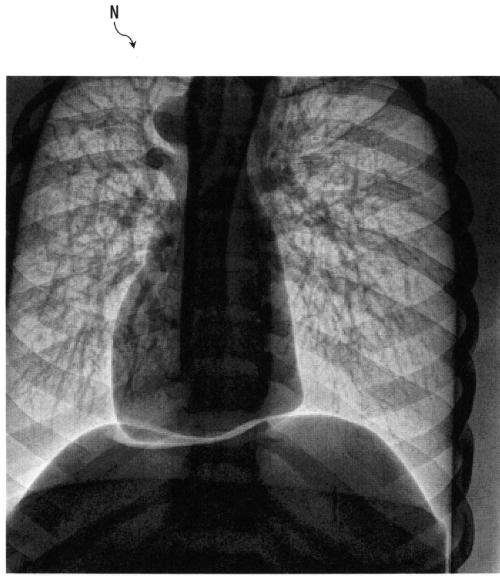
【図1】



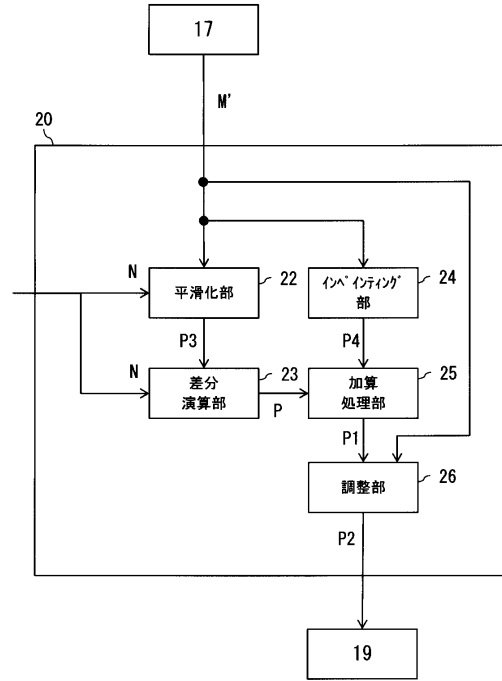
【図2】



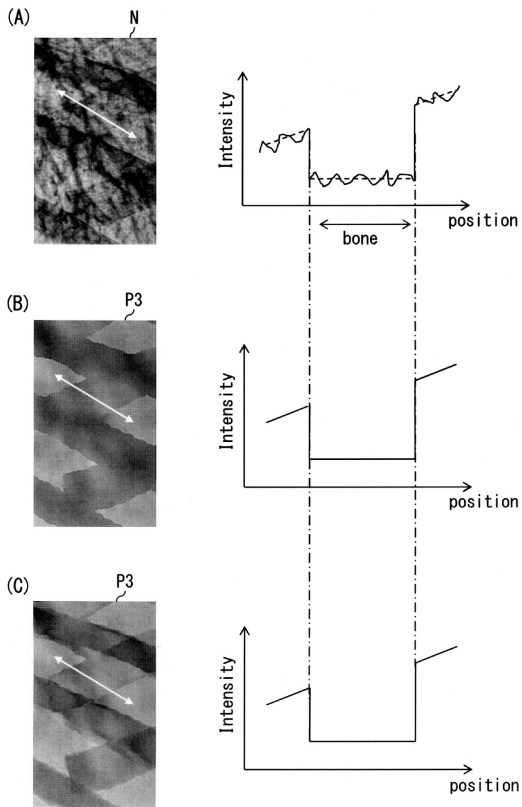
【図3】



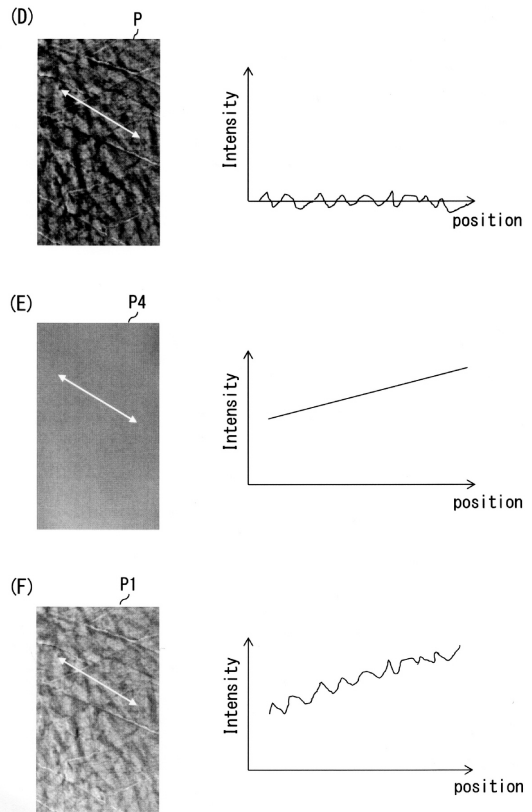
【図4】



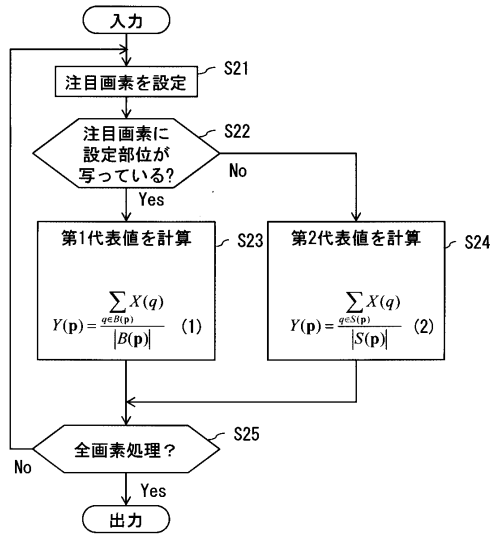
【図5】



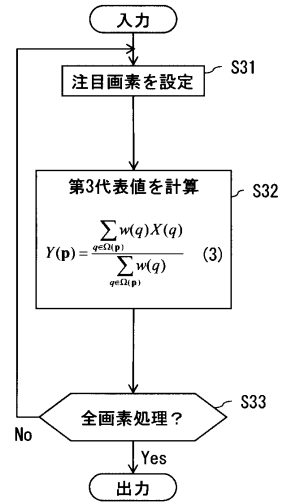
【図6】



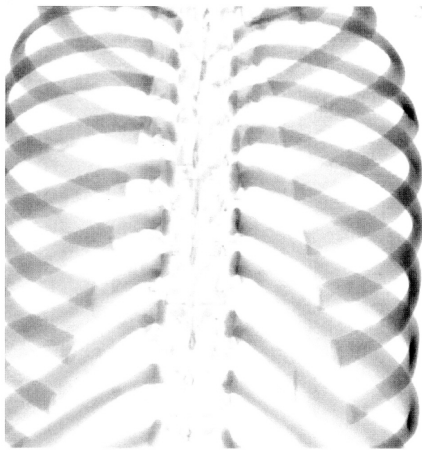
【図7】



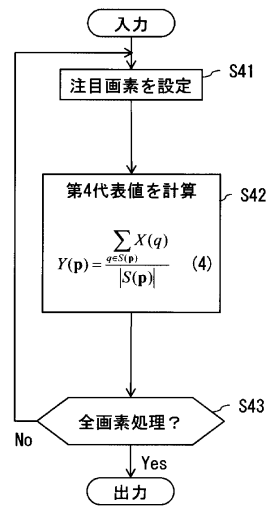
【図8】



【図9】



【図10】







---

フロントページの続き

- (72)発明者 平井 隆介  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 杉浦 京佳  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 武口 智行  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 森 慎一郎  
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人 放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 丸山 富美  
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特表2008-528102(JP, A)  
特開2011-098223(JP, A)  
米国特許出願公開第2009/0214099(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14  
A61M 36/10 - 36/14  
A61N 5/00 - 5/10