

(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  
2014年3月20日(20.03.2014)



(10) 国際公開番号  
WO 2014/042202 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 6/08 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/074594
- (22) 国際出願日: 2013年9月11日(11.09.2013)
- (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 2012-201524 2012年9月13日(13.09.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 清水 義訓 (SHIMIZU, Yoshinori); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 田中 学 (TANAKA, Manabu); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 郡司 輝臣 (GUNJI, Teruomi); 〒

3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 石川 貴之 (ISHIKAWA, Takayuki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP).

(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (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, IS, 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.

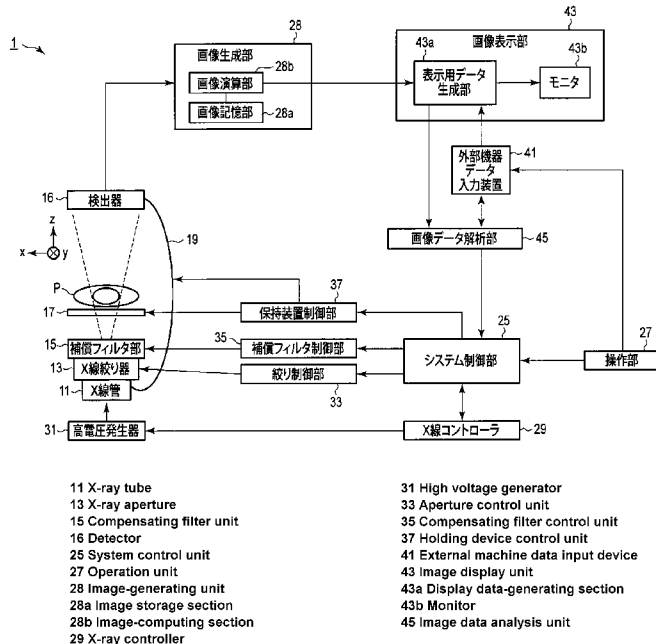
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ

[続葉有]

(54) Title: DIAGNOSTIC X-RAY APPARATUS

(54) 発明の名称: X線診断装置

[図1]



(57) Abstract: The diagnostic X-ray apparatus of an embodiment is provided with an X-ray-generating means, an X-ray-detecting means, an image-generating means, a display means, a locus-detecting means and an attenuation means. The X-ray-generating means generates X-rays to be irradiated on the subject. The X-ray-detecting means detects X-rays that have passed through the subject. The image-generating means generates an X-ray image on the basis of the detected X-rays. The display means displays the X-ray image. On the basis of the X-ray image, the locus-detecting means detects a locus, the exposure of which is to be reduced. The attenuation means attenuates the X-rays irradiated on the region comprising the detected locus.

(57) 要約: 実施形態のX線診断装置は、X線発生手段、X線検出手段、画像生成手段、表示手段、部位検出手段及び減衰手段を備えている。前記X線発生手段は、被検体に照射されるX線を発生する。前記X線検出手段は、前記被検体を透過したX線を検出する。前記画像生成手段は、前記検出されたX線に基づいて、X線画像を生成する。前記表示手段は、前記X線画像を表示する。前記部位検出手段は、前記X線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出する。前記減衰手段は、前記検出された部位を含む領域に照射される前記X線を減衰させる。

WO 2014/042202 A1



ア (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).

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： X線診断装置

### 技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、X線診断装置に関する。

### 背景技術

[0002] 近年、脳の血管の動脈瘤や詰まり等に対し、X線診断装置によるX線透視の下で、カテーテルを用いた治療が施される場合がある。このようなカテーテルによる血管内治療は、I V R (interventional radiology) と呼ばれる。

[0003] 一方、X線の吸収量は、患者の部位によって異なる。例えば、水晶体（目）や甲状腺などの部位は吸収量が高い。しかしながら、I V RのX線条件は、カテーテルの手技に必要な情報を得るように決められる。すなわち、I V RのX線条件には、部位による吸収量の違いが考慮されない。このため、長い透視時間を定めたX線条件の場合、目や甲状腺などの高感度部位が高い被曝を受ける心配がある。

[0004] これに対し、X線診断装置においては、金属板等の補償フィルタを任意の照射野に挿入し、X線を減衰させて被曝低減する技術や、鉛板等の絞りを任意の照射野以外に挿入し、X線を遮蔽して被曝させない技術が知られている。

### 先行技術文献

### 特許文献

[0005] 特許文献1：特開2007-159913号公報

### 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、以上のようなX線診断装置は、補償フィルタ及び絞りをマニュアル操作する必要があるため、X線照射範囲内の高感度部位の被曝が自動的に低減されない。特に、補償フィルタは、本来、ハレーション防止な

どに用いるフィルタであるため、被曝低減には自動的に用いられない。

[0007] しかしながら、X線診断装置においては、患者の高感度部位の被曝は自動的に低減させることが望ましい。また、被曝は、患者の高感度部位に限らず、穿刺時の手技者の手やP P I（経皮的末梢インターベンション）時のサポート者の手などの部位に対しても低減させることが望ましい。まとめると、患者の高感度部位や、手技者又はサポート者の手などの部位のような被曝低減対象の部位の被曝を自動的に低減し得るX線診断装置が望まれている。

[0008] 目的は、被曝低減対象の部位の被曝を自動的に低減し得るX線診断装置を提供することである。

### 課題を解決するための手段

[0009] 実施形態のX線診断装置は、X線発生手段、X線検出手段、画像生成手段、表示手段、部位検出手段及び減衰手段を備えている。

[0010] 前記X線発生手段は、被検体に照射されるX線を発生する。

[0011] 前記X線検出手段は、前記被検体を透過したX線を検出する。

[0012] 前記画像生成手段は、前記検出されたX線に基づいて、X線画像を生成する。

[0013] 前記表示手段は、前記X線画像を表示する。

[0014] 前記部位検出手段は、前記X線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出する。

[0015] 前記減衰手段は、前記検出された部位を含む領域に照射される前記X線を減衰させる。

### 図面の簡単な説明

[0016] [図1]図1は、第1の実施形態に係るX線診断装置のブロック構成図である。

[図2]図2は、同実施形態における絞り羽根を説明するための平面図である。

[図3]図3は、同実施形態における補償フィルタを説明するための平面図である。

[図4]図4は、同実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。

[図5]図 5 は、同実施形態における動作を説明するための模式図である。

[図6]図 6 は、同実施形態における動作を説明するための模式図である。

[図7]図 7 は、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図8]図 8 は、同実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。

[図9]図 9 は、第 3 の実施形態に係る X 線診断装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図10]図 10 は、同実施形態における動作を説明するためのフローチャートである。

### 発明を実施するための形態

[0017] 以下、各実施形態について図面を用いて説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

[0018] <第 1 の実施形態>

図 1 は第 1 の実施形態に係る X 線診断装置のブロック構成図である。以下の説明においては、被検体 P の横幅方向を x 方向、被検体 P の体軸方向を y 方向、被検体 P の厚さ方向を z 方向とする。

[0019] X 線診断装置 1 は、データ収集系として、X 線管 11、X 線絞り器 13、補償フィルタ部 15、X 線検出器 16、寝台 17 及び C アーム 19 を具備している。C アーム 19 は X 線管 11 と X 線検出器 16 とを対向させて配置する。また、X 線診断装置 1 は、データ処理系として、システム制御部 25、操作部 27、画像生成部 28、X 線コントローラ 29、高電圧発生器 31、絞り制御部 33、補償フィルタ制御部 35、保持装置制御部 37、外部機器データ入力装置 41、画像表示部 43 及び画像データ解析部 45 を具備している。

[0020] X 線管 11 は、X 線を発生する真空管であり、高電圧発生器 31 からの高電圧により電子を加速させ、ターゲットに衝突させることで X 線を発生する

。

[0021] 寝台 17 は、被検体 P を搭載したまま起倒及び位置決め動作可能な機構を有する。

[0022] X線絞り器 13 は、X線管 11 と被検体 P との間に設けられ、X線検出器 16 の検出面上のX線照射領域 R を成形し、被検体 P への不用な被爆を防ぐための絞り装置である。当該X線絞り器 13 は、被検体 P に照射されるX線の照射領域 R を関心領域に限定するようにそれぞれ独立して移動可能な複数のX線絞り羽根 13a ~ 13d を有している（図2参照）。図2中、各X線絞り羽根 13a ~ 13d が移動可能なx方向及びy方向は、X線の照射方向とは直交する方向となっている。各X線絞り羽根 13a ~ 13d は、X線を遮蔽する鉛等で形成されている。なお、関心領域は、画像データ解析部 45 により、X線画像に投影された所定の器具を含む領域として設定される。

[0023] 補償フィルタ部 15 は、X線絞り器 13 と被検体 P との間に設けられ、被曝低減対象の部位に照射されるX線を減衰させるフィルタであり、独立して移動可能な複数の補償フィルタ 15a, 15b を有している（図3参照）。各補償フィルタ 15a, 15b は、例えば長形状を有する金属板等で形成されている。各補償フィルタ 15a, 15b は、例えば、初期状態では長手方向が互いに直交するように配置され、それぞれ両端を互いに等距離だけ移動させることによりx方向又はy方向に平行移動可能であり、両端を互いに異なる距離だけ移動させることにより $\theta$ 方向又は $\phi$ 方向に回転移動可能となっている。図3中、各補償フィルタ 15a, 15b が移動可能なx方向、y方向、 $\theta$ 方向又は $\phi$ 方向は、X線の照射方向とは直交する方向となっている。また、このような補償フィルタ 15a, 15b の枚数は、2枚に限らず、1枚でもよく、3枚以上でもよい。

[0024] X線検出器 16 は、検出面が寝台 17 を介してX線管 11 と対向して設けられる平面検出器（FPD）である。FPDは、例えばシンチレータとフォトダイオードアレイとを有し、被検体 P を透過したX線を光電膜に当てることで電子正孔を生成し、これを半導体スイッチにおいて蓄積し、電気信号と

して読み出すことでX線信号を検出するものである。

[0025] 寝台 17 は、被検体 P を搭載したまま起倒及び位置決め動作可能な機構を有する。

[0026] システム制御部 25 は、画像データの収集に関する制御、及び収集した画像データの画像処理、画像再生処理等に関する制御を行う中央処理装置である。

[0027] 操作部 27 は、X線照射領域 R、被曝低減領域の設定、変形、移動に関する指示や、高感度部位に関する指定などを入力するためのキーボード、マウス、ボタン、操作レバー等を備えている。被曝低減領域とは、補償フィルタ 15a, 15b によってX線が減衰するX線検出器 16 の検出面上の領域を意味する。

[0028] 画像生成部 28 は、X線検出器 16 で得たX線データに基づいて、X線画像（非造影像、造影像、差分画像）を生成する。非造影像は、造影剤投与前のX線画像であり、骨像を有する投影像である。造影像は、造影剤投与後のX線画像であり、骨及び血管像を有する投影像である。差分画像は、造影像と非造影像との差分を表すX線画像であり、血管像を有する投影像である。例えば、差分画像は、画像記憶部 28a に記憶した非造影像と、X線検出器 16 で得たX線データに基づく造影像との差分を画像演算部 28b が算出することにより生成可能となっている。

[0029] X線コントローラ 29 は、X線管 11 に印加する高電圧を発生させる高電圧発生器 31 の制御を行う。

[0030] 高電圧発生器 31 は、X線コントローラ 29 から供給される制御信号に基づいて高電圧を発生しX線管 11 に供給する。

[0031] 絞り制御部 33 は、X線照射領域 R を設定、移動、変形させるため、X線絞り羽根 13a ~ 13d に関する移動制御を行う。絞り制御部 33 は、例えば、画像データ解析部 45 により設定された関心領域にX線を照射すると共に、画像データ解析部 45 により検出された部位をX線から遮蔽するように各X線絞り羽根 13a ~ 13d の移動制御を行う。このとき、X線絞り羽根

13a～13d及び絞り制御部33は、画像データ解析部45により検出された部位を含む領域に照射されるX線を減衰させる減衰手段を構成している。なお、これに限らず、X線絞り羽根13a～13dが減衰手段を構成し、絞り制御部33が、画像データ解析部45が部位を検出したとき、当該部位に照射されるX線を減衰させるための当該減衰手段の移動制御を行う制御部を構成してもよい。

[0032] 補償フィルタ制御部35は、被曝低減領域の設定、変形、移動させるため、補償フィルタ15a、15bに関する移動制御を行う。補償フィルタ制御部35は、例えば、画像データ解析部45により検出された部位をX線から覆うように補償フィルタ15a、15bの移動制御を行う。このとき、補償フィルタ15a、15b及び補償フィルタ制御部35は、画像データ解析部45により検出された部位を含む領域に照射されるX線を減衰させる減衰手段を構成している。なお、これに限らず、補償フィルタ15a、15bが減衰手段を構成し、補償フィルタ制御部35が、画像データ解析部45が部位を検出したとき、当該部位に照射されるX線を減衰させるための当該減衰手段の移動制御を行う制御部を構成してもよい。

[0033] 保持装置制御部37は、システム制御部25からの指示に従って寝台17の天板を制御する。

[0034] X線検出器制御部39は、X線検出器16の動作制御を行う。

[0035] 外部機器データ入力装置41は、CT画像を提供する装置、又は、3Dワークステーションが適宜、使用可能となっている。例えば、外部機器データ入力装置41は、CT画像を表示用データ生成部43aに送出し、テンプレート画像を画像データ解析部45に送出する。CT画像は、当該被検体PをCT装置（図示せず）で撮影して得られた画像である。テンプレート画像は、骨及び血管像を有する人体模型の3次元画像、又は代表角度毎の全身の投影像である。

[0036] 画像表示部43は、画像生成部28により生成されたX線画像を表示するものであり、具体的には、表示用データ生成部43a及びモニタ43bを備

えている。

[0037] 表示用データ生成部43aは、少なくとも画像生成部28により生成されたX線画像を含む表示用データを生成し、当該表示用データをモニタ43bに送出する。なお、表示用データは、外部機器データ入力装置41から送出されたCT画像がある場合には、当該CT画像と、画像生成部28により生成されたX線画像とを含んでいる。すなわち、画像生成部28により生成されたX線画像を表示することは必須であるが、他の装置からのCT画像を表示することは必須ではない。

[0038] モニタ43bは、表示用データ生成部43aから受けた表示用データを表示する。

[0039] 画像データ解析部（部位検出手段）45は、画像生成部28により生成されたX線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出する。例えば、画像データ解析部45は、被曝低減対象の部位を含むテンプレート画像を記憶する記憶部（図示せず）を有し、当該テンプレート画像と当該X線画像とを比較することにより、X線画像における当該被曝低減対象の部位を検出してもよい。また、画像表示部43は、表示画面上において、画像データ解析部45により検出された部位を含む領域を示す場所に、絞り制御部33又は補償フィルタ制御部35による移動制御が行われる略直前のX線画像を表示してもよい。

[0040] ここで、比較されるX線画像は、テンプレート画像が人体模型の3次元画像の場合には視野方向の投影像であり、テンプレート画像が全身の投影像の場合には、その代表角度に最も近い角度の投影像である。なお、人体模型の3次元画像としては、例えば、3次元ー頭部血管X線造影像（骨と血管像を有する3次元画像）等が適宜、使用可能となっている。また、テンプレート画像における全身の投影像は、生成されたX線画像が非造影像の場合には骨の投影像であり、生成されたX線画像が造影像の場合には骨と血管像を有する投影像であり、生成されたX線画像が差分画像の場合には血管の投影像である。

[0041] また、「比較することにより」は、例えば「比較してパターンマッチングを行うことにより」と読み替えてもよい。このパターンマッチングは、特徴的な構造のマップ（前述したテンプレート画像）を有し、その構造とのマッチングを行うことを意味している。

[0042] また、画像データ解析部 4 5 は、テンプレート画像と X 線画像とを比較する前に、以下に示すように、視野の部位を推定し、パターンマッチングの範囲を限定して支援する機能 (i) 又は (ii) を備えてもよい。

[0043] (i) システム制御部 2 5 から取得した C アーム 1 9 の角度・寝台 1 7 の位置・S I D (source-image distance: 線源－画像間距離)・F O V (field of view: 視野)、被検体（患者）情報（身長・体重）、被検体（患者）体位情報に基づいて、被検体 P と視野の位置を推定し、視野の部位を推定する機能。

[0044] (ii) システム制御部 2 5 から取得した検査プロトコル又は撮影プログラムに登録されている目的部位から、視野の部位を推定する機能。

[0045] また、被曝低減対象の部位としては、眼球又は甲状腺といった高感度の部位と、任意の指定部位とが該当する。任意の指定部位としては、例えば、穿刺時の手技者の手の部位や、P P T（経皮的末梢インターベンション）時のサポート者の手の部位などが適宜、使用可能となっている。

[0046] テンプレート画像における被曝低減対象の部位は、例えば、テンプレート画像上に範囲指定される、もしくは別の位置情報（被検体上の位置、もしくは検査室座標を識別可能な構造の情報であり、テンプレート画像との位置合せをして用いる）にて指定可能となっている。

[0047] また、画像データ解析部（設定手段）4 5 は、画像生成部 2 8 により生成された X 線画像に基づいて、当該 X 線画像に投影された所定の器具を検出し、当該器具を含む関心領域を設定してもよい。例えば、画像データ解析部 4 5 は、所定の器具を表すテンプレート画像を記憶する記憶部（図示せず）を有し、当該テンプレート画像と当該 X 線画像とを比較することにより、X 線画像における当該所定の器具を検出してもよい。ここで、所定の器具として

は、例えば、カテーテル又は超音波プローブ等が適宜、使用可能となっている。

[0048] 次に、以上のように構成されたX線診断装置の動作について図4のフローチャートを用いて説明する。なお、撮影としてここでは動画像取得を目的とする透視モードの場合を例とする。しかしながら、これに拘泥されず、同様の撮影動作を透視撮影よりもX線照射強度が強く、静止画像取得を目的とする本撮影モードに適用することも可能である。あるいは、画像生成部28がX線照射領域Rの内部を動画像とし、X線照射領域Rの外部を静止画像とするようにX線画像を生成してもよい。同様に、X線生成部28が被曝低減領域rの内部を静止画像とし、被曝低減領域rの外部を動画像とするようにX線画像を生成してもよい。すなわち、画像生成部28は、現在の動画像と、減衰手段による減衰の略直前の静止画像とを合成してX線画像を生成してもよい。あるいは、画像生成部28は、現在の動画像と、X線絞り羽根13a～13d又は補償フィルタ15a、15bの移動制御の略直前の静止画像とを合成してX線画像を生成してもよい。これらのことは以下の各実施形態でも同様である。

[0049] 始めに、被検体Pに関する情報（患者氏名等）の確認が行われた後、医師または技師等の操作者により当該被検体Pに対して適切なX線条件（管電圧、管電流、透視時間等）が操作部27を介して入力される（ステップST1）。なお、一般的には本撮影に対して、透視撮影では管電流は少なく設定され、オートブライトネスコントロール（ABC）により適切なX線条件に制御される。また、操作者は、操作部27の操作により、X線照射領域Rの制御、又は被曝低減領域の制御を選択する（ST2）。この選択は、直接的に「X線照射領域Rの制御」又は「被曝低減領域の制御」を指定する場合に限らず、X線照射対象に「脳以外」を指定して間接的に「X線照射領域Rの制御」を選択する方式としてもよい。なお、X線照射対象に「脳」を指定した場合には、広い視野が必要なので、間接的に「被曝低減領域の制御」が選択される。また、「X線照射領域Rの制御」は「X線絞り羽根13a～13d

の制御」と読み替えてもよく、「被曝低減領域の制御」は「補償フィルタ 15 a, 15 b の制御」と読み替えてもよい。

[0050] 次に、システム制御部 25 の制御により、X 線コントローラ 29 および高電圧発生器 31 を介して、寝台 17 に載せられた被検体 P に X 線管 11 から X 線が照射される（ステップ S T 3）。この段階では、X 線絞り器 13 の X 線絞り羽根 13 a、13 b、13 c、13 d は、絞り制御部 33 により、X 線照射領域 R が最大となるように制御されている。同様に、補償フィルタ部 15 の補償フィルタ 15 a、15 b は、補償フィルタ制御部 35 により、X 線の照射を減衰させないよう、被曝低減領域が最小になるような位置に保持される。

[0051] 次に、被検体 P を透過した X 線に基づいて、X 線画像が生成され表示される（ステップ S T 4）。すなわち、X 線検出器 16 では、被検体 P を透過した X 線を検出して電気信号に変換する。この変換は、X 線から電気信号に変換する直接変換であっても良いし、X 線から光を介して電気信号に変換する間接変換であっても良い。X 線検出器 16 で収集された電気信号は、所望の画像処理が施された後、画像生成部 28 で TV 映像信号に変換され、画像表示部 43 に、X 線透視像として表示される。

[0052] 次に、画像データ解析部 45 は、ステップ S T 2 の選択結果に応じて（S T 5）、生成された X 線画像から被曝低減対象の部位及び所定の器具を検出する。

[0053] 例えば X 線照射領域 R の制御が選択された場合（S T 5；Y）、画像データ解析部 45 は、X 線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出すると共に、X 線画像に投影された所定の器具を検出し（S T 6）、当該器具を含む関心領域を設定する。具体的には画像データ解析部 45 は、図 5 に示すように、生成された X 線画像（現在の X 線造影像）の角度を外部機器データ入力部 41 に送出することにより、当該角度と同じ角度のテンプレート画像であって、予め高感度部位を指定したテンプレート画像を外部機器データ入力部 41 から取得する。続いて、画像データ解析部 45 は、当該取得したテンプレ

レート画像と、画像生成部 28 により生成された X 線画像とを比較し、両者のパターンマッチングにより、被曝低減対象の部位を検出すると共に、X 線画像に投影された所定の器具を検出する。また、画像データ解析部 45 は、検出した部位を含む領域を示す部位領域データと、関心領域を示す関心領域データとをシステム制御部 25 を介して絞り制御部 33 に送出する。

[0054] なお、部位領域データは、被曝低減対象の部位の位置や大きさに個人差がある為、任意の余白を持った領域とし、操作部 27 の操作により余白を修正可能としてもよい。例えば、被曝低減対象の部位が X 線画像に映る場合、X 線画像上で当該部位を指定し、当該部位の輪郭線をカーソルのトレースなどで描画し、当該輪郭線から所定間隔以上離れるように余白を自動的に調整してもよい。

[0055] 絞り制御部 33 は、部位領域データ及び関心領域データに基づいて、器具を含む関心領域に X 線を照射すると共に、被曝低減対象の部位を X 線から遮蔽するように各 X 線絞り羽根 13a ~ 13d の移動制御を行う (ST7)。各 X 線絞り羽根 13a ~ 13d は、被検体 P に照射される X 線の照射領域 R を関心領域に限定するようにそれぞれ独立して移動する。以下、X 線診断装置 1 は、ステップ ST6 ~ ST7 の処理を繰り返し実行する。

[0056] 一方、被曝低減領域の制御が選択された場合 (ST5; N)、画像データ解析部 45 は、X 線画像に基づいて被曝低減対象の部位を検出する (ST8)。具体的には画像データ解析部 45 は、図 6 に示すように、前述同様に外部機器データ入力部 41 から取得したテンプレート画像と、画像生成部 28 により生成された X 線画像とを比較し、両者のパターンマッチングにより、被曝低減対象の部位を検出する。また、画像データ解析部 45 は、当該検出した部位を含む領域を示す部位領域データをシステム制御部 25 を介して補償フィルタ制御部 35 に送出する。

[0057] 補償フィルタ制御部 35 は、部位領域データに基づいて、被曝低減対象の部位を X 線から覆うように補償フィルタ 15a の移動制御を行う (ST9)。補償フィルタ 15a は、被曝低減領域 r に照射される X 線を減衰させるよ

うにそれぞれ独立して移動する。以下、X線診断装置1は、ステップST8～ST9の処理を繰り返し実行する。但し、X線診断装置1は、被曝低減領域rをX線条件の推定から除外する（補償フィルタ位置を除いた部分の画像情報でX線条件をコントロールする。）。このことは、以下の各実施形態でも同様である。

[0058] 上述したように本実施形態によれば、X線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出し、当該検出された部位を含む領域に照射されるX線を減衰させる構成により、被曝低減対象の部位の被曝を自動的に低減させることができる。

[0059] 補足すると、パターンマッチングなどで、高感度部位や、避けたい物体を検知、さらに現在手技しているカテーテル先端を検出し、高感度部位を覆うように、補償フィルタ15a, 15bを挿入できる。または、高感度部位を避けるように、絞りポジショニング連動透視（指定した関心領域に合わせて絞りが自動的に入る透視）の関心領域を設定できる。従って、透視・撮影時に、被曝低減対象の部位の被曝を低減させることができる。

[0060] また、マニュアル操作を行うことなく、被曝低減対象の部位を含む領域に照射されるX線を減衰させるようにX線絞り羽根13a～13d又は補償フィルタ15a, 15bを自動的に移動させる構成により、診断時における操作者の作業負担を軽減させることができる。

[0061] <第2の実施形態>

次に、第2の実施形態に係るX線診断装置について説明する。

[0062] 本実施形態は、第1の実施形態の具体例であり、X線画像が頭部正面向きの非造影像又は造影像であり、被曝低減対象の部位が眼球であり、所定の器具がカテーテルの場合を示している。なお、X線診断装置1の構成は、第1の実施形態と同様である。

[0063] この場合、X線診断装置1は、前述同様に、ステップST1～ST4を実行する。

[0064] 次に、画像データ解析部45は、ステップST2の選択結果に応じて（S

T 5)、生成されたX線画像から被曝低減対象の部位及び所定の器具を検出する。

[0065] 例えば図7に示すように、X線照射領域Rの制御が選択された場合(S T 5 ; Y)、画像データ解析部4 5は、X線画像に基づいて、眼球(被曝低減対象の部位)を検出すると共に、X線画像に投影されたカテーテル先端(所定の器具)を検出し(S T 6)、当該カテーテル先端を含む関心領域を設定する。また、画像データ解析部4 5は、検出した眼球を含む領域を示す部位領域データと、関心領域を示す関心領域データとをシステム制御部2 5を介して絞り制御部3 3に送出する。

[0066] 絞り制御部3 3は、部位領域データ及び関心領域データに基づいて、カテーテル先端を含む関心領域にX線を照射すると共に、眼球をX線から遮蔽するように各X線絞り羽根1 3 a ~ 1 3 dの移動制御を行う(S T 7)。各X線絞り羽根1 3 a ~ 1 3 dは、被検体Pに照射されるX線の照射領域Rを関心領域に限定するようにそれぞれ独立して移動する。以下、X線診断装置1は、ステップS T 6 ~ S T 7の処理を繰り返し実行する。

[0067] 一方、図8に示すように、被曝低減領域の制御が選択された場合(S T 5 ; N)、画像データ解析部4 5は、X線画像に基づいて眼球(被曝低減対象の部位)を検出する(S T 8)。また、画像データ解析部4 5は、当該検出した眼球を含む領域を示す部位領域データをシステム制御部2 5を介して補償フィルタ制御部3 5に送出する。

[0068] 補償フィルタ制御部3 5は、部位領域データに基づいて、眼球をX線から覆うように補償フィルタ1 5 aの移動制御を行う(S T 9)。補償フィルタ1 5 aは、被曝低減領域rに照射されるX線を減衰させるようにそれぞれ独立して移動する。以下、X線診断装置1は、ステップS T 8 ~ S T 9の処理を繰り返し実行する。

[0069] 上述したように本実施形態によれば、X線画像が頭部正面向きの非造影像又は造影像であり、被曝低減対象の部位が眼球であり、所定の器具がカテーテルの場合でも、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0070] <第3の実施形態>

次に、第3の実施形態に係るX線診断装置について説明する。

[0071] 本実施形態は、第1の実施形態の別の具体例であり、X線画像がPPI（経皮的末梢インターベンション）における非造影像、造影像又は差分画像であり、被曝低減対象の部位が術者又はサポート者の手であり、所定の器具が超音波プローブの場合を示している。すなわち、本実施形態は、手足の治療の際に、血管の詰まりを超音波診断装置で観察する状況を想定している。また、X線診断装置1の構成は、第1の実施形態と同様である。

[0072] この場合、X線診断装置1は、前述同様に、ステップST1～ST4を実行する。

[0073] 次に、画像データ解析部45は、ステップST2の選択結果に応じて（ST5）、生成されたX線画像から被曝低減対象の部位及び所定の器具を検出する。

[0074] 例えば図9に示すように、X線照射領域Rの制御が選択された場合（ST5；Y）、画像データ解析部45は、X線画像に基づいて、手（被曝低減対象の部位）を検出すると共に、X線画像に投影された超音波プローブ（所定の器具）を検出し（ST6）、当該超音波プローブを含む関心領域を設定する。また、画像データ解析部45は、検出した手を含む領域を示す部位領域データと、関心領域を示す関心領域データとをシステム制御部25を介して絞り制御部33に送出する。

[0075] 絞り制御部33は、部位領域データ及び関心領域データに基づいて、超音波プローブを含む関心領域にX線を照射すると共に、手をX線から遮蔽するように各X線絞り羽根13a～13dの移動制御を行う（ST7）。各X線絞り羽根13a～13dは、被検体Pに照射されるX線の照射領域Rを関心領域に限定するようにそれぞれ独立して移動する。以下、X線診断装置1は、ステップST6～ST7の処理を繰り返し実行する。

[0076] 一方、図10に示すように、被曝低減領域rの制御が選択された場合（ST5；N）、画像データ解析部45は、X線画像に基づいて手（被曝低減対

象の部位)を検出する(ST8)。また、画像データ解析部45は、当該検出した手を含む領域を示す部位領域データをシステム制御部25を介して補償フィルタ制御部35に送出する。

[0077] 補償フィルタ制御部35は、部位領域データに基づいて、手をX線から覆うように補償フィルタ15aの移動制御を行う(ST9)。補償フィルタ15aは、被曝低減領域rに照射されるX線を減衰させるようにそれぞれ独立して移動する。以下、X線診断装置1は、ステップST8～ST9の処理を繰り返し実行する。

[0078] 上述したように本実施形態によれば、X線画像がPPIにおける非造影像、造影像又は差分画像であり、被曝低減対象の部位が術者又はサポート者の手であり、所定の器具が超音波プローブの場合でも、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

[0079] 捕足すると、本実施形態によれば、穿刺の時の手技者の手の被ばくや、PPI(経皮的末梢インターベンション)の時のサポート者の手の被曝を抑えることができる。

[0080] 以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、X線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出し、当該検出された部位を含む領域に照射されるX線を減衰させる構成により、被曝低減対象の部位の被曝を自動的に低減させることができる。

[0081] なお、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。これら新規な実施形態は、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ともに、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。

## 請求の範囲

- [請求項1] 被検体に照射されるX線を発生するX線発生手段と、  
前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、  
前記検出されたX線に基づいて、X線画像を生成する画像生成手段と、  
前記X線画像を表示する表示手段と、  
前記X線画像に基づいて、被曝低減対象の部位を検出する部位検出手段と、  
前記検出された部位を含む領域に照射される前記X線を減衰させる減衰手段と  
を具備するX線診断装置。
- [請求項2] 前記部位検出手段は、  
前記被曝低減対象の部位を含むテンプレート画像を記憶する記憶部と、  
前記テンプレート画像と前記X線画像とを比較することにより、前記X線画像における前記部位を検出する検出部と  
を具備する請求項1に記載のX線診断装置。
- [請求項3] 前記部位検出手段が前記部位を検出したとき、前記部位に照射されるX線を減衰させるための前記減衰手段の移動制御を行う制御部を更に具備し、  
前記表示手段は、表示画面上において前記領域を示す場所に、前記移動制御が行われる略直前のX線画像を表示する請求項1又は請求項2に記載のX線診断装置。
- [請求項4] 前記X線画像に投影された所定の器具を検出し、当該器具を含む関心領域を設定する設定手段、  
を更に具備し、  
前記減衰手段は、  
前記被検体に照射されるX線の照射領域を前記関心領域に限定する

ように独立に移動可能な複数のX線絞り羽根と、

前記関心領域に前記X線を照射すると共に、前記検出された部位を前記X線から遮蔽するように前記各X線絞り羽根の移動制御を行うX線絞り制御手段と、

を具備する請求項1又は請求項2に記載のX線診断装置。

[請求項5]

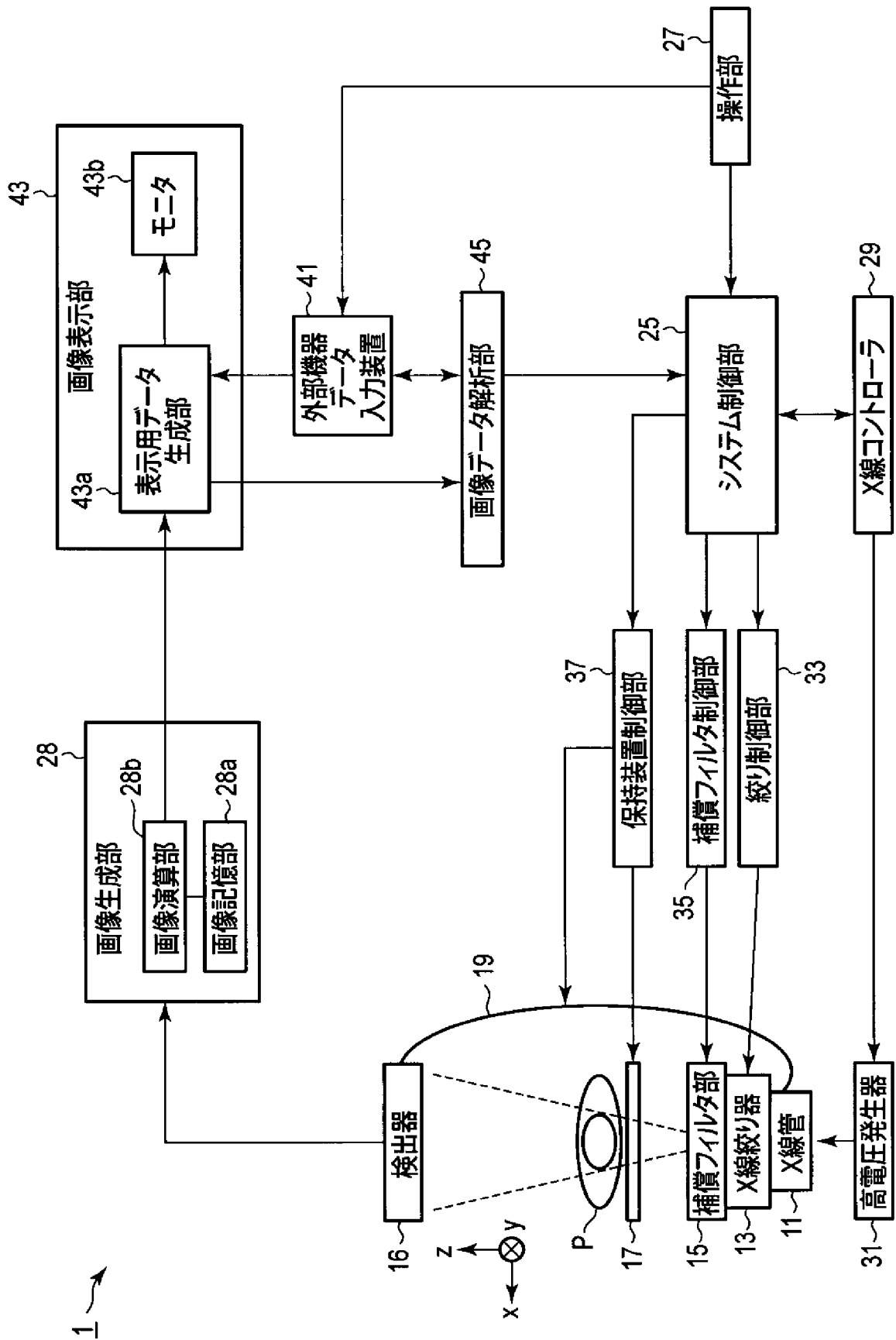
前記減衰手段は、

前記被検体に照射されるX線を減衰させるために設けられ、移動可能な補償フィルタと、

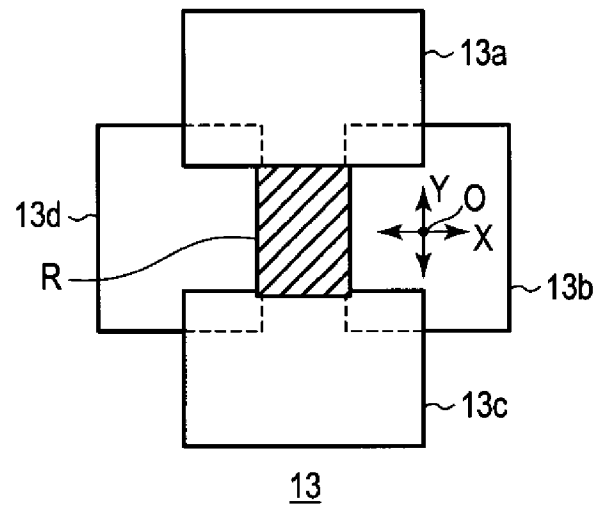
前記検出された部位を前記X線から覆うように前記補償フィルタの移動制御を行う補償フィルタ制御手段と、

を具備する請求項1又は請求項2に記載のX線診断装置。

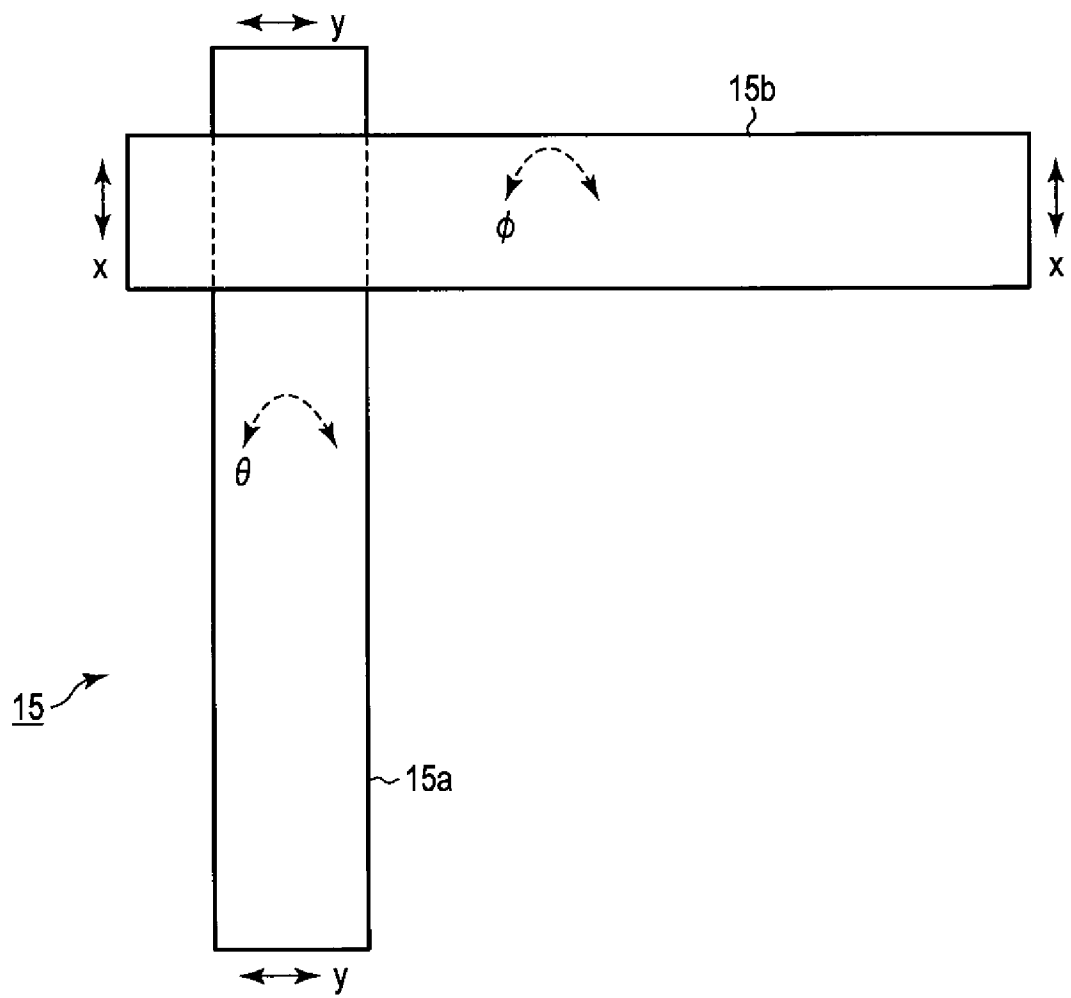
[図1]



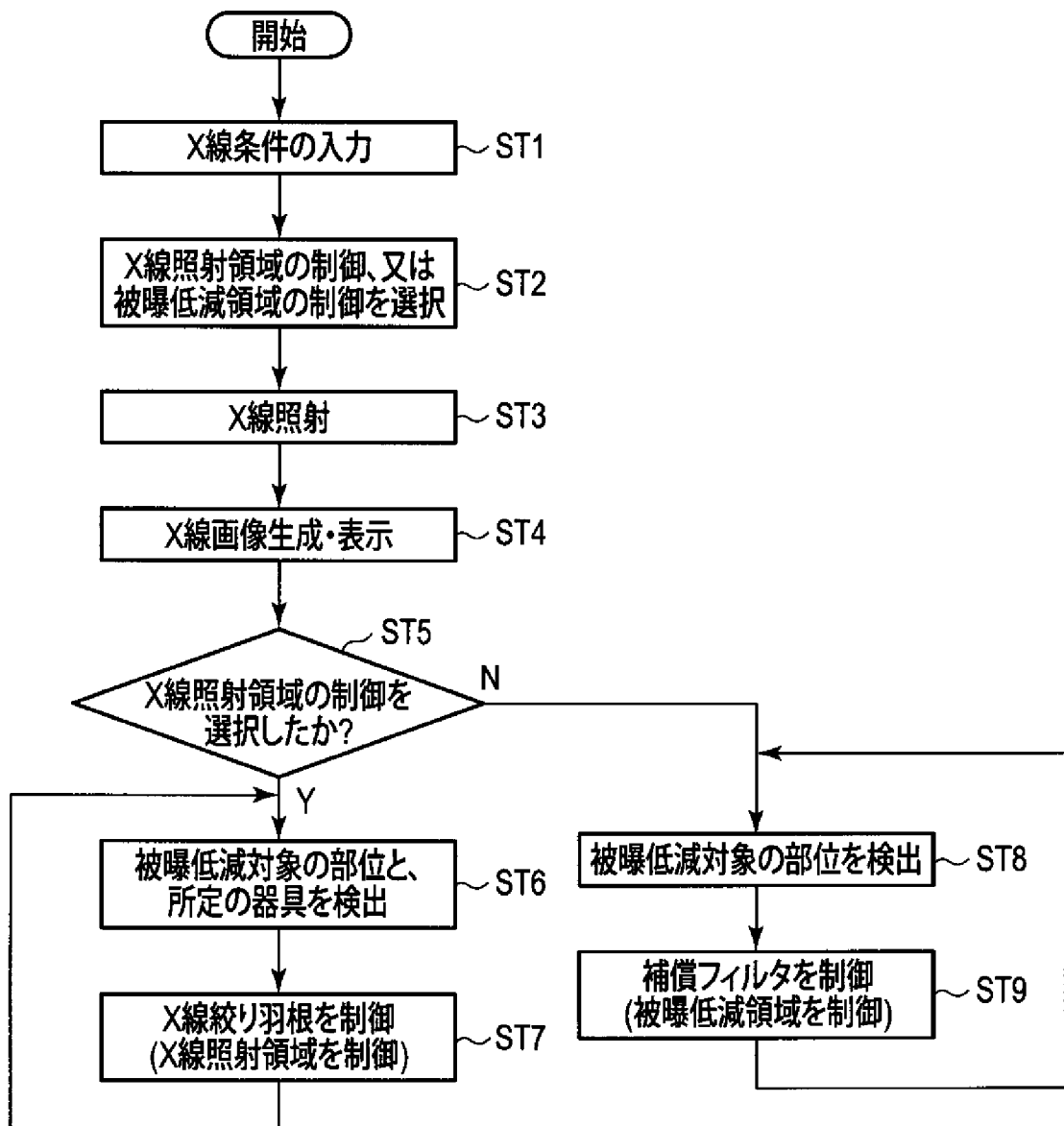
[図2]



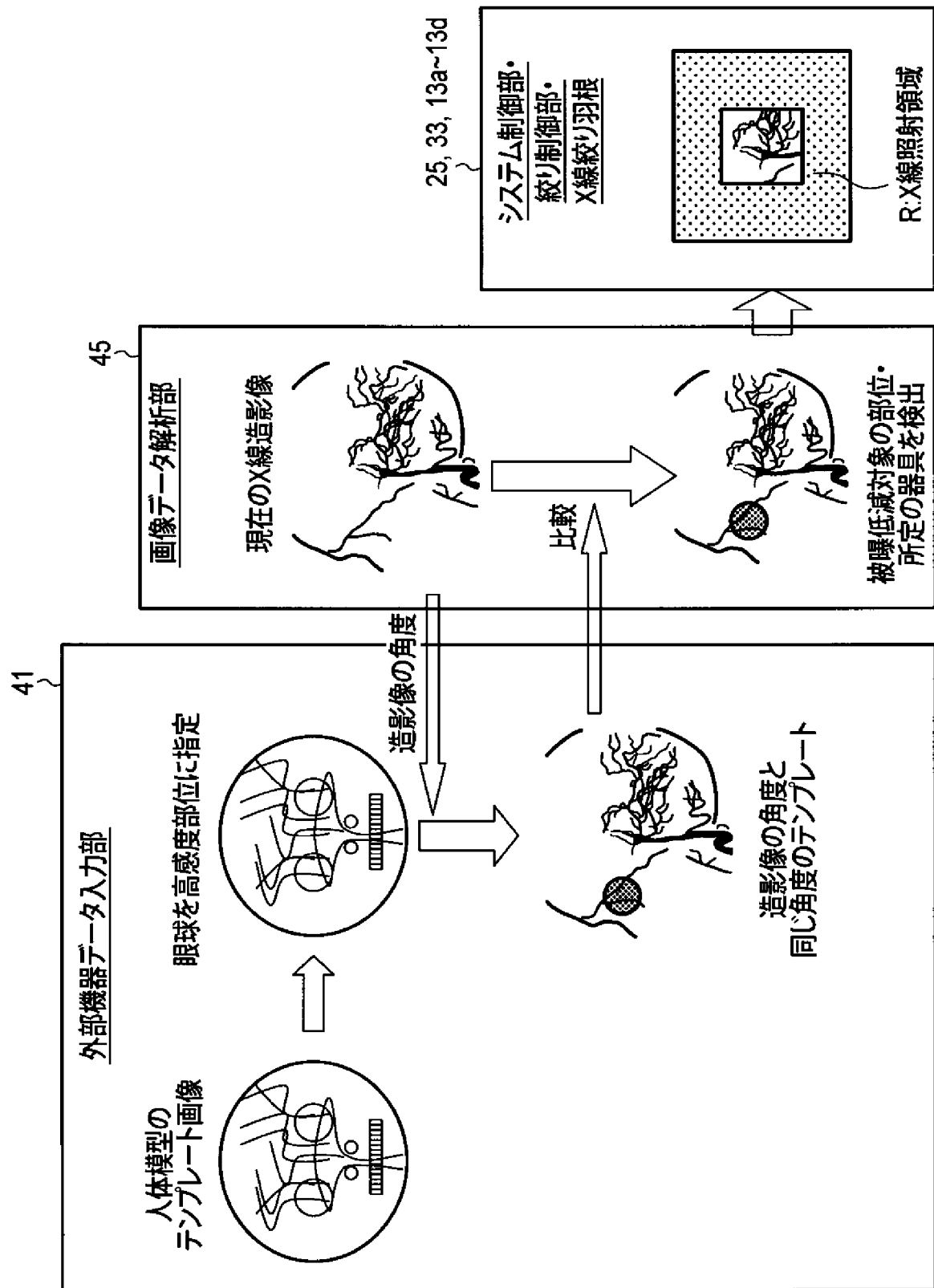
[図3]



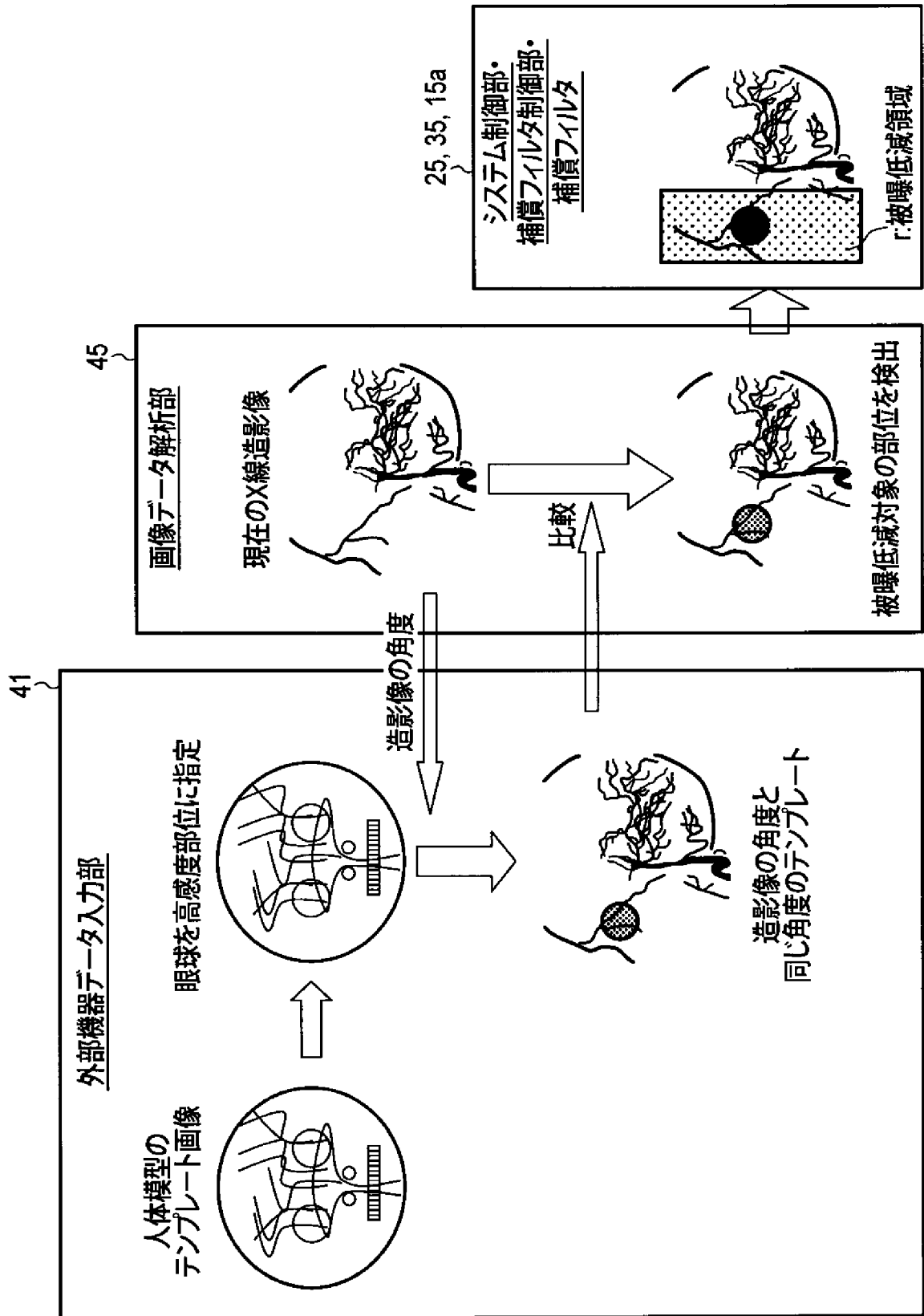
[図4]



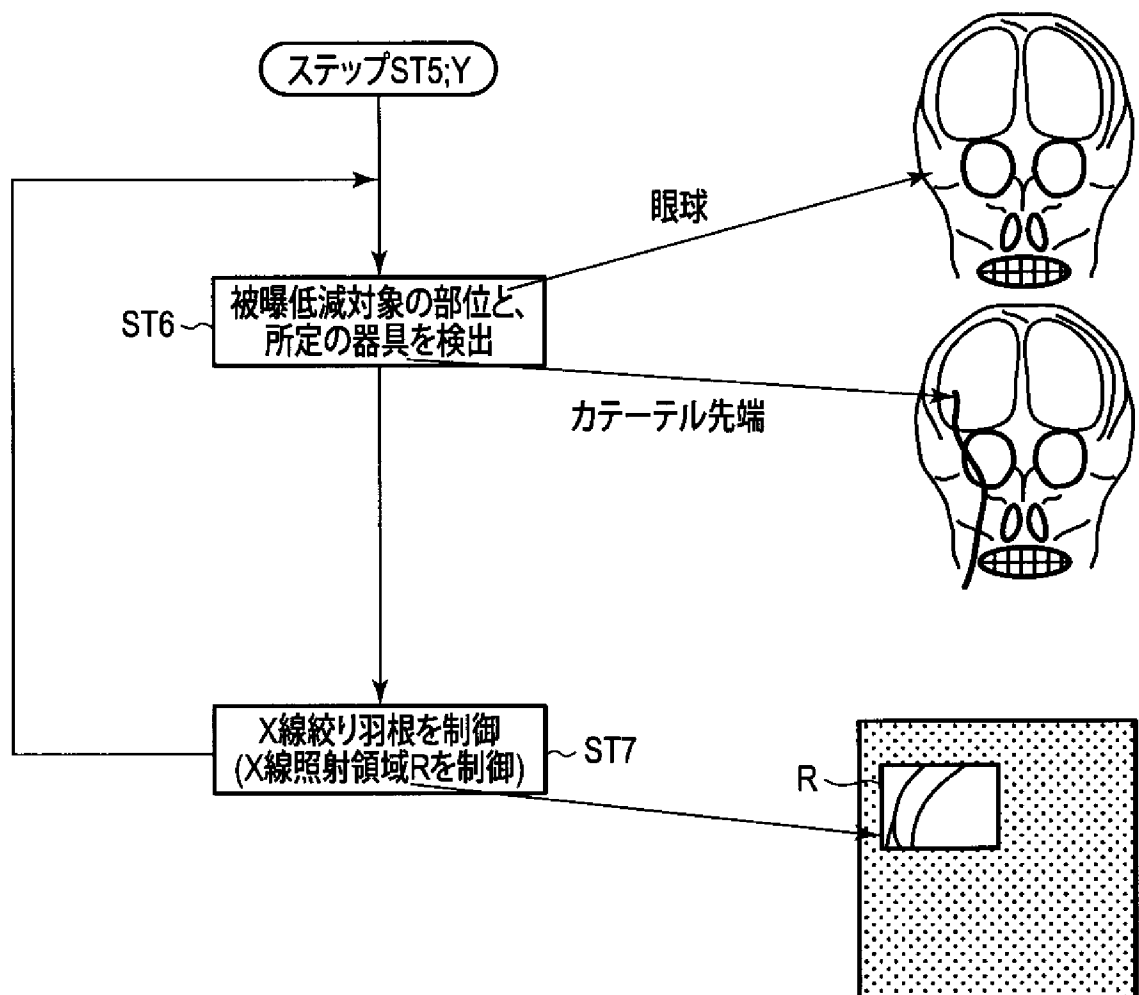
[図5]



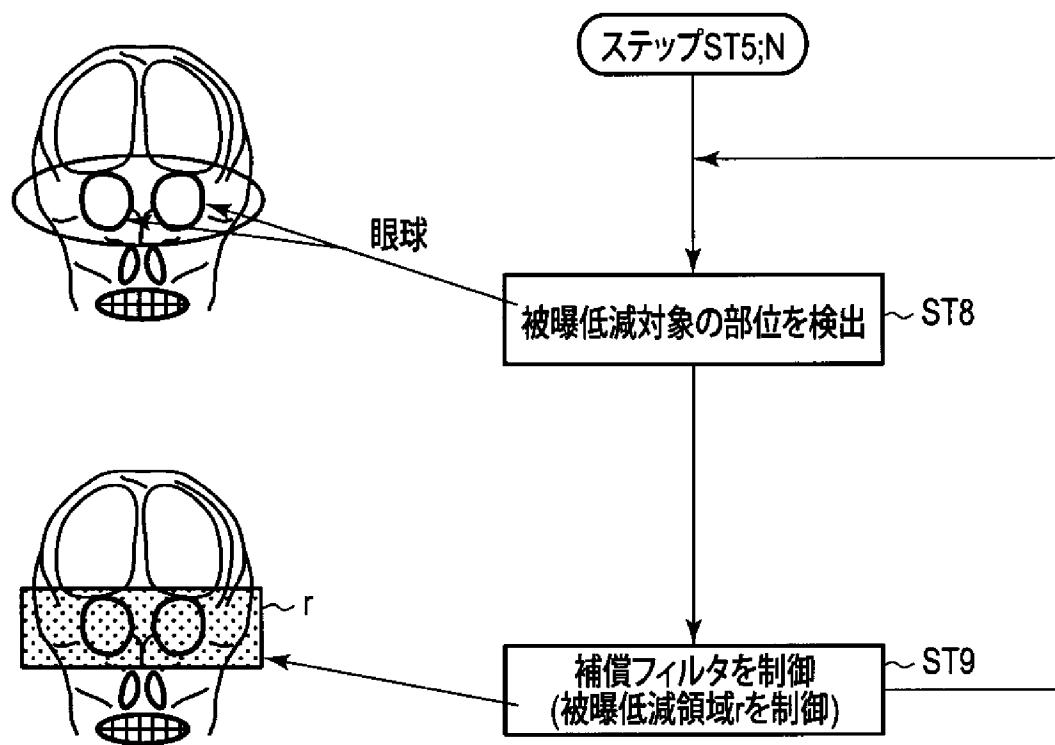
[図6]



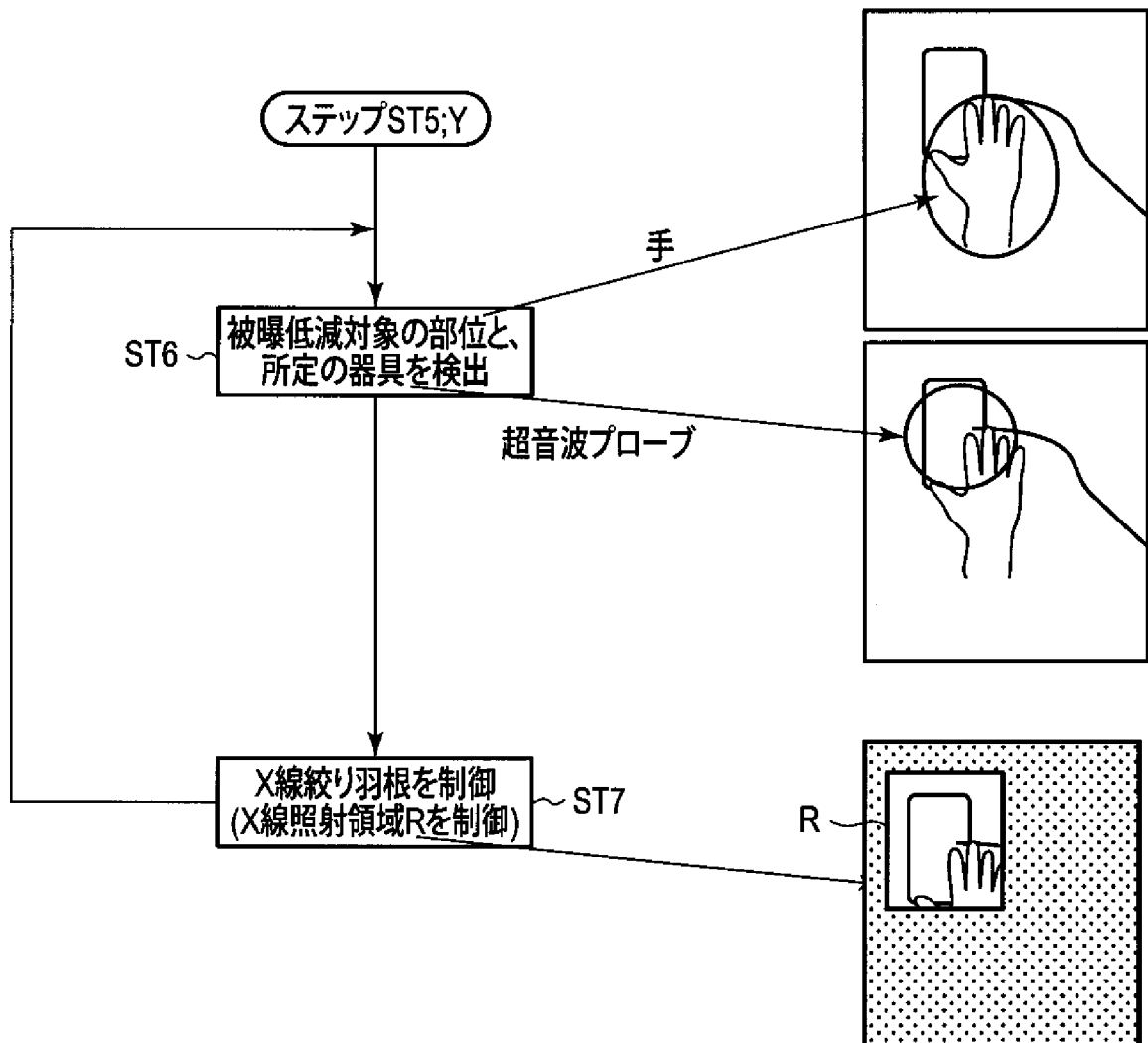
[図7]



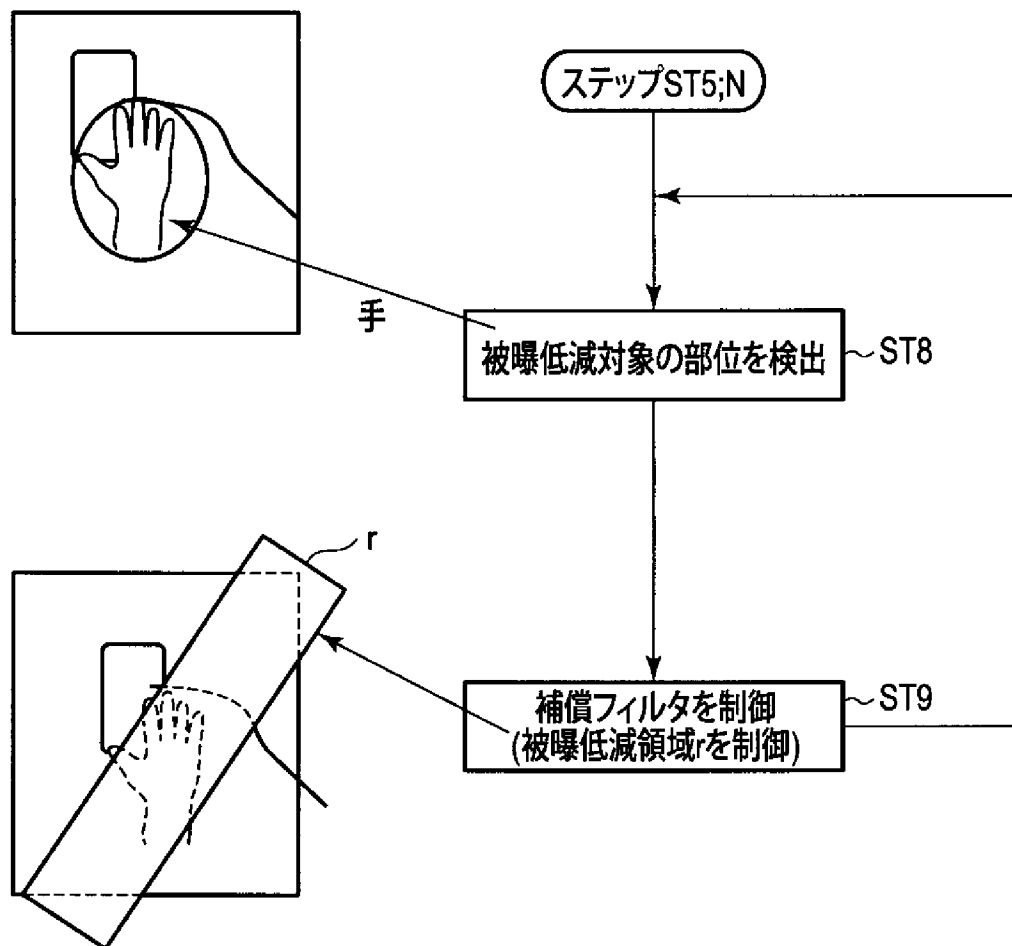
[図8]



[図9]



[図10]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/074594

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/08(2006.01)i, 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)

A61B6/08, A61B6/00

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 | 1996-2013 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2013 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2013 |

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<br>Y    | WO 2006/088104 A1 (National Institute of Radiological Sciences),<br>24 August 2006 (24.08.2006),<br>paragraphs [0089] to [0152]; fig. 10 to 18<br>& JP 5013373 B & US 2007/0297572 A1 | 1, 5<br>2-4           |
| Y         | JP 2008-456 A (Mitsubishi Heavy Industries, Ltd.),<br>10 January 2008 (10.01.2008),<br>paragraphs [0046] to [0051]<br>& US 2007/0297566 A1 & CN 101091817 A                           | 2                     |
| Y         | JP 2006-122448 A (Shimadzu Corp.),<br>18 May 2006 (18.05.2006),<br>paragraph [0004]<br>(Family: none)                                                                                 | 3                     |

☒ 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  
17 October, 2013 (17.10.13)

Date of mailing of the international search report  
29 October, 2013 (29.10.13)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2013/074594

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                                                                               | Relevant to claim No. |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| Y         | JP 2011-19633 A (Toshiba Corp.),<br>03 February 2011 (03.02.2011),<br>entire text; all drawings<br>& US 2011/0013742 A1 & US 2012/0189093 A1<br>& CN 101953691 A | 4                     |
| A         | JP 2011-125486 A (Toshiba Corp.),<br>30 June 2011 (30.06.2011),<br>entire text; all drawings<br>& US 2011/0150173 A1 & CN 102100564 A                            | 1-5                   |

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/08(2006.01)i, 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. A61B6/08, A61B6/00

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 3 年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6 - 2 0 1 3 年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4 - 2 0 1 3 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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| X<br>Y          | WO 2006/088104 A1（独立行政法人放射線医学総合研究所）<br>2006.08.24, 段落【0089】－【0152】、第10－18図<br>& JP 5013373 B & US 2007/0297572 A1 | 1, 5<br>2-4    |
| Y               | JP 2008-456 A（三菱重工業株式会社）2008.01.10, 段落【0046】<br>－【0051】 & US 2007/0297566 A1 & CN 101091817 A                     | 2              |
| Y               | JP 2006-122448 A（株式会社島津製作所）2006.05.18,<br>段落【0004】（ファミリーなし）                                                       | 3              |

☒ 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

の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

1 7 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 9 . 1 0 . 2 0 1 3

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100-8915  
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）

松谷 洋平

2 Q

3 4 1 0

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                          |                |
|-----------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
| Y                     | JP 2011-19633 A (株式会社東芝) 2011.02.03, 全文、全図<br>& US 2011/0013742 A1 & US 2012/0189093 A1 & CN 101953691 A | 4              |
| A                     | JP 2011-125486 A (株式会社東芝) 2011.06.30, 全文、全図<br>& US 2011/0150173 A1 & CN 102100564 A                     | 1-5            |