

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

7a

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

W O 2012/004986 A 1

(43) 国際公開日
2012年1月12日 (12.01.2012)

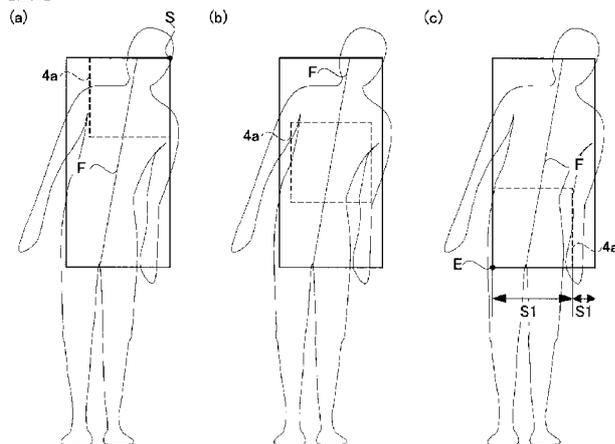
PCT

- (51) 国際特許分類 : A61B 6/00 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号 : PCT/JP201 1/003856
 - (22) 国際出願日 : 2011年7月6日 (06.07.2011)
 - (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 2010-154047 2010年7月6日 (06.07.2010) JP
 - (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒60485 11 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 Kyoto (JP).
 - () 発明者 ;および
 - () 発明者/出願人 (米国についてののみ): 高村 祥司 (TAKAMURA, Shoji) [JP/JP]; 〒60485 11 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).
 - (74) 代理人 : 杉谷 勉 (SUGITANI, Tsutomu); 〒5300047 大阪府大阪市北区西天満1丁目10番8号 西天満第11松屋ビル Osaka (7P).
 - (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, 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, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, ML, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類 :
- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: RADIATION IMAGE CAPTURING DEVICE

(54) 発明の名称 :放射線撮影装置

[図8]



(57) Abstract: Provided is a radiation image capturing device capable of obtaining an image captured in an appropriate image-capturing range even in a condition that allows a subject to bend toward the side of the body. According to the invention, a plurality of continuously captured X-ray transmission images are combined to a single X-ray transmission image. According to conventional configurations, when capturing an image of a subject (M) bending toward the side of the body, it has been difficult to capture the overall image of the subject (M) because the subject (M) protrudes from the detection plane (4a) of an FPD (4) toward the side of the body. Therefore, according to the invention, the detection plane (4a) is moved along a trajectory (F) tilted with respect to the vertical direction, thereby continuously capturing X-ray transmission images of the subject (M). Accordingly, since the X-ray transmission images are continuously captured along the bend of the subject (M), it is possible to easily capture the overall image of the bent subject (M).

(57) 要約 :

[続葉有]



W 2012/004986 A1

被検体を体側方向に屈曲させた状態においても適切な撮影範囲で撮影することができる放射線撮影装置を提供する。本発明によれば、連写された複数枚のX線透視画像をつなぎ合わせて単一のX線透視画像を生成するようになっている。従来構成によれば、体側方向に屈曲した被検体Mを撮影すると、被検体MがFPD4の検出面4aより体側方向にはみ出してしまい、被検体Mの全体像を撮影することは困難である。そこで、本発明によれば、検出面4aを鉛直方向に対して傾斜した軌跡Fに沿って移動させて被検体MのX線透視画像を連写するようになっている。したがって被検体Mの屈曲に沿ってX線透視画像が連写されるので、容易に屈曲した被検体Mの全体像を撮影することができる。

明 細 書

発明の名称 : 放射線撮影装置

技術分野

[0001] この発明は、被検体に放射線を照射することで画像を取得する放射線撮影装置に係り、特に、側湾症の検査を行うことができる放射線撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 医療機関には、放射線で被検体Mの画像を撮影する放射線撮影装置が備えられている。このような放射線撮影装置51は、図15(a)に示すように立位の被検体Mを挟む位置に放射線源53と放射線検出器54とが設けられている。放射線源53は、放射線を照射するものであり、検査室の床面に沿った水平方向に放射線を照射し、放射線検出器54は、被検体Mを透過してきた放射線を検出する目的で設けられている(特許文献1参照)。

[0003] 放射線検出器54は、正方形の放射線を検出する検出面を有し、その放射線源53の発する放射線ビームBの中心軸と検出面とが直交するように(検出面を立て掛けるかのように)配置されている。放射線検出器54は、支柱52に支持されており、支柱52に沿って鉛直方向に移動することができるようになっている。検出面の大きさとしては、直立した被検体Mの体側方向の幅が収まる程度が通常である。なお、放射線検出器54の検出面は正方形に限られず、長方形であってもよい。

[0004] 実際の検査において、撮影しようとする被検体Mの範囲が放射線検出器54の検出面よりも大きい場合がある。このようなときには、放射線検出器54を鉛直方向に移動させながら複数回に亘って撮影を行い、そのとき取得される複数の画像をつなぎ合わせて一つの画像とする。このような撮影方法は、被検体Mの胴体部分を撮影したい場合によく用いられる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1 : 実用新案登録第3118190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、従来の放射線撮影装置によれば、次のような問題点がある。

すなわち、従来の放射線撮影装置によれば、側湾症の検査に不向きである。側湾症とは、背骨が被検体Mの体側方向に歪む症状を言う。側湾症を診断するには、図15(b)のように被検体Mを体側方向に屈曲させて撮影を行う。

[0007] このように、被検体Mを屈曲させた状態で背骨の様子を観察しようとすると、撮影しようとする被検体Mの範囲(撮影対象範囲)が放射線検出器54の検出面よりも大きくなるので、放射線検出器54を鉛直方向に移動させながら取得される複数の画像をつなぎ合わせて単一の画像を生成する必要がある。しかし、従来装置によれば、放射線検出器54は、鉛直方向にしか移動しない。被検体Mは、体側方向(水平方向)に屈曲しているのであるから、被検体Mの胴体は、鉛直方向に伸びておらず、被検体Mの胴体の伸びる方向と、放射線検出器54との移動の方向が一致しない。従って、被検体Mの胴体の一部が放射線撮影装置51の撮影視野からはみ出してしまふ。

[0008] つまり放射線撮影装置51は、図15(b)に示すように、放射線検出器54の幅W1よりも撮影範囲を広くすることができないので、屈曲した被検体Mの胴体が幅W1からはみ出している部分の幅W2については、撮影することができない。従来の構成によれば、幅W2に被検体Mが存しているにも関わらず、この幅W2に属する被検体Mの部分を撮影することができない。

[0009] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、被検体を体側方向に屈曲させた状態においても適切な撮影範囲で撮影することができる放射線撮影装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0010] 本発明は上述の課題を解決するために次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る放射線撮影装置は、放射線を照射する放射線源と、放射線を検出する検出面を有する放射線検出手段と、放射線検出手段を支持する鉛直方向に伸びた支柱と、(A 1) 支柱を放射線源から放射線検出手段に向かう方向と直交する水平方向に移動させる支柱移動手段と、(B 1) 支柱移動手段を制御する支柱移動制御手段と、放射線検出手段を支柱に対して鉛直方向に移動させる検出器鉛直移動手段と、検出器鉛直移動手段を制御する検出器鉛直移動制御手段と、放射線検出手段が出力する検出データを基に、画像を生成する画像生成手段と、連写された複数枚の画像をつなぎ合わせて単一の画像を生成するつなぎ合わせ手段とを備え、検出面は、鉛直方向、および水平方向のなす平面に沿って配置されており、支柱移動制御手段が支柱を水平方向に移動させるとともに検出器鉛直移動手段が放射線検出手段を鉛直方向に移動させることにより、検出面を鉛直方向に対して傾斜した軌跡に沿って移動させて画像を連写することを特徴とするものである。

[001 1] [作用・効果] 本発明によれば、連写された複数枚の画像をつなぎ合わせて単一の画像を生成できるようになっている。これにより、撮影範囲が一度の撮影では放射線検出手段の検出面に入りきれない場合であっても、被検体の透視画像を取得することができる。しかし、従来構成によれば、側湾症の検査を行おうとして、体側方向に屈曲した被検体を撮影すると、被検体が放射線検出手段の検出面より体側方向にはみ出してしまい、被検体の全体像を撮影することは困難である。そこで、本発明によれば、検出面を鉛直方向に対して傾斜した軌跡に沿って移動させて被検体の透視画像を連写するようになっている。したがって被検体の屈曲に沿って透視画像が連写されるので、容易に屈曲した被検体の全体像を撮影することができる。

[001 2] また、本発明に係る放射線撮影装置における (A 1) 支柱を放射線源から放射線検出手段に向かう方向と直交する水平方向に移動させる支柱移動手段に代えて、(A 2) 放射線源から放射線検出手段に向かう方向と直交する水平方向に放射線検出手段を支柱に対して移動させる検出器水平移動手段を設けるようにしてもよい。この態様の変更により、上述の (B 1) 支柱移動手

段を制御する支柱移動制御手段は、(B2) 検出器水平移動手段を制御する検出器水平移動制御手段に代えられる。すなわち、放射線検出手段の水平方向の移動は、放射線検出手段を支持する支柱が水平方向に移動することによって実現しても良いし、放射線検出手段を支柱に対して水平方向に移動することによって実現しても良い。

[0013] また、上述の放射線撮影装置において、術者の指示を入力させる入力手段を更に備え、画像の連写時における検出面の移動する軌跡は、術者が矩形の撮影範囲における対角線上の2頂点を指定することにより設定されればより望ましい。

[0014] [作用・効果] 上述の構成は、本発明の一態様を示している。すなわち、術者が矩形の撮影範囲における対角線上の2頂点を指定することにより、検出面の移動する軌跡が決定される。これにより、術者の思惑通りに放射線検出手段の検出面が移動することになり、より検査が容易な放射線撮影装置が提供できる。

[0015] また、上述の放射線撮影装置において、放射線源が照射する放射線をコリメートしてコーン状の放射線ビームとするコリメータを更に備え、放射線検出手段の検出面が存する平面におけるコーン状の放射線ビームの水平方向の幅は、検出面の水平方向の幅と、画像の連写の間に検出面が水平方向に移動する移動幅との和と一致していればより望ましい。

[0016] [作用・効果] 上述の構成は、本発明の一態様を示している。すなわち、放射線検出手段の検出面が存する平面におけるコーン状の放射線ビームの水平方向の幅は、検出面の水平方向の幅と、画像の連写の間に検出面が水平方向に移動する移動幅との和と一致している。つまり、放射線ビームの水平方向の幅は、移動する検出面の全域を確実にカバーする。この様に構成することにより、放射線源を水平方向に移動させずに透視画像の連写を行うことができる。いかえれば、放射線源が放射線を照射する焦点が不動のまま連写が行われるのである。従って、各透視画像に写り込む被検体の像は、共通の照射焦点によって撮影されたものであり、各透視画像は、共通の画像のゆが

み方で撮影されたものとなっている。これらをつなぎ合わせれば、つなぎ合わせ部分で段差が生じず、理想的な画像のつなぎ合わせが実現できる。

[001 7] また、上述の放射線撮影装置において、放射線源を放射線検出手段から見て水平方向に移動させる放射線源移動手段と、放射線源移動手段を制御する放射線源移動制御手段とを更に備え、放射線源と放射線検出手段との水平方向における相対的な位置関係が一定となるように支柱の水平方向の移動に合わせて放射線源が水平方向に移動されて画像が連写されればより望ましい。

[001 8] [作用・効果] 上述の構成は、放射線源が放射線を照射する焦点を水平方向に移動させながら連写が行われる構成についての態様を示している。このような構成とすると、放射線源と放射線検出手段との水平方向における相対的な位置関係が一定となっているので、いずれの撮影においても放射線ビームの中心軸を放射線検出手段の検出面の中心に位置させることができる。したがって、中心部分の歪みが少ない透視画像が取得できる。

[001 9] また、上述の放射線撮影装置において、放射線源が照射する放射線をコリメートしてコーン状の放射線ビームとするコリメータを更に備え、放射線検出手段の検出面が存する平面におけるコーン状の放射線ビームの水平方向の幅は、検出面の水平方向の幅と一致していればより望ましい。

[0020] [作用・効果] 上述の構成は、放射線源が放射線を照射する焦点を水平方向に移動させながら連写が行われる構成についての態様を示している。放射線検出手段の検出面が存する平面におけるコーン状の放射線ビームの水平方向の幅は、検出面の水平方向の幅と一致するようにすれば、検出面の水平方向から放射線ビームがはみ出して被検体に照射されることがない。したがって、被検体の被曝を極力抑制することができる放射線撮影装置が提供できる。

発明の効果

[0021] 本発明によれば、連写された複数枚の画像をつなぎ合わせて単一の画像を生成できるようになっている。従来構成によれば、側湾症の検査を行おうとして、体側方向に屈曲した被検体を撮影すると、被検体が放射線検出手段の

検出面より体側方向にはみ出してしまい、被検体の全体像を撮影することは困難である。そこで、本発明によれば、検出面を鉛直方向に対して傾斜した軌跡に沿って移動させて被検体の透視画像を連写するようになっている。したがって被検体の屈曲に沿って透視画像が連写されるので、容易に屈曲した被検体の全体像を撮影することができる。

図面の簡単な説明

- [0022] [図1] 実施例 1 に係る X 線撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。
- [図2] 実施例 1 に係る コリメータの構成を説明する斜視図である。
- [図3] 実施例 1 に係る X 線管の傾斜について説明する模式図である。
- [図4] 実施例 1 に係る X 線撮影装置の動作を説明するフローチャートである。
- [図5] 実施例 1 に係る 直立撮影における F P D の移動を説明する模式図である。
- [図6] 実施例 1 に係る 屈曲撮影に先立ってされる始点・終点の指定方法を説明する模式図である。
- [図7] 実施例 1 に係る 屈曲撮影に先立ってされる始点・終点の指定方法を説明する模式図である。
- [図8] 実施例 1 に係る 屈曲撮影における F P D の移動を説明する模式図である。
- [図9] 実施例 1 に係る 屈曲撮影における X 線ビームの照射範囲を説明する模式図である。
- [図10] 実施例 1 に係る 屈曲撮影における 3 回の撮影により取得される X 線透視画像を説明する模式図である。
- [図11] 実施例 1 に係る つなぎ合わせられた X 線透視画像を説明する模式図である。
- [図12] 実施例 2 に係る 屈曲撮影における X 線管の移動を説明する模式図である。
- [図13] 実施例 2 に係る 屈曲撮影における X 線ビームの照射範囲を説明する模式図である。

[図14]本発明に係る1変形例を説明する機能ブロック図である。

[図15]従来構成のX線撮影装置の構成を説明する模式図である。

発明を実施するための形態

[0023] 以降、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

実施例 1

[0024] 以降、本発明の実施例を説明する。実施例におけるX線は、本発明の放射線に相当する。また、FDPは、フラット・パネル・ディテクタの略である。

[0025] < X線撮影装置の全体構成 >

まず、実施例1に係るX線撮影装置1の構成について説明する。X線撮影装置1は、立位の被検体Mの撮影を行うように構成されており、図1に示すように、床面から鉛直方向 v に伸びた支柱2と、X線を照射するX線管3と、支柱2に支持されるFDP4と、鉛直方向 v に伸びるとともに天井に支持されている懸垂支持体7を有している。懸垂支持体7は、X線管3を懸垂支持するものである。

[0026] FDP4は、支柱2に対し鉛直方向 v にスライドすることができる。また、懸垂支持体7は、鉛直方向 v に伸縮自在となっており、懸垂支持体7の伸縮に伴ってX線管3の鉛直方向 v における位置が変更される。FDP4の支柱2に対する鉛直方向 v の移動は、両者2,4の間に設けられたFDP鉛直移動機構15により実行される。これは、FDP鉛直移動制御部16により制御される。

[0027] 支柱2の移動について説明する。支柱2は、X線管3からFDP4に向かう方向に伸びるとともに検査室の床面に固定されたレール2aの上に移動可能に配置されており、支柱移動機構17は、支柱2をX線管3からFDP4に向かう方向に直交する水平方向 s に移動させる。支柱移動制御部18は、これを制御する目的で設けられている。

[0028] X線管3の移動について説明する。X線管3は、懸垂支持体7に設けられたX線管移動機構11により行われる。X線管移動制御部12は、X線管移

動機構 11 を制御する目的で設けられている。X線管 3 は、X線管移動機構 11 により (1) 鉛直方向 v , (2) FPD 4 に対する接近・離反方向、 (3) X線管 3 から FPD 4 に向かう方向と直交する水平方向 s (図 1 における紙面貫通方向、被検体 M の体側方向) に移動する。X線管 3 が鉛直方向 v に移動する場合、懸垂支持体 7 は、伸縮することになる。

[0029] FPD 4 は、X線を検出する検出面 4 a (図 1 参照) を有している。検出面 4 a は、鉛直方向 v に起立して X線撮影装置 1 に配置されている。これにより、起立した被検体 M を効率的に撮影できるようになっている。検出面 4 a は、X線管 3 の X線照射口に面するように配置されている。いかえれば、検出面 4 a は、水平方向 s , 鉛直方向 v の 2 方向がなす平面に沿って配置されている。また、検出面 4 a は、矩形となっており、1 辺が水平方向 s に、その 1 辺と直交する他の 1 辺が鉛直方向 v に一致している。

[0030] X線グリッド 5 は、FPD 4 の検出面 4 a を覆うように設けられている。この X線グリッド 5 は、縦方向に細長状の吸収箔が水平方向 s に配列されている。被検体 M の中で散乱して進行方向が乱された X線は、この吸収箔に入射して吸収され、FPD 4 に届くことがない。この様にすることで、被検体 M の投影像の取得の邪魔となる散乱 X線の影響が除去されて鮮明な X線透視画像が取得できるようになっている。

[0031] X線管制御部 6 は、X線管 3 の管電圧、管電流や X線の照射時間を制御するものである。X線管制御部 6 は、所定の管電流・管電圧・パルス幅で放射線を出力するように X線管 3 を制御する。管電流等のパラメータは、記憶部 24 に記憶されている。

[0032] X線撮影装置 1 に設けられるコリメータ 3 a について説明する。コリメータ 3 a は、X線管 3 に付設されており、X線管 3 から照射される X線をコリメートして、4 角錐形状 (コーン状) の X線ビーム B とするものである。

[0033] このコリメータ 3 a の詳細について説明する。コリメータ 3 a は、図 2 に示すように、中心軸 C を基準として鏡像対称に移動する 1 対のリーフ 3 b を有し、同じく中心軸 C を基準として鏡像対称に移動するもう 1 対のリーフ 3

bを備えている。このコリメータ3 aは、リーフ3 bを移動させることで、FPD4が有する検出面4 aの全面にコーン状のX線ビームBを照射させることもできれば、たとえば、FPD4の中心部分だけにファン状のX線ビームBを照射させることもできる。なお、中心軸Cは、X線ビームBの中心を示す軸ともなっている。なお、リーフ3 bの対の一方は、4角錐形状となっているX線ビームの鉛直方向vの広がりを調整するものであり、もう一方のリーフ3 bの対は、X線ビームの水平方向sの広がりを調整するものである。コリメータ3 aの開度の変更は、コリメータ移動機構15が行う。コリメータ制御部16は、コリメータ移動機構15を制御するものである。

[0034] また、コリメータ3 aを鏡像対称に移動させる構成とせずに、一对のリーフ3 bが独立に移動する構成としてもよい。このような単動型のコリメータ3 aの場合、X線焦点を鉛直方向、水平方向に移動させずに、コリメータ3 aのリーフ3 bを独立に移動させるだけでX線ビームの照射位置を自由に変更できる。なお、この場合、X線管3の焦点は移動せず、X線管3の傾斜が後述のX線傾斜機構13によって変更されながらX線ビームの照射位置が変更されることになる。

[0035] X線管3の傾斜について説明する。X線管3は、X線ビームBの中心軸Cが検査室の床面と水平となっている状態[図3(a)参照]から、鉛直上側に傾斜されることもできれば[図3(b)参照]、中心軸Cが鉛直下向側に傾斜させることもできる[図3(c)参照]。このようなX線管3の傾斜は、X線管傾斜機構13が行う。X線管傾斜制御部14は、これを制御する目的で設けられている(図1参照)。

[0036] 可視光源19は、X線管3に付設して設けられている(図1参照)。可視光源19から照射された可視光線は、コリメータ3 aでコリメートされた後、FPD4の検出面4 a側に向かう。検査においては、被検体MをX線管3とFPD4との間に介在させて、まずは可視光源19を用いて可視光線を照射した後、コリメータ3 aのリーフ3 bを動かさない状態でX線管3を用いてX線を照射する。このときの可視光源19で照らされる被検体Mの部分と

、X線管3から照射されるX線が被検体Mに入射する部分とは一致する。このように、X線照射の前に被検体Mに可視光線を照射することで、被検体Mのどの部分にX線が照射されるのかが判別できるようになっている。

[0037] 位置・開度算出部20は、可視光線の照射によって設定された被検体Mの領域を撮影できるようにコリメータ3aの開度、X線管3の位置、X線管3の傾斜角度、FPD4の位置を算出する。各制御部12, 14, 16, 18は、位置・開度算出部20の算出結果を用いて各機構を制御する。

[0038] 画像生成部21は、FPD4から出力された検出データを組み立てて、被検体Mの投影像が写りこんでいるX線透視画像を生成する。つなぎ合わせ部22は、被検体Mの写り込んでいる位置の異なる複数のX線透視画像をつなぎ合わせて単一の画像とするものである。例えば、被検体Mの胸部、腹部、腰部のそれぞれが写り込んでいる3枚のX線透視画像が連写により撮影されたとすると、つなぎ合わせ部22は、これらの3枚のX線透視画像をつなぎ合わせて縦長の単一の画像を生成する。つなぎ合わされた画像はX線透視画像は、表示部26に表示される。

[0039] 操作卓27は、術者の各指示を入力させる目的で設けられており、記憶部24は、X線管3の制御情報、X線管3の位置情報、コリメータ3aの開度、X線管3の傾斜情報、FPD4の鉛直方向 v の位置情報、および支柱の水平方向 s の位置情報などのX線撮影に用いられる各種/《メータの一切を記憶する。なお、X線撮影装置1は、図1に示すように、各部6, 12, 14, 16, 18, 20, 21, 22, 24を統括的に制御する主制御部25を備えている。この主制御部25は、CPUによって構成され、種々のプログラムを実行することにより、各部を実現している。また、上述の各部は、それらを担当する演算装置に分割されて実行されてもよい。

[0040] < X線撮影装置の動作 >

次に、X線撮影装置1の動作について説明する。具体的には、発明の特徴を最も効果的に表す目的で、側湾症の検査を例にとって説明する。側湾症の検査は、被検体Mを直立させた状態で撮影を行い、続いて被検体Mを水平方

向 s に屈曲させた状態で撮影を行う。より具体的には、まず、図 4 に示すように、被検体 M を X 線管 3 と F P D 4 との間に直立させた状態で被検体 M の X 線透視画像を取得する (直立撮影ステップ $S 1$)。そして、被検体 M に屈曲するように指示を与え (被検体屈曲ステップ $S 2$)、撮影を行いたい範囲を設定するべく始点と終点を設定する (始点・終点設定ステップ $S 3$)。続いて、撮影を行う際のコリメータ 3 a の開度と、各部材 2, 3, 4 の位置が算出され (開度・位置算出ステップ $S 4$)、この算出された位置を基に実際の屈曲撮影が開始される (屈曲撮影ステップ $S 5$)。以降、これらの各ステップについて順を追って説明する。

[0041] < 直立撮影ステップ $S 1$ >

まず、被検体 M を X 線管 3 と F P D 4 との間に直立して起立させる。直立撮影は、被検体 M の背骨を撮影する必要があるので、撮影を行いたい範囲が F P D 4 の検出面 4 a に収まりきれない。そこで、実際の X 線撮影は、被検体 M の撮影を上側、中央、下側の 3 回に分けて行われる。

[0042] 術者が操作卓 2 7 を通じて撮影開始の指示を行うと、図 5 に示すように、F P D 4 が鉛直上向きに移動して、図 5 の実線の位置で停止する。と同時に、X 線管 3 は、上向きに傾斜して実線の位置で停止する。この状態で X 線撮影が行われ、被検体 M の胸部の X 線透視画像が取得される。そして、F P D 4 は、鉛直下向きに移動して図 5 の破線の位置で停止する。と同時に、X 線管 3 は、下向きに傾斜して破線の位置で停止する。この状態で再び X 線撮影が行われ、被検体 M の腹部の X 線透視画像が取得される。

[0043] その後、F P D 4 は、鉛直下向きに移動して図 5 の一点鎖線の位置で停止する。同時に、X 線管 3 は、下向きに傾斜して一点鎖線の位置で停止する。この状態で撮影が行われ、被検体 M の腰部の X 線透視画像が取得される。

[0044] 取得された 3 枚の X 線透視画像は、つなぎ合わせ部 2 2 に送出され、背骨が写り込んだ縦長の単一の画像が取得される。つなぎ合わせ部 2 2 の具体的な構成は、後述のものとする。

[0045] X 線管 3 が傾斜される意味について説明する。X 線管 3 を傾斜させると X

線管 3 が回転することになる。ここで注目すべきは、その回転中心は、X線管 3 が有するX線照射の焦点 f となっていることである。細長状の画像を複数回に分けて撮影しようとする場合、X線照射の焦点を一致させて撮影を行えば、X線透視画像を理想的につなぎ合わせることができる。

[0046] X線管 3 が傾斜されることによりX線透視画像を理想的につなぎ合わせられる点は、実施例の構成において重要となる。そこで、焦点 f を一致させた撮影方法と、X線透視画像つなぎ合わせとの関係について説明する。例えば、図 5 における領域 R 1 は、1 回目の撮影と、2 回目の撮影との両方で撮影される、いわゆる画像つなぎ合わせののりしろ部である。この領域 R 1 の撮影するにあたり、いずれの撮影においても、図 5 の B 1 で示すX線ビームが F P D 4 に入射して撮影されたものとなる。いずれの撮影においても共通の焦点 f から発したX線が領域 R 1 に到達した結果、R 1 の部分が撮影されているからである。

[0047] X線ビームは焦点 f を中心に放射状に広がるので、これを被検体 M に投影して得られた像はゆがむ。具体的には、被検体 M にX線が斜めに入射するほど、ゆがみが顕著になる。図 5 のように焦点 f を共通させて撮影を行えば、1 回目、2 回目いずれのX線透視画像においても、領域 R 1 は、共通のX線ビーム B 1 で撮影されたものとなる。従って、領域 R 1 は、両X線透視画像で同じゆがみ方をしているので、両X線透視画像をつなぎ合わせると、つなぎ目で段差が生じたりせずに自然に結合される。

[0048] この様な関係は、2 回目の撮影と3 回目の撮影とで重複する部分である領域 R 2 についても同様である。いずれの撮影においても共通の焦点 f から発したX線が領域 R 2 に到達した結果、R 2 の部分が撮影されているからである。

[0049] < 被検体屈曲ステップ S 2 , 始点・終点設定ステップ S 3 >

次に、術者は、図 6 に示すように、被検体 M に体軸方向に屈曲するように指示を与える (被検体屈曲ステップ S 2)。そして、術者は、操作卓 2 7 を通じて、可視光源 1 9 をオンさせ、屈曲している被検体 M に可視光線を照射

する。この可視光線は、X線ビームの幅を決めるコリメータ3 aによりコリメートされているので、術者は、可視光により被検体Mが照らされる部分を観察することでX線の照射領域をX線撮影の前に知ることができる。

[0050] そして、術者は、図6に示す撮影対象範囲Rを決定する。撮影対象範囲Rは、被検体が屈曲した状態で行われる屈曲撮影時のX線撮影時においてX線が照射される範囲を表しており、撮影対象範囲Rにおける被検体Mの水平方向sの幅は、図6の点線で示すFPD4の検出面4 aの幅よりも広くなっている。また、撮影対象範囲Rにおける被検体Mの体軸方向の幅も同様に、検出面4 aの幅よりも広くなっている。

[0051] 術者は、始点Sと終点Eとを指定することにより撮影対象範囲Rの位置をX線撮影装置1に認識させる。始点Sと終点Eは、長方形となっている撮影対象範囲Rの対角線上の2頂点となっており、実施例1の説明においては、始点Sは終点Eよりも鉛直上向きに位置しているものとする。この始点S・終点Eの指定により3回のX線撮影の間に検出面4 aが移動する軌跡が設定され、FPD4の鉛直方向vの移動範囲、および支柱2の水平方向sの移動範囲を決定することになる。

[0052] 始点S・終点Eの具体的な設定方法としては、術者が可視光線を被検体Mに照射させながらX線管3を鉛直方向v、および水平方向s、体軸方向に移動させておいて、X線撮影を行うときのX線管3の位置を決定する。そして、コリメータ3 aを調節することで、図7(a)に示すように、可視光線で被検体Mが照らされる範囲R aの1頂点が撮影対象範囲Rの始点Sとなるように範囲R aの調節が行われる。このとき、範囲R aの高さHは、FPD4の鉛直方向vの高さと一致していることが望ましい。より厳密には、可視光線は放射状に広がるので、仮に可視光線が被検体Mを透過してFPD4の検出面4 aまで到達したとすると、可視光線ビームは、検出面4 aを鉛直方向vにはみ出さないように照らすように設定されることがより望ましい。術者は、範囲R aを始点Sに一致させた段階で、操作卓27を操作し、始点SをX線撮影装置1に登録させる。

[0053] 次に、X線管3の位置を変更させずして、X線管3を傾斜させることにより、範囲Raを左下に移動させて、図7(b)に示すように、可視光線で被検体Mが照らされる範囲Raの1頂点が撮影対象範囲Rの終点Eとなるように範囲Raの調節が行われる。術者は、範囲Raを終点Eに一致させた段階で、操作卓27を操作し、終点EをX線撮影装置1に登録させる。始点S、終点Eを登録したときのコリメータ3aの開度、X線管3の傾斜角度、およびX線管3の焦点の位置のそれぞれは、コリメータ制御部16、X線管傾斜制御部14、X線管移動制御部12から送出され、記憶部24に記憶される。これにより、始点・終点設定ステップS3は終了となる。

[0054] 始点・終点設定ステップS3の別な態様として、X線管3を被検体Mから十分に離すことにより、始点Sと終点Eとを一度に登録するようにしてもよい[図7(c)参照]。この場合、X線を照射する撮影対象範囲Rと可視光線が照らしている範囲Raとが一致する。始点・終点設定ステップS3の後、X線管3をFPD4に対して接近させて実際のX線撮影が行われることになる。

[0055] < 開度・位置算出ステップS4 >

図7(c)のように、可視光線によるX線照射範囲決定時のX線管3の位置と、X線照射時のX線管3の位置とが異なっている場合、X線撮影を行う場合のコリメータ3aの開度、およびX線管3の傾斜角度は、同一ではない。そこで、X線撮影に先立って、このような幾何学的な撮影条件を予め決定しておく必要がある。実施例1に係るX線撮影装置1においては、X線管3の位置・傾斜角度、およびコリメータ3aの開度は、位置・開度算出部20により算出される。撮影対象範囲Rは、FPD4よりも広い範囲であるので一度に撮影することができない。そこで、実際のX線撮影は、撮影対象範囲Rの撮影を上側、中央、下側の3回に分けて行われる。位置・開度算出部20は、このX線撮影3回分について幾何学的な算出を行う。

[0056] 位置・開度算出部20には、始点S・終点Eの登録時におけるX線管3のX線照射の焦点の位置、コリメータ3aの開度、およびX線管3の傾斜角度

が送出される。位置・開度算出部 20 は、X 線照射の焦点に対する始点 S ・ 終点 E の位置をコリメータ 3 a の開度、および X 線管 3 の傾斜角度より幾何学的な計算により求める。

[0057] そして、位置・開度算出部 20 は、焦点の位置が X 線照射時の位置となったときに、始点 S を含んだ撮影対象範囲 R の上側部分に X 線が照射されるように適切なコリメータ 3 a の開度と X 線管 3 の傾斜角度とを決定する。位置・開度算出部 20 が算出に用いる X 線照射時の焦点の位置は、予め設定された値を記憶部 24 より読み出して使用してもよいし、術者に指定させるようにしてもよい。

[0058] 続いて、位置・開度算出部 20 は、焦点の位置が X 線照射時の位置となったときに、撮影対象範囲 R の鉛直方向の中央部分に X 線が照射されるように適切なコリメータ 3 a の開度と X 線管 3 の傾斜角度とを決定する。その後、位置・開度算出部 20 は、焦点の位置が X 線照射時の位置となったときに、撮影対象範囲 R の鉛直方向の終点 E を含んだ撮影対象範囲 R の下側部分に X 線が照射されるように適切なコリメータ 3 a の開度と X 線管 3 の傾斜角度とを決定する。位置・開度算出部 20 の開度、傾斜角度の決定は、まず傾斜角度を決めてから開度を決めてもよいし、その逆の順番で決めてもよい。

[0059] 始点 S ・ 終点 E の登録が、図 7 (a) , 図 7 (b) のようにして決定された場合は、撮影対象範囲 R の上側領域と下側領域の撮影については、始点 S ・ 終点 E の決定時と同じ幾何学的条件を使用することができる。したがって、この場合、位置・開度算出部 20 は、撮影対象範囲 R の鉛直方向の中央部分に X 線が照射される撮影についてのみ幾何学的条件を算出すればよい。

[0060] この様にして、位置・開度算出部 20 は、X 線撮影 3 回分の開度、傾斜角度の算出を行う。このとき求められた各パラメータは記憶部 24 で記憶される。また、位置・開度算出部 20 は、X 線管 3 の位置に関する撮影条件だけでなく、支柱 2 の位置も 3 回分の撮影について算出する。この支柱 2 の位置の算出については後述のものとする。

[0061] いずれの場合においても、支柱 2 の移動範囲は、始点 S ・ 終点 E の水平方

向 s の距離と F P D 4 の水平方向 s の幅とによって決定され、F P D 4 の移動範囲は、始点 S ・ 終点 E の鉛直方向 v の距離と F P D 4 の鉛直方向 v の高さによって決定される。

[0062] < 屈曲撮影ステップ S 5 >

術者が、操作卓 2 7 を通じて、屈曲した被検体 M の撮影を行うように X 線撮影装置 1 に指示を行うと、X 線撮影装置 1 は、記憶部 2 4 に記憶された X 線管 3 の位置・傾斜角度、およびコリメータ 3 a の開度を読み出して、3 回の X 線撮影を行う。この各撮影は、F P D 4 が鉛直方向、および、水平方向 s に移動させながら行われる。すなわち、図 8 (a) が 1 回目の X 線撮影時における検出面 4 a の位置を示しており、この時点で、検出面 4 a の 1 頂点と始点 S とが一致し、検出面 4 a の全域が撮影対象範囲 R に含まれている。図 8 (b) が 2 回目の X 線撮影時における検出面 4 a の位置を示しており、この時点で、検出面 4 a が鉛直方向 v および水平方向 s について、撮影対象範囲 R の中央に位置している。そして、図 8 (c) が 3 回目の X 線撮影時における検出面 4 a の位置を示しており、この時点で、検出面 4 a の 1 頂点と終点 E とが一致し、検出面 4 a の全域が撮影対象範囲 R に含まれている。1 回目、2 回目の X 線撮影時における検出面 4 a の位置は、鉛直方向 v に一部オーバーラップしており、2 回目、3 回目の X 線撮影時における検出面 4 a の位置は、鉛直方向 v に一部オーバーラップしている。

[0063] この様な F P D 4 の移動は、支柱 2 が水平方向 s に移動することで実現される。位置・開度算出部 2 0 は、前ステップにおいて、始点 S と終点 E の位置から 3 回の撮影時における F P D 4 の位置を算出しており、これが記憶部 2 4 に記憶されている。支柱移動制御部 1 8 は、撮影の度に検出面 4 a が図 8 に示す位置となるように支柱 2 を水平方向 s に移動させる。このように、実施例 1 の X 線撮影装置 1 は、支柱 2 を水平方向 s に移動させるとともに F P D 4 を鉛直方向 v に移動させることにより、F P D 4 の検出面 4 a を鉛直方向 v に対して傾斜した軌跡 F (図 8 参照) に沿って移動させて X 線透視画像を連写する。なお、この軌跡 F は、F P D 4 が有する検出面の初期位置に

おける中点と最終位置における中点とを結んだ鉛直方向 v に対して傾斜した直線となっている。

[0064] また、各撮影においては、各 1 回ずつ X 線が照射される。この各撮影時における X 線の照射の範囲について説明する。3 回の X 線撮影における X 線の照射は、照射範囲を鉛直方向 v に移動させながら行われる。すなわち、図 9 (a) における矩形形状の領域 R_b が 1 回目の X 線撮影時における X 線の照射範囲を示しており、この時点で、領域 R_b の鉛直上側の端と始点 S とが一致している。図 9 (b) における矩形形状の領域 R_b が 2 回目の X 線撮影時における X 線の照射範囲を示しており、この時点で、領域 R_b は、鉛直方向 v について、撮影対象範囲 R の中央に位置している。そして、図 9 (c) における矩形形状の領域 R_b が 3 回目の X 線撮影時における X 線の照射範囲を示しており、この時点で、領域 R_b の鉛直下側の端と終点 E とが一致している。また、いずれの撮影においても、領域 R_b の水平方向 s の幅は同方向における撮影対象範囲 R の幅と一致している。1 回目、2 回目の X 線撮影時における領域 R_b の位置は、鉛直方向 v に一部オーバーラップしており、2 回目、3 回目の X 線撮影時における領域 R_b の位置は、鉛直方向 v に一部オーバーラップしている。しかも、いずれの撮影においても、X 線管 3 の X 線照射の焦点は一致している。

[0065] 検出面 4 a と X 線ビームの広がりについて説明する。撮影対象範囲 R の水平方向 s の幅は、図 8 (c) を参照すれば分かるように、検出面 4 a の水平方向 s の幅 S_1 と、X 線透視画像の連写の間に検出面 4 a が水平方向 s に移動する移動幅 S_2 との和となっている。一方、X 線ビームの水平方向 s の広がり、図 9 を参照すれば分かるように、撮影対象範囲 R の水平方向 s の幅となっている。したがって、幅 S_1 と移動幅 S_2 との和は、検出面 4 a が存する平面におけるコーン状の X 線ビームの水平方向 s の幅と一致する。

[0066] 各撮影の度に、FPD 4 は、被検体 M を透過してきた X 線を検出し、検出データを画像生成部 2 1 に送出する。この様にして取得された X 線透視画像は、例えば、1 回目の撮影においては図 10 (a) に示すように被検体 M の

頭部・胸部が写り込み、2回目の撮影においては図10(b)に示すように被検体Mの腹部が写り込み、3回目の撮影においては図10(c)に示すように被検体Mの腰部が写り込んでいる。各X線透視画像は、つなぎ合わせ部22に送出される。

[0067] つなぎ合わせ部22では、各X線透視画像のオーバーラップ部分を重ね合わせて各X線透視画像をつなぎ合わせ、図11に示すような単一の画像を生成する。つなぎ合わせ部22の具体的な構成としては、位置・開度算出部20が幾何学演算により算出した各X線透視画像の位置情報を画像生成部21が各X線透視画像に関連させてつなぎ合わせ部22に送出し、これを基につなぎ合わせ部22が各X線透視画像を重ね合わせるように構成してもよいし、つなぎ合わせ部22が画像解析により、各X線透視画像の同一部分を抽出し、この同一部分を重ね合わせるように各X線透視画像をつなぎ合わせるように構成してもよい。なお、直立撮影ステップS1におけるつなぎ合わせ部22の動作も上述と同様である。つなぎ合わせられた単一のX線透視画像が表示部26に表示されて検査は終了となる。

[0068] 以上のように、実施例1によれば、連写された複数枚のX線透視画像をつなぎ合わせて単一のX線透視画像を生成できるようになっている。これにより、撮影対象範囲Rが一度の撮影ではFPD4の検出面4aに入りきれない場合であっても、被検体MのX線透視画像を取得することができる。しかし、従来構成によれば、側湾症の検査を行おうとして、体側方向に屈曲した被検体Mを撮影すると、被検体MがFPD4の検出面4aより水平方向sにはみ出してしまい、被検体Mの全体像を撮影することは困難である。そこで、実施例1によれば、検出面4aを鉛直方向vに対して傾斜した軌跡Fに沿って移動させて被検体MのX線透視画像を連写するようになっている。したがって被検体Mの屈曲に沿ってX線透視画像が連写されるので、容易に屈曲した被検体Mの全体像を撮影することができる。

[0069] また、実施例1の構成は、術者が矩形状の撮影対象範囲Rにおける対角線上の2頂点である始点S・終点Eを指定することにより、検出面4aの移動

する軌跡 F が決定される。これにより、術者の思惑通りに $F P D 4$ の検出面 $4 a$ が移動することになり、より検査が容易な X 線撮影装置が提供できる。

[0070] そして、 $F P D 4$ の検出面 $4 a$ が存する平面におけるコーン状の X 線ビームの水平方向 s の幅は、検出面 $4 a$ の水平方向 s の幅と、X 線透視画像の連写の間に検出面 $4 a$ が水平方向 s に移動する移動幅との和と一致している。つまり、X 線ビームの水平方向 s の幅は、移動する検出面 $4 a$ の全域を確実にカバーする。この様に構成することにより、X 線管 3 を水平方向 s に移動させずに X 線透視画像の連写を行うことができる。いいかえれば、X 線管 3 が X 線を照射する焦点が不動のまま連写が行われるのである。従って、各 X 線透視画像に写り込む被検体 M の像は、共通の照射焦点によつて撮影されたものであり、各 X 線透視画像は、共通の X 線透視画像のゆがみ方で撮影されたものとなっている。これらをつなぎ合わせれば、つなぎ合わせ部分で段差が生じず、理想的な X 線透視画像のつなぎ合わせが実現できる。

実施例 2

[0071] 次に、実施例 2 の構成について説明する。実施例 2 の X 線撮影装置 1 の全体構成は実施例 1 のものと同様であるので説明を省略する。実施例 2 独自の点は、3 回の X 線撮影中に X 線管 3 が水平方向 s に移動することにある。一方、X 線撮影中、X 線管 3 は鉛直方向 v には移動しない。

[0072] 実施例 2 に係る X 線管 3 の移動について具体的に説明する。図 12 は、被検体 M が撮影されている様子を鉛直方向 v から見下ろした時の概念図である。図 12 の実線は、1 回目の撮影時における各部材 2, 3, 4 の位置を表しており、図 12 の破線は、2 回目の撮影時における各部材 2, 3, 4 の位置を表している。そして、図 12 の一点鎖線は、3 回目の撮影時における各部材 2, 3, 4 の位置を表している。このように、実施例 2 の構成によれば、 $F P D 4$ の移動に追従して、X 線管 3 が水平方向 s に移動する。具体的には、X 線管 3 と $F P D 4$ との水平方向 s における相対的な位置関係が一定となるように支柱 2 の移動に合わせて X 線管 3 が水平方向 s に移動される。

[0073] 実施例 2 の屈曲撮影に係る 3 回の撮影において、それぞれの X 線の照射の

範囲について説明する。すなわち、3回のX線撮影におけるX線の照射は、照射範囲を鉛直方向 v に移動させながら行われる。すなわち、図13(a)～図13(c)に示すように、各X線撮影におけるX線が照射される矩形状の領域R2は、図8で示した検出面4aの位置と一致している。また、1回目、2回目のX線撮影時における領域R2の位置は、鉛直方向 v に一部オーバーラップしており、2回目、3回目のX線撮影時における領域R2の位置は、鉛直方向 v に一部オーバーラップしている。

[0074] このように、実施例2の構成によれば、支柱2の水平方向 s の移動に合わせてX線管3が水平方向 s に移動されてX線透視画像が連写される。

[0075] 検出面4aとX線ビームの広がりについて説明する。図13, 図8に示すように、領域R2は、検出面4aに一致するのであるから、検出面4aが存する平面におけるコーン状のX線ビームの水平方向 s の幅は、検出面4aの水平方向 s の幅と一致している。

[0076] 以上のように、実施例2の構成によれば、X線管3がX線を照射する焦点を水平方向 s に移動させながら連写が行われる。このような構成とすると、X線管3とFPD4との水平方向 s における相対的な位置関係が一定となっているので、いずれの撮影においてもX線ビームの中心軸をFPD4の検出面4aの中心に位置させることができる。したがって、中心部分の歪みが少ないX線透視画像が取得できる。

[0077] また、実施例2の構成は、X線管3がX線を照射する焦点を水平方向 s に移動させながら連写が行われる。FPD4の検出面4aが存する平面におけるコーン状のX線ビームの水平方向 s の幅は、検出面4aの水平方向 s の幅と一致するようにすれば、検出面4aの水平方向 s からX線ビームがはみ出して被検体Mに照射されることがない。したがって、被検体Mの被曝を極力抑制することができるX線撮影装置が提供できる。

[0078] 本発明は、上述の各実施例の構成に限られず、下記のように変形実施することができる。

[0079] (1) 各実施例におけるFPD4の水平移動は、FPD4を支持する支柱

2 が水平方向に移動することで実現していたが、この構成に代えて F P D 4 が支柱 2 に対して平行移動することで F P D 4 の水平移動を実現しても良い。この変形例によれば支柱 2 は、必ずしも水平移動できなくてもよいので、図 1 における支柱移動機構 1 7 および支柱移動制御部 1 8 は必要とはされなし。本変形例の構成は、図 1 4 に示すように、F P D 鉛直移動機構 1 5 および F P D 鉛直移動制御部 1 6 に加えて、支柱 2 に対する F P D 4 の位置を水平方向に変更する F P D 水平移動機構 1 7 a とこれを制御する F P D 水平移動制御部 1 8 a とが備えられている。

[0080] (2) 上述した各実施例は、医用の装置であつたが、本発明は、工業用や、原子力用の装置に適用することもできる。

[0081] (3) 上述した各実施例のいう X 線は、本発明における放射線の一例である。したがって、本発明は、X 線以外の放射線にも適応できる。

[0082] (4) 上述した各実施例においては、天板を有さない構成となっていたが、本発明はこの構成に限られない。天板を有する仰臥位の被検体 M を撮影する放射線撮影装置に適応してもよい。

産業上の利用可能性

[0083] 本発明は医用の放射線撮影装置に適している。

符号の説明

[0084] F 軌跡
2 支柱
3 X 線管 (放射線源)
4 F P D (放射線検出手段)
4 a 検出面
1 5 F P D 鉛直移動機構 (検出器鉛直移動手段)
1 6 F P D 鉛直移動制御部 (検出器鉛直移動制御手段)
1 7 支柱移動機構 (支柱移動手段)
1 8 支柱移動制御部 (支柱移動制御手段)
2 1 画像生成部 (画像生成手段)

2 2 つなぎ合わせ部 (つなぎ合わせ手段)

2 7 操作卓 (入力手段)

請求の範囲

[請求項 1]

放射線を照射する放射線源と、
放射線を検出する検出面を有する放射線検出手段と、
前記放射線検出手段を支持する鉛直方向に伸びた支柱と、
(A 1) 前記支柱を前記放射線源から前記放射線検出手段に向かう方向と直交する水平方向に移動させる支柱移動手段と、
(B 1) 前記支柱移動手段を制御する支柱移動制御手段と、
前記放射線検出手段を前記支柱に対して鉛直方向に移動させる検出器鉛直移動手段と、
前記検出器鉛直移動手段を制御する検出器鉛直移動制御手段と、
前記放射線検出手段が出力する検出データを基に、画像を生成する画像生成手段と、
連写された複数枚の画像をつなぎ合わせて単一の画像を生成するつなぎ合わせ手段とを備え、
前記検出面は、鉛直方向、および前記水平方向のなす平面に沿って配置されており、
前記支柱移動制御手段が前記支柱を前記水平方向に移動させるとともに前記検出器鉛直移動手段が前記放射線検出手段を鉛直方向に移動させることにより、前記検出面を鉛直方向に対して傾斜した軌跡に沿って移動させて画像を連写することを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項 2]

請求項 1 に記載の放射線撮影装置において、
術者の指示を入力させる入力手段を更に備え、
画像の連写時における前記検出面の移動する軌跡は、術者が矩形状の撮影範囲における対角線上の 2 頂点を指定することにより設定されることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項 3]

請求項 1 または請求項 2 に記載の放射線撮影装置において、
前記放射線源が照射する放射線をコリメータしてコーン状の放射線ビームとするコリメータを更に備え、

前記放射線検出手段の前記検出面が存する平面におけるコーン状の放射線ビームの水平方向の幅は、前記検出面の水平方向の幅と、画像の連写の間に前記検出面が水平方向に移動する移動幅との和と一致していることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項4]

請求項1または請求項2に記載の放射線撮影装置において、
前記放射線源を前記水平方向に移動させる放射線源移動手段と、
前記放射線源移動手段を制御する放射線源移動制御手段とを更に備え、

前記放射線源と前記放射線検出手段との前記水平方向における相対的な位置関係が一定となるように前記支柱の水平方向の移動に合わせて前記放射線源が水平方向に移動されて画像が連写されることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項5]

請求項4に記載の放射線撮影装置において、
前記放射線源が照射する放射線をコリメートしてコーン状の放射線ビームとするコリメータを更に備え、

前記放射線検出手段の前記検出面が存する平面におけるコーン状の放射線ビームの水平方向の幅は、前記検出面の水平方向の幅と一致していることを特徴とする放射線撮影装置。

[請求項6]

放射線を照射する放射線源と、
放射線を検出する検出面を有する放射線検出手段と、
前記放射線検出手段を支持する鉛直方向に伸びた支柱と、
(A2) 前記放射線源から前記放射線検出手段に向かう方向と直交する水平方向に前記放射線検出手段を前記支柱に対して移動させる検出器水平移動手段と、
(B2) 前記検出器水平移動手段を制御する検出器水平移動制御手段と、
前記放射線検出手段を前記支柱に対して鉛直方向に移動させる検出器鉛直移動手段と、

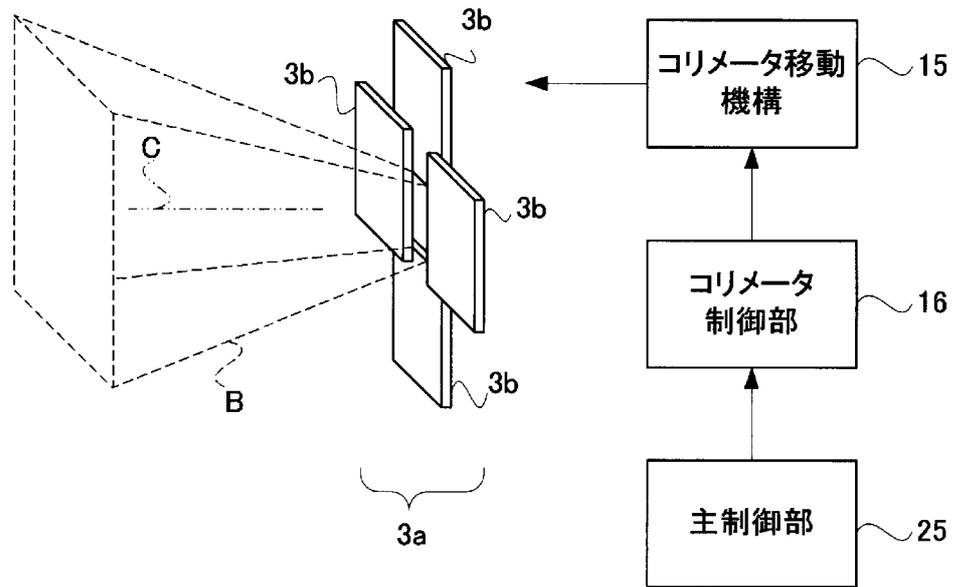
前記検出器鉛直移動手段を制御する検出器鉛直移動制御手段と、
前記放射線検出手段が出力する検出データを基に、画像を生成する
画像生成手段と、

連写された複数枚の画像をつなぎ合わせて単一の画像を生成するつ
なぎ合わせ手段とを備え、

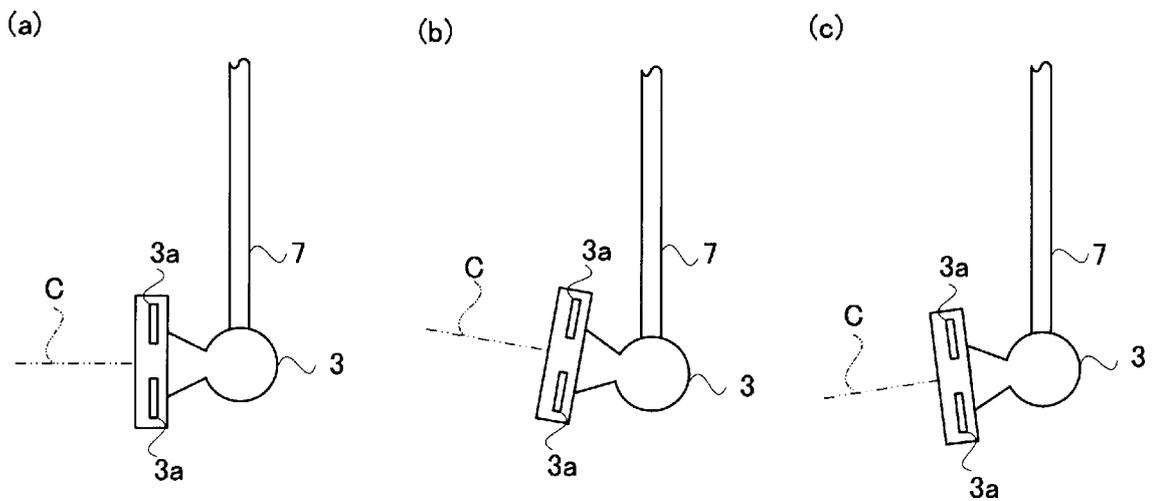
前記検出面は、鉛直方向、および前記水平方向のなす平面に沿って
配置されており、

前記支柱移動制御手段が前記支柱を前記水平方向に移動させるとと
もに前記検出器鉛直移動手段が前記放射線検出手段を鉛直方向に移動
させることにより、前記検出面を鉛直方向に対して傾斜した軌跡に沿
って移動させて画像を連写することを特徴とする放射線撮影装置。

[図2]



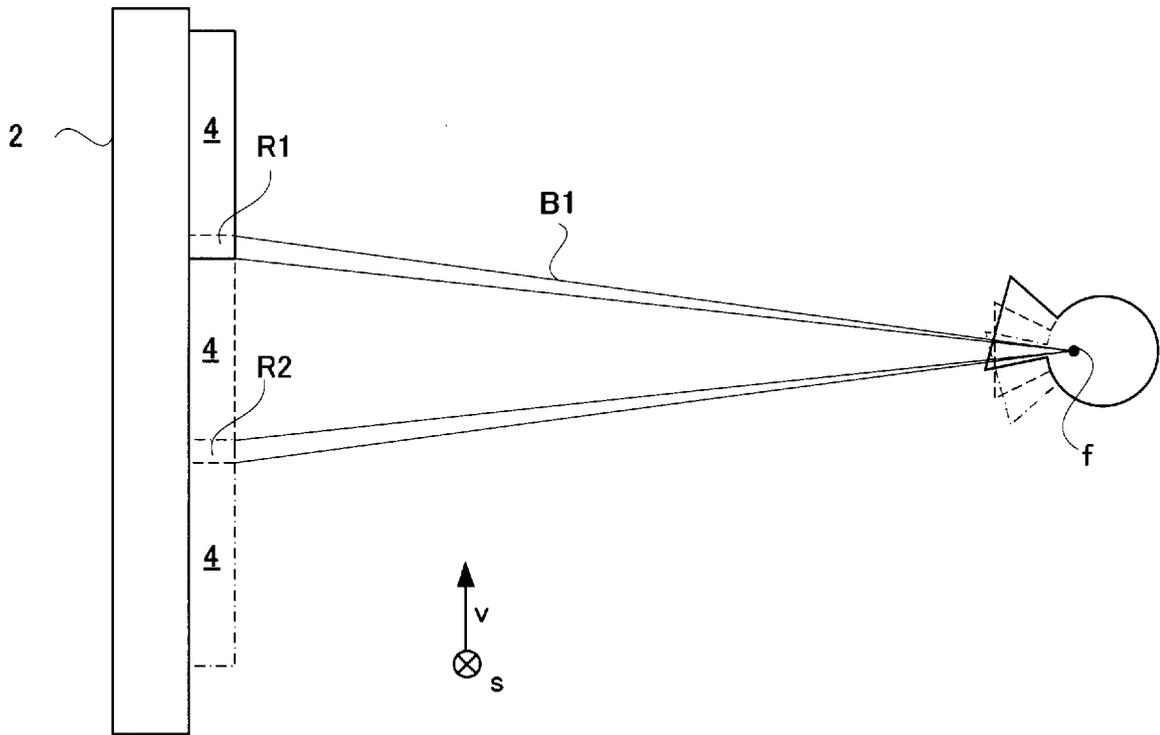
[図3]



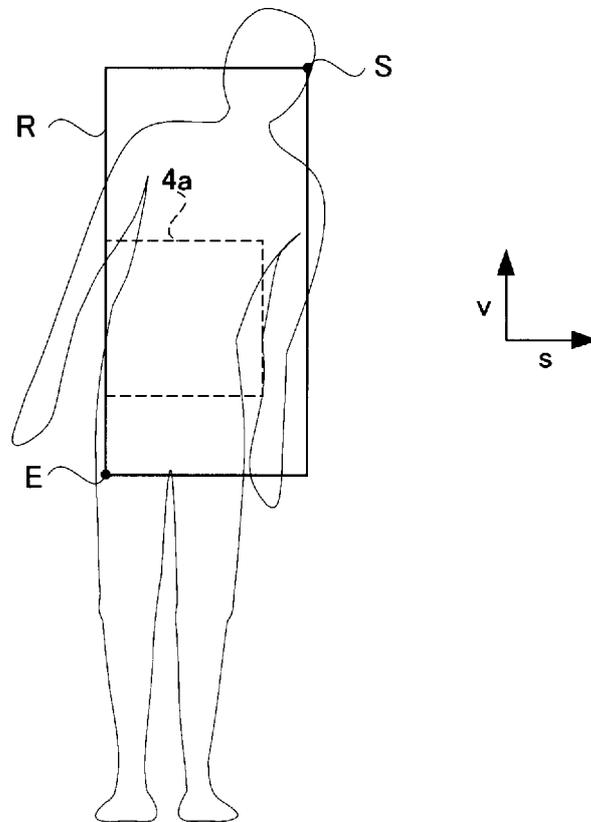
[図4]



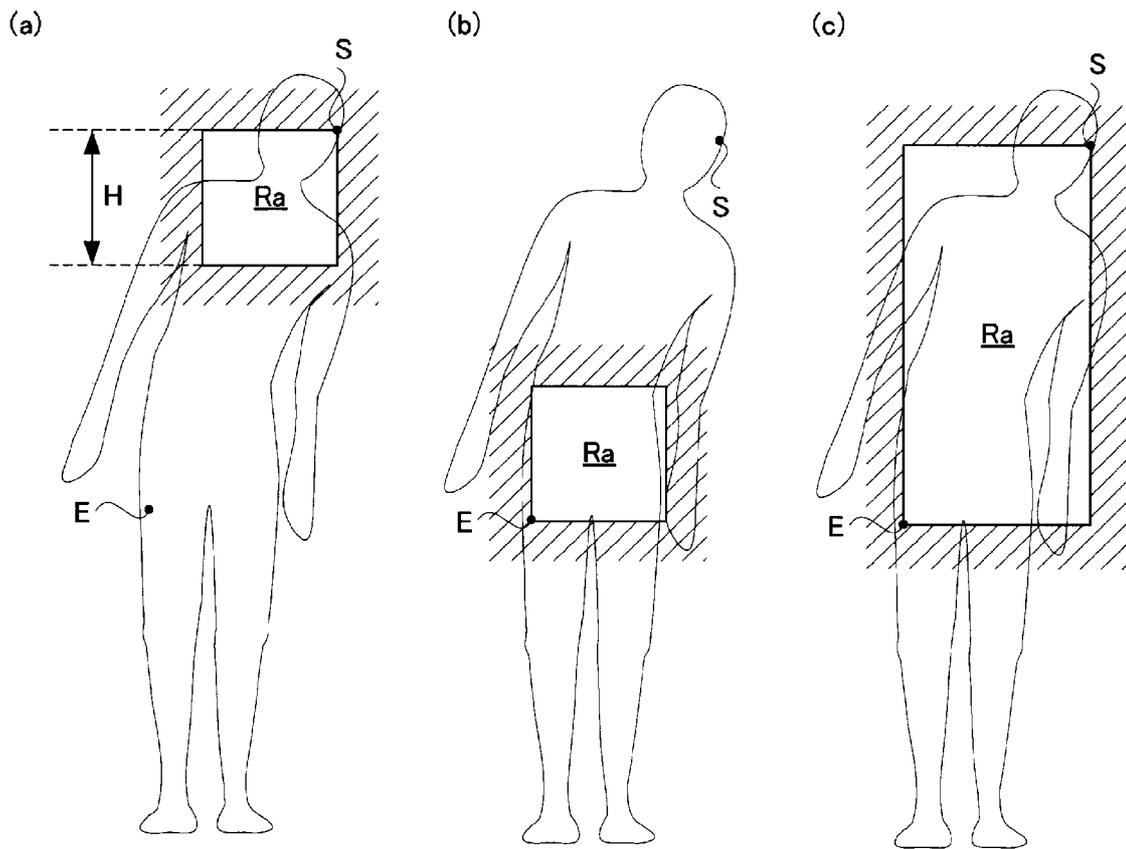
[図5]



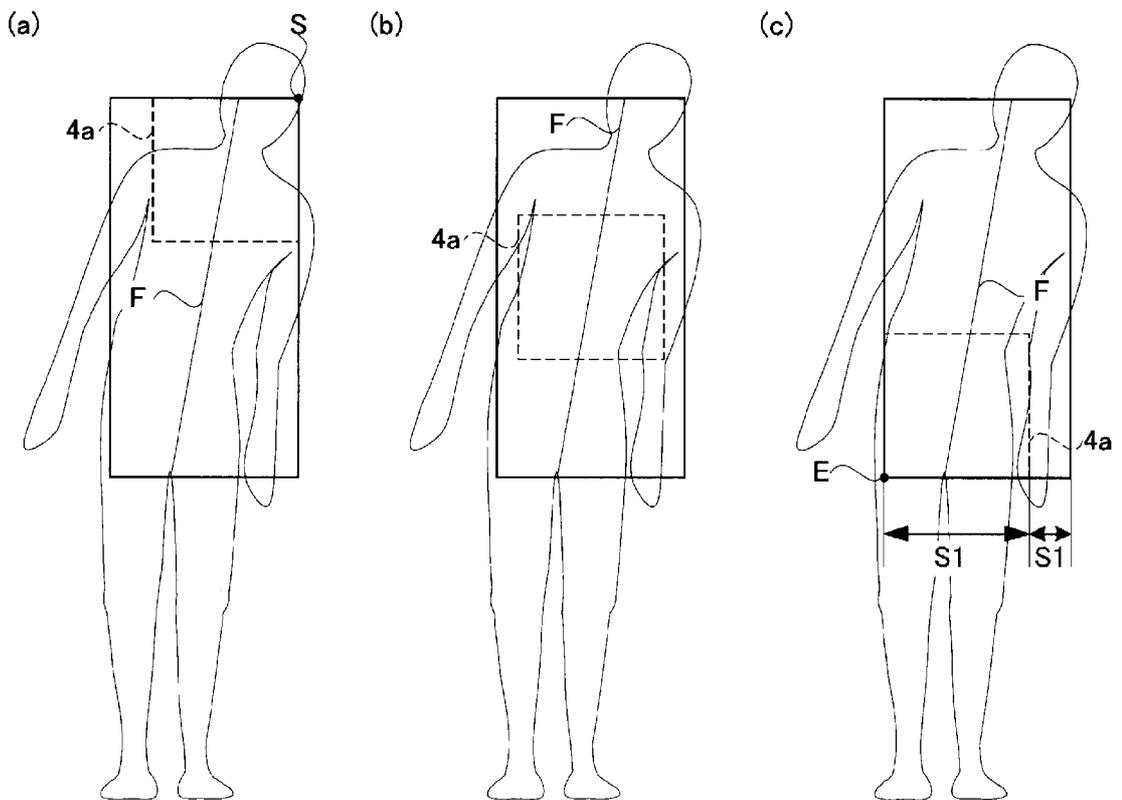
[図6]



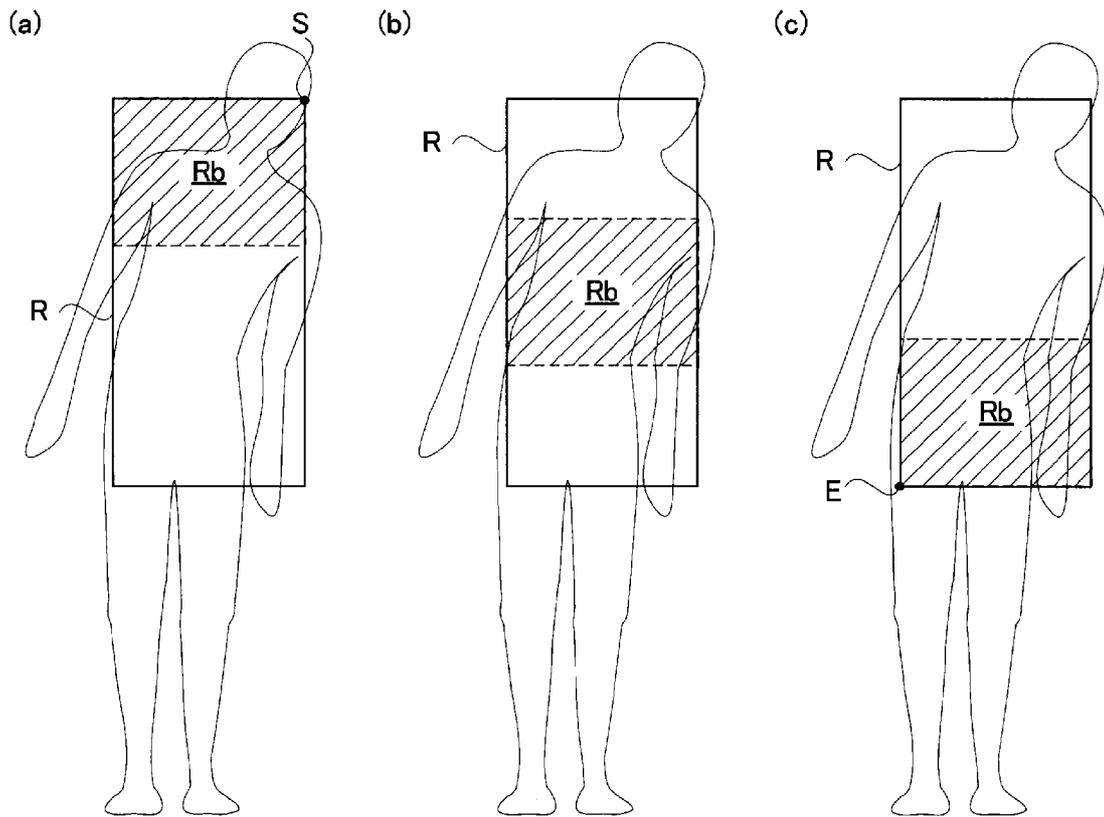
[図7]



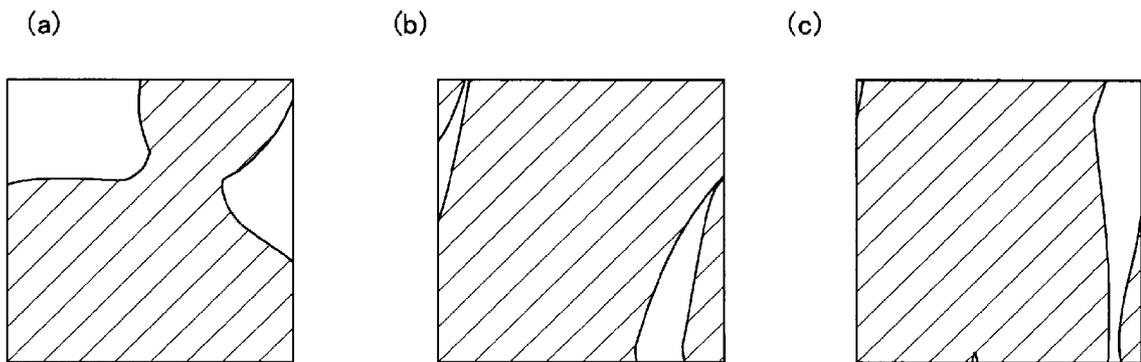
[図8]



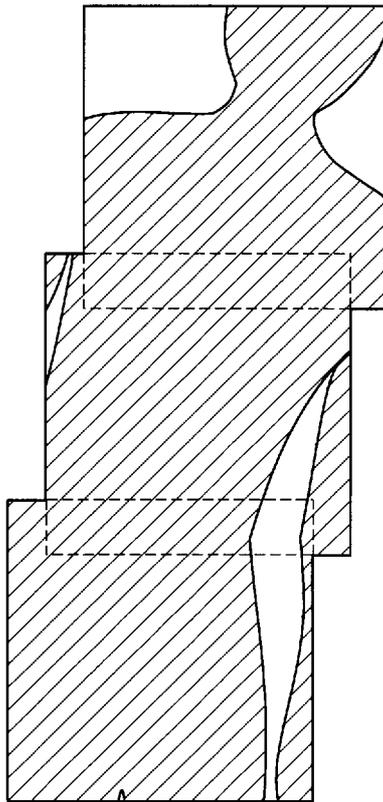
[図9]



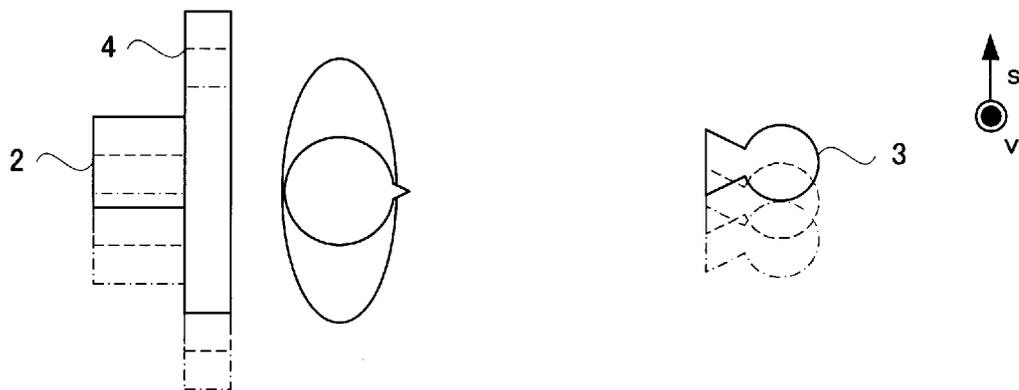
[図10]



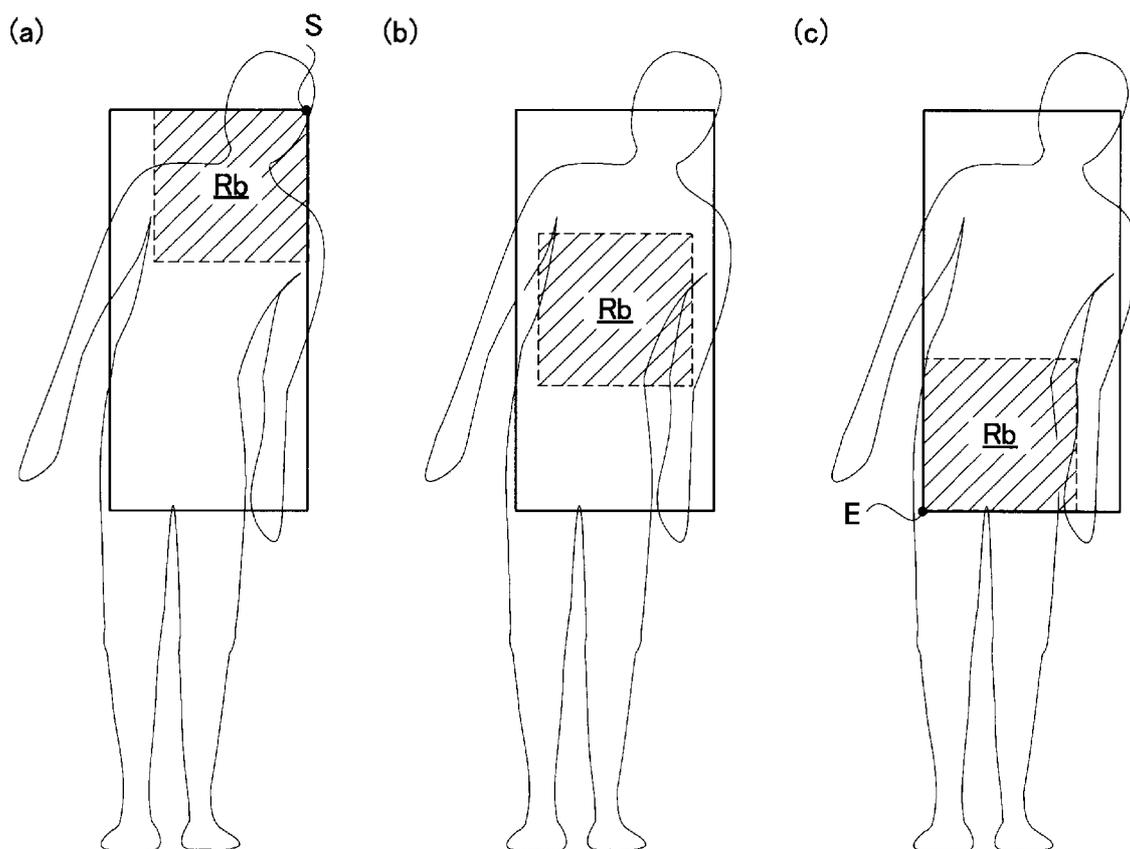
[図11]



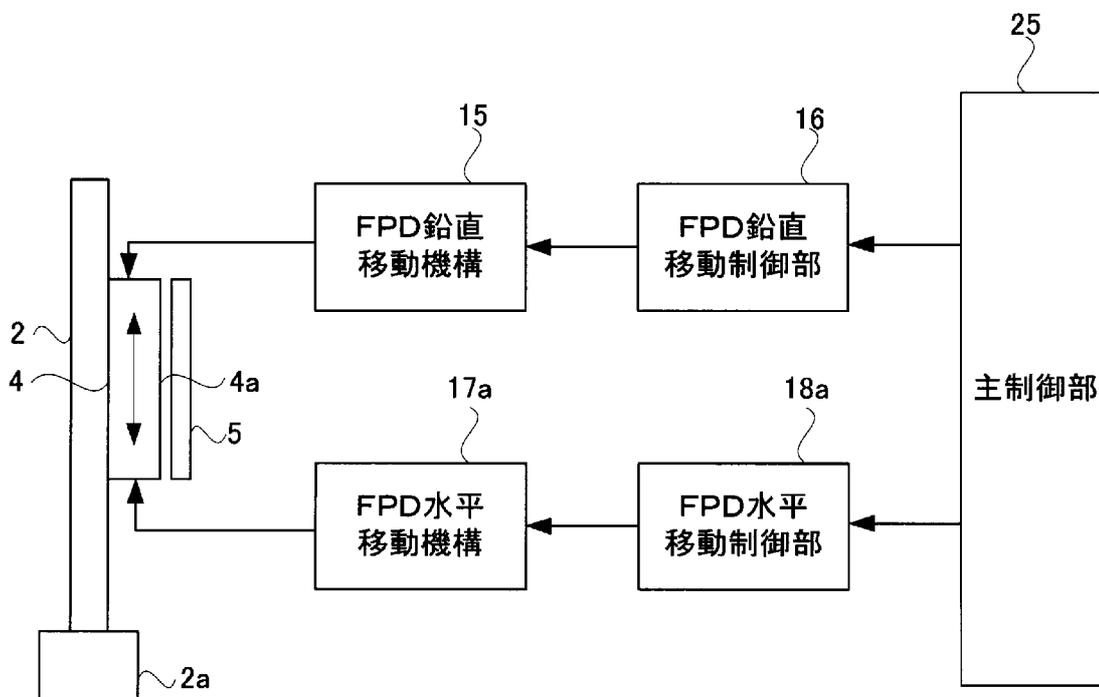
[図12]



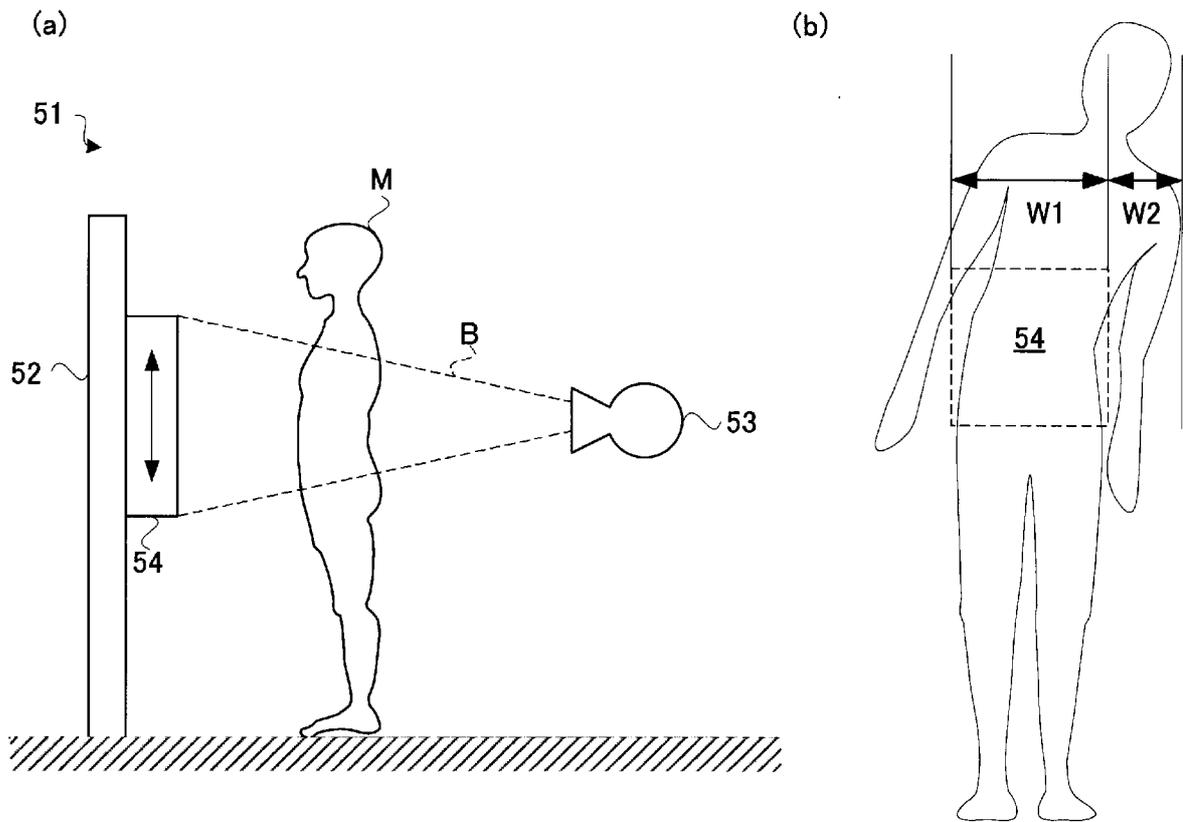
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 0 1 1 / 0 0 3 8 5 6

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A 61 B 6/0 0 (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)

A 61 B 6 / 0 0

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

Jitsuyo	Shinan	Koho	1922-1	996	Jitsuyo	Shinan	Toroku	Koho	1996-2011
Kokai	Jitsuyo	Shinan	Koho	1971-2011	Toroku	Jitsuyo	Shinan	Koho	1994-2011

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.
Y A	JP 2004-358255 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 24 December 2004 (24.12.2004), paragraphs [0020] to [0080] & JP 2004-358254 A & US 2004/0247081 A1 & US 2005/0169427 A1 & EP 1484016 A1 & EP 1484017 A1	1, 4-6 2, 3
Y	JP 2007-68578 A (Shimadzu Corp.), 22 March 2007 (22.03.2007), paragraph [0004] & US 2007/0053499 A1	1, 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

"I" 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

02 August, 2011 (02.08.11)

Date of mailing of the international search report

16 August, 2011 (16.08.11)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

'th p t

th h t th o th t th t t g

t t t truth h t th p p g

th t t t } t t t

h t th i h t t hip f t o t t

t t t t t t t t

t t t th' t t h } t th

t t t t t1 th h t t

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 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 (IPC))
 Int.Cl. 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 1922-
 日本国公開実用新案公報 1971-2
 日本国実用新案登録公報 1996-
 日本国登録実用新案公報 1994-2

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)
 年

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
Y A	JP 2004-358255 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2004. 12. 24, 段落 【020】～【080】 & JP 2004-358254 A & US 2004/0247081 AI & US 2005/0169427 AI & EP 1484016 AI & EP 1484017 AI	1,4-6 2,3
Y	JP 2007-68578 A (株式会社島津製作所) 2007. 03. 22, 段落【0004】 & US 2007/0053499 AI	1,4-6

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	の日の後に公表された文献
IA) 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	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
IE) 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	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
I) 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)	IY) 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
Iθ) 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	I&) 同一パテントファミリー文献
IP) 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 02. 08. 2011	国際調査報告の発送日 16. 08. 2011
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA / JP) 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) 井上 香緒梨 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

請求項 6 について

請求項 6 には、「前記支柱移動制御手段」が支柱を水平方向に移動させる、と記載されているが、請求項 6 の該記載以前の部分には、支柱移動制御手段に関する記載がないため、「前記支柱移動制御手段」とは、どのようなものであるのか不明確である。また、「支柱移動制御手段」と「検出器水平移動制御手段」とがどのように関係しているのか不明確である。

なお、請求項 6 には、検出器水平移動制御手段が放射線検出手段を水平方向に移動させることが記載されている。

よって、この国際調査は、検出器水平移動制御手段が放射線検出手段を水平方向に移動させると解して行った。