

(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 11 月 13 日 (3.11.2014)

W O I P C T



(10) 国際公開番号

WO 2014/181870 A1

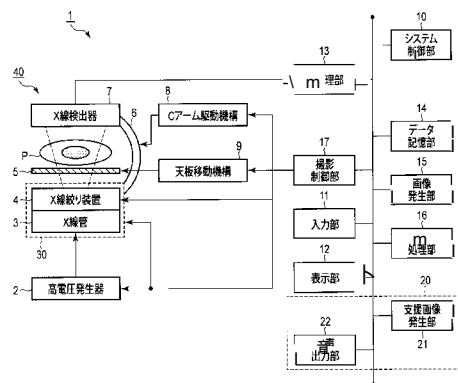
- (51) 国際特許分類 :
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号 : PCT/JP20 14/062499 (74) 代理人 : 蔵田 昌俊 , 外 KURATA, Masatoshi et al); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (22) 国際出願日 : 2014 年 5 月 9 日 (09.05.2014)
- (25) 国際出願の言語 : 日本語
- (26) 国際公開の言語 : 日本語 (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, 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, IR, 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.
- (30) 優先権データ :
特願 2013-099199 2013 年 5 月 9 日 (09.05.2013) JP
- (71) 出願人 : 株式会社 東芝 (ABUSHIKI 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 (OSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者 : 奈良部 優介 (NARABU, Yusuke); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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). 和久 敏哉 (WAKU, Toshiya); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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). 淵上 航 (FUCHIGAMI, Ko); 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 (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), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロッパ (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).

[続葉有]

(54) Title: X-RAY DIAGNOSTIC APPARATUS AND METHOD FOR ASSISTING INSERTION OF PUNCTURE NEEDLE

(54) 発明の名称 : X 線診断装置及び穿刺針挿入支援方法

[図4]



- 2 High-voltage generator
3 X-ray tube
4 X-ray beam limiting device
7 X-ray detector
8 C arm drive mechanism
9 Top panel transport mechanism
10 System controller
11 Input unit
12 Display unit
13 Preprocessing unit
14 Data storage unit
15 Image generation unit
16 Image processing unit
17 Imaging control unit
20 Assist image generation unit
22 Audio output unit

(57) Abstract: This X-ray diagnostic apparatus (1) is provided with: an imaging unit (40) for rotatably holding an X-ray tube (3) and an X-ray detector (7) by means of a C arm (6), and generating X-ray image data relating to a subject under test; a display unit (12) for displaying X-ray images; an input unit (11) for inputting a target insertion location and a target destination location of a puncture needle to be inserted into the subject under test; a puncture needle extraction unit (212) for extracting the region of the puncture needle from an X-ray image; an imaging control unit (17) for controlling the imaging unit (40) in order to generate an X-ray image in which an imaging center line connecting the focal point of the X-ray tube (3) and the center location of the X-ray detection face of the X-ray detector (7) has a slope angle of less than 90 degrees with respect to a guide line connecting the target insertion location and the target destination location; an inserted length calculation unit (213) for identifying the apparent length of the puncture needle on the basis of the region of the puncture needle extracted from an X-ray image having a slope angle of less than 90 degrees, and calculating an estimated inserted length of the puncture needle inserted into the test subject, on the basis of the apparent length of the puncture needle and the slope angle; and a notification unit (20) for notifying the user of assisting information for assisting the operation to insert the puncture needle.

(57) 要約:

[続葉有]



添付公開書類：

- 国際調査報告 (条約第 21 条 (3))

X線診断装置 1 は、X線管 3 及び X線検出器 7 を Cアーム 6 にて回転可能に保持し、被検体に関する X線画像のデータを発生する撮影部 40 と、X線画像を表示する表示部 12 と、被検体に挿入する穿刺針の挿入目標位置と到達目標位置とを入力する入力部 11 と、X線画像から穿刺針の領域を抽出する穿刺針抽出部 212 と、X線管 3 の焦点と X線検出器 7 の X線検出面の中心位置とを結ぶ撮影中心線が挿入目標位置と到達目標位置とを結ぶガイドラインに対して 90 度未満の傾き角度を有する X線画像を発生させるために、撮影部 40 を制御する撮影制御部 17 と、90 度未満の傾き角度を有する X線画像から抽出された穿刺針の領域に基づいて穿刺針のみかけ上の長さを特定し、穿刺針のみかけ上の長さとは傾き角度とに基づいて、被検体に挿入された穿刺針の推定挿入長を計算する挿入長計算部 213 と、推定挿入長に基づいて、穿刺針の挿入操作を支援する支援情報をユーザに通知する通知部 20 と、を具備する。

明 細 書

発明の名称 : X線診断装置及び穿刺針挿入支援方法

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、X線診断装置及び穿刺針挿入支援方法に関する。

背景技術

[0002] 被検体に穿刺針を挿入することによって、病巣等の対象部位へ治療薬の投与、対象部位の治療及び検査が一般的に行われている。

[0003] この種の治療或いは検査に際して、対象部位を含む画像をX線診断装置により透視または撮影し、その結果得られるリアルタイムの画像をディスプレイに表示させることがある。医師は当該リアルタイムの画像にて穿刺針の先端位置を確認しながら、対象部位に穿刺針が到達するように穿刺針の挿入操作を行う。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1 :特開2011_172710号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 実施形態の目的は、被検体に対する穿刺針の挿入を支援することである。

課題を解決するための手段

[0006] 一実施形態に係るX線診断装置は、X線を発生するX線管及び天板に載置された被検体を透過したX線を検出するX線検出器をアームにて回転可能に保持し、X線画像のデータを発生する撮影部と、前記撮影部により発生されたX線画像を表示する表示部と、前記被検体に対して挿入する穿刺針の挿入目標位置と到達目標位置とを入力する入力部と、前記X線管の焦点と前記X線検出器のX線検出面の中心位置とを結ぶ撮影中心線が前記挿入目標位置と前記到達目標位置とを結ぶガイドラインに対して、90度未満の傾き角度を有するX線画像を発生させるために、前記撮影部を制御する撮影制御部と、

前記撮影部により発生されたX線画像から、前記被検体に挿入された穿刺針の領域を抽出する穿刺針抽出部と、前記90度未満の傾き角度を有するX線画像から抽出された前記穿刺針の領域に基づいて前記穿刺針のみかけ上の長さを特定し、前記穿刺針のみかけ上の長さとは前記傾き角度とに基づいて、前記被検体に挿入された前記穿刺針の推定挿入長を計算する挿入長計算部と、前記推定挿入長に基づいて、前記穿刺針の挿入操作を支援する支援情報をユーザに通知する通知部と、を具備することを特徴とする。

発明の効果

[0007] 被検体に対する穿刺針の挿入を支援。

図面の簡単な説明

[0008] [図1] 図1は、各実施形態に共通するX線診断装置のブロック構成図である。

[図2] 図2は、撮影制御部によるCアームの回転制御を説明するための模式図である。

[図3] 穿刺針の挿入に際しての問題点を説明するための図である。

[図4] 図4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5A] 図5Aは、平行モード時の撮影部と被検体との位置関係を示した模式図である。

[図5B] 図5Bは、傾斜モード時の撮影部と被検体との位置関係を示した模式図である。

[図5C] 図5Cは、側方モード時の撮影部と被検体との位置関係を示した模式図である。

[図6] 図6は、第1の実施形態に係る支援画像発生部の機能ブロックを示した図である。

[図7] 図7は、第1の実施形態において、平行モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。

[図8] 図8は、第1の実施形態において、傾斜モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。

[図9] 図9は、平行モードから傾斜モードに切り替わった時のX線診断装置の

動作を示すフローチャートである。

[図10] 図10は、推定挿入長の計算方法を説明するための説明図である。

[図11] 図11は、第1の実施形態に係る支援画像発生部により発生される支援画像の一例を示した図である。

[図12] 図12は、第2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13] 図13は、第2の実施形態において、平行モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。

[図14] 図14は、第2の実施形態において、傾斜モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。

[図15] 図15は、回転方向決定部による回転方向の決定方法を説明するための説明図である。

[図16] 図16は、回転方向決定部によるCアームの傾ける方向の決定方法を説明するための説明図である。

[図17] 図17は、第2の実施形態に係る支援画像発生部の機能ブロックを示した図である。

[図18] 図18は、第2の実施形態に係るX線診断装置の動作の一例を示すフローチャートである。

[図19] 図19は、第2の実施形態に係る支援画像発生部により発生される支援画像の一例を示した図である。

[図20A] 図20Aは、第2の実施形態に係るX線診断装置を用いた第1例のワークフローの一部を示すフローチャートである。

[図20B] 図20Bは、第2の実施形態に係るX線診断装置を用いた第1例のワークフローの残りを示すフローチャートである。

[図21A] 図21Aは、第2の実施形態に係るX線診断装置を用いた第2例のワークフローの一部を示すフローチャートである。

[図21B] 図21Bは、第2の実施形態に係るX線診断装置を用いた第2例のワークフローの残りを示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0009] いくつかの実施形態につき、図面を参照しながら説明する。

以下の説明において、同一の構成要素には同一の符号を付し、重複説明は省略する。

[001 0] まず、各実施形態にて共通する構成について述べる。

[X線診断装置の全体構成]

図1は、各実施形態に共通するX線診断装置1のブロック構成図である。

この図に示すように、X線診断装置1は、高電圧発生器2、X線管3、X線絞り装置4、天板5、Cアーム6、X線検出器7、Cアーム駆動機構8、天板移動機構9、システム制御部10、入力部11、表示部12、前処理部13、データ記憶部14、画像発生部15、画像処理部16、及び撮影制御部17等を備える。高電圧発生器2、X線管3、X線絞り装置4、X線検出器7、及び、Cアーム駆動機構8等は、撮影部40を構成する。X線管3及びX線絞り装置4は、X線源装置30を構成する。

[001 1] 高電圧発生器2は、X線管3に供給するための管電圧と管電流とを発生する。X線管3は、高電圧発生器2からの管電流の供給と管電圧の印加により、X線を発生する。高電圧発生器2は、ユーザ等により設定されたX線撮影条件、X線透視条件に応じた管電流と管電圧をX線管3に供給する。X線透視は、X線撮影（ワンショット撮影）に比べて、線量の少ないX線を連続して被検体に対して照射する撮影方法である。医師等のユーザは、X線透視により提供される被検体に関する動画像を見ながら、例えば、穿刺操作、インターベンション等を行う。X線絞り装置4は、X線検出器7のX線検出面上のX線の照射範囲を被検体Pの関心領域に限定し、被検体Pへの不要な被爆を低減するための装置である。例えば、X線絞り装置4は、スライド可能な4枚の絞り羽根を有しており、これら絞り羽根をスライドさせることでX線の照射範囲を限定する。

[001 2] 天板5には被検体Pが載置される。X線検出器7は、被検体Pを透過した

X線を検出する複数のX線検出素子を備える。複数のX線検出素子各々は、入射したX線に応じた電荷信号（アナログ信号）を画像信号（デジタル信号）に変換し、前処理部13に対して出力する。Cアーム6は、X線管3及びX線絞り装置4と、X線検出器7とを、被検体Pを挟んで向かい合う状態で保持する。Cアーム6に代えて他種のアーム、例えば Ω アームを用いることもできる。また、X線源装置30とX線検出器7とは、X線源装置30とX線検出器7とを、それぞれ独立して保持する2つの保持部により保持されてもよい。

[001 3] Cアーム駆動機構8は、Cアーム6を回転及び移動させるための装置である。天板移動機構9は、天板5を載置面と平行な水平方向、及び、載置面と垂直な垂直方向に移動させる。

[0014] 前処理部13はX線検出器7から出力された画像信号に対して前処理を実行する。前処理とは、例えば、感度補正、暗電流補正等である。なお、前処理後の画像信号を投影データとも呼ぶ。投影データは、投影角度のデータとともにデータ記憶部14に対して出力される。

[001 5] 画像発生部15は、前処理を実行された画像信号に基づいて、X線画像のデータを発生する。後述する各実施形態に係るX線診断装置1では、主にX線透視が行われる。そのため、以下、画像発生部15により発生されるX線画像を透視画像と呼ぶ。透視画像のデータはデータ記憶部14及び表示部12に対して出力される。

[001 6] データ記憶部14は、画像発生部15により発生された透視画像のデータを記憶する。また、データ記憶部14は、前処理後の画像信号のデータを投影データとして記憶する。

[001 7] 画像処理部16は、画像発生部15により発生された透視画像のデータに対して、画像処理を実行する。ここでの画像処理とは、例えば、透視画像のコントラストを操作するための階調変換処理、ノイズを除去するための平滑化処理、及びエッジを強調するための鮮鋭化処理等が含まれる。これらの画像処理のうち、画像処理部16が実行する画像処理、及びそのパラメータは

ユーザにより決定される。

[001 8] 入力部 1 1 は、X 線診断装置 1 に対して、ユーザの指示情報を入力するための、インターフェースとして機能する。指示情報は、天板 5 及び C アーム 6 の移動指示、X 線透視の開始指示、X 線透視方向の変更指示等が含まれる。入力部 1 1 は、ユーザが、所望の位置に天板 5 及び C アーム 6 を移動させるための操作コンソールを有する。操作コンソールは、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、及びスイッチ等の入力デバイスを有する。また、入力部 1 1 は、X 線透視を開始するための透視スイッチを有する。透視スイッチは、例えばフットスイッチで構成される。フットスイッチが押されている間に X 線透視が行われ、フットスイッチが離されると X 線透視が終了される。

[001 9] 表示部 1 2 は、例えば L C D (Liquid Crystal Display) であるモニタを有する。表示部 1 2 は、入力画面及び透視画像を表示する。入力画面は、入力部 1 1 を介してユーザからの入力を受け付けるための G U I (Graphical User Interface) である。入力画面には、ユーザによる X 線透視条件の入力を支援するための透視条件入力画面等が含まれる。透視画像は、画像発生部 1 5 から入力される。

[0020] 撮影制御部 1 7 は、X 線照射の O N / O F F 制御、C アーム 6 の回転、移動制御、天板 5 の移動制御等を行う。具体的には、撮影制御部 1 7 は、X 線撮影に関わる条件及びユーザにより指示されたタイミング等に従って、X 線撮影を実行するために各部を制御する。具体的には、撮影制御部 1 7 は、ユーザにより透視スイッチが押されたのを契機に、高電圧発生器 2、X 線絞り装置 4、X 線検出器 7、C アーム駆動機構 8、天板移動機構 9、前処理部 1 3、及び画像発生部 1 5 等の制御を開始する。そして、撮影制御部 1 7 は、ユーザにより設定された X 線装置条件 (管電流、管電圧、及び照射時間) に従って、高電圧発生器 2 を制御する。このとき、撮影制御部 1 7 は、高電圧発生器 2 の制御とともに、X 線検出器 7、前処理部 1 3、及びデータ記憶部 1 4 を制御し、投影データをデータ記憶部 1 4 に記憶させる。

[0021] 図2は、撮影制御部17によるCアーム6の回転制御を説明するための模式図である。Cアーム駆動機構8は、例えば図示しないスタンドにより床に旋回可能又は固定して設置されたCアームホルダ81を備える。Cアームホルダ81は、Cアーム6をC形状に沿うスライド方向Sへスライド可能に支持する。Cアーム6は、スライド方向Sへスライドすることで、回転軸A1回りに回転する。また、Cアームホルダ81は、回転軸A1に直交する回転軸A2回りに回転可能にCアーム6を支持する。回転軸A1と回転軸A2との交点は、アイソセンタと呼ばれる。

[0022] 図2に示していないが、Cアーム駆動機構8は、Cアームホルダ81及びCアーム6を重力方向の垂直軸に沿って移動させる垂直移動機構と、Cアームホルダ81及びCアーム6を上記垂直軸と垂直な水平軸に沿って移動させる水平移動機構とを備える。このように、Cアーム6を多軸移動及び多軸回転可能とすることで、3次元空間のあらゆる方向から被検体Pの透視画像を得ることが可能となる。なお、図2に示す矢印Dは、X線源装置30から、アイソセンタを通過してX線検出器7の中心に至る方向を示す。以下の説明においては、この方向を投影方向と呼ぶ。また、X線管3の焦点から、アイソセンタを通過してX線検出器7のX線検出面の中心位置に至る直線を撮影中心線と呼ぶ。

[0023] システム制御部10は、CPU (Central Processing Unit) と半導体メモリ等を有する。システム制御部10は、入力部11を介して、X線診断装置1に入力された情報を、一時的に半導体メモリに記憶する。システム制御部10は、入力された情報に基づいてX線診断装置1の各部を統括して制御する。

[0024] 穿刺針の挿入を伴う治療或いは診断を行うにあたり、X線透視を行うことで、ユーザによる穿刺針の挿入を支援する場合がある。このとき、X線透視は、投影方向が互いに直交する2つの方向から行われる。第1の投影方向は、穿刺針の挿入方向に沿う方向である。第1の投影方向に対応する透視画像を見ることで、ユーザは、挿入された穿刺針が真っ直ぐに挿入されているか

を把握することができる。第2の投影方向は、穿刺針の挿入方向に直交する方向である。第2の投影方向に対応する投影画像を見ることで、ユーザは、挿入された穿刺針の長さ及び位置を把握することができる。

[0025] このように、互いに直交する2つの方向からのX線透視を行う際の問題点について説明する。

図3は、穿刺針の挿入に際しての問題点を説明するための図である。図3では、穿刺針の挿入を伴う治療中におけるX線源装置30、X線検出器7、Cアーム6、天板5、及び、被検体Pの状態を示す模式図である。実線で表したX線源装置30、X線検出器7、及び、Cアーム6は、投影方向が上述の第1の投影方向になるように配置された状態を示している。この状態から、投影方向が上述の第2の投影方向になるように、Cアーム6を例えば回転軸A2回りに90度回転させた場合を想定する。この90度回転中に、破線で表すX線源装置30、X線検出器7、及び、Cアーム6の位置まで回転したときに、X線源装置30と天板5の下面が干渉する。したがって、回転軸A2回りの回転では、第2の投影方向から被検体Pを撮影することができなし。また、Cアーム6による90度の回転動作は、穿刺針の挿入作業中、繰り返し行われる。そのため、仮に干渉が生じない場合であっても、90度の回転動作は、治療等にかかる時間が増大し、患者の負担を増大させる。また、90度の回転動作は、回転動作に関わる機構への負担が大きく、故障の要因になる可能性がある。

以下、このような問題を解決するための手段を備えたX線診断装置1の実施形態を開示する。

[0026] (第1の実施形態)

図4は、第1の実施形態に係るX線診断装置1のブロック構成図である。以下、図1で説明した構成要素について、重複する内容の説明は省略する。

[0027] 入力部11は、X線透視方向の変更指示をX線診断装置1に入力するための3つのスイッチを有する。3つのスイッチは、投影方向が異なる3つの投影モードにそれぞれ対応する。第1の投影モードは、投影方向が初期プラン

ニング方向と一致する平行モードである。入力部 11 は、投影モードを平行モードとするための平行スイッチを有する。第 2 の投影モードは、平行モードに対して投影方向が 90° 未満の角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$) 傾く傾斜モードである。入力部 11 は、投影モードを傾斜モードとするための傾斜スイッチを有する。第 3 の投影モードは、平行モードに対して投影方向が直交する側方モードである。入力部 11 は、投影モードを側方モードとするための側方スイッチを有する。これらのスイッチは、投影方向を変更するためのスイッチである。これらのスイッチは、機械スイッチでもよいし、ソフトスイッチであってもよい。

[0028] 図 5 は、第 1 の実施形態の X 線診断装置 1 が備える 3 つの投影モードを説明するための説明図である。天板 5 の短軸方向を x 軸、天板 5 の直交方向（天頂方向）を y 軸とする。図 5 では、撮影部 40 と天板 5 との位置関係をモード毎に模式的に表している。

図 5 A は、平行モード時の撮影部 40 と被検体 P との位置関係を示した模式図である。

図 5 A に示すように、平行モード時において、撮影部 40 を構成する X 線源装置 30、X 線検出器 7、及び C アーム 6 は、投影方向が初期プランニング方向に一致するように配置される。平行モード時に、表示部 12 に表示される被検体 P に関する透視画像は、初期プランニング方向から撮影された画像に対応する。平行モード時の撮影中心線を撮影中心線 d h で表す。

図 5 B は、傾斜モード時の撮影部 40 と被検体 P との位置関係を示した模式図である。

図 5 B に示すように、傾斜モード時において、撮影部 40 を構成する X 線源装置 30、X 線検出器 7、及び C アーム 6 は、投影方向が初期プランニング方向に対して角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$) 傾くように配置される。傾斜モード時の撮影中心線を撮影中心線 d k で表す。つまり、撮影中心線 d h と撮影中心線 d k は角度 θ を成す。なお、角度 θ は、例えば、 $3^\circ \sim 10^\circ$ 程度の角度とすることができる。ユーザは、傾ける角度 θ を、例えば、入力部 1

1 を介して設定及び変更をできる。

[0029] 図 5 C は、側方モード時の撮影部 40 と被検体 P との位置関係を示した模式図である。

図 5 C に示すように、側方モード時において、撮影部 40 を構成する X 線源装置 30、X 線検出器 7、及び C アーム 6 は、投影方向が初期プランニング方向に対して 90° 傾くように配置される。側方モード時の撮影中心線を撮影中心線 d t で表す。つまり、撮影中心線 d h と撮影中心線 d t は 90° を成す。

[0030] また、入力部 11 は、挿入目標位置と到達目標位置とを X 線診断装置 1 に入力する。これらの入力は、表示部 12 に表示された挿入条件設定画面上のユーザ操作により行われる。挿入目標位置は、被検体 P の体表に設定される。挿入目標位置は、被検体 P に対して穿刺針を挿入する位置である。到達目標位置は、被検体 P の内部に設定される。到達目標位置は、穿刺針の先端を到達させる位置である。挿入条件入力画面は、被検体 P に関する断面画像と決定ボタンとを含む。被検体 P に関する断面画像は、被検体 P に関するボリュームデータに対して、画像処理部 16 により投影処理が実行されることで発生される。被検体 P に関するボリュームデータはデータ記憶部 14 に記憶されている。決定ボタンは、ユーザにより入力された情報を決定するボタンである。これらの入力は、入力部 11 を介したユーザ操作により行われる。例えば、ユーザは、マウス等で、断面画像上の挿入目標位置にカーソルを合わせて、クリックすることで、挿入目標位置を入力することができる。同様の方法で、到達目標位置を入力することができる。そして、決定ボタンをクリックすることで、挿入目標位置と到達目標位置とが設定される。設定された挿入目標位置及び到達目標位置を結ぶ直線（以下、挿入ガイドラインと呼ぶ。）の方向を初期プランニング方向と呼ぶ。

[0031] 表示部 12 は、入力画面、透視画像、及び支援画像を表示する。入力画面は、入力部 11 を介してユーザからの入力を受け付けるための GUI (Graphical User Interface) である。入力画面には、ユーザによる X 線透視条件の

入力を支援するための透視条件入力画面、及びユーザによる挿入目標位置及び到達目標位置の入力を支援するための挿入条件設定画面等が含まれる。支援画像は、後述の支援画像発生部 21 により入力される。表示部 12 は、透視画像上に支援画像を重ねて表示してもよいし、透視画像と支援画像とを、ユーザ指示に従って切り替えて表示してもよい。

[0032] データ記憶部 14 は、被検体 P に関するボリュームデータを記憶する。ボリュームデータは、被検体 P への穿刺を行う前に、予め撮影部 40 により収集される。撮影部 40 は、撮影制御部 17 の制御に従って、被検体 P の周りを回転しながら被検体 P に対する X 線撮影を行う。ボリュームデータは、撮影部 40 による回転撮影により収集された投影角度の異なる複数の投影データに基づいて再構成された 3 次元画像データである。

[0033] 通知部 20 は、穿刺針の挿入操作を支援する支援情報をユーザに通知する。通知部 20 は、音声及び表示のうち、少なくとも一方の方法により、ユーザに対して支援情報を通知する。適用する通知方法は、入力部 11 を介したユーザ指示に従って、設定及び変更がされる。

[0034] 通知部 20 は、支援画像発生部 21 と音声を出力する音声出力部 22 とを有する。

支援画像発生部 21 は、穿刺針の挿入操作を支援する支援情報を表示としてユーザに通知するための支援画像のデータを発生する。発生された支援画像のデータは、表示部 12 に出力される。

[0035] 図 6 は、第 1 の実施形態に係る支援画像発生部 21 の機能ブロックを示した図である。図 6 に示すように、第 1 の実施形態に係る支援画像発生部 21 は、画像メモリ 211 と、穿刺針抽出部 212 と、挿入長計算部 213 と、穿刺針モデル発生部 214 と、マーカ発生部 215 と、支援画像合成部 216 とを有する。

画像メモリ 211 は、システム制御部 10 (CPU などのプロセッサ) が直接アクセスすることのできる 1 次記憶装置である。画像メモリ 211 は、半導体素子によって構成されたメモリであり、例えば、1 次記憶装置には、

DRAM (Dynamic Random Access Memory) が用いられる。画像メモリ211は、システム制御部10の制御に従って、通知部20で扱うデータを一時的に記憶する。通知部20で扱うデータとは、平行モード時及び傾斜モード時における透視画像のデータである。また、画像メモリ211は、初期プランニング方向と直交する方向に対応する被検体Pに関する画像のデータを記憶する。被検体Pに関する画像は、穿刺針を挿入する前に、設定された初期プランニング方向に応じて、撮影されたX線画像のデータである。しかしながら、被検体Pに関する画像は、データ記憶部14に記憶されているボリュームデータに対して、画像処理部16により投影処理が行われた画像であってもよい。また、ボリュームデータを再構成するために用いられた投影角度の異なる複数の投影データのうち、1つの投影データであってもよい。

[0036] 穿刺針抽出部212は、透視画像から、被検体Pの内部に含まれる穿刺針の領域を抽出する。抽出方法には、例えば閾値処理が適用される。

[0037] 挿入長計算部213は、傾斜モード時に対応する透視画像から抽出された穿刺針の領域に基づいて、透視画像における穿刺針のみかけ上の長さを特定する。そして、挿入長計算部213は、穿刺針のみかけ上の長さとは傾斜モード時の平行モードからの傾き角度 θ とに基づいて、被検体Pに挿入された穿刺針の推定挿入長を計算する。また、挿入長計算部213は、目標挿入長に対する推定挿入長の割合を計算してもよい。目標挿入長は、挿入目標位置と到達目標位置との間の距離で定義される。

[0038] 穿刺針モデル発生部214は、推定挿入長に応じた穿刺針のモデル画像のデータを発生する。

[0039] 音声出力部22は、穿刺針の挿入操作を支援する支援情報を音または音声としてユーザに通知する。音声出力部22は、図示しないスピーカ等を有する。音声出力部22は、推定挿入長に対応する文字情報を音声として出力する。この場合、音声出力部22は、例えば、「現在の推定挿入長はX mmです。」「挿入する残りの長さはY mmです。」等の音声をスピーカから出

力する。また、目標挿入長に対する推定挿入長の割合に対応する文字情報を音声として出力してもよい。この場合、音声出力部 22 は、例えば、現在の穿刺針の挿入は 70 % 完了しています。」等の音声をスピーカから出力する。また、音声出力部 22 は、目標挿入長に対する推定挿入長の割合が、閾値以上になったのを契機に、もうすぐ到達目標位置に穿刺針が到達する旨を通知する通知音をスピーカから出力してもよい。

[0040] マーカ発生部 215 は、挿入目標位置を表す挿入位置マーカを発生する。また、マーカ発生部 215 は、到達目標位置を表す到達位置マーカを発生する。なお、データ記憶部 14 に、予め複数のマーカのデータが記憶されており、マーカ発生部 215 は、挿入位置マーカ及び到達位置マーカに応じたマーカを複数のマーカからそれぞれ選択してもよい。

[0041] 支援画像合成部 216 は、被検体 P に関する画像に対して、穿刺針のモデル画像と、挿入位置マーカと、到達位置マーカとを合成することにより、支援画像のデータを発生する。具体的には、支援画像合成部 216 は、被検体 P に関する画像上の挿入目標位置に挿入位置マーカを配置し、到達目標位置に到達位置マーカを配置する。また、支援画像合成部 216 は、穿刺針抽出部 212 により抽出された穿刺針の位置に対応するように、穿刺針のモデル画像を配置する。また、支援画像合成部 216 は、透視画像に対して、挿入位置マーカと到達位置マーカとを配置してもよい。

[0042] 図 7 は、第 1 の実施形態において、平行モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。図 7 に示した透視画像 100 は、初期プランニング方向から撮影される。図示した透視画像 100 は、挿入目標位置を示す挿入位置マーカ M1 を含む。医師は、挿入目標位置に穿刺針を挿入し、その後は当該透視画像 100 を確認しながら、到達目標位置に向けて真っ直ぐに穿刺針を刺し込む。穿刺針は、一般的に X 線を良く吸収する材質であるため、透視画像 100 において濃く描出される。挿入目標位置から到達目標位置に向けて真っ直ぐに穿刺針を刺し込んだ場合、透視画像 100 に描出される穿刺針像 N1 は点となる。

[0043] 図 8 は、第 1 の実施形態において、傾斜モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。図 8 に示した透視画像 101 は、平行モードに対して投影方向が角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$) 傾いた方向から撮影される。図示した透視画像 101 は、挿入目標位置を示す挿入位置マーカ M1 と到達目標位置を示す到達位置マーカ M2 とを含む。傾斜モード時に表示される透視画像 101 において、穿刺針像 N1 は、点ではなく、直線状または曲線状に現れる。穿刺針のみかけ上の長さ L についての説明は後述する。

[0044] 次に、図 7 に示した平行モードから、図 8 に示した傾斜モードに投影モードが切り替わり、支援画像が発生されるまでの手順について図 9 及び図 10 を参照して説明する。

[0045] 図 9 は、平行モードから傾斜モードに切り替わった時の X 線診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

[0046] 先ず、穿刺針の挿入を伴う治療を実施するに際して、医師等のユーザは、挿入条件設定画面上で、挿入目標位置と到達目標位置とを入力する。挿入目標位置及び到達目標位置が設定された後、平行スイッチがユーザにより押される。すると、撮影制御部 17 は、平行モードになるように、C アーム駆動機構 8 を制御して C アーム 6 を移動させる。このとき、投影方向が初期プランニング方向に一致する。ここでの、移動とは、C アーム 6 の回転と C アーム 6 の平行移動とを含む。その後、ユーザにより透視スイッチが押されたのを契機に、撮影制御部 17 の制御に従って、被検体 P への X 線透視が実行される。これにより、初期プランニング方向からの透視画像を得ることができる。表示部 12 は、X 線透視により得られた透視画像を動画として表示する（図 6 を参照）。

[0047] 被検体 P 内に挿入した穿刺針の長さを確認したいとき、ユーザは、入力部 11 の傾斜スイッチを押す。すると、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる。すると、X 線診断装置 1 は、図 9 に示すフローチャートに沿って動作する。

[0048] 当該フローチャートにおいて、先ず撮影制御部 17 が C アーム駆動機構 8

を制御して、Cアーム6を角度 θ だけ回転させる（ステップS101）。これにより、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる。このとき、傾ける方向は、予め設定されていてもよいし、ユーザ指示に従って決定されてもよい。当該回転の軸は、回転軸A1、A2のうち、予め定められた一方とすることができる。また、当該回転の軸は、回転軸A1、A2のいずれとも異なる軸とすることもできる。回転軸A1及びA2の双方を軸とした回転動作を組み合わせることで、このような軸回りの回転が可能である。当該回転により、初期プランニング方向に対して、投影方向が角度 θ だけ傾く。以下の説明においては、この投影方向を θ 方向と呼ぶ。

[0049] ステップS101の後、撮影制御部17は撮影部40の各部を制御して、現在のCアーム6の状態では θ 方向からの透視画像を撮影する（ステップS102）。撮影制御部17は、傾斜モードに対応する位置に撮影部40が配置された後、自動的にX線透視を開始してもよいし、透視スイッチが押されたのを契機にX線透視を開始してもよい。これらの設定は、入力部11を介したユーザ指示に従って、適宜変更が可能である。撮影制御部17は、当該透視画像を表示部12に表示させる（図7を参照）。

[0050] ステップS102の後、穿刺針抽出部212が、ステップS102にて撮影された透視画像101から被検体Pの内部に含まれる穿刺針像N1の領域を抽出する。そして、挿入長計算部213により、抽出された穿刺針像N1の領域に基づいて、透視画像における穿刺針のみかけ上の長さLを特定する（ステップS103）。具体的には、穿刺針のみかけ上の長さLは、ステップS102にて撮影した透視画像において、マーカM1とマーカM2の間にある穿刺針像N1の長さである。このとき特定される穿刺針のみかけ上の長さLは、例えば、透視画像101中でのピクセルを単位とした長さに対し、1ピクセルを実空間における長さに変換するための係数を乗じた数値である。

[0051] ステップS103の後、挿入長計算部213が現在被検体Pに挿入されている穿刺針の推定挿入長X（mm）を計算する（ステップS104）。図9

を用いて推定挿入長 X の計算方法を説明する。

[0052] 図10は、推定挿入長の計算方法を説明するための説明図である。図10は、図8と関連する。挿入位置マーカ $M1$ は挿入目標位置を示し、到達位置マーカ $M2$ は到達目標位置を示す。この図において幾何学的に明らかなように、推定挿入長 X は、以下の計算式にて求まる。

[0053]
$$X = L / \sin \theta$$

つまり、挿入長計算部213は、穿刺針のみかけ上の長さ L と傾斜モード時の平行モードからの傾き角度 θ とに基づいて、現在被検体 P に挿入されている穿刺針の推定挿入長 X を計算することができる。

[0054] ステップ $S104$ の後、通知部20が、ステップ $S104$ にて計算された推定挿入長 X を通知する（ステップ $S105$ ）。例えば、通知部20は、表示部12に表示された図11に示すような支援画像102を用いて、当該通知を行う。

[0055] 図11は、第1の実施形態に係る支援画像発生部21により発生される支援画像の一例を示した図である。支援画像102は、支援画像合成部216により発生される。支援画像102は、被検体 P に関する画像に対して、穿刺針のモデル画像 NM と、挿入位置マーカ $M1$ と、到達位置マーカ $M2$ とを合成した画像である。具体的には、支援画像合成部216は、被検体 P に関する画像上の挿入目標位置に挿入位置マーカ $M1$ を配置し、到達目標位置に到達位置マーカ $M2$ を配置する。また、支援画像合成部216は、穿刺針抽出部212により抽出された穿刺針像 $N1$ の位置に対応するように、穿刺針のモデル画像 NM を配置する。穿刺針のモデル画像 NM の長さは、推定挿入長に対応する。また、支援画像102は、挿入位置マーカ $M1$ と到達位置マーカ $M2$ とを結ぶ挿入ガイドライン G と、推定挿入長 X を表す文字列 " X mm" とを含む。例えば、穿刺針が挿入目標位置から到達目標位置に向かって真っすぐ挿入されている場合、図11に示すように、穿刺針のモデル画像 NM は、挿入ガイドライン G と重なる。

[0056] 支援画像102は、予め設定されたレイアウトで表示部12に表示される

。レイアウトは、入力部 11 を介したユーザ指示に従って適宜変更が可能である、例えば、支援画像 102 は、透視画像と並列に表示される。また、支援画像 102 は透視画像上に透視画像よりも小さいサイズで表示されてもよい。また、支援画像 102 は、例えば、挿入目標位置及び到達目標位置が設定された際に表示部 12 に表示されてもよいし、ステップ S 105 が実行される度に表示部 12 に表示されてもよい。この場合、後述のステップ S 106 が実行された後に、支援画像 102 は非表示となる。

[0057] ステップ S 105 の後、平行スイッチが押されたのを契機に、撮影制御部 17 が C アーム駆動機構 8 を制御して、C アーム 6 を角度 θ だけ回転させる（ステップ S 106）。この回転の軸は、ステップ S 101 と同じである。すなわち、この回転によって、投影モードが傾斜モードから平行モードとなり、投影方向が初期プランニング方向に一致する。

[0058] ステップ S 106 を以つて、X 線診断装置 1 は、当該フローチャートに示す処理を終了する。その後、X 線診断装置 1 は、平行モードで X 線透視を再開し、平行モードに対応する透視画像が表示部 12 に表示される。なお、撮影制御部 17 は、平行モードに対応する位置に撮影部 40 が戻された後、自動的に X 線透視を開始してもよいし、透視スイッチが押されたのを契機に X 線透視を開始してもよい。

[0059] 以上説明した本実施形態に係る X 線診断装置 1 によれば、C アーム 6 を初期プランニング方向から 90° 未満の角度 θ だけ回転させることにより、現在、被検体 P に挿入されている穿刺針の長さ X を推定することができる。そして、推定した穿刺針の長さ X をユーザに対して、支援画像の表示または音声で通知することができる。したがって、穿刺針の挿入操作において、互いに直交する 2 つの方向に、それぞれ繰り返し C アーム 6 を回転させる場合に比べ、X 線源装置 30、X 線検出器 7、或いは C アーム 6 が、天板 5 や被検体 P と干渉し難くなるし、回転の完了までに要する時間が短縮される。

その他にも、本実施形態にて開示した構成からは、種々の好適な効果が得られる。

[0060] (第2の実施形態)

第2の実施形態では、被検体Pに挿入された穿刺針の挿入方向が挿入ガイドラインからずれた場合を想定する。以下、第1の実施形態との差分を中心に第2の実施形態に係るX線診断装置1を説明する。

[0061] 図12は、第2の実施形態に係るX線診断装置1のブロック構成図である。以下、図1及び図4で説明した構成要素について、重複する内容の説明は省略する。

[0062] 図13は、第2の実施形態において、平行モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。図13に示した透視画像103は、初期プランニング方向から撮影される。図示した透視画像103は、挿入目標位置を示す挿入位置マーカM1を含む。第2の実施形態では、穿刺針の挿入方向が挿入ガイドラインからずれることを前提としているため、透視画像103において、穿刺針像N1が点ではなく直線状に表される。なお、柔らかい穿刺針が用いられた場合において、穿刺針像N1は、直線状ではなく曲線状の場合もある。ユーザは、透視画像103を見ることで、穿刺針が挿入目標位置から到達目標位置に向かって真っすぐに挿入できていないことを確認することができる。

[0063] 図14は、第2の実施形態において、傾斜モード時に対応する透視画像の一例を示した図である。図14に示した透視画像104は、平行モードの投影方向に対して、投影方向が角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$) 傾いた方向から撮影される。図示した透視画像104は、挿入目標位置を示す挿入位置マーカM1と到達目標位置を示す到達位置マーカM2とを含む。傾斜モード時に表示される透視画像104において、穿刺針像N1は、点ではなく、直線状または曲線状に表される。被検体Pの内部における穿刺針のみかけ上の長さL及びずれ角 ϕ' についての説明は後述する。

[0064] 回転方向決定部23は、投影モードが、平行モードから傾斜モードまたは平行モードから側方モードに切り替わる際の、Cアーム6の回転方向を決定する。

[0065] 図 15 は、回転方向決定部 23 による回転方向の決定方法を説明するための説明図である。図 15 は、図 13 に示した透視画像 105 において、穿刺針像 N1 の中心軸 C と、回転方向 R とを表した図である。回転方向決定部 23 は、穿刺針像 N1 の中心軸 C を求める。中心軸 C は、例えば、穿刺針像 N1 を構成する各ピクセルを要素とした近似直線である。言い換えると、第 2 実施形態において、穿刺針像 N1 は楕円または長方形の形状を有する。したがって、中心軸 C は、楕円の長軸または長方形の長軸である。そして、回転方向決定部 23 は、透視画像 105 上において、中心軸 C と垂直な方向を、回転方向 R として決定する。これにより、C アーム 6 の回転軸が決定される。そして、回転方向決定部 23 は、ユーザ指示に従って、C アーム 6 の傾ける方向を方向 R1 または方向 R2 に決定する。なお、回転方向決定部 23 は、平行モードにおける撮影部 40 と天板 5 との位置関係に応じて、自動的に傾ける方向を決定してもよい。

[0066] 図 16 は、回転方向決定部 23 による C アーム 6 の傾ける方向の決定方法を説明するための説明図である。図 16 では、ユーザにより傾斜スイッチが押され、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる場合を想定する。図 16 は、平行モードにおける、撮影部 40 と天板 5 との間の位置関係を模式的に表している。また、天板 5 の短軸方向を x 軸、天板 5 の直交方向（天頂方向）を y 軸とする。図 16 において、方向 R1 及び方向 R2 は、図 15 で説明した方向 R1 及び方向 R2 にそれぞれ対応する。撮影中心線 d h は、平行モードにおける撮影部 40 による撮影中心線を表している。撮影中心線 d k 1 は、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わるときに、方向 R1 に C アーム 6 を角度 θ 傾けた場合の撮影部 40 の撮影中心線を表している。撮影中心線 d k 2 は、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わるときに、方向 R2 に C アーム 6 を角度 θ 傾けた場合の撮影部 40 の撮影中心線を表している。

[0067] 回転方向決定部 23 は、傾ける方向に関する複数の候補のうち、傾けた後の撮影中心線と y 軸（天頂方向）との成す角度が最小となるように C アーム

6 の傾ける方向を決定する。図 16 に示すように、撮影中心線 $d k 1$ 及び撮影中心線 $d k 2$ のうち、 y 軸（天頂方向）と成す角度が最小となる撮影中心線は撮影中心線 $d k 1$ である。したがって、回転方向決定部 23 は、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わるとき、C アーム 6 の傾ける方向を方向 $R 1$ に決定する。

[0068] 一般的に、撮影中心線が天頂方向に一致するように撮影部 40 が配置された状態は初期位置である。撮影部 40 が初期位置に配置されている状態は、撮影部 40 に対する、他の機構、被検体 P、及びユーザの干渉の危険性が小さい。したがって、投影モードが平行モードから他のモードに切り替わるときに、C アーム 6 の傾ける方向を、撮影中心線と天頂方向との成す角度が最小となるように決定することで、上述の危険性を回避することができる。なお、回転方向決定部 23 による傾ける方向の決定処理は、第 1 の実施形態に対しても適用することができる。すなわち、第 1 の実施形態の X 線診断装置 1 に回転方向決定部 23 が含まれ、回転方向決定部 23 は、傾斜スイッチが押されたのを契機に、傾斜モードにおける撮影中心線と天頂方向に沿った軸との成す角度が最小になるように C アーム 6 の傾ける方向を決定してもよい。

[0069] 図 17 は、第 2 の実施形態に係る支援画像発生部 21 の機能ブロックを示した図である。図 17 に示すように、第 2 の実施形態に係る支援画像発生部 21 は、画像メモリ 211 と、穿刺針抽出部 212 と、挿入長計算部 213 と、穿刺針モデル発生部 214 と、マーカ発生部 215 と、支援画像合成部 216 と、ずれ量特定部 217 と、到達位置特定部 218 とを有する。

ずれ量特定部 217 は、傾斜モードに対応する透視画像に基づいて、挿入ずれ角度 ϕ を特定する。挿入ずれ角度 ϕ は、初期プランニング方向と穿刺針の挿入方向とが成す角度である。つまり、ずれ角度 ϕ は、挿入目標位置から到達目標位置に向かって、真っ直ぐに挿入されているはずの穿刺針が、どれだけ曲がった角度で挿入されているかを示している。挿入ずれ角度 ϕ を特定する手順について、図 14 に示す透視画像 104 を参照して説明する。ずれ

量特定部 217 は、挿入位置マーカ M1 と到達位置マーカ M2 とを結ぶ挿入ガイドラインと穿刺針像 N1 の中心軸との成す角度 ϕ' を特定する。角度 ϕ' は、透視画像における、みかけ上のずれ角を表している。幾何学的に明らかのように、みかけ上のずれ角度 ϕ' は、角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$) が 90° に近づくほど、挿入ずれ角度 ϕ に近づき、角度 θ が小さい程、みかけ上のずれ角度 ϕ' と挿入ずれ角度 ϕ との間に差が生じる。したがって、ずれ量特定部 217 は、みかけ上のずれ角度 ϕ' と角度 θ とに基づいて、挿入ずれ角 ϕ を特定する。ずれ量特定部 217 は、挿入ずれ角 ϕ を特定するために、予め定められた関数を保持する。

[0070] 到達位置特定部 218 は、挿入ずれ角 ϕ に基づいて、穿刺針の到達予定位置を特定する。到達予定位置は、支援画像上の座標系で表される。到達予定位置は、例えば、穿刺針を、現在の挿入角度のまま進めた場合に、穿刺針の先端が到達する位置を示す。到達位置特定部 218 による到達予定位置の特定方法は後述する。

[0071] マーカ発生部 215 は、到達予定位置を表す予定位置マーカを発生する。なお、データ記憶部 14 に、予め複数のマーカのデータが記憶されており、マーカ発生部 215 は、予定位置マーカを複数のマーカから選択してもよい。

[0072] 支援画像合成部 216 は、被検体 P に関する画像に対して、穿刺針のモデル画像と、挿入位置マーカと、到達位置マーカと、予定位置マーカとを合成することにより、支援画像のデータを発生する。具体的には、支援画像合成部 216 は、被検体 P に関する画像上の挿入目標位置に挿入位置マーカを配置し、到達目標位置に到達位置マーカを配置し、到達予定位置に予定位置マーカを配置する。また、支援画像合成部 216 は、穿刺針抽出部 212 により抽出された穿刺針の位置に対応するように、穿刺針のモデル画像を配置する。また、支援画像合成部 216 は、透視画像に対して、挿入位置マーカと到達位置マーカと予定位置マーカとを配置してもよい。

[0073] 次に、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わり、支援画像が

表示され、傾斜モードから平行モードに戻るまでの手順について図 18 及び図 19 を参照して説明する。

[0074] 図 18 は、第 2 の実施形態に係る X 線診断装置 1 の動作の一例を示すフローチャートである。図 18 のフローチャートは、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わり、支援画像が表示され、傾斜モードから平行モードに戻るまでの手順を示している。

[0075] 穿刺針の挿入を伴う治療を実施するに際しては、第 1 の実施形態と同様に、挿入目標位置及び到達目標位置が設定され、初期プランニング方向に対応する透視画像が表示部 12 に表示される。

[0076] 被検体 P 内に挿入した穿刺針の長さ及び挿入ガイドラインに対する穿刺針の位置を確認したいとき、ユーザは、入力部 11 の傾斜スイッチを押す。すると、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる。すると、X 線診断装置 1 は、図 11 に示すフローチャートに沿って動作する。

[0077] 当該フローチャートにおいては、先ず撮影制御部 17 が撮影部 40 を制御することにより、初期プランニング方向からの透視画像を撮影する（ステップ S201）。この撮影により、図 13 に示すような透視画像が表示部 12 に表示される。

[0078] ステップ S201 の後、撮影制御部 17 は、ステップ S201 にて撮影した透視画像に基づいて、C アーム 6 の回転方向及び傾ける方向を決定する（ステップ S202）。

[0079] ステップ S202 の後、撮影制御部 17 が C アーム駆動機構 8 を制御して、C アーム 6 をステップ S202 にて決定した回転方向に対応する軸回りに、決定した方向に角度 θ だけ回転させる（ステップ S203）。これにより、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる。この場合の回転軸は、例えばアイソセンタを通り、かつ上述の中心軸 C と平行な軸となる。

[0080] ステップ S203 の後、撮影制御部 17 は、撮影部 40 の各部を制御して、現在の C アーム 6 の状態で θ 方向からの透視画像を撮影する（ステップ S204）。撮影制御部 17 は、傾斜モードに対応する位置に撮影部 40 が配

置された後、自動的にX線透視を開始してもよいし、透視スイッチが押されたのを契機にX線透視を開始してもよい。これらの設定は、入力部11を介したユーザ指示に従って、適宜変更が可能である。撮影制御部17は、当該透視画像を表示部12に表示させる。この撮影により、図14に示すような透視画像が表示部12に表示される。

[0081] ステップS204の後、穿刺針抽出部212が、ステップS205にて撮影された透視画像から被検体Pの内部に含まれる穿刺針像N1の領域を抽出する。そして、挿入長計算部213により、抽出された穿刺針像N1の領域に基づいて、透視画像における穿刺針のみかけ上の長さLを特定する（ステップS205）。みかけ上の長さLの特定方法は、ステップS103と同様である。

ステップS205の後、ずれ量特定部217が、ステップS204にて撮影された透視画像に基づいて挿入ずれ角度 ϕ を特定する（ステップS206）。

ステップS206の後、挿入長計算部213が現在被検体Pに挿入されている穿刺針の推定挿入長X（mm）を計算する（ステップS207）。推定挿入長Xの計算方法は、ステップS104と同様である。但し、ステップS104の手法にて推定挿入長Xを計算する場合、挿入ずれ角度 ϕ に起因した誤差が生じる。そこで、挿入長計算部213は、例えば挿入ずれ角度 ϕ に応じた係数を推定挿入長Xに乗じることにより、この誤差を修正してもよい。このような係数は、予めみかけ上の長さL，推定挿入長X、角度 θ ，及び挿入ずれ角 ϕ の幾何学的な関係に基づいて定めておけばよい。

[0082] ステップS207の後、到達位置特定部218が、ステップ206にて特定された挿入ずれ角度 ϕ に基づいて穿刺針の到達予定位置を特定する（ステップS208）。

[0083] ステップS208の後、通知部20は、ステップS208にて特定された到達予定位置を通知する（ステップS209）。さらに、通知部20は、挿入長計算部213がステップS207にて計算した推定挿入長Xを通知する

(ステップS 2 1 0)。

[0084] 通知部 2 0 は、表示部 1 2 に表示された図 1 9 に示すような支援画像 1 0 5 を用いて当該通知を行う。

[0085] 図 1 9 は、第 2 の実施形態に係る支援画像発生部 2 1 により発生される支援画像の一例を示した図である。支援画像 1 0 6 は、支援画像合成部 2 1 6 により発生される。支援画像 1 0 6 は、被検体 P に関する画像に対して、穿刺針のモデル画像 NM と、挿入位置マーカ M 1 と、到達位置マーカ M 2 と、予定位置マーカ RM とを合成した画像である。具体的には、支援画像合成部 2 1 6 は、被検体 P に関する画像上の挿入目標位置に挿入位置マーカ M 1 を配置し、到達目標位置に到達位置マーカ M 2 を配置し、到達予定位置に予定位置マーカ RM を配置する。挿入目標位置 M 1 と到達予定位置 RM との間の距離は、挿入目標位置 M 1 と到達目標位置 M 2 との間の距離 (目標挿入長) と同じである。つまり、到達位置特定部 2 1 8 は、挿入ずれ角 θ と目標挿入等とに基づいて、到達予定位置を特定する。また、支援画像合成部 2 1 6 は、挿入ずれ角 θ に従って、穿刺針のモデル画像 NM を配置する。穿刺針のモデル画像 NM の長さは、推定挿入長に対応する。また、支援画像 1 0 6 は、挿入位置マーカ M 1 と到達位置マーカ M 2 とを結ぶ挿入ガイドライン G と、推定挿入長 X を表す文字列 "X mm" とを含む。また、挿入ガイドライン G と実際の挿入ライン RG との間の成す角 ϕ を表す文字列が含まれてもよい。実際の挿入ライン RG は、挿入目標位置 M 1 と到達予定位置 RM とを結んだ直線である。穿刺針のモデル画像 NM の長さは、実際の穿刺針の長さを支援画像 1 0 6 上での長さに換算するための係数を推定挿入長 X に乗じた長さに対応する。ギャップ d については次ステップで説明する。

[0086] ステップ S 2 1 0 の後、ずれ量特定部 2 1 7 が目標位置マーカ M 2 と予定位置マーカ RM との間のギャップ d を特定する (ステップ S 2 1 1)。ギャップ d は、例えば目標位置マーカ M 2 と予定位置マーカ RM とを結ぶ直線のピクセルを単位とした長さに対し、1 ピクセルを実空間における長さに変換するための係数を乗じた数値である。支援画像 1 0 5 上における到達目標位

置の座標と到達予定位置の座標とに基づいて当該2つの位置の間の距離を計算し、その距離をギャップ d としてもよい。また、ギャップ d は、予定位置マーカから挿入ガイドライン G までの距離であってもよい。この場合、予定位置マーカ RM から挿入ガイドライン G までの距離は、目標挿入長と挿入ずれ角 ϕ とに基づいて、三角関数を用いて計算が可能である。

[0087] ステップ $S211$ の後、通知部 20 は、ギャップ d が予め定められた閾値 ε 以上であるか否かを判定する（ステップ $S212$ ）。閾値 ε は、穿刺針の挿入操作をやり直す必要がある場合と、このまま穿刺針の挿入を続けても差支えがない場合とを隔てる距離である。このような閾値 ε は、穿刺の目的毎、穿刺の対象部位毎、及びユーザ毎に異なる値が定められてもよい。閾値 ε の具体的な値は、理論的或いは経験的に定めればよい。

[0088] ギャップ d が予め定められた閾値 ε 以上であると判定した場合（ステップ $S212$ のYes）、通知部 20 は、警告を発する（ステップ $S213$ ）。この警告は、例えば、表示部 12 に穿刺作業のやり直しが必要である旨のメッセージを表示することで行う。その他にも、例えば、音声出力部 22 が、予め定められた警告に対応する音声または音をスピーカから出力してもよい。スピーカから出力される音声または音は、ユーザが警告を認識できるのであれば、如何なるものであってもよい。また、支援画像合成部 216 が、支援画像 106 上で穿刺針のモデル画像 NM が点滅するように支援画像を発生するようにしてもよい。なお、ここでは、穿刺針の挿入操作をやり直す必要がある場合と、このまま穿刺針の挿入を続けても差支えがない場合とを隔てる距離として、ギャップ d が用いられているが、他のパラメータが用いられてもよい。例えば、通知部 20 は、挿入ずれ角 ϕ が閾値角度 η よりも以上であるときに警告を発生してもよい。

[0089] ステップ $S213$ の後、或いはギャップ d が閾値 ε 未満であると通知部 20 が判定した場合（ステップ $S212$ のNo）、及び平行スイッチが押された場合に、撮影制御部 17 がCアーム駆動機構 8 を制御して、Cアーム 6 を角度 θ だけ回転させる（ステップ $S214$ ）。この回転の軸は、ステップ

S 2 0 3 における回転の軸と同じである。すなわち、この回転によって、投影モードが傾斜モードから平行モードとなり、投影方向が初期プランニング方向に一致する。

[0090] ステップS 2 1 4 を以つて、X線診断装置 1 は、当該フローチャートに示す処理を終了する。その後、X線診断装置 1 は、平行モードでX線透視を再開し、平行モードに対応する透視画像が表示部 1 2 に表示される。撮影制御部 1 7 は、平行モードに対応する位置に撮影部 4 0 が配置された後、自動的にX線透視を開始してもよいし、透視スイッチが押されたのを契機にX線透視を開始してもよい。

[0091] 以上説明した本実施形態によれば、第 1 の実施形態と同様の効果に加え、以下のような効果が得られる。

[0092] 図 1 9 に示したような支援画像 1 0 6 を参照することで、ユーザは、現在の穿刺針の挿入方向が初期プランニング方向からどの程度ずれているかを容易に知ることができる。

さらに、支援画像 1 0 6 を参照することで、ユーザは、現在のまま穿刺針の挿入を進めた場合の到達予定位置を容易に知ることができる。

[0093] 到達目標位置と到達予定位置とのギャップが大きい場合には警告がなされるので、ユーザは、穿刺のやり直しの判断を迅速に行うことができる。

[0094] これらの他にも、本実施形態にて開示した構成からは、種々の好適な効果が得られる。

ここまで第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で述べたフローチャートは、平行モードから傾斜モードへの切り替えに関する手順を示している。しかしながら、傾斜モードにおいて、ユーザが確認できるのは、実際の穿刺針の挿入長ではなく、傾斜モードに対応する透視画像に基づいて推定した穿刺針の挿入長である。これは、傾斜モードにおいて、投影方向は初期プランニング方向から 90° 未満の角度 θ ($0^\circ < \theta < 90^\circ$) 傾けた方向であるためである。したがって、ユーザは穿刺針の実際の挿入長を確認する必要がある。つまり、ユーザは、平行モードで、穿刺針の挿入作業を行い、傾斜モードで

穿刺針の挿入長及び挿入位置を簡易的に確認し、側方モードで穿刺針の挿入長及び挿入位置を詳細に確認するようなワークフローが好適である。以下、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた一連のワークフローを説明する。なお、当該ワークフローは第1の実施形態に係るX線診断装置1に対しても適用が可能である。

[0095] 図20Aは、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた第1例のワークフローの一部を示すフローチャートである。

図20Bは、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた第1例のワークフローの残りを示すフローチャートである。

先ず、穿刺針の挿入を伴う治療を実施するに際して、医師等のユーザは、穿刺作業に関わる諸条件を設定する（ステップS301）。ここでの諸条件とは、挿入目標位置、到達目標位置、傾き角 θ 、及び支援情報の通知方法等である。ここでは、傾き角 θ を「 5° 」とし、支援情報の通知方法を「支援画像の表示」とする。諸条件が設定された後、平行スイッチがユーザにより押される。すると、撮影制御部17は、撮影部40が平行モードに対応する位置に配置されるように、Cアーム駆動機構8を制御して、Cアーム6を移動させる（ステップS302）。このとき、投影方向が初期プランニング方向に一致する。その後、ユーザにより透視スイッチが押されたのを契機に、撮影制御部17の制御に従って、撮影部40により、被検体PへのX線透視が実行される（ステップS303）。画像発生部15は、平行モードに対応する透視画像のデータを発生する。表示部12は、初期プランニング方向に対応する透視画像を動画として表示する（ステップS304）。ユーザは、表示部12に表示された透視画像を確認しながら、穿刺作業を開始する。

[0096] 穿刺作業中、被検体P内に挿入した穿刺針の長さを確認したいとき、ユーザは、傾斜スイッチを押す（ステップS305のYES）。すると、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる。具体的には、撮影制御部17は、撮影部40が傾斜モードに対応する位置に移動するように、Cアーム駆動機構8を制御し、Cアーム6を 5° 回転させる（ステップS306）。

なお、以下の説明において、Cアーム6が移動されている間、撮影制御部17は、X線透視を中断するために、撮影部40を制御する。そして、撮影制御部17は、Cアーム6の移動が完了したのを契機に、X線透視を再開するために、撮影部40を制御する。なお、Cアーム6が移動されている間もX線透視が行われていてもよい。画像発生部15は、傾斜モードに対応する透視画像のデータを発生する。表示部12は、傾斜モードに対応する透視画像を表示する(ステップS307)。支援画像発生部21は、傾斜モードに対応する透視画像に基づいて、支援画像を発生する。表示部12は、支援画像を透視画像とともに表示する(ステップS308)。ユーザにより平行スイッチが押されるまで、ステップS307とステップS308の処理が繰り返し実行され、傾斜モードに対応する透視画像が表示部12に表示される(ステップS309のNO)。平行スイッチが押された場合(ステップS309のYES)、撮影制御部17は、撮影部40が平行モードに対応する位置に戻るよう、Cアーム駆動機構8を制御し、Cアーム6を -5° 回転させる(ステップS310)。そして、撮影部40が平行モードに対応する位置に配置される。ステップS304からステップS310の処理は、例えば、ユーザが、挿入目標位置から到達目標位置に向かって、穿刺針を真っ直ぐ挿入できているかを確認するときに、ユーザによる傾斜スイッチの操作に従って繰り返し実行される。そして、ユーザは、穿刺針の先端が到達目標位置に近づいたと判断した後に、側方スイッチを押す(ステップS311のYES)。すると、投影モードが平行モードから側方モードに切り替わる。具体的には、撮影制御部17は、撮影部40が側方モードに対応する位置に移動するよう、Cアーム駆動機構8を制御し、Cアーム6を 90° 回転させる(ステップS312)。そして、画像発生部15は、側方モードに対応する透視画像のデータを発生する。表示部12は、側方モードに対応する透視画像を表示する(ステップS313)。ユーザにより平行スイッチが押されるまで、傾斜モードに対応する透視画像が表示部12に表示される(ステップS314のNO)。平行スイッチが押された場合(ステップS314のYES)

、処理がステップS 3 1 0 に移行し、平行モードに対応する位置に撮影部4 0 が戻される。ステップS 3 1 0 の後、ステップS 3 0 4 に処理が移行する。そして、X線透視を行いながらのユーザによる穿刺作業が終了されるまで（ステップS 3 1 5 のNO）、ステップS 3 0 4 からステップS 3 1 4 までの処理が繰り返し実行される。穿刺作業が終了し、透視スイッチが離されたときに、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた一連のワークフローの第1の例が終了される（ステップS 3 1 5 のYES）。

[0097] なお、図20に示すワークフローでは、投影モードの切替えが、平行モードと傾斜モードとの間と平行モードと側方モードとの間との二通りしか記載していない。しかし、X線診断装置1は、ユーザによるスイッチ操作に従って、投影モードを適宜変更することができる。つまり、投影モードの切り替えは、傾斜モードと側方モードとの間で行われてもよい。この場合、例えば、ステップS 3 0 8 からステップS 3 1 1 に処理が移行される。

[0098] また、図20に示すワークフローでは、ユーザによるスイッチ操作に従って、投影モードが切り替わる例を示している。しかしながら、投影モードの切り替えは、推定挿入長に応じて、自動的に切り替わってもよい。

[0099] 図21Aは、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた第2例のワークフローの一部を示すフローチャートである。

図21Bは、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた第2例のワークフローの残りを示すフローチャートである。

[0100] 第2の例では、投影モードの切り替えが、一部で自動的に行われる。具体的には、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わった後、推定挿入長が閾値以上の場合に、投影モードが傾斜モードから側方モードに自動的に切り替わる。この閾値は、目標挿入長に対する推定挿入長の割合に対応する。例えば、閾値は、目標挿入長に対する推定挿入長の割合が90%の値に設定される。以下、手順を示したワークフローである。

[0101] ステップS 4 0 1 からステップS 4 0 4 までの処理は、図20で説明したステップS 3 0 1 からステップS 3 0 1 と同様である。

穿刺作業中、被検体 P 内に挿入した穿刺針の長さを確認したいとき、ユーザは、傾斜スイッチを押す（ステップ S 4 0 5 の Y E S）。すると、投影モードが平行モードから傾斜モードに切り替わる。具体的には、撮影制御部 17 は、撮影部 40 が傾斜モードに対応する位置に移動するように、C アーム駆動機構 8 を制御し、C アーム 6 を 5° 回転させる（ステップ S 4 0 6）。そして、画像発生部 15 は、傾斜モードに対応する透視画像のデータを発生する。表示部 12 は、傾斜モードに対応する透視画像を表示する（ステップ S 4 0 7）。通知部 20 は、支援情報を通知する。具体的には、支援画像発生部 21 は、傾斜モードに対応する透視画像に基づいて、支援画像を発生する。表示部 12 は、支援画像を透視画像とともに表示する（ステップ S 4 0 8）。通知部 20 は、閾値に対して、推定挿入長を比較する。そして、推定挿入長が閾値以上のとき（ステップ S 4 0 9 の Y E S）、撮影制御部 17 は、投影モードが傾斜モードから側方モードに切り替わるように、C アーム駆動機構 8 を制御する。具体的には、撮影制御部 17 は、撮影部 40 が側方モードに対応する位置に移動するように、C アーム駆動機構 8 を制御し、C アーム 6 を 85° （つまり、平行モード（初期プランニング方向）から合計 90° ）回転させる（ステップ S 4 1 0）。したがって、傾き角 θ が「 7° 」であった場合、ステップ S 4 1 0 での処理では、C アーム 6 が 83° 回転される。そして、画像発生部 15 は、側方モードに対応する透視画像のデータを発生する。表示部 12 は、側方モードに対応する透視画像を表示する（ステップ S 4 1 1）。このとき、表示部 12 は、支援画像を側方モードに対応する透視画像とともに表示してもよい。ユーザにより平行スイッチが押されるまで、傾斜モードまたは側方モードでの X 線透視が行われる（ステップ S 4 1 2 の N O）。平行スイッチが押された場合（ステップ S 4 1 2 の Y E S）、撮影制御部 17 は、撮影部 40 が平行モードに対応する位置に戻るよう、C アーム駆動機構 8 を制御し、C アーム 6 を -90° 回転させる（ステップ S 4 1 3）。そして、撮影部 40 が平行モードに対応する位置に戻る。ステップ S 4 1 3 の後、ステップ S 4 0 4 に処理が移行する。そして、

X線透視を行いながらのユーザによる穿刺作業が終了されるまで（ステップS414のN O）、ステップS404からステップS413までの処理が繰り返し実行される。穿刺作業が終了し、透視スイッチが離されたときに、第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いた一連のワークフローの第2の例が終了される（ステップS414のY E S）。

[01 02] 以上説明した第1及び第2の実施形態に係るX線診断装置1を用いたワークフローによれば、以下のような効果が得られる。

[01 03] ユーザは、穿刺針の挿入操作の進行度に応じて、傾斜モード及び側方モードを使い分けることができる。具体的には、ユーザは、平行モードで、穿刺針の挿入作業を行う。そして、ユーザは、傾斜モードで穿刺針の推定挿入長及び挿入位置を支援画像で簡易的に確認する。そして、ユーザは、側方モードで穿刺針の実際の挿入長及び実際の挿入位置を透視画像で確認することができる。そのため、穿刺針の挿入を進めている初期段階において、ユーザは、支援画像で簡易的に現在の穿刺針の進行度合い及び穿刺針がずれていないかを確認し、到達目標位置に近づいたときには、透視画像で実際の穿刺針の挿入長及び挿入位置を確認することで、従来と同等程度の穿刺作業の精度を保持しながら、従来の穿刺針の挿入操作にかかる時間を短縮することができる。これは、傾斜モードにおいて、投影方向が平行モードから90°未満の角度 θ だけしか回転させないことによる。ユーザは、投影モードの使い分けをスイッチ操作で簡単に行うことができる。また、X線診断装置1は、傾斜モードにおいて、推定挿入長が閾値以上のとき、自動的に投影モードを傾斜モードから側方モードに切り替えることができる。これにより、ユーザによるスイッチ操作の回数を少なくすることができる。したがって、第1及び第2の実施形態に係るX線診断装置1は、ユーザによる被検体Pへの穿刺針の挿入を支援することができる。

[01 04] なお、以上説明した各実施形態において説明した処理は、X線診断装置以外の装置、例えばX線診断装置に接続されたワークステーション等によって実行されてもよい。

[01 05] また、図 6 及び図 17 に示した各部としての機能は、それぞれが個別のプロセッサや回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

[01 06] また、図 9、図 18、図 20、及び図 21 で示した処理手順は、適宜に順序を入れ替えて実施されてもよい。

[01 07] 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。

符号の説明

[01 08] レ…X 線診断装置、2…高電圧発生器、3…X 線管、4…X 線絞り装置、5…天板、6…O アーム、7…X 線検出器、8…O アーム駆動機構、9…天板移動機構、10…システム制御部、11…入力部、12…表示部、13…前処理部、14…データ記憶部、15…画像発生部、16…画像処理部、17…撮影制御部、20…通知部、21…支援画像発生部、22…音声出力部、30…X 線源装置、40…撮影部、105…支援画像、M1…挿入位置マーカ（挿入目標位置）、M2…目標位置マーカ（到達目標位置）、N1…穿刺針像、NM…穿刺針のモデル画像、G…挿入ガイドライン、RM…予定位置マーカ、RG…実際の挿入ライン

請求の範囲

[請求項 1]

X線を発生するX線管及び天板に載置された被検体を透過したX線を検出するX線検出器をアームにて回転可能に保持し、X線画像のデータを発生する撮影部と、

前記撮影部により発生されたX線画像を表示する表示部と、

前記被検体に対して挿入する穿刺針の挿入目標位置と到達目標位置とを入力する入力部と、

前記X線管の焦点と前記X線検出器のX線検出面の中心位置とを結ぶ撮影中心線が前記挿入目標位置と前記到達目標位置とを結ぶガイドラインに対して、90度未満の傾き角度を有するX線画像を発生させるために、前記撮影部を制御する撮影制御部と、

前記撮影部により発生されたX線画像から、前記被検体に挿入された穿刺針の領域を抽出する穿刺針抽出部と、

前記90度未満の傾き角度を有するX線画像から抽出された前記穿刺針の領域に基づいて前記穿刺針のみかけ上の長さを特定し、前記穿刺針のみかけ上の長さとは前記傾き角度とに基づいて、前記被検体に挿入された前記穿刺針の推定挿入長を計算する挿入長計算部と、

前記推定挿入長に基づいて、前記穿刺針の挿入操作を支援する支援情報をユーザに通知する通知部と、

を具備することを特徴とするX線診断装置。

[請求項 2]

前記通知部は、前記支援情報を前記ユーザに通知するために、前記ガイドラインに直交する方向に対応し、前記被検体に関する画像に対して、前記推定挿入長に応じた前記穿刺針のモデル画像を重ねた支援画像を発生し、前記表示部に出力すること、

を特徴とする請求項1記載のX線診断装置。

[請求項 3]

前記通知部は、前記支援画像における前記穿刺針の挿入目標位置に前記挿入目標位置を表す第1のマーカを配置し、前記穿刺針の到達目標位置に前記到達目標位置を表す第2のマーカを配置すること、

を特徴とする請求項 2 記載の X 線診断装置。

[請求項4]

前記被検体に関するポリウムデータを記憶する記憶部をさらに具備し、

前記被検体に関する画像は、前記ポリウムデータに対して投影処理を実行した画像であること、

を特徴とする請求項 2 記載の X 線診断装置。

[請求項5]

複数の部位にそれぞれ対応する複数のモデル画像のデータを記憶する記憶部をさらに具備し、

前記被検体に関する画像は、前記穿刺針の挿入対象の部位に対応するモデル画像であること、

を特徴とする請求項 2 記載の X 線診断装置。

[請求項6]

前記撮影中心線が前記ガイドラインと平行となる平行モードと、前記撮影中心線が前記ガイドラインに対して 90 度未満傾く傾斜モードとを切替え可能な第 1 スイッチを有する入力部をさらに具備し、

前記撮影制御部は、前記ユーザによる前記第 1 スイッチの操作に従って、前記撮影中心線のモードを決定し、

前記平行モードにおいて、前記撮影部に前記撮影中心線が前記ガイドラインに平行な X 線画像を発生させるために前記撮影部を制御し、

前記傾斜モードにおいて、前記撮影部に前記 90 度未満の傾き角度を有する X 線画像を発生させるために前記撮影部を制御すること、

を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

[請求項7]

前記撮影制御部は、前記挿入目標位置と前記到達目標位置とで定義される目標挿入長に対する前記推定挿入長の割合が閾値よりも大きいとき、前記撮影中心線が前記ガイドラインに対して直交する側方モードに切り替えるために、前記撮影部を制御し、前記撮影部に前記ガイドラインに対して 90 度の傾き角度を有する X 線画像を発生させること、

を特徴とする請求項 6 記載の X 線診断装置。

[請求項8] 前記入力部は、前記平行モードと、前記撮影中心線が前記ガイドラインに対して直交する側方モードとを切替え可能な第2スイッチを有し、

前記撮影制御部は、前記ユーザによる前記第1スイッチ及び前記第2スイッチの操作に従って、前記撮影中心線のモードを決定し、

前記側方モードにおいて、前記撮影部に前記ガイドラインに対して90度の傾き角度を有するX線画像を発生させるために前記撮影部を制御すること、

を特徴とする請求項6記載のX線診断装置。

[請求項9] 前記撮影制御部は、前記撮影中心線のモードを前記平行モードから他のモードに切り替えるとき、前記平行モードに対応するX線画像から抽出された前記穿刺針の領域の長軸に直交する方向に前記撮影中心線を傾けるように、前記撮影部を制御すること、

を特徴とする請求項6または請求項7記載のX線診断装置。

[請求項10] 前記撮影制御部は、前記穿刺針の領域の長軸に直交する複数の方向のうち、前記撮影中心線のモードを前記平行モードから他のモードに切り替えた後の撮影中心線と前記天板の天板面に直交する軸との成す角度が小さくなる方向に前記撮影中心線が傾くように、前記撮影部を制御すること、

を特徴とする請求項9記載のX線診断装置。

[請求項11] 前記通知部は、前記支援画像において、前記ガイドラインと前記穿刺針の領域の長軸とが成す角度に基づいて推定した到達予定位置に、前記到達予定位置を表す第3のマーカを配置すること、

を特徴とする備える請求項3に記載のX線診断装置。

[請求項12] 前記通知部は、前記到達予定位置と前記到達目標位置との間のギャップが閾値よりも大きい場合、警告を知らせるメッセージを前記ユーザに通知すること、

を特徴とする請求項11記載のX線診断装置。

[請求項 13] 前記通知部は、前記支援情報を前記ユーザに通知するために前記挿入目標位置と前記到達目標位置とで定義される目標挿入長に対する前記推定挿入長の割合に応じた音または音声を発生すること、

を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

[請求項 14] 被検体に対して挿入する穿刺針の挿入目標位置と到達目標位置とを入力し、

X 線管の焦点と X 線検出器の X 線検出面の中心位置とを結ぶ撮影中心線が前記挿入目標位置と前記到達目標位置とを結ぶガイドラインに対して、90 度未満の傾き角度を有する X 線画像から、前記被検体に挿入された穿刺針の領域を抽出し、

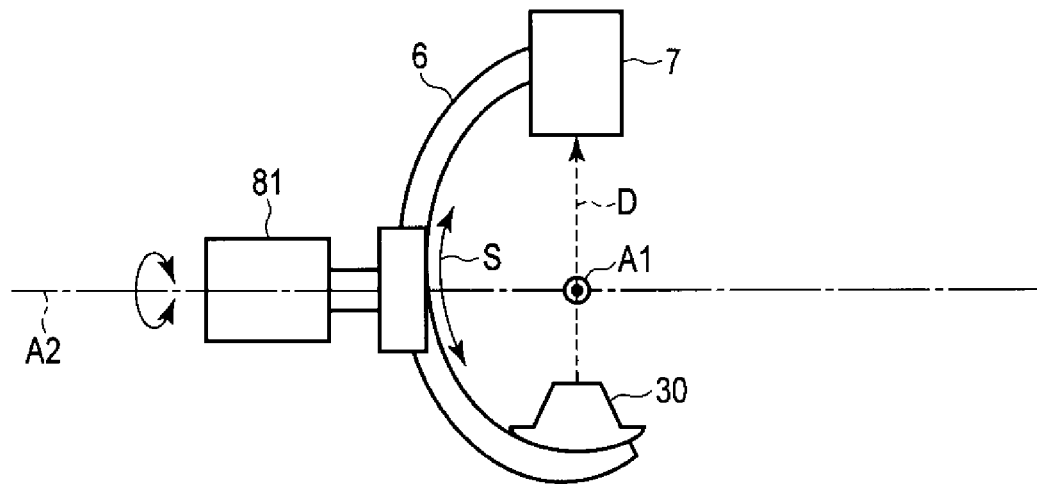
前記穿刺針の領域に基づいて前記穿刺針のみかけ上の長さを特定し、

前記穿刺針のみかけ上の長さと前記傾き角度とに基づいて、前記被検体に挿入された前記穿刺針の推定挿入長を計算し、

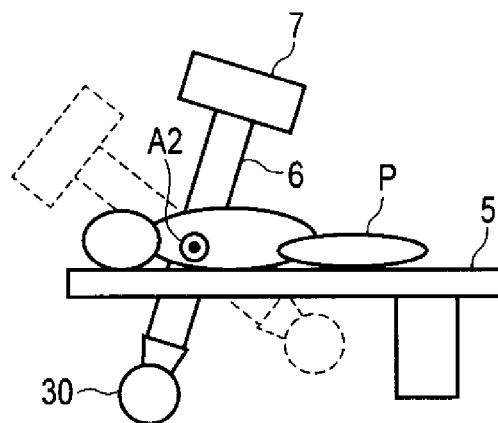
前記推定挿入長に基づいて、前記穿刺針の挿入操作を支援する支援情報をユーザに通知すること、

を特徴とする穿刺針挿入支援方法。

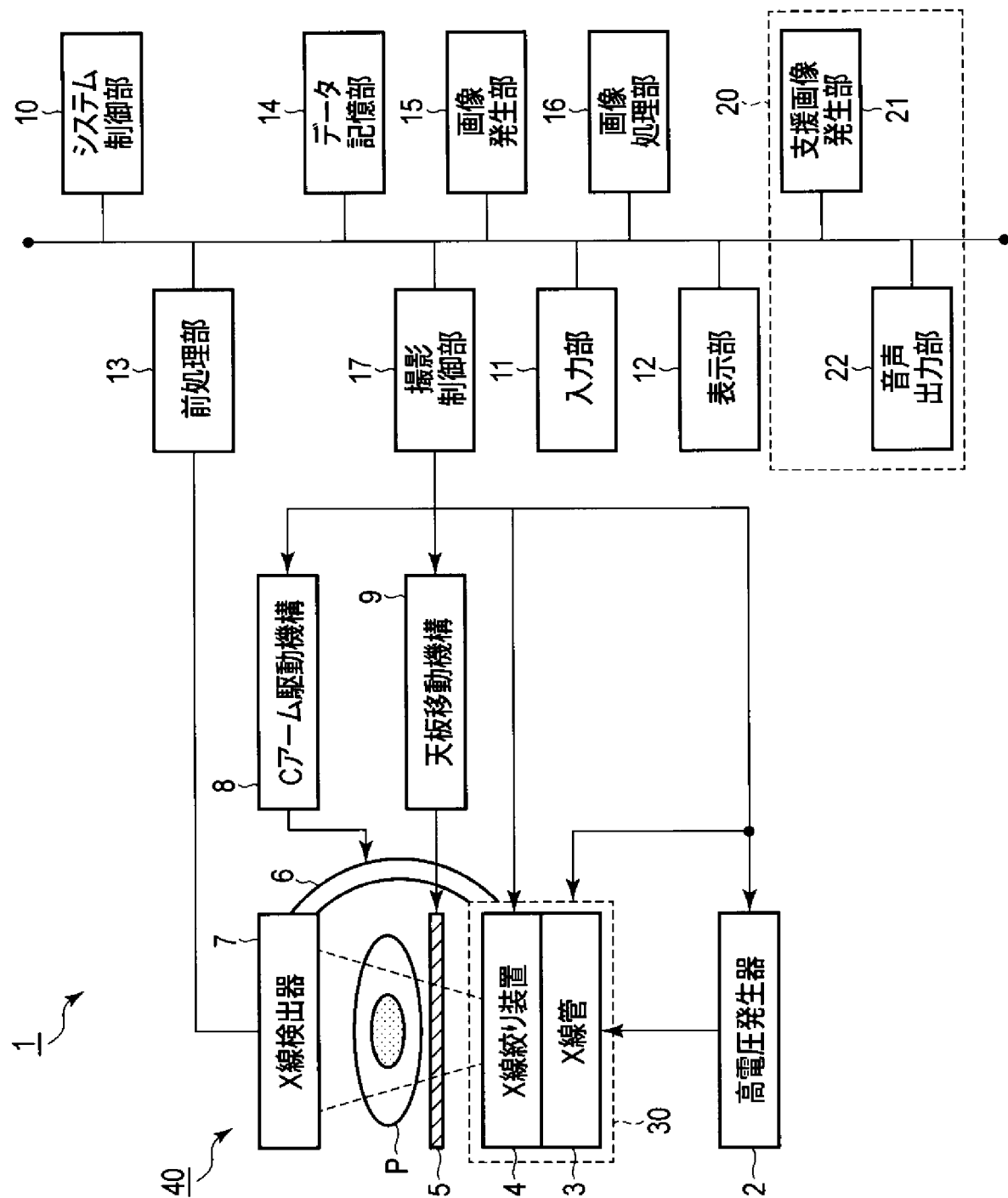
[図2]



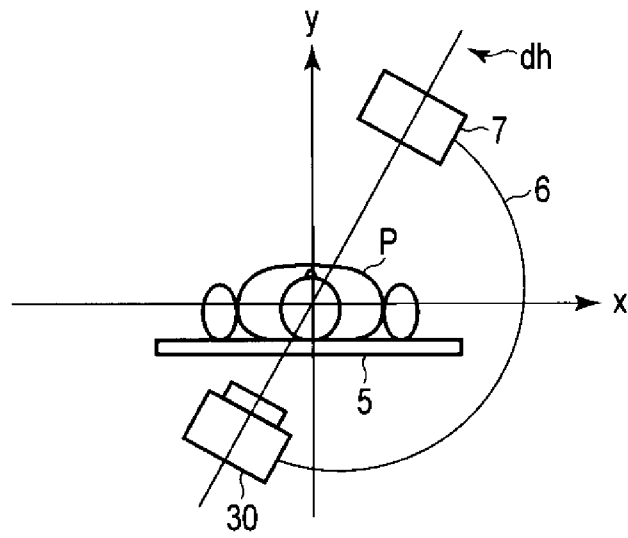
[図3]



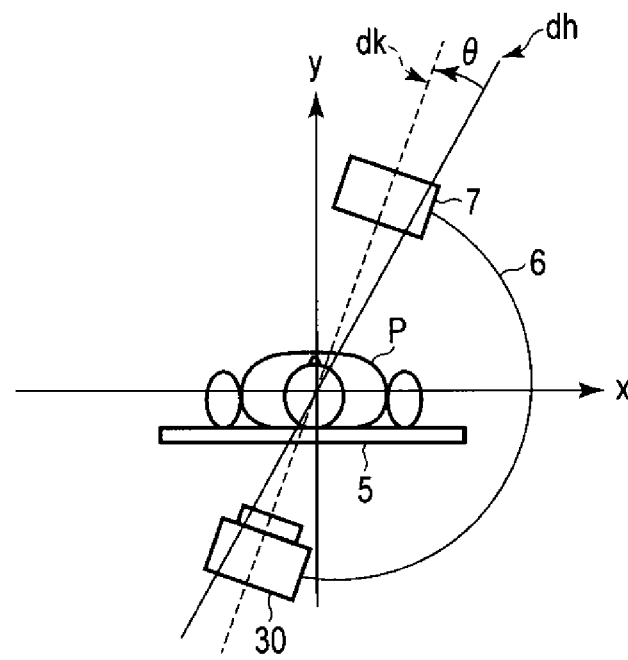
[図4]



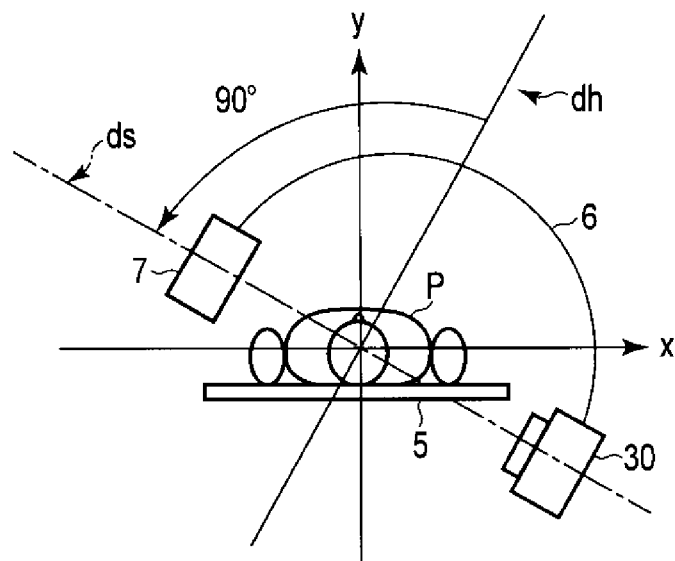
[図5A]



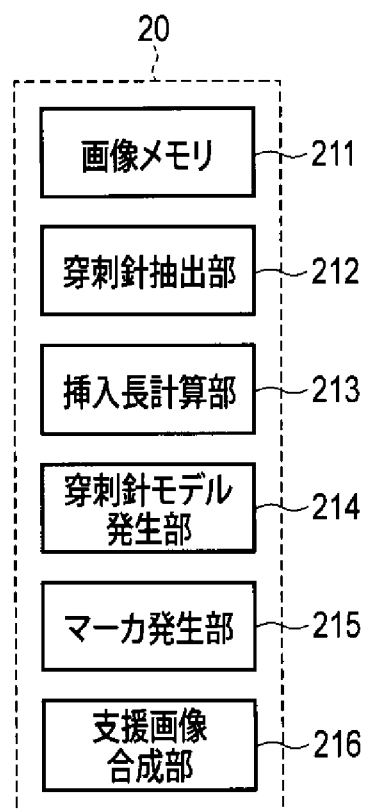
[図5B]



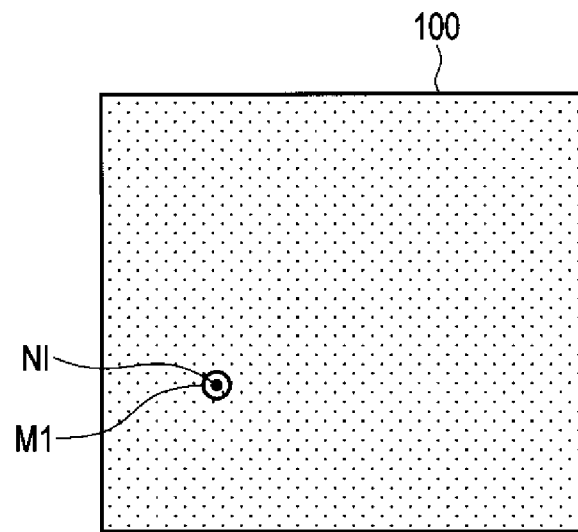
[図5C]



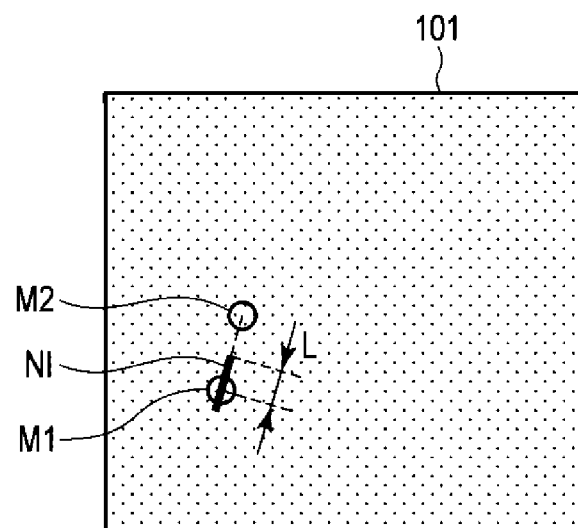
[図6]



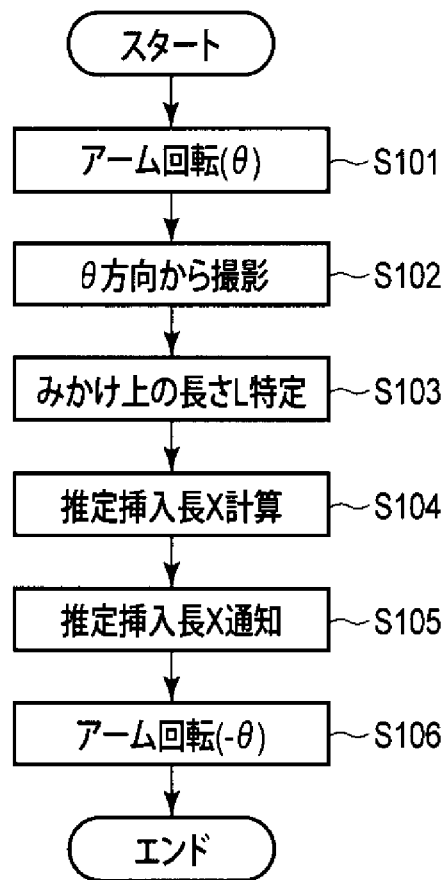
[図7]



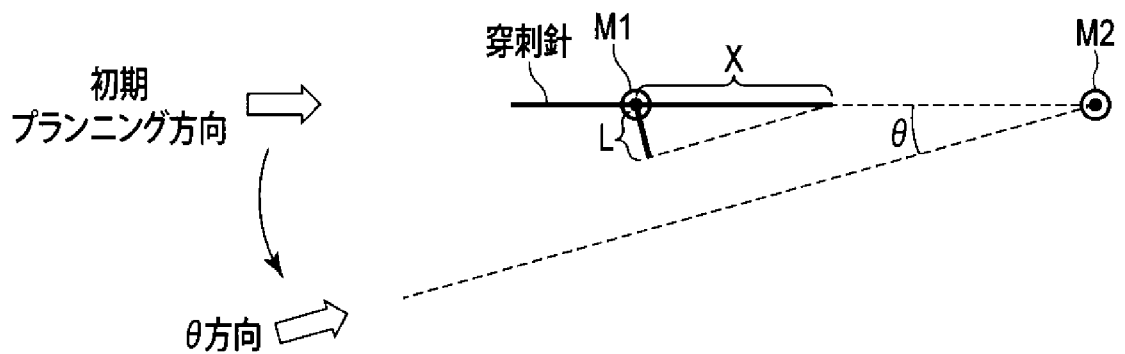
[図8]



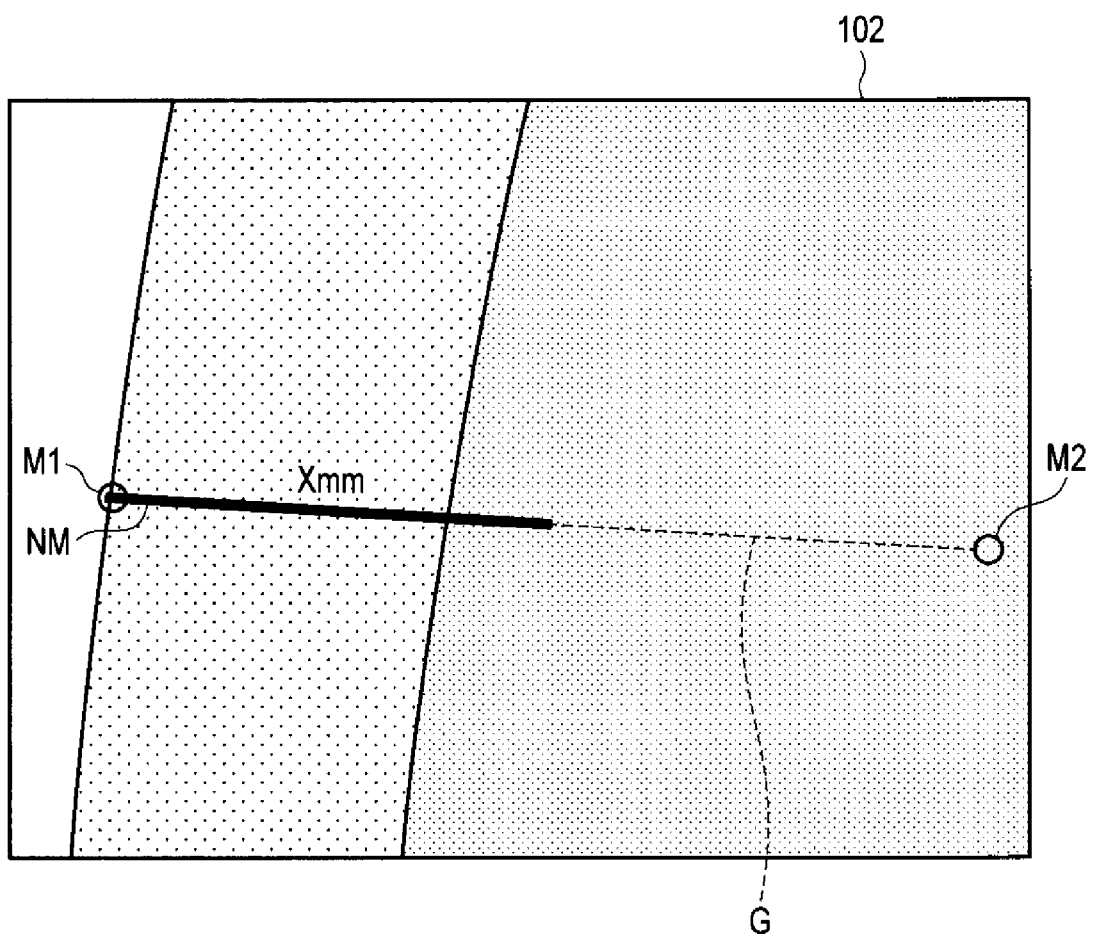
[図9]



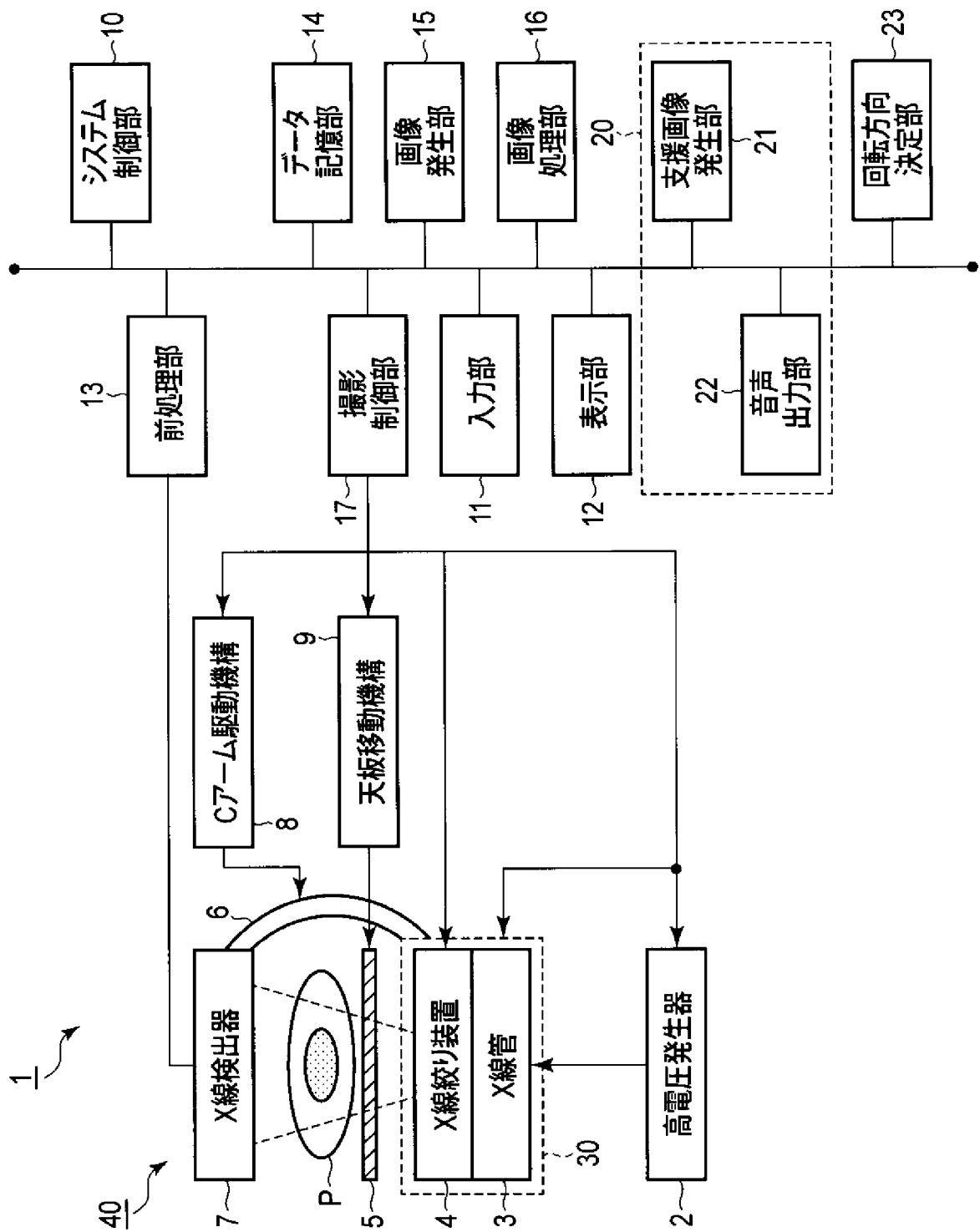
[図10]



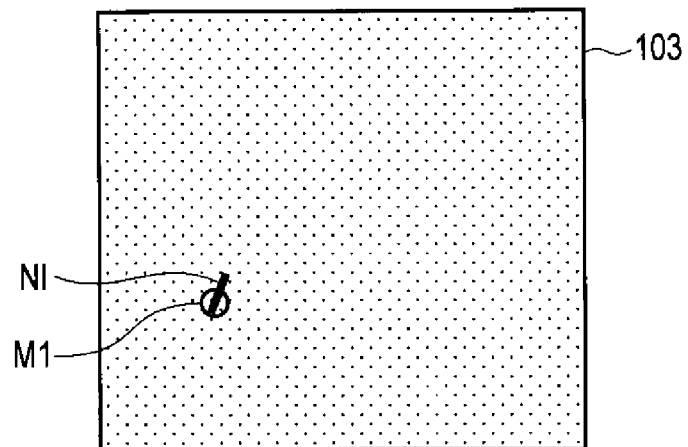
[図11]



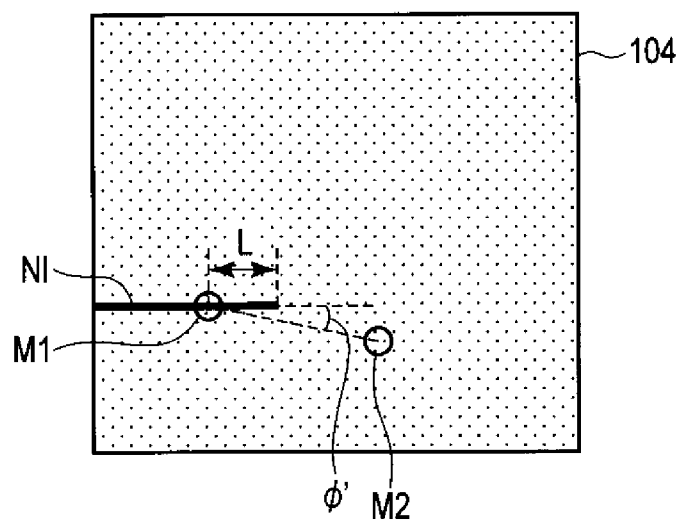
[図12]



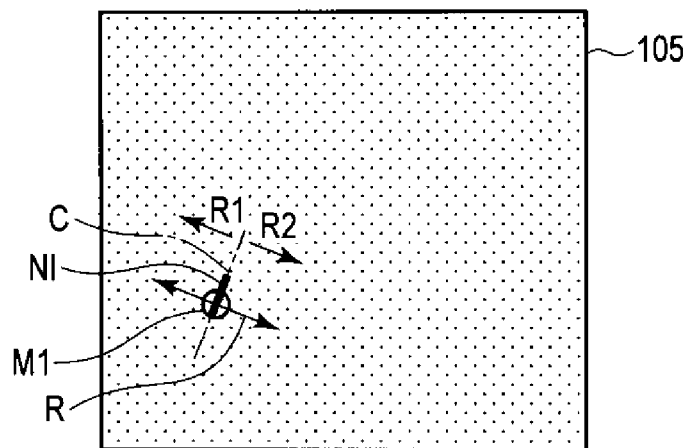
[図13]



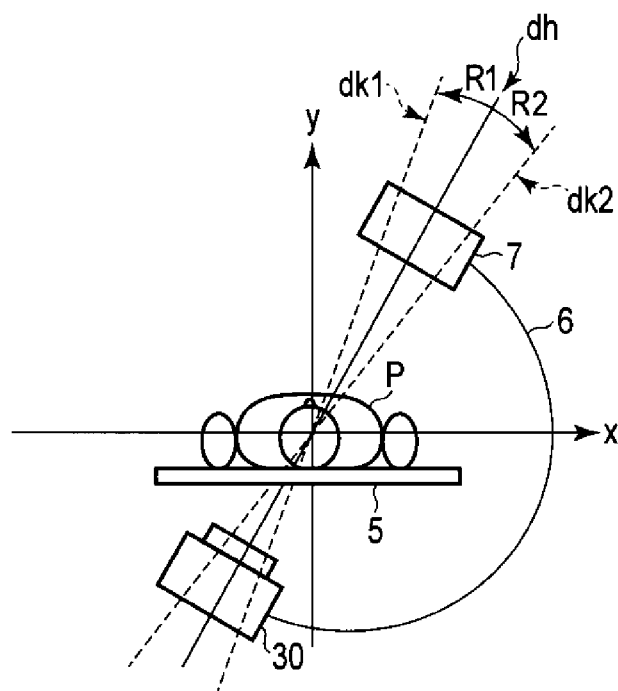
[図14]



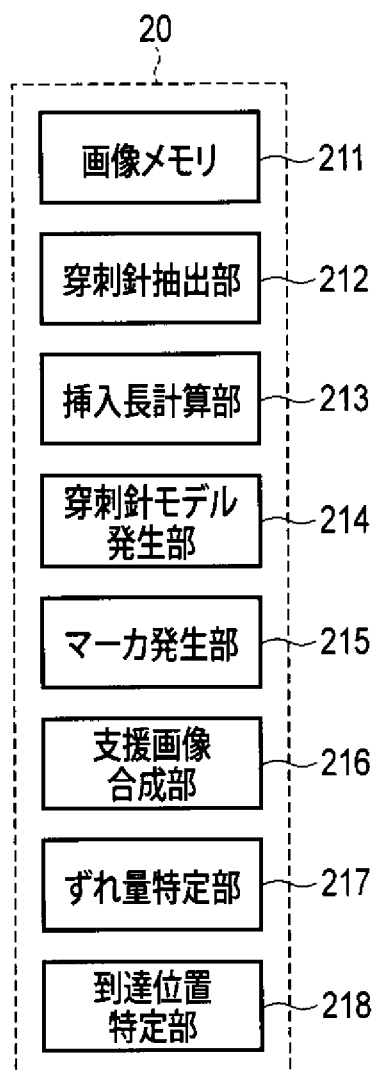
[図15]



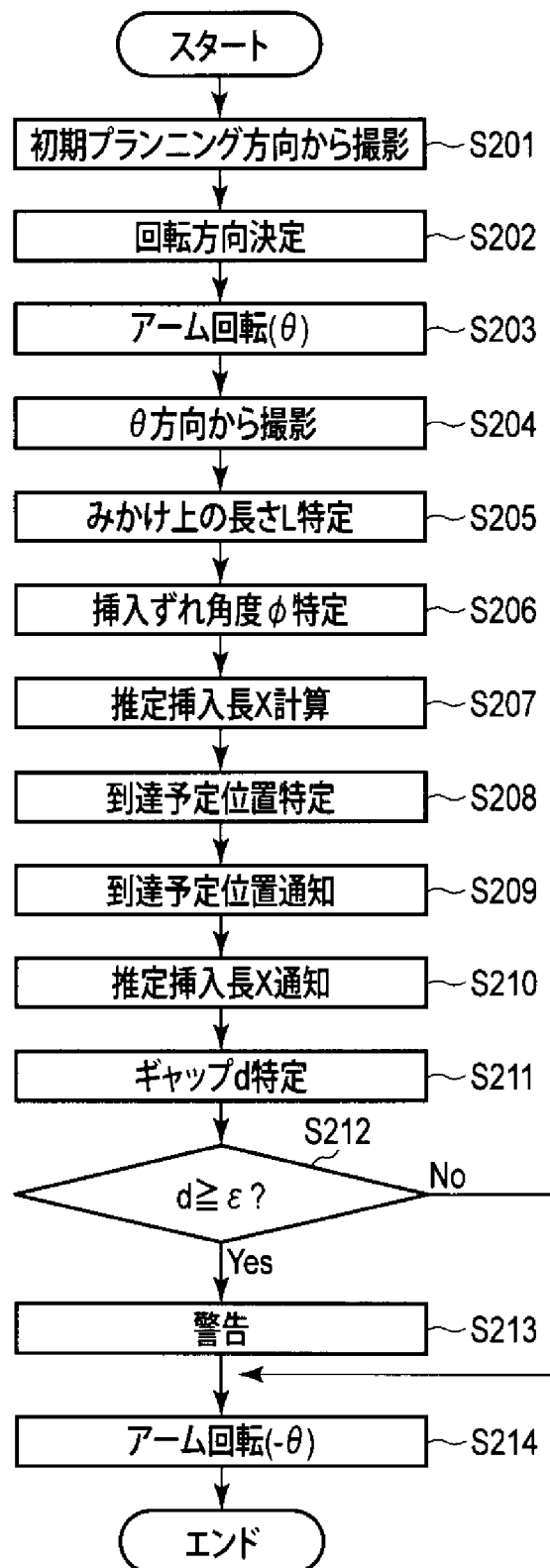
[図16]



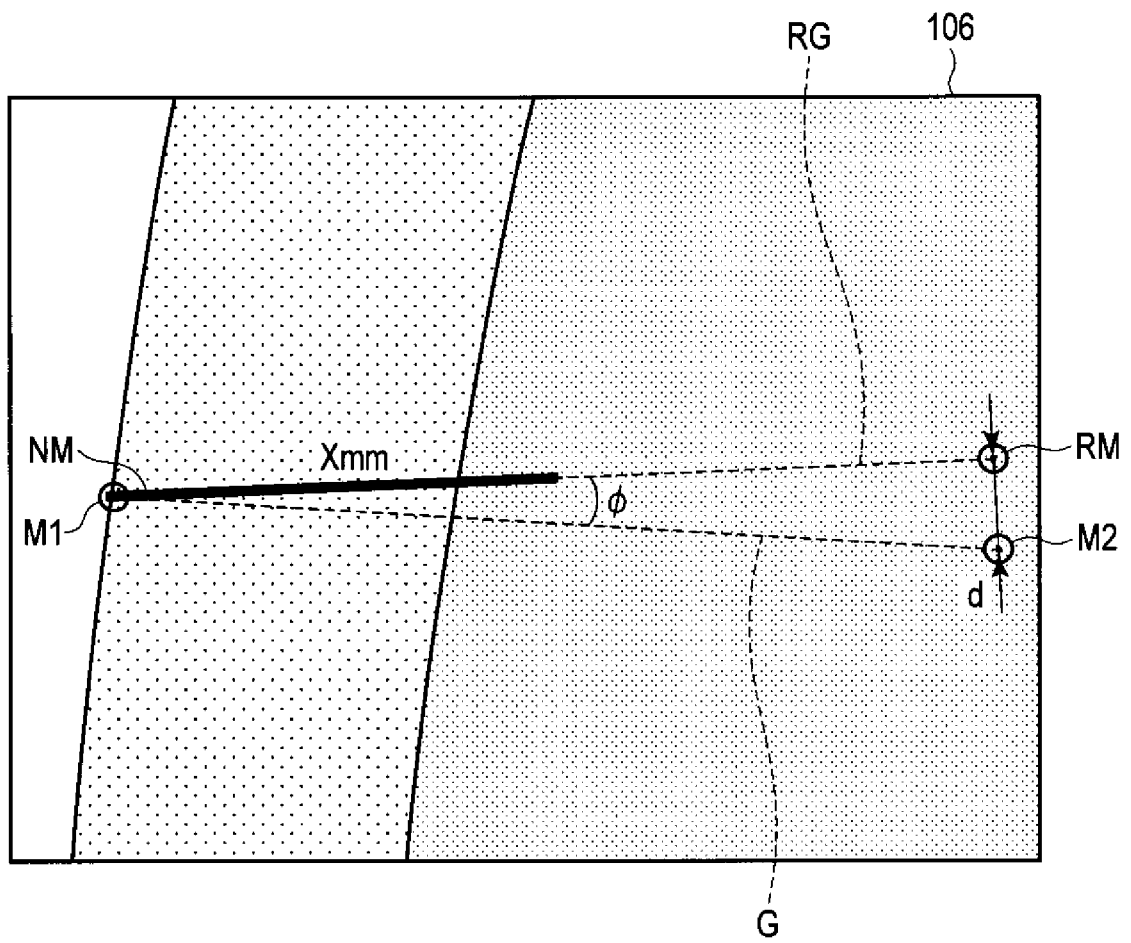
[図17]



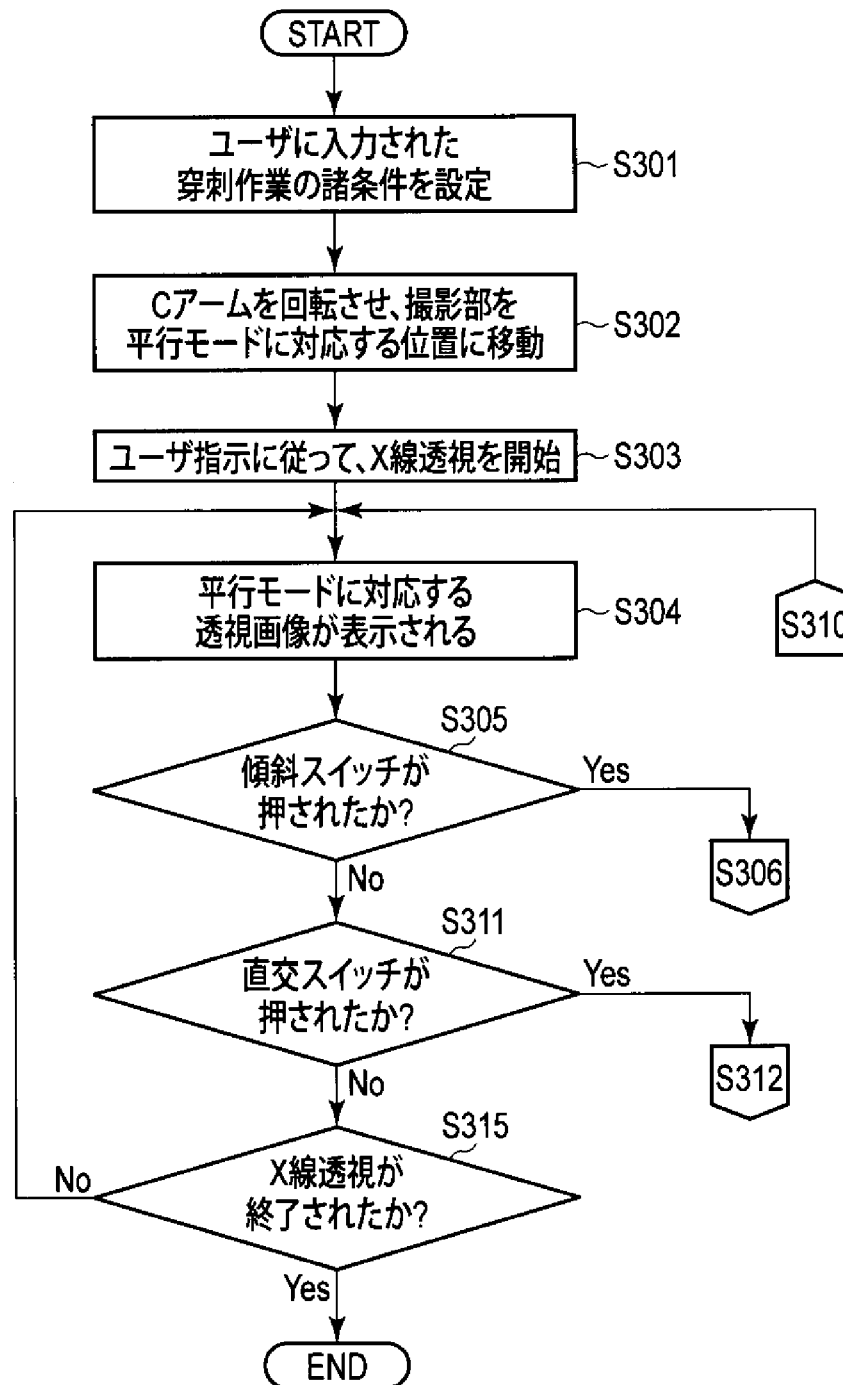
[図18]



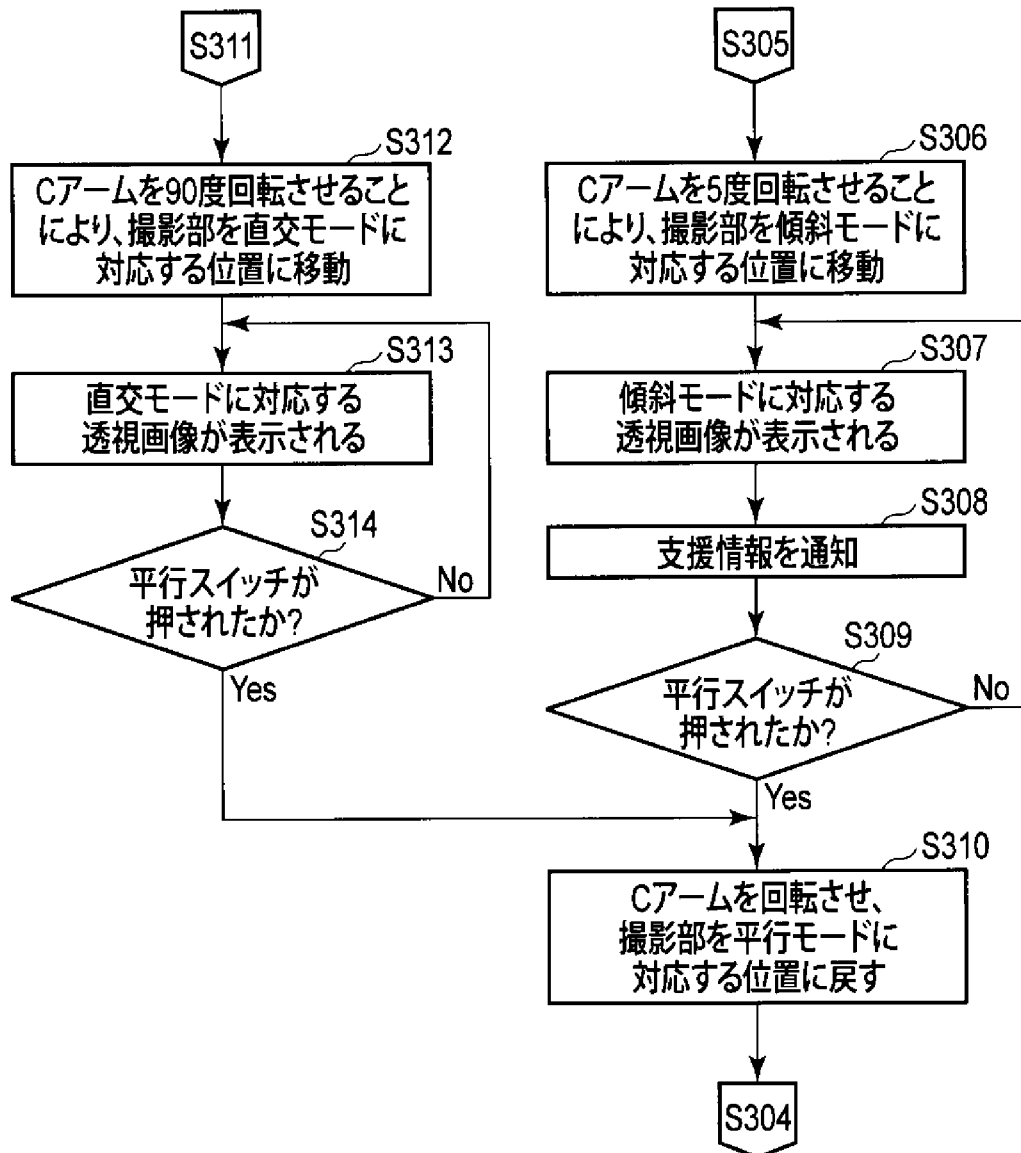
[図19]



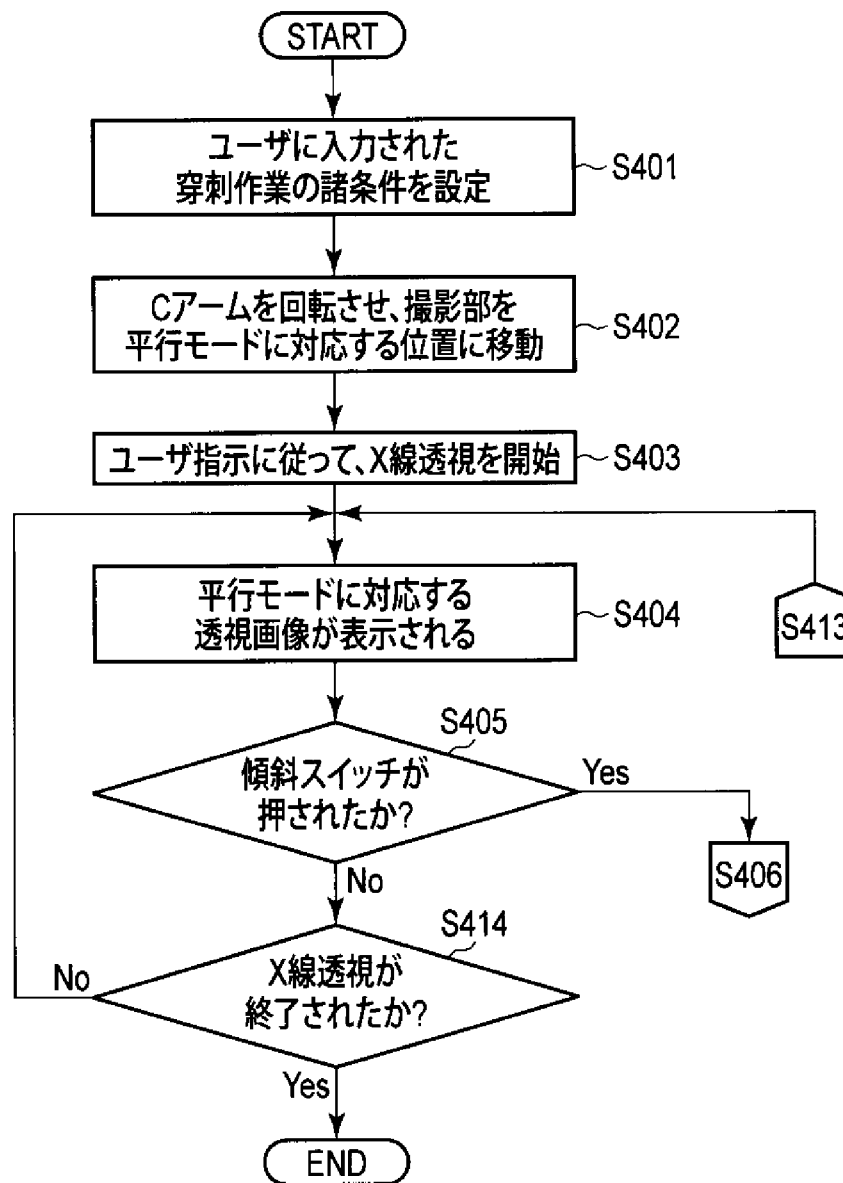
[図20A]



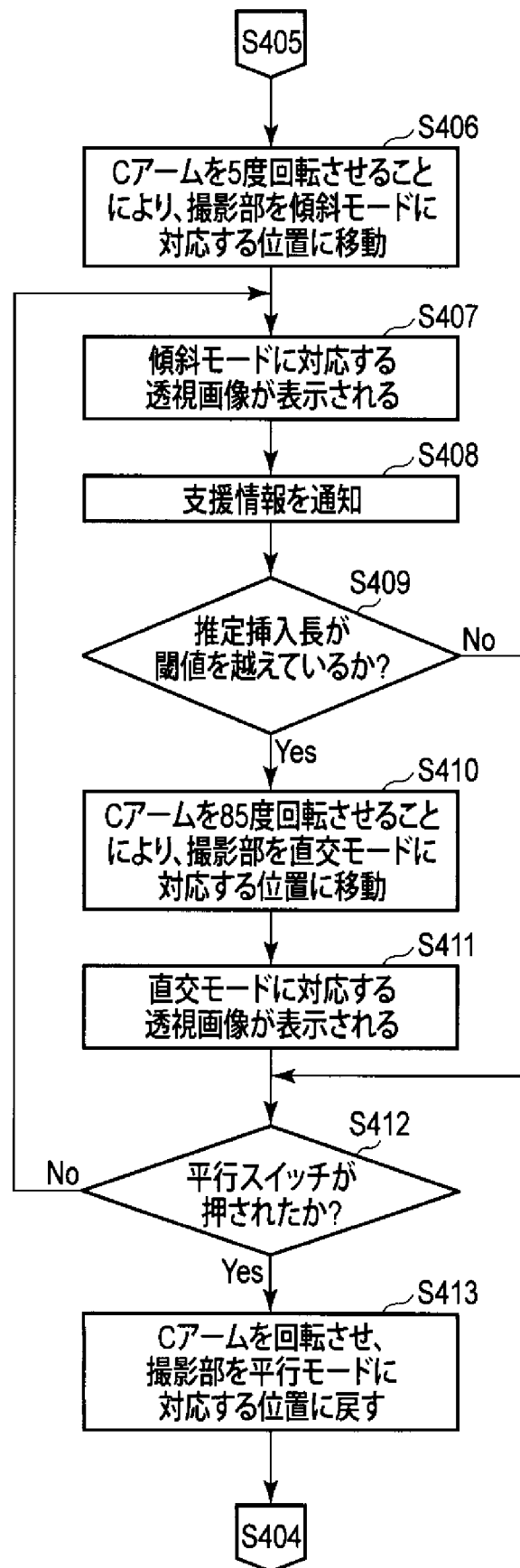
[図20B]



[図21A]



[図21B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 014 / 062499

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/00 {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)

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 | 1922-1996 | Jitsuyo | Shinan | Toroku | Koho | 1996-2014 |
| Kokai | Jitsuyo | Shinan | 1971-2014 | Toroku | Jitsuyo | Shinan | Koho | 1994-2014 |

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. |
|-----------|---|-----------------------|
| A | J P 2 0 0 2 - 2 4 8 0 9 8 A (Siemens A G .) , 0 3 September 2 0 0 2 (0 3 . 0 9 . 2 0 0 2) , claims & U S 2 0 0 2 / 0 0 9 9 2 8 4 A I & D E 1 0 0 5 7 0 2 7 A I | 1-13 |
| A | J P 2 0 0 1 - 2 1 8 7 6 5 A (Siemens A G .) , 1 4 August 2 0 0 1 (1 4 . 0 8 . 2 0 0 1) , claims & U S 2 0 0 1 / 0 0 2 9 3 3 4 A I & D E 1 9 9 6 3 4 4 0 A I | 1-13 |
| A | U S 2 0 0 8 / 0 2 3 4 5 7 5 A I (KLINGENBECK-REGN , K . e t a l .) , 2 5 September 2 0 0 8 (2 5 . 0 9 . 2 0 0 8) , paragraphs [0 0 0 8] t o [0 0 2 4] & D E 1 0 2 0 0 7 0 1 3 4 0 7 A I & C N 1 0 1 2 6 8 9 6 7 A | 1-13 |



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

3 0 July , 2 0 1 4 (3 0 . 0 7 . 1 4)

Date of mailing of the international search report

1 2 August , 2 0 1 4 (1 2 . 0 8 . 1 4)

Name and mailing address of the ISA/

Japan e Patent Offi c e

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 014 / 062499

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-----------------------|
| A | US 2007/0255292 A1 (PFI STER, M.), 01 November 2007 (01.11.2007), paragraphs [0008] to [0032] & DE 102006020403 B3 | 1 - 13 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 0 1 4 / 0 6 2 4 9 9

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos. : 1 4
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos. :
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos. :
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 014 / 062499

Continuation of Box No. I-1 of —continuation of first sheet (2)

Claim 14 relates to a method that is carried out under puncturing and thus pertains to "methods for treatment of the human or animal body by surgery or therapy" - Therefore, claim 14 relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and "Rule 39.1(iv)" of the Regulations under the PCT, to search -

A . 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

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 (I P C))

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 | 1 9 2 2 - |
| 日本国公開実用新案公報 | 1 9 7 1 - 2 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1 9 9 6 - |
| 日本国登録実用新案公報 | 1 9 9 4 - 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 |
|-----------------|--|----------------|
| A | JP 2002-248098 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2002. 09. 03, 【特許請求の範囲】 & US 2002/0099284 A1 & DE 10057027 A1 | 1 - 1 3 |
| A | JP 2001-218765 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2001. 08. 14, 【特許請求の範囲】 & US 2001/0029334 A1 & DE 19963440 A1 | 1 - 1 3 |
| A | US 2008/0234575 A1 (KLINGENBECK-REGN, K. et al.) 2008. 09. 25, [0008] - [0024] & DE 102007013407 A1 & CN 101268967 A | 1 - 1 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

- 「F」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
「Z」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 0 . 0 7 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送 日

1 2 . 0 8 . 2 0 1 4

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 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

湯本 照基

2 Q

9 4 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

| C (続 き) . 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 |
| A | US 2007/0255292 AI (PFISTER, M.) 2007. 11. 01, [0008] - [0032] & DE 102006020403 B3 | 1 - 1 3 |

第 II 欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第 1 ページの 2 の続き)

法第 8 条第 3 項 (P C T 17 条 (2) (a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 14 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 14 は、穿刺を維持しながら行われる方法であるから、[手術又は治療による人体又は動物の体の処置方法] に関するものであって、PCT17 条 (2) (a) (i) 及び [PCT 規則 39.1 (iv)] の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であって P C T 規則 6.4 (a) の第 2 文及び第 3 文の規定に従って記載されていない。

第 III 欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第 1 ページの 3 の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。