

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公開特許公報(A)

(11)公開番号

特開2022-10513  
(P2022-10513A)

(43)公開日 令和4年1月17日(2022.1.17)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 0 0 S 2 G 1 8 8
G 0 1 T 7/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00	3 2 0 Z 4 C 0 9 3
	G 0 1 T 7/00	A

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全20頁)

(21)出願番号	特願2020-111147(P2020-111147)	(71)出願人	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(22)出願日	令和2年6月29日(2020.6.29)	(74)代理人	110001254 特許業務法人光陽国際特許事務所
		(72)発明者	駒坂 友則 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		Fターム(参考)	2G188 BB02 CC22 DD05 DD25 DD26 DD47 EE25 EE32 EE43 4C093 AA03 CA15 EB13 EB17 EB30 FA12 FA19 FA57 FA60 FB20

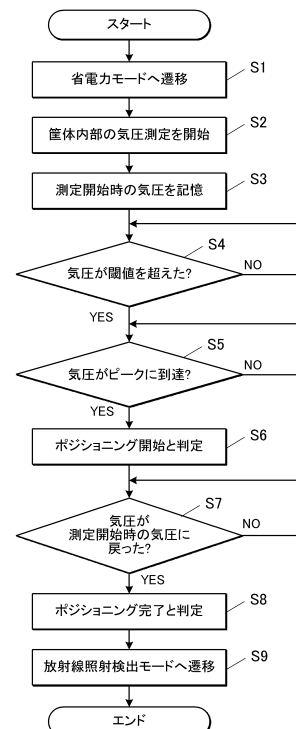
(54)【発明の名称】 放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システム

(57)【要約】

【課題】被験者のポジショニングが完了したか否かの判定を適切に行う。

【解決手段】放射線画像撮影装置20は、二次元状に配置された複数の放射線検出素子34を備えるセンサーパネルSPと、センサーパネルSPを収納する筐体1と、を備え、制御部6は、筐体1の変形を検出し、検出された筐体1の変形量から被験者のポジショニングが完了したか否かを判定する。

【選択図】図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

二次元状に配置された複数の放射線検出素子を備えるセンサーパネルと、  
前記センサーパネルを収納する筐体と、  
前記筐体の変形を検出する筐体変形検出手段と、  
前記筐体変形検出手段によって検出された前記筐体の変形量から被験者のポジショニング  
又は撮影準備が完了したか否かを判定する判定手段と、  
を備えることを特徴とする放射線画像撮影装置。

**【請求項 2】**

前記筐体変形検出手段として、前記筐体内部の気圧を測定する気圧測定手段を用い、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定される前記筐体内部の気圧の変動に基づ  
いて、前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したか否かを判定する、  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線画像撮影装置。

10

**【請求項 3】**

前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定された前記筐体内部の気圧が予め設定し  
た閾値を超えた後、測定開始時の気圧に戻った場合に、前記ポジショニング又は前記撮影  
準備が完了したと判定する、  
ことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線画像撮影装置。

**【請求項 4】**

前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定された前記筐体内部の気圧が予め設定し  
た第 1 の閾値を超えた後、当該第 1 の閾値とは異なる予め設定した第 2 の閾値を下回った  
場合に、前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定する、  
ことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線画像撮影装置。

20

**【請求項 5】**

前記筐体の動きを検出する動き検出手段を備え、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定される前記筐体内部の気圧の変動と、前  
記動き検出手段によって検出される前記筐体の動きと、に基づいて、前記ポジショニング  
又は前記撮影準備が完了したか否かを判定する、  
ことを特徴とする請求項 2 に記載の放射線画像撮影装置。

**【請求項 6】**

前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定された前記筐体内部の気圧が予め設定し  
た閾値を超えた後、前記動き検出によって検出される前記筐体の動きが予め設定した範囲  
内に収まった場合に、前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定する、  
ことを特徴とする請求項 5 に記載の放射線画像撮影装置。

30

**【請求項 7】**

前記動き検出手段は、3軸加速度センサーである、  
ことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の放射線画像撮影装置。

**【請求項 8】**

前記センサーパネルに放射線が照射されたことを検出可能な照射検出モードと、当該照射  
検出モードでの消費電力よりも小さい消費電力で動作する省電力モードと、のいずれかに  
モードを切り替える切替手段を備え、  
前記切替手段は、放射線画像の撮影開始時は前記省電力モードに切り替え、前記判定手段  
によって前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定された場合に、前記省電  
力モードから前記照射検出モードに切り替える、  
ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の放射線画像撮影装置。

40

**【請求項 9】**

前記切替手段によって前記省電力モードから前記照射検出モードに切り替えられたことを  
報知手段に報知させる報知制御手段を備える、  
ことを特徴とする請求項 8 に記載の放射線画像撮影装置。

**【請求項 10】**

50

請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の放射線画像撮影装置と、  
放射線を曝射する放射線照射装置と、  
を備え、

前記放射線画像撮影装置は、前記判定手段によって前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定された場合、当該完了を前記放射線照射装置に通知する通知手段を備え、

前記放射線照射装置は、前記放射線画像撮影装置から前記通知を受けた場合、放射線の曝射を開始する、

ことを特徴とする放射線画像撮影システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線画像撮影装置及び放射線画像撮影システムに関する。

【背景技術】

【0002】

放射線画像撮影装置としてFPD (Flat Panel Detector) を用いたものが知られており、従来は支持台と一体的に形成された、いわゆる専用機型として構成されていたが、近年、放射線検出素子等を筐体内に収納し、持ち運び可能とした可搬型 (カセット型等ともいう。) の放射線画像撮影装置が開発され、実用化されている。

【0003】

そして、可搬型の放射線画像撮影装置ではバッテリーが内蔵されている場合が少なくない。その場合、バッテリーの電力が無駄に消費されてしまうと、1回の充電で行うことができる撮影の回数が少なくなる。そのため、放射線画像撮影装置を頻繁に充電することが必要になり、撮影の作業効率が低下するとともに、ユーザーである放射線技師等は撮影の合間に頻繁に充電しなければならないため放射線画像撮影装置の使い勝手が悪いと感じてしまう。そこで、電力を無駄に消費しないようにするために、例えば、撮影開始時は省電力モードに設定しておき、被験者のポジショニングが完了したことが検出された場合、放射線画像撮影装置の電力状態を現在の電力状態 (省電力モード) よりも大きい照射検出撮影モードへ移行させる放射線画像撮影装置が知られている (例えば、特許文献1参照)

。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許5632312号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上記特許文献1に記載されている放射線画像撮影装置では、自装置の振動が所定の範囲に収まった場合に被験者のポジショニングが完了したと判断するため、例えば、自装置を動かしたときに強い衝撃が与えられ、その後、当該衝撃による振動が所定の範囲に収まった場合に、被験者のポジショニングが完了したと誤った判断をしてしまうという問題がある。

【0006】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたもので、被験者のポジショニングが完了したか否かの判定を適切に行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明の放射線画像撮影装置は、二次元状に配置された複数の放射線検出素子を備えるセンサーパネルと、前記センサーパネルを収納する筐体と、

10

20

30

40

50

前記筐体の変形を検出する筐体変形検出手段と、  
前記筐体変形検出手段によって検出された前記筐体の変形量から被験者のポジショニング  
又は撮影準備が完了したか否かを判定する判定手段と、  
を備えることを特徴とする。

【0008】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の放射線画像撮影装置において、  
前記筐体変形検出手段として、前記筐体内部の気圧を測定する気圧測定手段を用い、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定される前記筐体内部の気圧の変動に基づ  
いて、前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したか否かを判定する、  
ことを特徴とする。

10

【0009】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の放射線画像撮影装置において、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定された前記筐体内部の気圧が予め設定し  
た閾値を超えた後、測定開始時の気圧に戻った場合に、前記ポジショニング又は前記撮影  
準備が完了したと判定する、  
ことを特徴とする。

【0010】

請求項4に記載の発明は、請求項2に記載の放射線画像撮影装置において、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定された前記筐体内部の気圧が予め設定し  
た第1の閾値を超えた後、当該第1の閾値とは異なる予め設定した第2の閾値を下回った  
場合に、前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定する、  
ことを特徴とする。

20

【0011】

請求項5に記載の発明は、請求項2に記載の放射線画像撮影装置において、  
前記筐体の動きを検出する動き検出手段を備え、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定される前記筐体内部の気圧の変動と、前  
記動き検出手段によって検出される前記筐体の動きと、に基づいて、前記ポジショニング  
又は前記撮影準備が完了したか否かを判定する、  
ことを特徴とする。

【0012】

請求項6に記載の発明は、請求項5に記載の放射線画像撮影装置において、  
前記判定手段は、前記気圧測定手段によって測定された前記筐体内部の気圧が予め設定し  
た閾値を超えた後、前記動き検出によって検出される前記筐体の動きが予め設定した範囲  
内に収まった場合に、前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定する、  
ことを特徴とする。

30

【0013】

請求項7に記載の発明は、請求項5又は6に記載の放射線画像撮影装置において、  
前記動き検出手段は、3軸加速度センサーである、  
ことを特徴とする。

【0014】

請求項8に記載の発明は、請求項1～7のいずれか一項に記載の放射線画像撮影装置にお  
いて、  
前記センサーパネルに放射線が照射されたことを検出可能な照射検出モードと、当該照射  
検出モードでの消費電力よりも小さい消費電力で動作する省電力モードと、のいずれかに  
モードを切り替える切替手段を備え、  
前記切替手段は、放射線画像の撮影開始時は前記省電力モードに切り替え、前記判定手段  
によって前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定された場合に、前記省電  
力モードから前記照射検出モードに切り替える、  
ことを特徴とする。

40

【0015】

50

請求項 9 に記載の発明は、請求項 8 に記載の放射線画像撮影装置において、前記切替手段によって前記省電力モードから前記照射検出モードに切り替えられたことを報知手段に報知させる報知制御手段を備える、ことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

請求項 10 に記載の発明の放射線画像撮影システムは、請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の放射線画像撮影装置と、放射線を曝射する放射線照射装置と、を備え、

前記放射線画像撮影装置は、前記判定手段によって前記ポジショニング又は前記撮影準備が完了したと判定された場合、当該完了を前記放射線照射装置に通知する通知手段を備え、

10

前記放射線照射装置は、前記放射線画像撮影装置から前記通知を受けた場合、放射線の曝射を開始する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、被験者のポジショニングが完了したか否かの判定を適切に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

20

【 0 0 1 8 】

【図 1】第 1 の実施形態の放射線画像撮影システムを建物に設置して用いる場合の模式図である。

【図 2】第 1 の実施形態の放射線画像撮影システムと回診車を組み合わせた場合の模式図である。

【図 3】第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置の外観を表す斜視図である。

【図 4】第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置に内蔵される放射線検出部の平面図である。

【図 5】第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置の概略回路構成を表すブロック図である。

【図 6】( a ) は第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置の概略断面図であり、( b ) は放射線画像撮影装置に荷重をかけたときの経過時間と当該装置 ( F P D ) 内の気圧との関係を示すグラフである。

30

【図 7】第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置によって実行されるポジショニング動作判定処理のフローチャートである。

【図 8】放射線画像撮影装置に荷重をかけたときの経過時間と当該装置 ( F P D ) 内の気圧との関係を示すグラフである。

【図 9】第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置の動作の一例を示すタイミングチャートである。

【図 10】第 1 の実施形態の変形例の放射線画像撮影装置によって実行されるポジショニング動作判定処理のフローチャートである。

40

【図 11】放射線画像撮影装置に荷重をかけたときの経過時間と当該装置 ( F P D ) 内の気圧との関係を示すグラフである。

【図 12】放射線画像撮影装置 ( F P D ) 内の気圧変動に対する当該装置の密閉度の影響を示すグラフである。

【図 13】第 2 の実施形態の放射線画像撮影装置によって実行されるポジショニング動作判定処理のフローチャートである。

【図 14】放射線画像撮影装置に荷重をかけたときの経過時間と、当該装置 ( F P D ) 内の気圧及び動きと、の関係を示すグラフである。

【図 15】( a ) は被験者のポジショニングが完了したか否かを判定する際の閾値の設定方法を説明するための図であり、( b ) は閾値設定テーブルの一例を示す図である。

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0019】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。ただし、以下に述べる実施形態には、本発明を実施するために技術的に好ましい種々の限定が付されているが、本発明の技術的範囲を以下の実施形態及び図示例に限定するものではない。

## 【0020】

## &lt;第1の実施形態&gt;

## 〔放射線画像撮影システムの構成〕

まず、第1の実施形態の構成を説明する。

第1の実施形態における放射線画像撮影システムは、図1に示すように、放射線照射装置10や、放射線画像撮影装置20、コンソール30、中継器40等で構成されている。 10

また、放射線画像撮影システムには、必要に応じて、図示しない放射線科情報システム(Radiology Information System、RIS)や、画像保存通信システム(Picture Archiving and Communication System: PACS)等が接続される。

## 【0021】

放射線照射装置10は、放射線源10aや、ジェネレーター10b、操作卓10c等を備えている。

放射線源10aは、放射線を生成可能な図示しない回転陽極や回転陽極に電子ビームを照射するフィラメント等を有している。

ジェネレーター10bは、放射線源10aが設定された管電圧や管電流、照射時間(mAs値)等に応じた線量の放射線を照射するように制御する。 20

操作卓10cは、放射線技師等のユーザーUが操作可能な曝射スイッチ10dを備えている。そして、操作卓10cは、曝射スイッチ10dが操作されたことに基づいて、ジェネレーター10bに対し放射線の照射開始等を指示するようになっている。

## 【0022】

放射線画像撮影装置20は、放射線が照射されたことを自ら検知する非連携方式のもの、すなわちAED(Auto Exposure Detection)機能を有するものとなっており、放射線照射装置10から放射線の照射を受けると、画像データを読み出し、その画像データを外部(コンソール30等)へ送信するようになっている。

なお、放射線画像撮影装置20の詳細については後述する。 30

## 【0023】

コンソール30は、コンピューターや専用の装置等で構成されており、図示しない制御部や、記憶部等の他、表示部30a、操作部30b等を備えている。

表示部30aは、CRT(Cathode Ray Tube)やLCD(Liquid Crystal Display)等で構成されている。

操作部30bは、マウスやキーボード、タッチパネル等で構成されている。

## 【0024】

中継器40は、放射線画像撮影装置20とコンソール30の間で、無線方式や有線方式での通信等を中継するためのアクセスポイントやハブの機能を備えている。

なお、中継器40を介すことなく、放射線画像撮影装置20とコンソール30間で直接に送受信するように構成してもよい。 40

## 【0025】

このように構成された放射線画像撮影システムは、操作者であるユーザーUが曝射スイッチ10dを操作すると、放射線照射装置10が、操作卓10cで設定した条件で放射線を患者へと照射する。そして、患者の背後に位置する放射線画像撮影装置20が患者を透過してきた放射線を受け、それに基づいて画像データを読み出し、読み出した画像データを、中継器40を介してコンソール30に送信するようになっている。

## 【0026】

なお、本実施形態の放射線画像撮影システムは、例えば、図1に示すように、固定された放射線照射装置10と組み合わせることも可能であるし、図2に示すように、回診車60 50

と組み合わせて用いることも可能である。回診車 60 と組み合わせて用いることで、放射線技師等のユーザー U が、移動が困難な患者 H がいる病室 R 1 へと直接出向いて放射線画像の撮影を行うことが可能となっている。

#### 【 0 0 2 7 】

放射線画像撮影システムを病院等の建物内に設置する場合は、図 1 に示すように、放射線照射装置 10 の放射線源 10 a や、ジェネレーター 10 b、放射線画像撮影装置 20、中継器 40 等を撮影室 R a 内に配置し、放射線照射装置 10 の操作卓 10 c や、コンソール 30 等を前室 R b ( 操作室等ともいう。 ) に設置するようにする。その際、放射線画像撮影装置 20 を、撮影台 ( 立位撮影用の撮影台 50 A や臥位撮影用の撮影台 50 B ) のカセットホルダー 50 a に装填して用いるように構成することが可能である。中継器 40 を撮影室 R a 内に配置することで、コンソール 30 を前室 R b に設置しても、無線通信性能を維持したり、有線ケーブルの接続を容易にしたりすることが可能となる。

10

#### 【 0 0 2 8 】

一方、放射線画像撮影システムを回診車 60 と組み合わせる場合は、図 2 に示すように、放射線画像撮影装置 20 以外の構成を回診車 60 の本体内に内蔵し、放射線画像撮影装置 20 を持ち運べるようにしておく。そして、この回診車 60 を用いて放射線画像の撮影を行う際には、放射線画像撮影装置 20 を、例えば、ベッド B とその上に横たわる患者 H との間に差し込んだり、患者 H にあてがったりする。放射線画像撮影装置 20 とコンソール 30 間を直接通信することで、中継器 40 を必要としない構成としても良いし、図示しない中継器 40 を介して通信することも可能である。

20

#### 【 0 0 2 9 】

##### 〔放射線画像撮影装置の構成〕

続いて、放射線画像撮影装置 20 の具体的構成について説明する。図 3 は放射線画像撮影装置 20 の斜視図、図 4 は放射線画像撮影装置 20 が備える放射線検出部 3 の正面図、図 5 は放射線画像撮影装置 20 の概略回路構成を表すブロック図である。

#### 【 0 0 3 0 】

本実施形態における放射線画像撮影装置 20 は、図 3 ~ 図 5 に示したように、筐体 1 の他、この筐体 1 に収納される、シンチレーター 2、放射線検出部 3、走査駆動部 4、読み出し部 5、制御部 6、記憶部 7、通信部 8、内蔵電源 9、気圧センサー 14 等を具備したセンサーパネル S P を備えている。

30

筐体 1 の一側面には、図 3 に示したように、電源スイッチ 11 や切替スイッチ 12、インジケータ 13、コネクタ 82 等が設けられている。

#### 【 0 0 3 1 】

シンチレーター 2 は、板状に形成されており、放射線を受けると放射線検出部 3 へ向けて可視光等の放射線よりも波長の長い電磁波を発するようになっている。

#### 【 0 0 3 2 】

放射線検出部 3 は、図 4 に示したように、基板 31 や、複数の走査線 32、複数の信号線 33、複数の放射線検出素子 34、複数の T F T 35 ( スイッチ素子 )、複数のバイアス線 36、結線 37 等で構成されている。

#### 【 0 0 3 3 】

基板 31 は、ガラスや、ベースフィルム、シリコン等の半導体材料等を用いて板状に形成され、シンチレーター 2 と並行して配置されている。

基板 31 上には、複数の放射線検出素子 34 が二次元的に配置されている。

放射線検出素子 34 の一方の端子には、スイッチ素子である T F T 35 のドレイン端子が、他方の端子にはバイアス線 36 がそれぞれ接続されている。

40

#### 【 0 0 3 4 】

走査線 32 は、複数の T F T 35 のゲート端子と接続され、複数の走査線 32 が配置されている。この走査線 32 はゲート線とも呼称される。

各信号線 33 は、走査線 32 と直交するように配置され、複数の T F T 35 のソース端子と接続され、複数の信号線 33 が配置されている。

50

各走査線 3 2 と各信号線 3 3 のそれぞれの端部には、端子 3 2 a , 3 3 a が形成され、基板 3 1 から配線を引き出せる構成となっている。

なお、走査線は、一つの放射線画像撮影装置 2 0 につき、例えば 2 4 3 0 本であり、信号線は 1 9 9 6 本などである。

#### 【 0 0 3 5 】

複数のバイアス線 3 6 は、結線 3 7 で接続され、同様に端子 3 7 a が形成されている。

なお、本実施形態のバイアス線 3 6 は、結線 3 7 で接続する構成としているが、各バイアス線 3 6 に端子 3 7 a を構成しても良いし、所定の本数毎に結線 3 7 で接続し、複数の端子 3 7 a を構成しても良い。結線 3 7 で接続するとバイアス線 3 6 を流れる電流が集中し、配線抵抗による電圧降下が大きくなってしまいが、分割することで、電圧降下を低減する効果が得られる。

10

また、バイアス線 3 6 は、配線抵抗の影響を低減するため、全面に面形状となるように配置しても良いし、縦横に配置した配線が交差部で接続した井桁形状となるように配置しても良い。

#### 【 0 0 3 6 】

放射線検出素子 3 4 は、当該放射線検出素子に照射された放射線の線量（或いはシンチレータ 2 で変換された電磁波の光量）に応じた電気信号（電流、電荷）をそれぞれ発生させるもので、例えばフォトダイオードや、フォトトランジスタ等で構成されている。なお、構成が異なる CCD 方式で構成してもよい。

各放射線検出素子 3 4 は、複数の走査線 3 2 及び複数の信号線 3 3 によって区画された複数の領域  $r$ （画素）にそれぞれ設けられている。すなわち、本実施形態の放射線検出素子 3 4 は、二次元状（マトリクス状）に分布するよう配列されている。筐体 1 に収納された放射線検出部 3 の各放射線検出素子 3 4 は、シンチレータ 2 と対向するようになっている。

20

#### 【 0 0 3 7 】

T F T 3 5 は、放射線検出素子部（放射線検出素子 3 4 の等価容量及び当該放射線検出素子 3 4 と並列に接続した容量）に電荷を保持するためのもので、放射線検出素子 3 4 と同様、複数の領域  $r$  にそれぞれ設けられている。各 T F T 3 5 は、ゲート電極が近接する走査線 3 2 に接続され、ソース電極が近接する信号線 3 3 に接続され、ドレイン電極が同じ領域  $r$  内の放射線検出素子 3 4 に接続されている。このため、放射線検出素子 3 4 は、走査線 3 2 や信号線 3 3 と間接的に接続されることとなる。

30

なお、T F T 3 5 は、複数の領域  $r$  の内のいくつかに対しては、放射線検出素子 3 4 と信号線 3 3 を配線で接続し、T F T 3 5 を配置しないものを設けてもよい。

また、T F T 3 5 のソース電極とドレイン電極は同じ機能をするため、入れ替えても良い。

#### 【 0 0 3 8 】

また、複数のバイアス線 3 6 は、各信号線 3 3 と信号線 3 3 との間に信号線 3 3 と平行になるように、かつ交差する走査線 3 2 と導通しないように設けられている。

結線 3 7 は、基板 3 1 の縁部において、走査線 3 2 と平行に延びるように設けられている。結線 3 7 には、複数のバイアス線 3 6 が接続されている。また、結線 3 7 の端部には、端子 3 7 a が形成されている。

40

#### 【 0 0 3 9 】

走査駆動部 4 は、図 5 に示したように、電源回路 4 1 や、ゲートドライバー 4 2 等で構成されている。

電源回路 4 1 は、それぞれ電圧の異なるオン電圧とオフ電圧を生成し、ゲートドライバー 4 2 に供給するようになっている。

ゲートドライバー 4 2 は、走査線 3 2 の各ライン  $L 1 \sim L x$  に印加する電圧をオン電圧とオフ電圧との間で順次切り替えるようになっている。

#### 【 0 0 4 0 】

読み出し部 5 は、複数の読み出し回路 5 1 や、アナログマルチプレクサー 5 2、A / D 変

50

換器 5 3 等を備えている。

各読み出し回路 5 1 は、各信号線 3 3 にそれぞれ接続されている。

また、各読み出し回路 5 1 は、積分回路 5 1 a と相関二重サンプリング回路（以下、C D S 回路）5 1 b 等で構成されている。

【 0 0 4 1 】

積分回路 5 1 a は、信号線 3 3 に放出された電荷を積分し、積分された電荷量に応じた電圧値を C D S 回路 5 1 b へ出力するようになっている。

C D S 回路 5 1 b は、信号を読み出す対象の放射線検出素子 3 4 が接続された走査線 3 2 にオン電圧を印加する前（オフ電圧を印加している間）に、積分回路 5 1 a の出力電圧をサンプリングホールドし、該当の走査線 3 2 にオン電圧を印加して放射線検出素子の信号電荷を読み出し、該当の走査線 3 2 にオフ電圧を印加した後の積分回路 5 1 a の出力電圧の差分を出力するようになっている。

なお、信号電荷を読み出した後の積分回路 5 1 a の出力電圧もサンプリングホールドして差分するようによい。

【 0 0 4 2 】

アナログマルチプレクサー 5 2 は、C D S 回路 5 1 b から出力された複数の差分信号を一つずつ A / D 変換器 5 3 へ出力するようになっている。なお、複数の画素から 1 つの画素（例えば、4 画素を平均化した 1 画素）を生成するため、入力された複数の差分信号のうち 2 つ以上を A / D 変換器 5 3 へ出力できるようにしてもよい。

A / D 変換器 5 3 は、入力されたアナログ電圧値の画像データをデジタル値の画像データに順次変換するようになっている。なお、アナログマルチプレクサー 5 2 を利用する構成だけでなく、C D S 回路毎に A / D 変換機 5 3 を構成してもよい。

【 0 0 4 3 】

制御部（判定手段、切替手段）6 は、図示しない C P U（Central Processing Unit）や R O M（Read Only Memory）、R A M（Random Access Memory）、入出力インターフェース等がバスに接続されたコンピューターや、F P G A（Field Programmable Gate Array）等で構成されている。なお、専用の制御回路で構成されていてもよい。

制御部 6 は、所定の検知方式により放射線の照射開始を検知するようになっている。具体的な検知方法は特に限られるものではないが、例えば、図示しない放射線センサーや読み出し部 5 からの信号や、パイアス電源 9 B の電流変化に基づいて行うようにすることができる。

【 0 0 4 4 】

記憶部 7 は、S R A M（Static R A M）や S D R A M（Synchronous D R A M）、N A N D 型フラッシュメモリー、H D D（Hard Disk Drive）等で構成されている。

通信部 8 は、アンテナ 8 1 やコネクタ 8 2 を介して外部と無線方式や有線方式で通信を行うようになっている。

内蔵電源 9 は、リチウムイオン電池やリチウムイオンキャパシタ等で構成され、放射線検出部 3 や走査駆動部 4 等に電力を供給するようになっている。

気圧センサー（気圧測定手段（筐体変形検出手段））1 4 は、筐体 1 内部の気圧を測定するためのものであり、測定された気圧データを制御部 6 に出力するようになっている。

【 0 0 4 5 】

〔 荷重と気圧変動との関係 〕

図 6（a）に示すように、放射線画像撮影装置 2 0 の平面部に荷重（押圧）をかけると筐体 1 が変形することで筐体 1 内部の気圧が変動し、図 6（b）に示すように、当該気圧が或る数値まで増加する。その後、筐体 1 に形成されている通気口 1 a や微小な隙間（図示省略）より空気が入り込むことで筐体 1 内部の気圧が元（大気圧）に戻る特徴がある。なお、図 6（b）のグラフでは、大気圧を基準（0 . 0）として筐体 1 内部の気圧を表している（以下、図 8、図 1 1、図 1 2、図 1 4、図 1 5 のグラフも同様）。

そこで、本実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 では、上記の特徴を用いて被験者のポジシ

10

20

30

40

50

ヨニング動作の判定を行うようにしている。つまり、本実施形態では、放射線画像撮影装置 20 を、図 2 に示すように、ベッド B とその上に横たわる患者 H との間に差し込んで使用する場合を想定している。

以下、放射線画像撮影装置 20 が実行する処理の一つである、ポジショニング動作判定処理の詳細について説明する。

【0046】

〔ポジショニング動作判定処理〕

図 7 は、第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置 20 によって実行されるポジショニング動作判定処理のフローチャートである。

本実施形態の放射線画像撮影装置 20 の制御部 6 は、所定の撮影開始条件が成立したことを契機として、ポジショニング動作判定処理を実行するようになっている。 10

【0047】

具体的には、図 7 に示すように、まず、制御部 6 は、放射線画像撮影装置 20 のモードを、放射線照射検出モードでの消費電力よりも小さい消費電力で動作する省電力モードへ遷移させる（ステップ S 1）。なお、この省電力モードは、上述のように放射線照射検出モードでの消費電力よりも小さければ良く、当該省電力モードでの放射線画像撮影装置 20 の状態はどのような状態であっても良い。

【0048】

次いで、制御部 6 は、気圧センサー 14 を用いて筐体 1 内部の気圧測定を開始する（ステップ S 2）。続けて、制御部 6 は、図 8 に示すように、測定開始時における気圧（気圧データ）を RAM に一時記憶する（ステップ S 3）。 20

【0049】

次いで、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値（図 8 参照）を超えたか否かを判定する（ステップ S 4）。

【0050】

ステップ S 4 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値を超えていないと判定された場合（ステップ S 4；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が閾値を超えるまでの間、ステップ S 4 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S 4 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値を超えたと判定された場合（ステップ S 4；YES）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達したか否かを判定する（ステップ S 5）。 30

【0051】

ステップ S 5 において、筐体 1 内部の気圧がピークに到達していないと判定された場合（ステップ S 5；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達するまでの間、ステップ S 5 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S 5 において、筐体 1 内部の気圧がピークに到達したと判定された場合（ステップ S 5；YES）、制御部 6 は、図 8 に示すように、ピークに到達した時間（タイミング）において、被験者のポジショニング（撮影準備）が開始されたと判定する（ステップ S 6）。 40

【0052】

次いで、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が測定開始時の気圧、すなわちステップ S 3 で RAM に一時記憶された気圧に戻ったか否かを判定する（ステップ S 7）。

【0053】

ステップ S 7 において、筐体 1 内部の気圧が測定開始時の気圧に戻っていないと判定された場合（ステップ S 7；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が測定開始時の気圧に戻るまでの間、ステップ S 7 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S 7 において、筐体 1 内部の気圧が測定開始時の気圧に戻ったと判定された場合（ステップ S 7；YES）、制御部 6 は、図 8 に示すように、測定開始時の気圧に戻った時間（タイミング）において、被験者のポジショニング（撮影準備）が完了したと判定する（ステップ S 8）。 50

## 【 0 0 5 4 】

次いで、制御部 6 は、放射線画像撮影装置 2 0 のモードを省電力モードから放射線照射検出モードへ遷移させ（ステップ S 9 ）、ポジショニング動作判定処理を終了する。

## 【 0 0 5 5 】

制御部 6 は、放射線照射検出モードへの遷移後、図 9 に示すように、放射線照射装置 1 0 から放射線の照射を受けると、画像データを蓄積して当該画像データを読み出しする。そして、制御部 6 は、この画像データを外部（コンソール 3 0 等）へ転送（送信）した後、スリープモードへ遷移させる。ここで、スリープモードとは、例えば、放射線検出部 3 や走査駆動部 4 等には電力を供給せず、外部からの信号の送信等があった場合にそれを受信できるようにするための通信部 8 等の必要な機能部にのみ電力を供給するモードである。

10

## 【 0 0 5 6 】

以上説明したように、第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 の制御部 6 は、筐体 1 の変形を検出し、検出された筐体 1 の変形量から被験者のポジショニング（撮影準備）が完了したか否かを判定する。具体的には、制御部 6 は、気圧センサー 1 4 によって測定される筐体 1 内部の気圧の変動に基づいて、被験者のポジショニング（撮影準備）が完了したか否かを判定する。

したがって、第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 によれば、被験者のポジショニング動作と相関のある筐体 1 内部の気圧の変動から当該ポジショニング（撮影準備）が完了したか否かを判定するので、当該判定を適切に行うことができる。

## 【 0 0 5 7 】

また、制御部 6 は、気圧センサー 1 4 によって測定された筐体 1 内部の気圧が予め設定した閾値を超えた後、測定開始時の気圧に戻った場合に、被験者のポジショニング（撮影準備）が完了したと判定する。

したがって、第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 によれば、例えば、物（被験者よりも軽い物体）が放射線画像撮影装置 2 0 の平面部に置かれた後、当該物が取り除かれた場合など、筐体 1 内部の気圧が予め設定した閾値を超えることなく、測定開始時の気圧に戻った場合にも、被験者のポジショニング（撮影準備）が完了したと誤った判定がなされてしまうことを抑制することができる。

20

## 【 0 0 5 8 】

また、制御部 6 は、放射線画像の撮影開始時は省電力モードに切り替え、被験者のポジショニング（撮影準備）が完了したと判定された場合に、当該省電力モードから放射線照射検出モードに切り替える。

したがって、第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 によれば、放射線画像の撮影開始時から被験者のポジショニング（撮影準備）が完了するまでの間は、当該装置のモードを省電力モードにしておくことができるので、電力を無駄に消費しないようにすることができ、内蔵電源 9 による駆動時間を延ばすことができる。また、この放射線画像撮影装置 2 0 によれば、放射線画像の撮影の際に、省電力モードから放射線照射検出モードへの切り替えを自動的に行うことができるので、当該モードの切り替えを簡便かつ円滑に行うことが可能となる。

30

## 【 0 0 5 9 】

< 変形例 >

次に、第 1 の実施形態の変形例について説明する。

この変形例における構成は、第 1 の実施形態で説明したものと同様であるので説明を省略し、以下、第 1 の実施形態の変形例のポジショニング動作判定処理について説明する。この変形例のポジショニング動作判定処理は、上述した第 1 の実施形態とは異なり、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値を超えた後、必ずしも測定開始時の気圧に戻らないケースを考慮した処理となっている。

40

## 【 0 0 6 0 】

〔ポジショニング動作判定処理〕

図 1 0 は、第 1 の実施形態の変形例の放射線画像撮影装置 2 0 によって実行されるポジシ

50

ヨニング動作判定処理のフローチャートである。

図 10 に示すように、まず、制御部 6 は、放射線画像撮影装置 20 のモードを、放射線照射検出モードでの消費電力よりも小さい消費電力で動作する省電力モードへ遷移させる（ステップ S 11）。

【0061】

次いで、制御部 6 は、気圧センサー 14 を用いて筐体 1 内部の気圧測定を開始する（ステップ S 12）。

【0062】

次いで、制御部 6 は、図 11 に示すように、筐体 1 内部の気圧が予め定められた第 1 閾値を超えたか否かを判定する（ステップ S 13）。

10

【0063】

ステップ S 13 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた第 1 閾値を超えていないと判定された場合（ステップ S 13；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が第 1 閾値を超えるまでの間、ステップ S 13 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S 13 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた第 1 閾値を超えたと判定された場合（ステップ S 13；YES）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達したか否かを判定する（ステップ S 14）。

【0064】

ステップ S 14 において、筐体 1 内部の気圧がピークに到達していないと判定された場合（ステップ S 14；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達するまでの間、ステップ S 14 の判定処理を繰り返し行う。

20

一方、ステップ S 14 において、筐体 1 内部の気圧がピークに到達したと判定された場合（ステップ S 14；YES）、制御部 6 は、図 11 に示すように、ピークに到達した時間（タイミング）において、被験者のポジショニングが開始されたと判定する（ステップ S 15）。

【0065】

次いで、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が予め定められた第 2 閾値を下回ったか否かを判定する（ステップ S 16）。なお、ステップ S 16 の判定処理で用いる第 2 閾値は、ステップ S 13 の判定処理で用いる第 1 閾値と同じ値の閾値であっても良い。

【0066】

ステップ S 16 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた第 2 閾値を下回っていないと判定された場合（ステップ S 16；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が第 2 閾値を下回るまでの間、ステップ S 16 の判定処理を繰り返し行う。

30

一方、ステップ S 16 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた第 2 閾値を下回ったと判定された場合（ステップ S 16；YES）、制御部 6 は、図 11 に示すように、筐体 1 内部の気圧が第 2 閾値を下回った時間（タイミング）において、被験者のポジショニングが完了したと判定する（ステップ S 17）。

【0067】

次いで、制御部 6 は、放射線画像撮影装置 20 のモードを省電力モードから放射線照射検出モードへ遷移させ（ステップ S 18）、ポジショニング動作判定処理を終了する。

40

【0068】

以上説明したように、変形例の放射線画像撮影装置 20 は、気圧センサー 14 によって測定された筐体 1 内部の気圧が予め設定した第 1 閾値を超えた後、当該第 1 閾値とは異なる予め設定した第 2 閾値を下回った場合に、被験者のポジショニングが完了したと判定する。

したがって、変形例の放射線画像撮影装置 20 によれば、筐体 1 内部の上昇した気圧が測定開始時の気圧に戻らないケースであっても、被験者のポジショニングが完了したか否かの判定を適切に行うことができる。

【0069】

< 第 2 の実施形態 >

50

次に、第 2 の実施形態について説明する。

第 2 の実施形態における構成は、放射線画像撮影装置 20 が自装置の動きを検出するための 3 軸加速度センサー（動き検出手段）（図示省略）を備えている他は、第 1 の実施形態で説明したものと同様であるので説明を省略し、以下、第 2 の実施形態のポジショニング動作判定処理について説明する。

【0070】

上述したように、第 1 の実施形態の放射線画像撮影装置 20 では、筐体 1 内部の気圧変動に基づいて、被験者のポジショニングが完了したか否かの判定を行うようにしている。しかし、この気圧変動は、筐体 1 内の密閉度状態に応じて、その変動態様が変わることが分っている。具体的には、図 12 に示すように、新品状態の放射線画像撮影装置 20 の場合、筐体 1 内の密閉度が高いため、筐体 1 内部の上昇した気圧が大気圧に戻るまでの時間が長い。一方、経年劣化した放射線画像撮影装置 20 の場合、筐体 1 内の密閉度が低いため、筐体 1 内部の上昇した気圧が大気圧に戻るまでの時間が短い。

10

【0071】

つまり、新品状態の放射線画像撮影装置 20 の場合、実際には被験者のポジショニングが完了しているにもかかわらず当該ポジショニング完了の判定がなされないケースが発生する。この結果、放射線照射検出モード（図 9 参照）への移行が遅れてしまい、放射線画像の撮影に時間がかかってしまうといった問題がある。一方、経年劣化した放射線画像撮影装置 20 の場合、実際には被験者のポジショニングが完了していないにもかかわらず当該ポジショニング完了の判定がなされてしまうケースが発生する。この結果、被験者のポジショニング中に放射線照射検出モードへ移行してしまい、電力を余計に消費してしまうといった問題がある。

20

そこで、第 2 の実施形態の放射線画像撮影装置 20 では、被験者のポジショニング開始の判定に関しては、第 1 の実施形態と同様の方法で行う一方、被験者のポジショニング完了の判定に関しては、上述した 3 軸加速度センサーを用いて 3 軸の加速度が一定の範囲に収まった場合、すなわち放射線画像撮影装置 20 の動きが収束した場合に、被験者のポジショニングが完了したと判定することを特徴としている。以下、第 2 の実施形態のポジショニング動作判定処理について説明する。

【0072】

〔ポジショニング動作判定処理〕

30

図 13 は、第 2 の実施形態の放射線画像撮影装置 20 によって実行されるポジショニング動作判定処理のフローチャートである。

図 13 に示すように、まず、制御部 6 は、放射線画像撮影装置 20 のモードを、放射線照射検出モードでの消費電力よりも小さい消費電力で動作する省電力モードへ遷移させる（ステップ S21）。

【0073】

次いで、制御部 6 は、気圧センサー 14 を用いて筐体 1 内部の気圧測定を開始するとともに、3 軸加速度センサー（図示省略）を用いて放射線画像撮影装置 20 の 3 軸の加速度測定を開始する（ステップ S22）。

【0074】

40

次いで、制御部 6 は、図 14 に示すように、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値を超えたか否かを判定する（ステップ S23）。

【0075】

ステップ S23 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値を超えていないと判定された場合（ステップ S23；NO）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が閾値を超えるまでの間、ステップ S23 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S23 において、筐体 1 内部の気圧が予め定められた閾値を超えたと判定された場合（ステップ S23；YES）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達したか否かを判定する（ステップ S24）。

【0076】

50

ステップ S 2 4 において、筐体 1 内部の気圧がピークに到達していないと判定された場合（ステップ S 2 4 ; N O）、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達するまでの間、ステップ S 2 4 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S 2 4 において、筐体 1 内部の気圧がピークに到達したと判定された場合（ステップ S 2 4 ; Y E S）、制御部 6 は、図 1 4 に示すように、ピークに到達した時間（タイミング）において、被験者のポジショニングが開始されたと判定する（ステップ S 2 5）。

【 0 0 7 7 】

次いで、制御部 6 は、3 軸加速度センサーによって測定された 3 軸の加速度が一定の範囲内に収まったか否かを判定する（ステップ S 2 6）。

10

【 0 0 7 8 】

ステップ S 2 6 において、3 軸の加速度が一定の範囲内に収まっていないと判定された場合（ステップ S 2 6 ; N O）、制御部 6 は、3 軸の加速度が一定の範囲内に収まるまでの間、ステップ S 2 6 の判定処理を繰り返し行う。

一方、ステップ S 2 6 において、3 軸の加速度が一定の範囲内に収まったと判定された場合（ステップ S 2 6 ; Y E S）、制御部 6 は、図 1 4 に示すように、3 軸の加速度が一定の範囲内に収まった時間（タイミング）において、被験者のポジショニングが完了したと判定する（ステップ S 2 7）。

【 0 0 7 9 】

次いで、制御部 6 は、放射線画像撮影装置 2 0 のモードを省電力モードから放射線照射検出モードへ遷移させ（ステップ S 2 8）、ポジショニング動作判定処理を終了する。

20

【 0 0 8 0 】

以上説明したように、第 2 の実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 の制御部 6 は、気圧センサー 1 4 によって測定される筐体 1 内部の気圧の変動と、3 軸加速度センサー（図示省略）によって検出される筐体 1 の動きと、に基づいて、被験者のポジショニングが完了したか否かを判定する。具体的には、制御部 6 は、気圧センサー 1 4 によって測定された筐体 1 内部の気圧が予め設定した閾値を超えた後、3 軸加速度センサーによって検出される筐体 1 の動き（3 軸の加速度）が予め設定した範囲内に収まった場合に、被験者のポジショニングが完了したと判定する。

したがって、第 2 の実施形態の放射線画像撮影装置 2 0 によれば、筐体 1 の密閉度に影響することなく、すなわち放射線画像撮影装置 2 0 の使用状態に影響することなく、被験者のポジショニングが完了したか否かを判定することができるので、当該判定をより適切に行うことができる。

30

この結果、実際の被験者のポジショニング完了タイミングと、当該ポジショニング完了の判定タイミングと、のズレを抑制することができるので、放射線照射検出モードへの移行が遅れてしまうことで放射線画像の撮影に時間がかかってしまうといった問題や、被験者のポジショニング中に放射線照射検出モードへ移行してしまい、電力を余計に消費してしまうといった問題を解消することができる。

【 0 0 8 1 】

以上、本発明の実施形態について説明したが、実施形態における記述内容は、本発明の好適な一例であり、これに限定されるものではない。

40

【 0 0 8 2 】

例えば、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、被験者のポジショニングが完了したと判定されたことを契機として、放射線画像撮影装置 2 0 のモードを省電力モードから放射線照射検出モードへ遷移させるが、当該放射線照射検出モードへ遷移した後も被験者が動いてしまいポジショニングをやり直すケースがある。そこで、放射線照射検出モードへの遷移後も、第 1 の実施形態であれば筐体 1 内部の気圧変動を検出、第 2 の実施形態であれば筐体 1 内部の気圧変動を検出又は筐体 1 の動き（振動）を検出した場合、放射線画像撮影装置 2 0 のモードを再度省電力モードに遷移させ、上述したポジショニング動作判定処理を実行するようにしても良い。

50

## 【 0 0 8 3 】

また、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態では、筐体 1 内部の気圧変動や筐体 1 の動き（振動）に基づいて、被験者のポジショニングが完了したか否かを判定するようにしているが、例えば、ひずみゲージやひずみセンサー等を用いて筐体 1 のたわみ具合を検出することで、被験者のポジショニングが完了したか否かを判定するようにしても良い。

## 【 0 0 8 4 】

また、第 2 の実施形態では、自装置の動きを検出する手段として、放射線画像撮影装置 20 が 3 軸加速度センサーを備える構成について説明したが、この自装置の動きを検出する手段は、3 軸加速度センサーに限定されるものではなく、例えば、地磁気センサー、ジャイロセンサー等の自装置の動きを検出可能なセンサーであっても良い。

10

## 【 0 0 8 5 】

また、第 1 の実施形態や第 2 の実施形態で説明した被験者のポジショニング完了の判定方法の他に、下記の方法を用いても良い。

具体的には、筐体 1 内部の気圧がピークに到達した後の気圧降下の傾きによって、被験者のポジショニングが完了したか否かを判定する際の閾値を設定する。例えば、図 15 ( a ) に示すように、筐体 1 内部の気圧がピークに到達した後の気圧降下の傾きが “ a ” である場合、放射線画像撮影装置 20 の制御部 6 は、閾値  $TH_a$  に設定する。また、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達した後の気圧降下の傾きが “ b ” である場合、閾値  $TH_b$  に設定する。また、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧がピークに到達した後の気圧降下の傾きが “ c ” である場合、閾値  $TH_c$  に設定する。そして、制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧 20 が設定された閾値を下回った場合に被験者のポジショニングが完了したと判定する。このような方法によれば、第 2 の実施形態のように 3 軸加速度センサーを用いなくても、筐体 1 の密閉度に影響することなく、すなわち放射線画像撮影装置 20 の使用状態に影響することなく、被験者のポジショニングが完了したか否かを判定することができるので、当該判定をより適切に行うことができる。

## 【 0 0 8 6 】

図 15 ( b ) は、閾値設定テーブル T の一例を示す図である。

図 15 ( b ) に示すように、閾値設定テーブル T では、各傾き（傾き a ~ 傾き n ）についてそれぞれ対応する閾値（閾値  $TH_a$  ~ 閾値  $TH_n$  ）が設けられている。この閾値設定テーブル T は、予め記憶部 7 に記憶しておき、放射線画像撮影装置 20 の制御部 6 は、筐体 1 内部の気圧が降下を開始した時点の傾きを算出した際に、この閾値設定テーブル T を用いて、算出された傾きに対応する閾値を決定する。

30

なお、第 1 の実施形態では、筐体 1 内部の気圧が測定開始時の気圧に戻ったと判定された場合、制御部 6 は、被験者のポジショニングが完了したと判定するようにしているが、例えば、筐体 1 内部の気圧が降下を開始した時点において算出される傾きから測定開始時の気圧に戻るまでの時間を算出し、算出された時間に到達したタイミングにおいて被験者のポジショニングが完了したと判定するようにしても良い。

## 【 0 0 8 7 】

また、被験者のポジショニングが完了したか否かの判定方法として、上述した方法の他に、例えば、過去のポジショニングに関する実績データからポジショニング時間を推定し、ポジショニング開始タイミングから推定されたポジショニング時間が経過したら被験者のポジショニングが完了したと判定するようにしても良い。

40

ここで、実績データは、例えば、ポジショニングの対象部位、操作者、被験者、実際に要したポジショニング時間などの情報を使い、推定には当該実績データから機械学習などを用いて学習させた推論アルゴリズムを使用する。

この方法によれば、筐体 1 の変形（例えば、筐体 1 内部の気圧変動）を検出しなくても被験者のポジショニングが完了したか否かを判定することが可能となる。

## 【 0 0 8 8 】

また、第 1 の実施形態や第 2 の実施形態では、放射線画像撮影装置 20 がスピーカーや表示部などの報知手段を備え、被験者のポジショニングが完了したと判定されたことを契機

50

として省電力モードから放射線照射検出モードに切り替えられた際に、当該切り替えがなされたことを、上記スピーカーを介して音声出力したり、上記表示部を介して文字出力するようにしても良い。また、上記切り替えがなされたことを音声出力したり文字出力する際に、例えば、「体を動かさないでください」等の注意事項を併せて音声出力したり文字出力するようにしても良い。

【 0 0 8 9 】

また、第 1 の実施形態や第 2 の実施形態では、放射線画像撮影装置 2 0 は、通信部 8 を介して、放射線照射装置 1 0 との間で通信可能な構成とし、被験者のポジショニングが完了したと判定された際に、通信部 8 を介して、当該ポジショニングの完了を放射線照射装置 1 0 に通知するようにしても良い。これにより、放射線画像撮影装置 2 0 が被験者のポジ  
10  
ショニングの完了通知を放射線照射装置 1 0 に行うことによって、放射線照射装置 1 0 が放射線の照射を開始できるように制御することが可能となる。

【 0 0 9 0 】

その他、放射線画像撮影システムを構成する各装置の細部構成及び細部動作に関しても、本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 1 】

1 0 放射線照射装置

2 0 放射線画像撮影装置

1 筐体

2 シンチレーター

3 放射線検知部

4 走査駆動部

5 読み出し部

6 制御部

7 記憶部

8 通信部

9 内蔵電源

1 4 気圧センサー

S P センサーパネル

3 0 コンソール

4 0 中継器

6 0 回診車

10

20

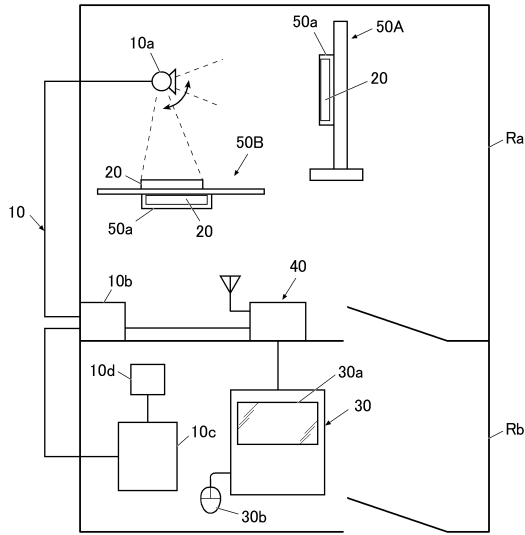
30

40

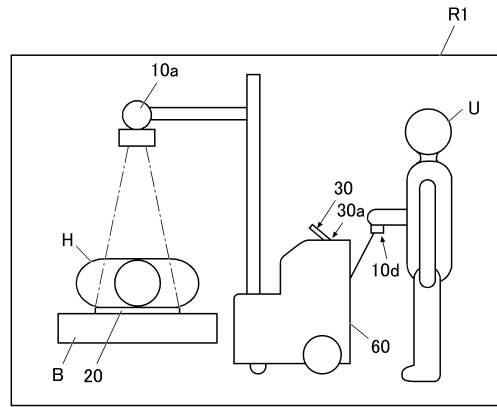
50

【 図面 】

【 図 1 】



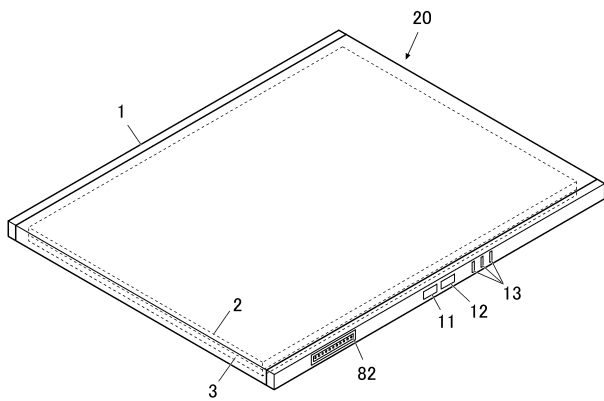
【 図 2 】



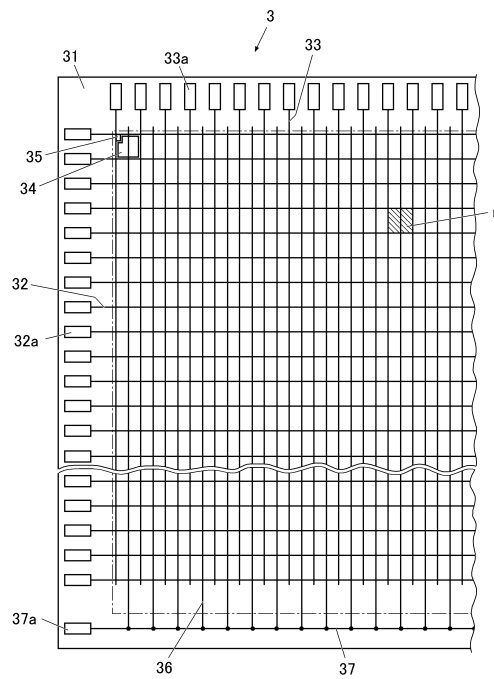
10

20

【 図 3 】



【 図 4 】

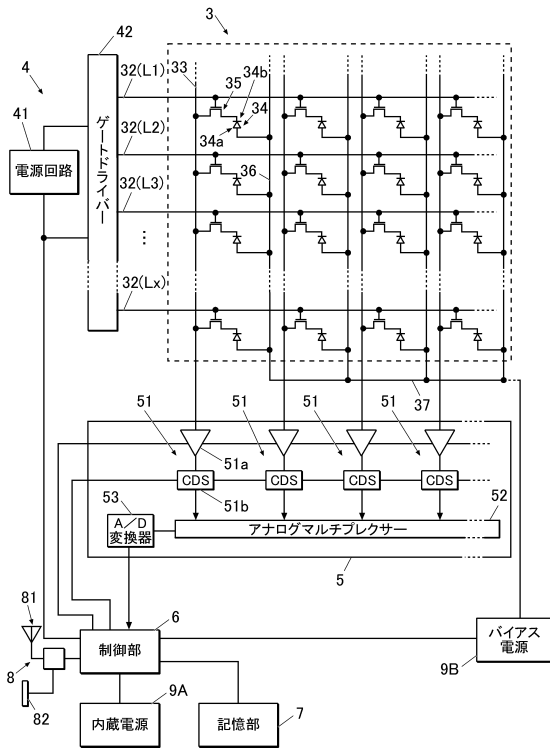


30

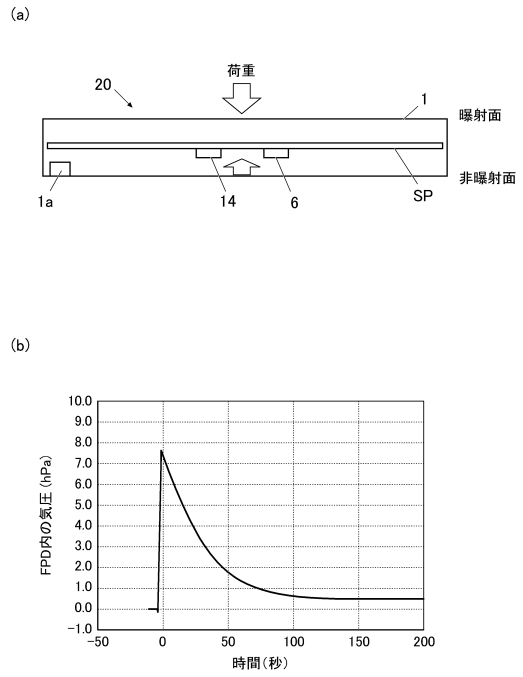
40

50

【 図 5 】



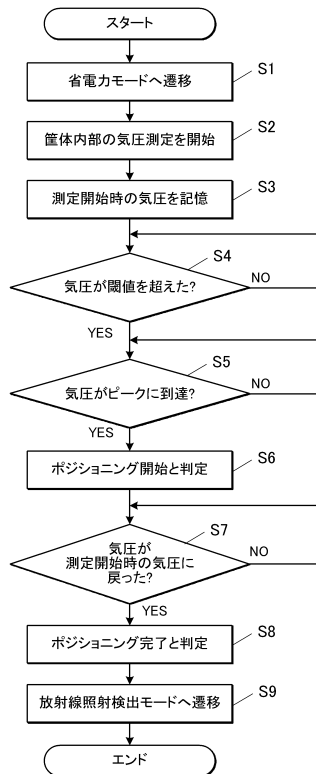
【 図 6 】



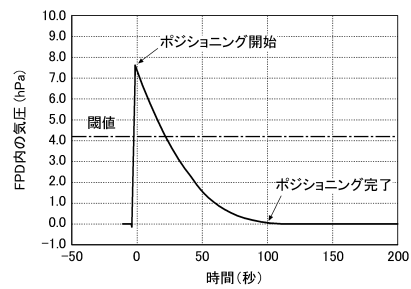
10

20

【 図 7 】



【 図 8 】

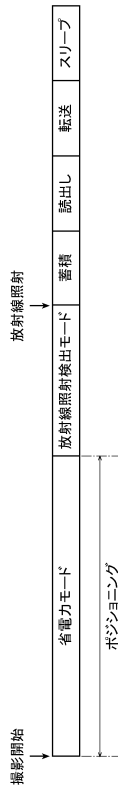


30

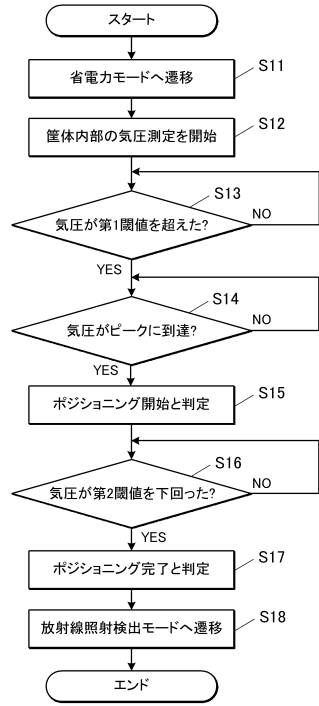
40

50

【 図 9 】



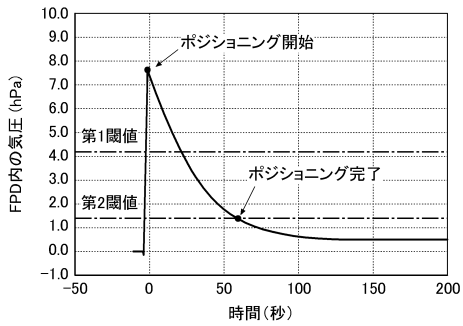
【 図 10 】



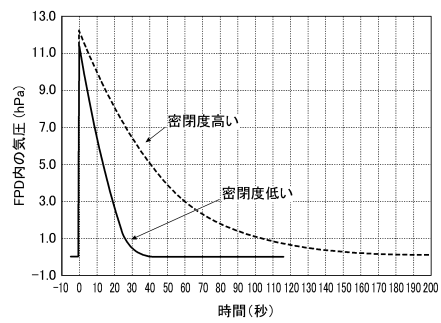
10

20

【 図 11 】



【 図 12 】

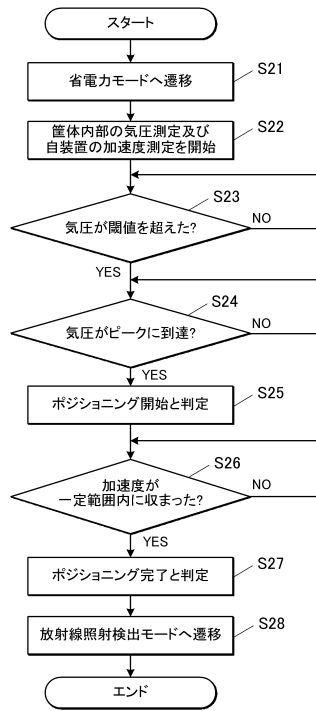


30

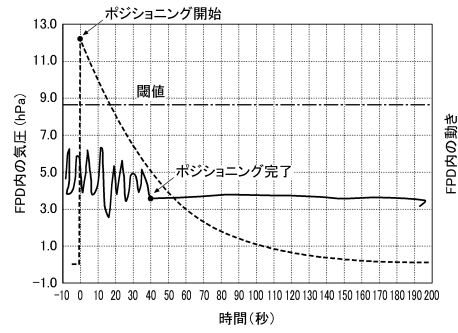
40

50

【 図 1 3 】



【 図 1 4 】

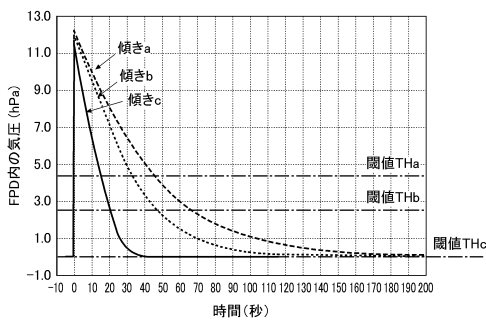


10

20

【 図 1 5 】

(a)



30

(b)

T

傾き	閾値
a	THa
b	THb
c	THc
⋮	⋮
n	THn

40

50