

(19)日本国特許庁(JP)

**(12)特許公報(B2)**

(11)特許番号  
**特許第7209552号**  
**(P7209552)**

(45)発行日 令和5年1月20日(2023.1.20)

(24)登録日 令和5年1月12日(2023.1.12)

(51)国際特許分類

A 6 1 B	6/00 (2006.01)	F I	A 6 1 B	6/00	3 3 3
G 0 6 T	1/00 (2006.01)		A 6 1 B	6/00	3 5 0 P
			A 6 1 B	6/00	3 6 0 Z
			G 0 6 T	1/00	2 9 0 A

請求項の数 11 (全20頁)

(21)出願番号 特願2019-11595(P2019-11595)  
 (22)出願日 平成31年1月25日(2019.1.25)  
 (65)公開番号 特開2020-116283(P2020-116283)  
 A)  
 (43)公開日 令和2年8月6日(2020.8.6)  
 審査請求日 令和3年11月17日(2021.11.17)

(73)特許権者 594164542  
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74)代理人 110001380  
 弁理士法人東京国際特許事務所  
 石山 文雄  
 栃木県大田原市下石上1385番地 キ  
 ャノンメディカルシステムズ株式会社内  
 審査官 蔡田 真彦

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 X線診断装置、X線診断装置の制御方法、および画像処理装置

**(57)【特許請求の範囲】****【請求項1】**

高電圧を発生するX線高電圧発生器と、

前記X線高電圧発生器の出力電圧を印加されて被検体に対してX線を照射するX線管と、  
 前記被検体を透過したX線を検出し、検出したX線にもとづく画像データを出力するX線画像センサと、

前記被検体を透過したX線を検出し、検出したX線の強度に応じた信号を出力するAEC検出器と、

前記AEC検出器の出力信号の履歴にもとづいて、X線撮影中に前記出力電圧を第1の電圧から前記第1の電圧とは異なる第2の電圧に切り替えるよう前記X線高電圧発生器を制御する制御部と、

前記制御部に制御されて、前記X線画像センサが出力する画像データを、前記出力電圧の値ごとに分類して記憶部に保存させる分類保存部と、

前記画像データごとの合成度合いについてのユーザからの設定指示を受け付けるための合成度合い受付部と、

前記合成度合い受付部を介してユーザに指示された合成度合いにもとづいて、前記出力電圧の値のそれぞれに対応する前記画像データどうしを合成処理することにより、X線画像を生成して表示部に表示させる画像生成部と、

を備え、

前記画像生成部は、

前記出力電圧の値ごとに分類された、前記X線画像センサの出力する前記画像データを取得する取得部と、

前記出力電圧の値ごとの前記画像データにもとづいて、前記画像データごとの前記合成分度合いが互いに異なる複数の前記X線画像から病変を含む前記X線画像を抽出して出力する学習済みモデルに対して、前記出力電圧の値ごとの前記画像データを入力することで前記病変を含む前記X線画像を出力する処理部と、

を含み、前記処理部により出力された前記病変を含む前記X線画像を前記表示部に表示させる、

X線診断装置。

【請求項2】

前記制御部は、

X線撮影開始時には前記第1の電圧を出力し、前記AEC検出器の出力信号のX線撮影開始からの積算値が第1の閾値を超えると前記第2の電圧に前記出力電圧を切り替え、前記積算値が前記第1の閾値よりも大きい第2の閾値を超えると高電圧出力を停止するよう、前記X線高電圧発生器を制御し、

前記第1の閾値と、前記第2の閾値と前記第1の閾値の差とは、ほぼ1:1の関係である、

請求項1記載のX線診断装置。

【請求項3】

前記制御部は、

X線撮影開始時には前記第1の電圧を出力し、前記AEC検出器の出力信号のX線撮影開始からの積算値が第1の閾値を超えると前記第2の電圧に前記出力電圧を切り替え、前記積算値が前記第1の閾値よりも大きい第2の閾値を超えると高電圧出力を停止し、前記積算値が前記第1の閾値よりも大きく前記第2の閾値よりも小さい第3の閾値を超えると、前記第1の電圧および前記第2の電圧とは異なる第3の電圧に前記出力電圧を切り替えるよう前記X線高電圧発生器を制御し、

前記第1の閾値と、前記第3の閾値と前記第1の閾値の差と、前記第2の閾値と前記第3の閾値の差とは、ほぼ1:1:1の関係である、

請求項1記載のX線診断装置。

【請求項4】

複数の記憶部をさらに備え、

前記分類保存部は、

前記X線画像センサと前記複数の記憶部のそれぞれとを逐一的に接続する切替手段を含み、

前記制御部は、

前記出力電圧の切り替えと同期して前記切替手段を制御し、前記画像データを前記出力電圧の値ごとに異なる記憶部に保存されることにより、前記出力電圧の値ごとに前記画像データを分類する、

請求項1ないし3のいずれか1項に記載のX線診断装置。

【請求項5】

前記合成分度合い受付部は、

ユーザの操作量に応じた信号を出力する調整手段を含み、

前記画像生成部は、

前記調整手段の操作量と、前記合成分度合いと、をあらかじめ関連付けた関連付け情報にもとづいて、ユーザによる前記調整手段の操作量に応じて前記合成分度処理を行う、

請求項1ないし4のいずれか1項に記載のX線診断装置。

【請求項6】

前記合成分度合い受付部は、

前記調整手段を複数含み、

複数の前記調整手段のそれぞれの操作量は、前記画像データのそれぞれの前記合成分度合

10

20

30

40

50

いに独立に関連付けられる、

請求項5記載のX線診断装置。

**【請求項7】**

前記画像生成部は、

X線撮影の撮影部位および撮影目的の少なくとも一方にもとづいて前記合成処理における前記画像データごとの前記合成度合いの初期値を設定し、前記合成度合いの初期値にもとづいて前記X線画像の初期画像を生成して前記表示部に表示させる、

請求項1ないし6のいずれか1項に記載のX線診断装置。

**【請求項8】**

前記画像生成部は、

アナトミカルプログラムにもとづいてX線撮影中に前記出力電圧を切り替えてX線撮影が実行されると、前記アナトミカルプログラムに含まれる情報にもとづいて前記画像データごとの前記合成度合いの初期値を設定する、

請求項7記載のX線診断装置。

**【請求項9】**

前記アナトミカルプログラムは、撮影部位および撮影目的の少なくとも一方と、撮影条件と、を関連付けた情報を含むとともに、当該撮影条件には、撮影部位および撮影目的の少なくとも一方に応じて設定された、X線撮影中に切り替えられる前記出力電圧の値が含まれる、

請求項8記載のX線診断装置。

**【請求項10】**

X線高電圧発生器の出力電圧を印加されたX線管から被検体に対してX線を照射するステップと、

前記被検体を透過したX線をX線画像センサが検出するステップと、

前記被検体を透過したX線をAEC検出器が検出するステップと、

前記AEC検出器の出力信号の履歴に応じて、X線撮影中に前記出力電圧を第1の電圧から前記第1の電圧とは異なる第2の電圧に切り替えるよう前記X線高電圧発生器を制御するステップと、

前記X線画像センサが出力する画像データを、前記出力電圧の値ごとに分類して記憶部に保存するステップと、

前記画像データごとの合成度合いについてのユーザからの設定指示を受け付けるステップと、

前記ユーザに指示された合成度合いにもとづいて、前記出力電圧の値のそれぞれに対応する前記画像データどうしを合成処理することにより、X線画像を生成して表示部に表示させるステップと、

前記出力電圧の値ごとに分類された、前記X線画像センサの出力する前記画像データを取得するステップと、

前記出力電圧の値ごとの前記画像データにもとづいて、前記画像データごとの前記合成度合いが互いに異なる複数の前記X線画像から病变を含む前記X線画像を抽出して出力する学習済みモデルに対して、前記出力電圧の値ごとの前記画像データを入力することで前記病变を含む前記X線画像を出力するステップと、

当該病变を含む前記X線画像を前記表示部に表示させるステップと、

を有するX線診断装置の制御方法。

**【請求項11】**

高電圧を発生するX線高電圧発生器と、前記X線高電圧発生器の出力電圧を印加されて被検体に対してX線を照射するX線管と、前記被検体を透過したX線を検出するX線画像センサと、前記被検体を透過したX線を検出するAEC検出器と、前記AEC検出器の出力信号の履歴に応じて、X線撮影中に前記出力電圧を第1の電圧から前記第1の電圧とは異なる第2の電圧に切り替えるよう前記X線高電圧発生器を制御する制御部と、前記制御部に制御されて、前記X線画像センサが出力する画像データを、前記出力電圧の値ごとに分

10

20

30

40

50

類して記憶部に保存させる分類保存部と、を有するX線診断装置により生成された、前記出力電圧の値のそれぞれに対応する前記画像データどうしを合成処理することにより、X線画像を生成して表示部に表示させる画像生成部と、

前記合成処理における前記画像データごとの合成度合いについてのユーザからの設定指示を受け付けるための合成度合い受付部、と

を備え、

前記画像生成部は、

前記合成度合い受付部を介してユーザに指示された合成度合いにもとづいて前記合成処理を行うことにより、前記X線画像を生成して前記表示部に表示させるとともに、  
前記画像生成部は、

前記出力電圧の値ごとに分類された、前記X線画像センサの出力する前記画像データを取得する取得部と、

前記出力電圧の値ごとの前記画像データにもとづいて、前記画像データごとの前記合成度合いが互いに異なる複数の前記X線画像から病変を含む前記X線画像を抽出して出力する学習済みモデルに対して、前記出力電圧の値ごとの前記画像データを入力することで前記病変を含む前記X線画像を出力する処理部と、

を含み、前記処理部により出力された前記病変を含む前記X線画像を前記表示部に表示させる、

画像処理装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

##### 【0001】

本発明の実施形態は、X線診断装置、X線診断装置の制御方法、および画像処理装置に関する。

##### 【背景技術】

##### 【0002】

X線診断装置のX線撮影条件は、被検体の体格、被検体の筋肉量、撮影部位、撮影目的などに応じて設定される。たとえば、胸部撮影で肋骨周辺の軟部組織を観察する場合は、硬いX線が好適とされており、X線撮影条件のうち、X線の線質を決定する管電圧は約130kV程度に設定される。一方、柔らかいX線が好適とされる腹部を観察するときは、管電圧は約70kVに設定される。また、被検体の体格が大きい場合や被検体が筋肉質である場合には、管電圧は高めに設定されることが好ましい。

##### 【0003】

被検体の体格、被検体の筋肉量、撮影部位、撮影目的などに応じてあらかじめ設定された線質のX線を用いてX線撮影することで、観察を意図した部位が好適な画質を有するX線画像を取得することができる。

##### 【0004】

ところが、X線画像を観察してはじめて、管電圧の設定時には意図していなかった部位に病変の疑いを発見することがある。この場合、この部位を詳細に観察するために、当該部位に適した管電圧によるX線撮影を再度行う必要が生じてしまう。

##### 【0005】

これは、集団検診における胸部レントゲン検査などで起こりうる。胸部レントゲン撮影は、肺結核や肺がんなど、肺野の検査が目的であるが、胸部レントゲン撮影で取得されたX線画像には、横隔膜や食道、心臓など、肺野以外の臓器も描出されている。しかし、X線画像がこれら臓器の観察に適した管電圧で撮影されているとは限らない。このため、仮にこれらの部位に異変があったとしても、X線画像では詳細な観察が難しく、診断が困難になってしまう場合がある。

##### 【0006】

異なる管電圧で2回のX線撮影を行い1つのX線画像を得る方法として、デュアルエナジーサブトラクション撮影法が知られている。この撮影法は、第1の管電圧で1回目のX

10

20

30

40

50

線撮影を行った後、第2の管電圧で2回目のX線撮影を行い、これら2種類のX線撮影画像データの差分を取ることによって、撮影画像の中から骨の部分を消去した画像を得る方法である。しかし、デュアルエナジーサブトラクション撮影は、1回目の撮影条件および撮影結果から2回目の撮影条件を演算で求める。このため、1回目の撮影と2回目の撮影の間に時間差が生じてしまい、被検体の動きによるX線画像ずれが起こり、2つのX線画像の位置合わせが難しいという問題がある。また、デュアルエナジーサブトラクション撮影の2回目の撮影では、管電圧および管電流の両方の条件を変える必要がある。このため、たとえ2回目の撮影条件を決める演算処理を高速で実行したとしても、X線管フィラメントの熱応答時間の制約から管電流条件の変更には一定の時間を要する。そのため、1回目の撮影と2回目の撮影の間を開けずに連続して撮影することは困難である。

10

**【先行技術文献】**

**【特許文献】**

**【0007】**

**【文献】特開2010-213799号公報**

**【発明の概要】**

**【発明が解決しようとする課題】**

**【0008】**

本発明が解決しようとする課題は、1回のX線撮影で複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データを容易に取得することである。

**【課題を解決するための手段】**

20

**【0009】**

実施形態に係るX線診断装置は、X線高電圧発生器と、X線管と、X線画像センサと、AEC検出器と、制御部と、分類保存部とを備える。X線高電圧発生器は、高電圧を発生する。X線管は、X線高電圧発生器の出力電圧を印加されて被検体に対してX線を照射する。X線画像センサは、被検体を透過したX線を検出し、検出したX線にもとづく画像データを出力する。AEC検出器は、被検体を透過したX線を検出し、検出したX線の強度に応じた信号を出力する。制御部は、AEC検出器の出力信号の履歴にもとづいて、X線撮影中に出力電圧を第1の電圧から第1の電圧とは異なる第2の電圧に切り替えるようX線高電圧発生器を制御する。分類保存部は、制御部に制御されて、X線画像センサが出力する画像データを、出力電圧の値ごとに分類して記憶部に保存させる。

30

**【図面の簡単な説明】**

**【0010】**

**【図1】一実施形態に係るX線診断装置の一構成例を示すブロック図。**

**【図2】1回のX線撮影における2種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得に係る各構成の動作のタイミングの一例を示す説明図。**

**【図3】1回のX線撮影における3種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得に係る積分器の出力と管電圧の切り替えタイミングの一例を示す説明図。**

**【図4】積分器の一構成例を示す説明図。**

**【図5】X線画像モニタとX線画像操作パッドの一構成例を示す説明図。**

**【図6】(a)は線質調整ダイヤルの操作量と2種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの合成度合いとの関連付け情報の一例を示す説明図、(b)はこの関連付情報の他の例を示す説明図。**

40

**【図7】線質調整ダイヤルの操作量と3種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの合成度合いとの関連付け情報の一例を示す説明図。**

**【図8】(a)は線質調整用の調整手段の第1変形例を示す説明図、(b)は第2変形例を示す説明図。**

**【図9】画像生成回路の一構成例を示すブロック図。**

**【図10】病变画像出力機能の学習時におけるデータフローの一例を示す説明図。**

**【図11】病变画像出力機能の運用時におけるデータフローの一例を示す説明図。**

**【発明を実施するための形態】**

50

**【 0 0 1 1 】**

以下、図面を参照しながら、X線診断装置、X線診断装置の制御方法、および画像処理装置の実施形態について詳細に説明する。

**【 0 0 1 2 】**

図1は、一実施形態に係るX線診断装置100の一構成例を示すブロック図である。

**【 0 0 1 3 】**

(1) 複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得（構成、動作の概略）

まず、1回のX線撮影における複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得に係る構成および動作の概略を説明する。

**【 0 0 1 4 】**

X線照射スイッチ1は、ユーザにより押下されるとX線照射信号を制御回路2に与えるスイッチである。

**【 0 0 1 5 】**

制御回路2は、X線診断装置100を統括制御する機能を実現する。また、制御回路2は、図示しない記憶回路に記憶されたプログラムを読み出して実行することにより、1回のX線撮影で複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データを容易に取得するための処理を実行するプロセッサである。制御回路2は、制御部の一例である。

10

**【 0 0 1 6 】**

X線高電圧発生器3は、制御回路2に制御されて高電圧を発生し、X線管4に印加する。X線高電圧発生器3は、変圧器方式のものを用いてもよいし、インバータ方式のものを用いてもよい。また、X線高電圧発生器3は、制御回路2に制御されて、出力電圧値を変更する。

20

**【 0 0 1 7 】**

X線管4は、X線高電圧発生器3により電圧を印加されてX線を発生する。コリメータ5は、X線管4が発生したX線の照射野を調整する機構を有する。コリメータ5は、たとえば2対の可動羽根を有し、各対の可動羽根が開閉することでX線管4から照射されるX線の照射野を調整する。

**【 0 0 1 8 】**

自動露出制御(AEC:Automatic Exposure Control)を行うための検出器(以下、AECディテクタという)7は、被検体6を透過したX線を検出し、検出したX線の強度に応じた信号を出力する。一方、X線画像センサ8は、被検体6を透過したX線を検出し、制御回路2に制御されて、検出したX線にもとづく画像データを出力する。

30

**【 0 0 1 9 】**

AECディテクタ7は、たとえば図1に示すようにX線画像センサ8と被検体6の間に設けられる。この場合、AECディテクタ7を薄型に形成すると、AECディテクタ7によるX線の減衰をわずかなものとことができ、被検体6を透過したX線のほとんどをX線画像センサ8に入射させることができる。

**【 0 0 2 0 】**

たとえば、ユーザによりX線照射スイッチ1が押されると、制御回路2は、X線高電圧発生器3に対して第1の管電圧を出力してX線管4に印加するよう指示する。X線管4は、X線高電圧発生器3から第1の管電圧を印加されてX線を発生する。X線管4の放射口から照射されたX線は、コリメータ5で所要の照射野に絞られ、被検体6を透過し、AECディテクタ7に入射するとともに、AECディテクタ7を透過してX線画像センサ8に入射する。

40

**【 0 0 2 1 】**

AECディテクタ7の出力信号は、AECディテクタアンプ9で増幅され、積分器9aで積分されて制御回路2に与えられる。積分器9aの構成については図4を用いて後述する。

**【 0 0 2 2 】**

制御回路2は、AECディテクタ7の出力信号の履歴にもとづいて、X線撮影中に第1

50

の電圧から第1の電圧とは異なる第2の電圧に切り替えるようX線高電圧発生器3を制御する。図1には、制御回路2が、積分器9aの出力を受け、あらかじめ設定された第1の閾値に達すると、第1の管電圧から第2の管電圧に切り替えるようX線を照射するようにX線高電圧発生器3に指示する場合の例を示した。この指示を受けると、X線高電圧発生器3は第2の管電圧をX線管4に印加する。

#### 【0023】

一方、分類保存部は、制御回路2に制御されて、X線画像センサ8が出力する画像データを、管電圧の値ごとに分類して記憶部に保存させる。図1には、分類保存部の一例としての画像信号切り替えスイッチ10が、記憶部の一例としての画像メモリ装置11に、X線画像センサ8が出力する画像データを管電圧の値ごとに分類して保存する場合の例を示した。

10

#### 【0024】

画像信号切り替えスイッチ10は、制御回路2に制御されて、X線画像センサ8と複数の画像メモリのそれぞれとを逐一的に接続する。画像信号切り替えスイッチ10は、切替手段の一例である。また、画像メモリ装置11の画像メモリ111および112は、複数の記憶部の一例である。

#### 【0025】

制御回路2は、出力電圧の切り替えと同期して画像信号切り替えスイッチ10を制御する。

#### 【0026】

具体的には、まず、X線撮影開始時において、画像信号切り替えスイッチ10は、制御回路2に制御されて、X線画像センサ8を画像メモリ装置11の画像メモリ111に接続する。たとえば、積分器9aの出力があらかじめ設定された第1の閾値に達すると、制御回路2は、X線画像センサ8に対して画像データを出力するように指示する。この結果、X線画像センサ8から出力された第1の管電圧に対応する画像データ（以下、第1画像データという）ID1は、画像信号切り替えスイッチ10を介して画像メモリ111に格納される。

20

#### 【0027】

次に、第1画像データID1が画像メモリ111に格納されると、制御回路2は、X線画像センサ8と画像メモリ装置11の画像メモリ112を接続するよう画像信号切り替えスイッチ10を制御する。

30

#### 【0028】

続いて、第2の管電圧によるX線照射によって被検体6を透過したX線は、AECディテクタ7で検出される。制御回路2は、積分器9aの出力を受け、あらかじめ設定された第2の閾値に達すると、X線高電圧発生器3の高電圧出力を停止させる。この結果、X線の照射は停止する。

#### 【0029】

X線照射が停止すると、制御回路2は、X線画像センサ8に対して画像データを出力するように指示する。X線画像センサ8から出力された第2の管電圧に対応するX線画像データ（以下、第2画像データという）ID2は、画像信号切り替えスイッチ10を介して、第1画像データが保存された画像メモリ111とは異なる画像メモリ112に格納される。

40

#### 【0030】

なお、一般に、同一の被検体に対し複数のX線撮影を行うことは、珍しくない。また、複数の被検体に対して連続してX線撮影を行うことも珍しくない。このように、X線画像センサ8から次々に画像データがoutputされる場合は、画像メモリ111および画像メモリ112のデータを画像メモリ装置11内の他の図示しない画像メモリに退避させて、あるいは、画像メモリ111および画像メモリ112のデータを画像メモリ装置11内のハードディスク装置119に移動して、画像メモリ111および画像メモリ112を継続的に利用可能とするとよい。

50

**【 0 0 3 1 】**

( 2 . 合成画像の生成 ( 構成、動作の概略 ) )

次に、第 1 画像データ I D 1 および第 2 画像データ I D 2 にもとづく合成画像の生成に係る構成および動作の概略を説明する。

**【 0 0 3 2 】**

画像生成回路 1 2 は、図示しない記憶回路に記憶されたプログラムを読み出して実行することにより、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データどうしを合成処理することにより、X 線画像を生成して X 線画像モニタ 1 3 に表示させるための処理を実行するプロセッサである。画像生成回路 1 2 は、画像生成部の一例である。

**【 0 0 3 3 】**

図 1 に示す例では、画像生成回路 1 2 は、画像メモリ 1 1 1 に格納された第 1 画像データ I D 1 ( 第 1 の管電圧に対応する X 線画像データ ) と、画像メモリ 1 1 2 に格納された第 2 画像データ I D 2 ( 第 2 の管電圧に対応する X 線画像データ ) とを合成して X 線画像を生成し、X 線画像モニタ 1 3 に表示させる。

**【 0 0 3 4 】**

X 線画像モニタ 1 3 は、たとえば液晶ディスプレイや O L E D ( Organic Light Emitting Diode ) ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、画像生成回路 1 2 の制御に従って画像生成回路 1 2 が生成した合成画像などの各種情報を表示する。

**【 0 0 3 5 】**

X 線画像操作パッド 1 4 は、たとえばダイヤル、スライダなどのユーザの操作量に応じた信号を出力する調整手段を有する。X 線画像操作パッド 1 4 は、ユーザによる合成度合い ( 重み ) の設定指示を受け付けるための合成度合い受付部の一例である。なお、合成度合い受付部は、X 線画像モニタ 1 3 に表示されるソフトキーであってもよい。

**【 0 0 3 6 】**

ユーザは、調整手段を操作することにより、X 線画像モニタ 1 3 に表示される合成画像の拡大縮小、明るさの変更、コントラストの変更、画像の回転などとともに、合成処理における第 1 画像データ I D 1 と第 2 画像データ I D 2 のそれぞれの合成度合い ( 重み ) を変更することができる。たとえば、画像生成回路 1 2 は、調整手段の操作量と、合成度合いと、をあらかじめ関連付けた関連付け情報を参照することにより、ユーザによる調整手段の操作量に応じて、合成処理における第 1 画像データ I D 1 と第 2 画像データ I D 2 のそれぞれの合成度合い ( 重み ) を変更する。調整手段の詳細については図 5 - 7 を用いて後述する。

**【 0 0 3 7 】**

このように、本実施形態に係る画像生成回路 1 2 は、合成処理における第 1 画像データ I D 1 と第 2 画像データ I D 2 を合成するときのそれぞれのデータの割合 ( 合成度合い、重み ) を変更することができる。この合成度合いを変更することにより、合成処理により生成される X 線画像に対応する X 線の線質 ( 管電圧 ) を仮想的に変更することができる。

**【 0 0 3 8 】**

また、X 線画像操作パッド 1 4 は、画像メモリ装置 1 1 にある、同一の被検体の複数の画像データ、あるいは、複数の被検体についての X 線画像データから、任意の画像データを選んで X 線画像モニタ 1 3 に表示させることができる。このとき、画像生成回路 1 2 は、1 回の X 線撮影において取得された第 1 画像データ I D 1 と第 2 画像データ I D 2 をペアで呼び出すようにするといい。

**【 0 0 3 9 】**

( 3 . 複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得 ( 動作の詳細 ) )

次に、1 回の X 線撮影における複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得に係る動作の詳細を説明する。

**【 0 0 4 0 】**

図 2 は、1 回の X 線撮影における 2 種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得に係る各構成の動作のタイミングの一例を示す説明図である。図 2 には、第 1 画像データ

10

20

30

40

50

I D 1 の収集終了のタイミング（および第 2 の管電圧 k V 2 への切り替えのタイミング）と第 2 画像データ I D 2 の収集開始のタイミングを、第 1 画像データ I D 1 の転送時間が積分器 9 a の出力値に与える影響を考慮して遅らせる場合の例を示した。

#### 【 0 0 4 1 】

X 線照射スイッチ 1 が押下されて X 線照射信号（図 2 の 2 段目参照）が制御回路 2 に与えられると、第 1 の管電圧 k V 1（たとえば 50 kV、70 kV など）で X 線撮影が開始される（図 2 の 1 段目参照）。このとき、第 1 の管電圧 k V 1 に対応する第 1 画像データ I D 1 の収集が開始される（図 2 の 4 段目参照）。また、A E C ディテクタアンプ 9 の信号は、積分器 9 a で積分される（図 2 の 3 段目参照）。

#### 【 0 0 4 2 】

積分器 9 a の出力は時間とともに上昇していく。積分器 9 a の出力が第 1 の閾値 T H 1 に達すると、制御回路 2 は、管電圧を第 2 の管電圧 k V 2（たとえば 120 kV、130 kV など）に切り替えるとともに、X 線画像センサ 8 から画像メモリ 111 に対して第 1 画像データ I D 1 を転送させる（図 2 の 5 段目参照）。ここで第 1 の管電圧 k V 1 に対応する第 1 画像データ I D 1 の収集は終了し、第 2 の管電圧 k V 2 に対応する第 2 画像データ I D 2 の収集が開始される（図 2 の 6 段目参照）。

#### 【 0 0 4 3 】

管電圧の切り替えを経ても、積分器 9 a の出力は上昇し続ける。積分器 9 a が第 2 の閾値 T H 2 に達すると、制御回路 2 は、高電圧出力を停止させて管電圧をゼロまで低下させるよう X 線高電圧発生器 3 を制御するとともに、X 線画像センサ 8 から画像メモリ 112 に対して第 2 画像データ I D 2 を転送させて、X 線撮影は終了となる（図 2 の 7 段目参照）。

#### 【 0 0 4 4 】

なお、第 1 画像データ I D 1 の転送時間を考慮して第 2 画像データ I D 2 の収集開始のタイミングを遅らせる場合、制御回路 2 は、図 2 の 3 段目に示すように、第 2 画像データ I D 2 の収集開始のタイミングを遅らせた時間に応じて、X 線高電圧発生器 3 の高電圧出力を停止させるタイミングを積分器 9 a が第 2 の閾値 T H 2 に達した時点よりも遅らせるとい。

#### 【 0 0 4 5 】

また、制御回路 2 は、第 1 画像データ I D 1 の転送時間の影響を無視し、第 1 画像データ I D 1 の収集終了のタイミング（および第 2 の管電圧 k V 2 への切り替えのタイミング）と第 2 画像データ I D 2 の収集開始のタイミングとを一致させてもよい。この場合は、制御回路 2 は、積分器 9 a が第 2 の閾値 T H 2 に達した時点で X 線高電圧発生器 3 の高電圧出力を停止させて管電圧をゼロに低下させればよい。

#### 【 0 0 4 6 】

第 1 の閾値 T H 1 は、第 2 の閾値 T H 2 の 1 / 2 に設定することが好ましい。すなわち、第 1 の閾値 T H 1 と、第 2 の閾値 T H 2 と第 1 の閾値 T H 1 との差とが、ほぼ 1 : 1 の関係となるように各閾値を設定することが好ましい。この場合、第 1 画像データ I D 1 に対応する X 線の積算照射強度と第 2 画像データ I D 2 に対応する X 線の積算照射強度とをほぼ同等にすることができる、第 1 の管電圧 k V 1 に対応する第 1 画像データ I D 1 と第 2 の管電圧 k V 2 に対応する第 2 画像データ I D 2 の信号強度をほぼ均一にすることができるためである。なお、X 線量は、管電圧の 2 乗に比例する。このため、第 1 の閾値 T H 1 と、第 2 の閾値 T H 2 と第 1 の閾値 T H 1 との差とがほぼ 1 : 1 のとき、第 2 の管電圧 k V 2 による X 線照射期間の長さは、第 1 の管電圧 k V 1 での X 線照射期間の長さに ( k V 1 / k V 2 ) の 2 乗を乗じた長さとなる。

#### 【 0 0 4 7 】

なお、図 2 に示すように、第 1 画像データ I D 1 の転送時間を考慮して第 2 画像データ I D 2 の収集開始のタイミングを遅らせる場合は、制御回路 2 は、第 1 の管電圧 k V 1 に対応する第 1 画像データ I D 1 と第 2 の管電圧 k V 2 に対応する第 2 画像データ I D 2 の信号強度をほぼ均一にするように、第 2 画像データ I D 2 の収集開始から管電圧を低下さ

10

20

30

40

50

せて撮影を終了するまでの期間（図2の6段目参照）の積分器9aの出力の大きさが第2の閾値TH2と第1の閾値TH1との差に等しくなるように、X線高電圧発生器3の高電圧出力を停止させるタイミングを積分器9aが第2の閾値TH2に達した時点よりも遅らせるといい（図2の3段目参照）。また、第2画像データID2の収集開始のタイミングを遅らせる場合、制御回路2は、第1画像データID1の収集開始から第2画像データID2の収集開始までの期間、積分器9aへの入力を止めてもよい。この場合は、X線高電圧発生器3の高電圧出力を停止させるタイミングは、積分器9aが第2の閾値TH2に達した時点とすればよい。

#### 【0048】

また、第1の閾値TH1と、第2の閾値TH2と第1の閾値TH1との差と、の比率は1：1以外に設定してもよい。たとえば、診断目的に合わせて、低い管電圧に対応する画像を重視するときは第1の閾値TH1を第2の閾値TH2の1/2よりも大きくし、高い管電圧に対応する画像を重視するときは、第1の閾値TH1を第2の閾値TH2の1/2よりも小さく設定するとよい。

10

#### 【0049】

上記説明では第1の管電圧kV1から、これよりも高い第2の管電圧kV2に管電圧を立ち上げる場合の例を示したが、第1の管電圧kV1のほうが第2の管電圧kV2よりも高くてよい。この場合は、積分器9aの出力が第1の閾値TH1に達したときに管電圧を立ち下げることになる。なお、一般には、管電圧を立ち上げるほうが、立ち下げるよりも、安定して容易かつ高速に実現可能である。X線高電圧発生器3の出力電圧である管電圧を低い電圧から高い電圧に立ち上げるためには、X線高電圧発生器3の高圧コンデンサを急速に充電させねばよい。高圧コンデンサの急速充電は、たとえば高電圧発生回路に交流電力を供給するインバータを高周波にする、またはインバータのON時間を長くすることにより、容易に実現できる。すなわち、管電圧の立ち上げ速度は、X線高電圧発生器3で制御可能である。一方、管電圧の立ち下げ速度は、X線高電圧発生器3の高圧コンデンサを放電させる管電流の大きさに依存するためX線撮影条件に依存してしまうほか、高压ケーブルの静電容量にも依存する。

20

#### 【0050】

また、上記説明では第1の管電圧kV1と第2の管電圧kV2との2種の管電圧を用いる場合の例を示したが、管電圧は2種に限られず、3種以上の何種でもよい。

30

#### 【0051】

図3は、1回のX線撮影における3種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの取得に係る積分器9aの出力と管電圧の切り替えタイミングの一例を示す説明図である。図3には、簡単のため、画像データの転送時間が積分器9aの出力値に与える影響を無視し、前の画像データ収集終了のタイミング（および管電圧の切り替えのタイミング）と次の画像データの収集開始のタイミングとを一致させる場合の例を示した。

#### 【0052】

たとえば、3種の管電圧のそれぞれに対応する画像データを1回のX線撮影で取得する場合は、制御回路2は、積分器9aの出力する積算値が第1の閾値TH1よりも大きく第2の閾値TH2よりも小さい第3の閾値TH3を超えると、第1の管電圧kV1および第2の管電圧kV2とは異なる第3の管電圧kV3（たとえば80kV、90kVなど）に出力電圧を切り替えるようX線高電圧発生器3を制御すればよい。

40

#### 【0053】

このとき、第1画像データID1、第2画像データID2、および第3の管電圧kV3に対応する画像データ（以下、第3画像データという）ID3の信号レベルがほぼ均一となるように、第1の閾値TH1を第2の閾値TH2の1/3に設定し、第3の閾値TH3を第2の閾値TH2の2/3に設定することが好ましい。すなわち、第1の閾値TH1と、第3の閾値TH3と第1の閾値TH1との差と、第2の閾値TH2と第3の閾値TH3との差とが、ほぼ1:1:1の関係となるように各閾値を設定することが好ましい。

#### 【0054】

50

図4は、積分器9aの一構成例を示す説明図である。積分器9aは、たとえばオペアンプを用いた積分器9a1と、オペアンプを用いた反転増幅器9a2により構成される。この場合、X線照射開始前において、オペアンプを用いた積分器9a1のコンデンサはスイッチで短絡され、オペアンプを用いた積分器9a1の出力はゼロに保たれる。X線照射が開始されるとスイッチが開き、AECディテクタアンプ9からの信号は、オペアンプを用いた積分器9a1で積分される。AECディテクタアンプ9からの信号はオペアンプの反転入力側に入る。このため、オペアンプを用いた積分器9a1の出力は、マイナス方向に上昇する。

#### 【0055】

オペアンプを用いた反転増幅器9a2は、オペアンプを用いた積分器9a1の出力信号の極性をプラスに反転させて、積分器9aの出力として制御回路2に与える。制御回路2は、このプラスに反転されたAECディテクタアンプ9の信号の積分値にもとづいて、管電圧の切り替えタイミングおよび画像データの分類タイミングを決定する。

#### 【0056】

X線診断装置100の制御回路2は、AECディテクタアンプ9の出力信号の履歴にもとづいて、X線撮影中に管電圧を切り替えることができるとともに、1回のX線撮影中に切り替えられる管電圧の値ごとに、画像データを分類して保存することができる。AECディテクタアンプ9の出力信号の履歴を用いることで、各管電圧によるX線照射時間を適切に制御することができるため、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データどうしの信号レベルを容易かつ正確に調整することができ、たとえば各画像データの信号レベルを容易にそろえることができる。また、制御回路2は、管電流の調整を行わずともよい。管電圧の切り替えは高速に実現することができるため、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データどうしは、被検体6の体動などによる位置ずれによる影響をほとんど受けない。

#### 【0057】

##### (4. 合成画像の生成(動作の詳細))

次に、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データにもとづく合成画像の生成に係る動作の詳細を説明する。

#### 【0058】

図5は、X線画像モニタ13とX線画像操作パッド14の一構成例を示す説明図である。図5に示すように、X線画像操作パッド14は、輝度調整ダイヤル15、コントラスト調整ダイヤル16、および線質(Ray Property)調整ダイヤル17を有する。これらのダイヤル15-17は、調整手段の一例である。

#### 【0059】

ユーザは、輝度調整ダイヤル15およびコントラスト調整ダイヤル16を操作することにより、X線画像モニタ13に表示されるX線画像の輝度およびコントラストをそれぞれ調整することができる。また、ユーザは、線質調整ダイヤル17を操作することにより、X線画像モニタ13に表示されるX線画像の合成処理における、第1画像データID1と第2画像データID2のそれぞれの合成度合い(重み)を調整することができる。

#### 【0060】

図6(a)は、線質調整ダイヤル17の操作量と2種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの合成度合いとの関連付け情報の一例を示す説明図であり、(b)はこの関連付情報の他の例を示す説明図である。

#### 【0061】

画像生成回路12は、図6(a)、(b)に示すような関連付け情報にもとづいて、ユーザによる線質調整ダイヤル17の操作量に応じて合成処理を行い、X線画像データを生成してX線画像モニタ13に表示させる(図5参照)。

#### 【0062】

たとえば、ユーザが線質調整ダイヤル17を左いっぱいに回すと、X線画像モニタ13に表示されるX線画像は、第1の管電圧kV1に対応する第1画像データID1が100

10

20

30

40

50

%で、第2の管電圧kV2に対応する第2画像データID2が0%になる。これとは逆に、ユーザが線質調整ダイヤル17を右いっぱいに回すと、X線画像モニタ13に表示される画像は、第2の管電圧kV2に対応する第2画像データID2が100%で、第1の管電圧kV1に対応する第1画像データID1が0%になる。ユーザが線質調整ダイヤル17を中間位置にすると、第1の管電圧kV1に対応する第1画像データID1と第2の管電圧kV2に対応する第2画像データID2とのそれぞれを均等に合成したX線画像がX線画像モニタ13に表示される。なお、図6(a)および図6(b)に示すような、第1の管電圧kV1に対応する第1画像データID1と第2の管電圧kV2に対応する第2画像データID2の合成割合を決定するための関連付け情報は、図示しない記憶回路に記憶させておくとよい。

10

#### 【0063】

図7は、線質調整ダイヤル17の操作量と3種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの合成度合いとの関連付け情報の一例を示す説明図である。

#### 【0064】

上述の通り、1回のX線撮影で用いられる管電圧は2種に限られず、3種以上の何種でもよい。たとえば、1回のX線撮影で第1の管電圧kV1、第3の管電圧kV3、および第2の管電圧kV2を用い、これらのそれぞれに対応する第1画像データID1、第3画像データID3、および第2画像データID2を取得する場合(図3参照)は、線質調整ダイヤル17の操作量と3種の管電圧のそれぞれに対応する画像データの合成度合いとの関連付け情報をあらかじめ図示しない記憶回路の記憶させておけばよい(図7参照)。

20

#### 【0065】

また、ユーザの利用頻度が高いと予想される合成度合いの組み合わせにおける重みの合計値を他の組み合わせよりも高くしてもよい。図6(b)および図7には、各画像データが等しい割合で合成される場合(線質調整ダイヤル17が中間位置の場合)最も利用頻度が高いと予想し、この場合の重みの合計値を合成度合いの組み合わせ100%を越えて最大と設定する場合の例を示した。

#### 【0066】

図6(a)、図6(b)、および図7には、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データのそれぞれの合成度合いを、線質調整用の調整手段の一例としての1つの線質調整ダイヤル17で調整する場合の例を示したが、画像データのそれぞれの合成度合いは、異なる調整手段で独立に調整されてもよい。

30

#### 【0067】

図8(a)は線質調整用の調整手段の第1変形例を示す説明図であり、(b)は第2変形例を示す説明図である。第1変形例は調整手段としてダイヤルを用いる場合の例であり、第2変形例は調整手段としてスライダを用いる場合の例である。

#### 【0068】

図8(a)および図8(b)には、2種の管電圧のそれぞれに対応する第1画像データID1と第2画像データID2のそれぞれの合成度合いを独立に調整する場合の例を示した。この場合、第1変形例では、低エネルギー用線質調整ダイヤル171には第1の管電圧kV1に対応する第1画像データID1の合成度合いが割り当てられ、高エネルギー用線質調整ダイヤル172には第2の管電圧kV2に対応する第2画像データID2の合成度合いが割り当てられる。第2変形例では、低エネルギー用線質調整スライダ171に第1画像データID1の合成度合いが割り当てられ、高エネルギー用線質調整スライダ172に第2画像データID2の合成度合いが割り当てられる。線質調整用の調整手段の第1変形例および第2変形例によれば、ユーザは、第1画像データID1の合成度合いと第2画像データID2の合成度合いとを互いに独立に自由に設定することができる。

40

#### 【0069】

なお、調整手段としてダイヤルを用いる場合は、インクリメンタル型のロータリエンコーダを利用してもよいし、アブソリュート型のロータリエンコーダやポテンショメータを利用してもよい。

50

**【 0 0 7 0 】**

なお、輝度およびコントラストの調整は、合成処理の前に第1の管電圧  $kV_1$  に対応する第1画像データ  $ID_1$  にもとづくX線画像と第2の管電圧  $kV_2$  に対応する第2画像データ  $ID_2$  にもとづくX線画像とのそれぞれに対して別々に行ってもよいし、合成処理の後に合成処理で生成されたX線画像に対して行ってもよい。

**【 0 0 7 1 】**

X線診断装置100の画像生成回路12は、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データを画像メモリ装置11から取得し、これらの画像データどうしを合成処理することにより、X線画像を生成してX線画像モニタ13に表示させることができる。

**【 0 0 7 2 】**

このため、たとえば本実施形態に係るX線診断装置100を用いて胸部レントゲン検査を行った場合、ユーザは、まず、線質調整ダイヤル17を右いっぱいにまわして高い第2の管電圧  $kV_2$  に対応する第2画像データ  $ID_2$  にもとづくX線画像を表示させることで、当初意図していた肺野を観察することができる。

**【 0 0 7 3 】**

また、当該X線画像において肺野以外の臓器に異常を認めた場合、ユーザは、X線撮影をやり直さずとも、線質調整ダイヤル17を左に回していくだけで、当該臓器に適した線質のX線であたかも実際にX線撮影を行ったかのようなX線画像を観察することができる。したがって、X線診断装置100によれば、X線撮影のやり直しの可能性を大幅に低減することができるとともに、骨組織から軟組織まで広いコントラストが得られ、診断価値の高いX線画像をユーザに提供することできる。このため、集団検診等の検査精度を上げ、初期病変の見落としを大幅に低減することができる。

**【 0 0 7 4 】****( 5 . 合成画像の初期画像 )**

次に、合成画像の初期画像について説明する。上述のとおり、ユーザは、X線画像操作パッド14を介して、画像生成回路12が合成処理によって生成するX線画像の輝度、コントラスト、および合成度合いを調整することができる。しかし、このように調整可能な項目が多いと、かえってユーザが調整にとまどってしまう場合が考えられる。そこで、X線診断装置100は、これらの調整値の推奨値を自動的に初期値として設定し、これらの初期値にもとづくX線画像を初期画像としてX線画像モニタ13に表示させてもよい。

**【 0 0 7 5 】**

まず、輝度とコントラストの推奨値の設定方法については、ピクセルデータのヒストグラムを分析することで推奨値を自動的に決めるなど、従来各種の方法が知られており、これらのうち任意の方法を使用することが可能である。

**【 0 0 7 6 】**

一方、合成度合いについては、通常の画像処理にはない概念であることと、病変の有無を判断する上で重要な意味を持つことから、推奨値の決定方法には工夫が必要となる。

**【 0 0 7 7 】**

合成度合いの推奨値の決定方法の1つは、新しい合成画像をX線画像モニタ13に呼び出したときX線撮影の撮影部位および撮影目的の少なくとも一方にもとづいて合成度合いの初期値を推奨値として設定し、この初期値にもとづいて合成処理を行って合成画像の初期画像を表示する方法である。たとえば、上記の2種の管電圧を用いて胸部レントゲン撮影が行われた場合は、画像生成回路12は、合成度合いの初期値は第1画像データ  $ID_1$  が0%、第2画像データ  $ID_2$  が100%と設定するとよい。ユーザは、この初期画像を観察しながら、線質調整ダイヤル17を操作することで、従来見落としていた病変を発見することが可能となる。

**【 0 0 7 8 】**

また、最近、X線診断装置にはアナトミカルプログラムを利用可能なものがある。アナトミカルプログラムには、撮影部位および撮影目的の少なくとも一方の情報と、管電圧などの撮影条件とが含まれており、ユーザは撮影部位や撮影目的を選択するだけで、当該部

10

20

30

40

50

位や目的に適した撮影条件を利用できる。X線診断装置100は、このアナトミカルプログラムを利用可能であってもよい。この場合、画像生成回路12は、選択されたアナトミカルプログラムに含まれる撮影部位および撮影目的の少なくとも一方の情報にもとづいて合成度合いの初期値を設定することができる。

#### 【0079】

また、X線診断装置100がアナトミカルプログラム方式の場合は、アナトミカルプログラムに含まれる撮影条件の管電圧を、X線撮影中に切り替えられる複数種の管電圧とともに、これらの管電圧の値を、撮影部位および撮影目的の少なくとも一方に応じて設定しておくとよい。この場合、ユーザは撮影部位や撮影目的を選択するだけで、当該部位や目的に適した複数種の管電圧のそれぞれにもとづく画像データを分類して保存させることができるとともに、これらの画像データを合成処理して生成したX線画像を観察することができる。

10

#### 【0080】

##### (5. 病変を含む合成画像)

また、ユーザは、X線画像操作パッド14を介して、合成度合いを調整することができるが、これは、1回のX線撮影を行うだけで、合成度合いを調整した多数の合成画像をユーザが観察可能であることを意味する。たとえ2種の管電圧しか用いなかつたとしても、図7(a)および図7(b)に示した変形例のように各画像データの合成度合いを独立に調整可能な場合、合成度合いが10段階ずつだったとしても、100通りの合成画像が生成可能となる。しかし、観察可能な合成画像の数が多くなると、ユーザが読影に要する時間が長くなってしまうことがある。

20

#### 【0081】

そこで、画像生成回路12は、合成度合いの組み合わせにより生成される多数のX線画像から、機械学習を用いて、病変を含むX線画像を自動的に抽出してユーザに提示してもよい。機械学習としては、CNN(畳み込みニューラルネットワーク)や畳み込み深層信念ネットワーク(CDBN:Convolutional Deep Belief Network)などの、多層のニューラルネットワークを用いた深層学習を用いてもよい。

20

#### 【0082】

以下の説明では、画像生成回路12が深層学習を用いて病変を含むX線画像を自動的に抽出する場合の例を示す。

30

#### 【0083】

図9は、画像生成回路12の一構成例を示すブロック図である。深層学習を利用する場合、図9に示すように、画像生成回路12のプロセッサは、取得機能121および病変画像出力機能122を実現する。これらの各機能は、それぞれプログラムの形態で記憶回路に記憶されている。

#### 【0084】

取得機能121は、管電圧ごとに分類された画像データを取得する。

#### 【0085】

病変画像出力機能122は、管電圧ごとの画像データにもとづいて、画像データごとの合成度合いが互いに異なる複数のX線画像から病変を含むX線画像を抽出して出力する学習済みモデルに対して、管電圧ごとの画像データを入力することで、病変を含むX線画像を出力する。病変画像出力機能122は、処理部の一例である。

40

#### 【0086】

以下の説明では、画像生成回路12が第1の管電圧kV1および第2の管電圧kV2のそれぞれに対応する第1画像データID1および第2画像データID2を用いる場合の例を示す。

#### 【0087】

図10は、病変画像出力機能122の学習時におけるデータフローの一例を示す説明図である。

#### 【0088】

50

病変画像出力機能 122 は、トレーニングデータを多数入力されて深層学習を行うことにより、パラメータデータ 22 を逐次的に更新する。

#### 【0089】

トレーニングデータは、トレーニング入力データ群 31 を構成する第 1 画像データ ID 1 と第 2 画像データ ID 2 の組み 311、312、313、・・・、と、画像データの組みに対応する確定診断結果 411、412、413、・・・、により構成された教師データ群 41 と、の組みからなる。確定診断結果 411、412、413、・・・、のそれぞれは、対応する画像データの組の合成度合いが互いに異なる複数の X 線画像に対する読影により実際に病変を含むと確定診断された X 線画像を少なくとも含み、さらに当該病変を含む X 線画像における病変の位置を示すアノテーションや、当該病変を含む X 線画像における合成度合いの情報を含んでもよい。

10

#### 【0090】

病変画像出力機能 122 は、トレーニングデータが与えられるごとに、第 1 画像データ ID 1 と第 2 画像データ ID 2 の組み 311、312、313、・・・、をニューラルネットワーク 21 で処理した結果が確定診断結果 411、412、413、・・・、に近づくようにパラメータデータ 22 を更新していく、いわゆる学習を行う。一般に、パラメータデータ 22 の変化割合が閾値以内に収束すると、学習は終了と判断される。以下、学習後のパラメータデータ 22 を特に学習済みパラメータデータ 22t という。

20

#### 【0091】

図 11 は、病変画像出力機能 122 の運用時におけるデータフローの一例を示す説明図である。運用時には、病変画像出力機能 122 は、画像メモリ装置 11 から読影対象となる被検体 6 を実際に X 線撮影して得られた第 1 の管電圧 KV1 に対応する画像データ 51 および第 2 の管電圧 KV2 に対応する画像データ 52 を入力され、学習済みモデル 20 を用いて病変を含む合成画像 61 を出力する。そして、画像生成回路 12 は、この病変を含む合成画像 61 を X 線画像モニタ 13 に表示し、ユーザに提示する。図 11 には、学習済みモデル 20 がさらに、病変の位置を示すアノテーション 61a と病変を含む合成画像 61 における合成度合いの情報 62 を出力する場合の例を示した。

20

#### 【0092】

なお、ニューラルネットワーク 21 と学習済みパラメータデータ 22t は、学習済みモデル 20 を構成する。ニューラルネットワーク 21 は、プログラムの形態で X 線診断装置 100 の記憶回路に記憶される。学習済みパラメータデータ 22t は、X 線診断装置 100 の記憶回路に記憶されてもよいし、ネットワークを介して X 線診断装置 100 と接続された記憶媒体に記憶されてもよい。学習済みモデル 20 ( ニューラルネットワーク 21 と学習済みパラメータデータ 22t ) が X 線診断装置 100 の記憶回路に記憶される場合、画像生成回路 12 のプロセッサにより実現される、処理部の一例としての病変画像出力機能 122 は、X 線診断装置 100 の記憶回路から学習済みモデル 20 を読み出して実行することで、第 1 の管電圧 KV1 に対応する画像データ 51 および第 2 の管電圧 KV2 に対応する画像データ 52 にもとづいて病変を含む合成画像 61 を出力する。

30

#### 【0093】

なお、学習済みモデル 20 は、ASIC ( Application Specific Integrated Circuit ) 、FPGA ( Field Programmable Gate Array ) などの集積回路によって構築されてよい。

40

#### 【0094】

画像生成回路 12 が学習済みモデル 20 を用いて病変を含む X 線画像を自動的に抽出する場合、集団検診で得られる大量の X 線画像であっても、自動的に病変を含む合成画像のサーベイを行って表示できる。このため、集団検診等の検査精度をさらに上げ、初期病変の見落としをさらに大幅に低減することができる。

#### 【0095】

なお、画像生成回路 12 、X 線画像モニタ 13 、および X 線画像操作パッド 14 は、画像処理装置として X 線診断装置 100 とは独立に設けられてもよい。この場合、画像処理

50

装置は、複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データを、X線診断装置100の画像メモリ装置11から、あるいはネットワークを介して接続された画像サーバなどのネットワーク上の記憶回路から、取得すればよい。

#### 【0096】

以上説明した少なくとも1つの実施形態によれば、1回のX線撮影で複数種の管電圧のそれぞれに対応する画像データを容易に取得することができる。

#### 【0097】

なお、上記実施形態において、「プロセッサ」という文言は、たとえば、専用または汎用のCPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、または、特定用途向け集積回路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、プログラマブル論理デバイス(たとえば、単純プログラマブル論理デバイス(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス(Complex Programmable Logic Device:CPLD)、およびFPGA)等の回路を意味するものとする。プロセッサは、記憶媒体に保存されたプログラムを読み出して実行することにより、各種機能を実現する。

10

#### 【0098】

また、上記実施形態では処理回路の単一のプロセッサが各機能を実現する場合の例について示したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせて処理回路を構成し、各プロセッサが各機能を実現してもよい。また、プロセッサが複数設けられる場合、プログラムを記憶する記憶媒体は、プロセッサごとに個別に設けられてもよいし、1つの記憶媒体が全てのプロセッサの機能に対応するプログラムを一括して記憶してもよい。

20

#### 【0099】

なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、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同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

#### 【符号の説明】

##### 【0100】

30

2 制御回路

3 X線高電圧発生器

4 X線管

6 被検体

7 AECディテクタ

8 X線画像センサ

9 a 積分器

10 画像信号切り替えスイッチ

11 画像メモリ装置

12 画像生成回路

40

13 X線画像モニタ

14 X線画像操作パッド

15 輝度調整ダイヤル

16 コントラスト調整ダイヤル

17 線質調整ダイヤル

20 学習済みモデル

100 X線診断装置

111 画像メモリ

112 画像メモリ

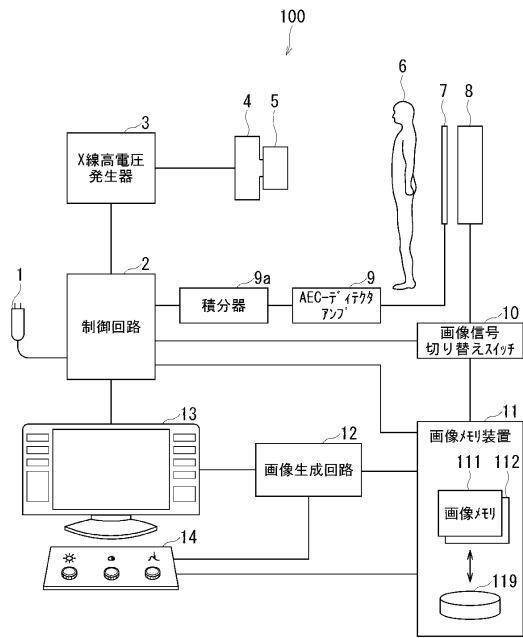
121 取得機能

50

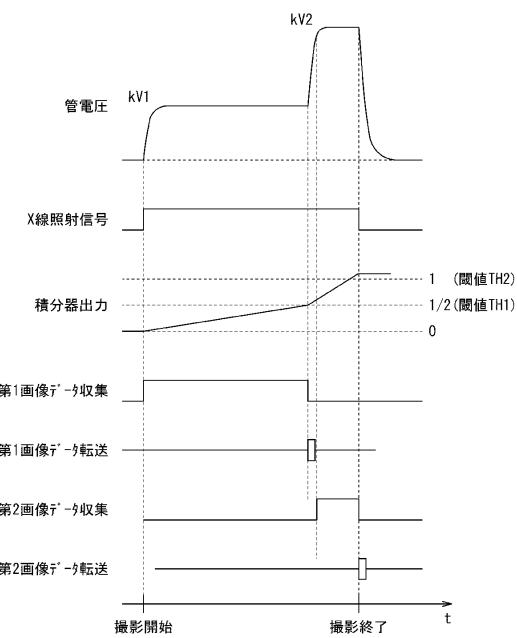
## 1 2 2 病変画像出力機能

【図面】

【図 1】



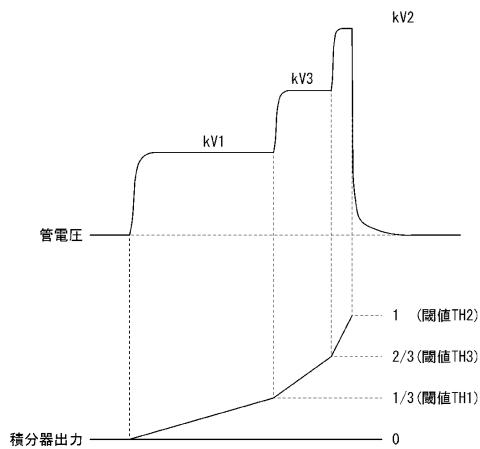
【図 2】



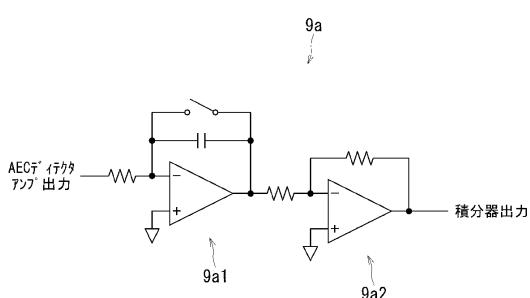
10

20

【図 3】



【図 4】

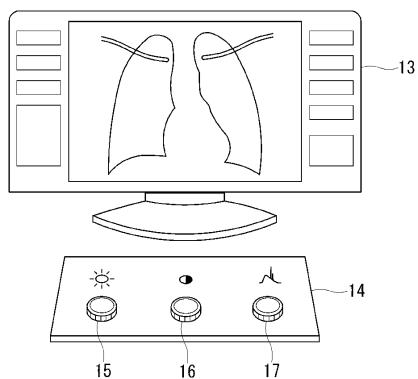


30

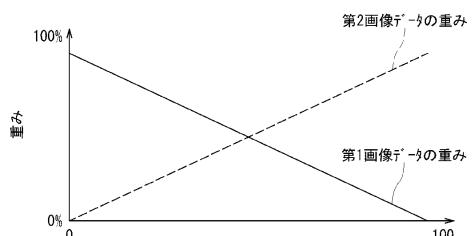
40

50

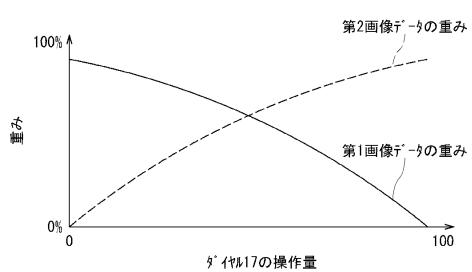
【図 5】



【図 6】



(a)



(b)

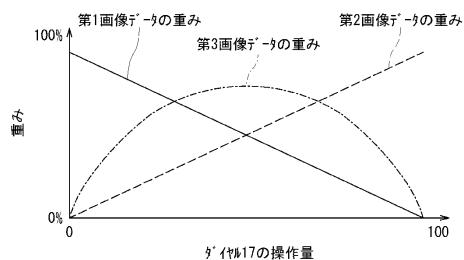
10

20

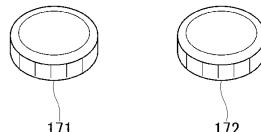
30

40

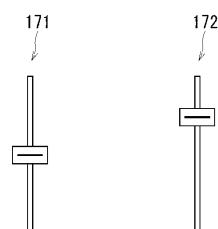
【図 7】



【図 8】



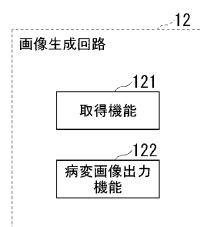
(a)



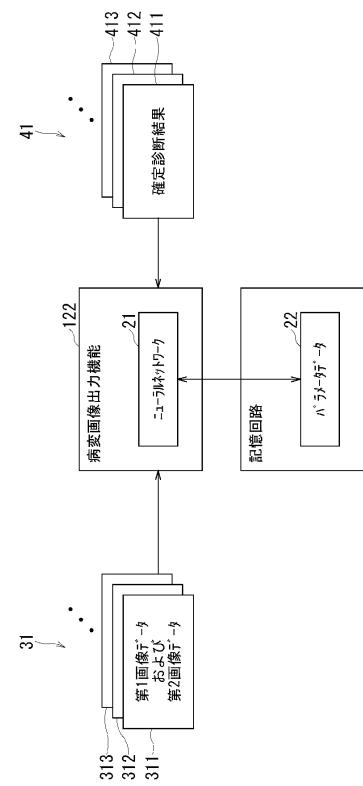
(b)

50

【図 9】



【図 10】

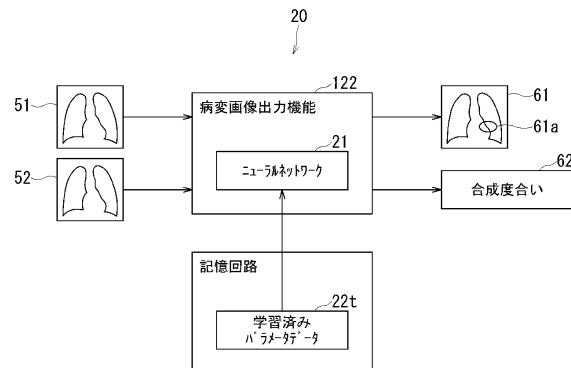


10

20

30

【図 11】



40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献
- 特開2018-075252 (JP, A)  
特開2003-284710 (JP, A)  
米国特許出願公開第2018/0122108 (US, A1)  
特開2012-81108 (JP, A)  
米国特許出願公開第2012/0177274 (US, A1)  
特開2010-194261 (JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
- A61B 6/00 - 6/14  
G06T 1/00 - 1/40、3/00 - 7/90