

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-57573

(P2010-57573A)

(43) 公開日 平成22年3月18日(2010.3.18)

(51) Int.Cl.	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 2 0 M	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 S	
	A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2008-224271 (P2008-224271)	(71) 出願人	000153498
(22) 出願日	平成20年9月2日(2008.9.2)		株式会社日立メディコ
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
		(72) 発明者	菅野 修二
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		Fターム(参考)	4C093 EB12 EB13 EB16 EB17 FA56
			FB09 FB10 FC19 FF06

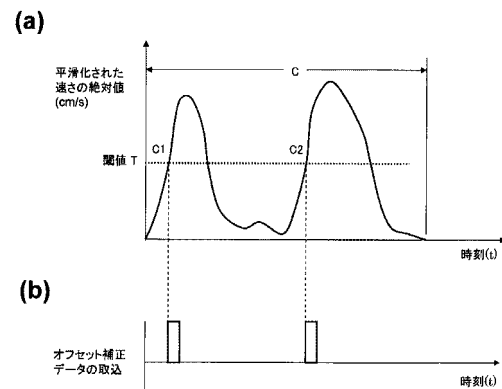
(54) 【発明の名称】 X線診断装置

(57) 【要約】

【課題】 X線平面検出器(FPD)のオフセット補正データの取得及び／又は更新が確実に行えるようにする。

【解決手段】 超音波ビームの送信方向を被検体1が乗る寝台21の天板方向として、超音波距離計17がX線管装置13の近傍へ配置される。超音波距離計17は被検体1が寝台21に乗る前から動作を開始され、超音波距離計17の出力によって被検体1の動きが検出される。超音波距離計17の出力は、被検体1の動きの速度の算出、動きの速度の絶対値の算出、動きの速度の絶対値の平滑化の順に処理され、動きの速度の絶対値が平滑化された信号が予め定められた閾値となった時刻が、FPD23のオフセット補正データの取得及び／又は更新のタイミングとされる。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に X 線を照射する X 線源と、前記被検体に乗る寝台と、前記 X 線源に対向して設けられ前記被検体を透過した X 線を検出する X 線平面検出器と、この X 線平面検出器の出力データを用いて X 線画像を形成する X 線画像形成装置と、X 線が照射されていないときの前記 X 線平面検出器の出力をオフセット補正データとして記憶するオフセット補正データ記憶手段と、前記 X 線画像を前記オフセット補正データにより補正して補正された X 線画像を形成する手段とを備えた X 線診断装置において、

前記被検体の動きを検出する動き検出手段と、この動き検出手段の出力から求めた被検体の動きに関する情報に基づいて前記オフセット補正データの取得及び／又は更新タイミングを設定する手段とを備えることを特徴とする X 線診断装置。

10

【請求項 2】

前記動き検出手段は、前記寝台に載った前記被検体に対し超音波ビームを送信し、その反射波を受信する超音波距離計と、この超音波距離計の出力信号を処理して前記被検体の動きの速さ情報を継続的に求める演算手段とを有し、前記オフセット補正データの取得及び／又は更新タイミングを設定する手段は、前記演算手段の結果がある所定値となった時刻を前記オフセット補正データの取得及び／又は更新タイミングに設定することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線診断装置。

【請求項 3】

前記演算手段は、前記超音波距離計の出力信号から被検体の動く速さを演算する速度演算部と、被検体の動く速さの絶対値を演算する速度絶対値演算部と、被検体の動く速さの絶対値を平滑化する平滑化部を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の X 線診断装置。

20

【請求項 4】

前記動き検出手段は、ビデオカメラと、このビデオカメラにて順次撮影された被検体画像の重心を順次求める手段と、前記順次求められた被検体画像の重心から被検体の動きに関する情報を求める手段とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の X 線診断装置。

【請求項 5】

X 線撮影前に、X 線平面検出器のオフセット補正データの取得及び／又は更新が行われたか否かを示す表示灯を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

30

【請求項 6】

X 線平面検出器のオフセット補正データの取得及び／又は更新の手動操作用操作器を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X 線平面検出器(以下、Flat Panel Detectorを略して「FPD」と記す。)を用いた X 線診断装置に係り、特に FPD のオフセット補正技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

X 線診断装置は、X 線 CT 装置や MRI 装置や超音波診断装置等の他のモダリティと比較して、デジタル画像化の進展が遅れていたが、近年、X 線画像データの蓄積・読出しが可能な記憶媒体の出現、並びに半導体 X 線検出素子を 2 次元アレイ状に形成した FPD の出現により、デジタル画像化の進展が加速されている。

40

【0003】

FPD は X 線蛍光体(シンチレータ)とフォトダイオードやフォトトランジスタ等の半導体素子を組み合わせた X 線検出素子を 2 次元平面上に複数個配列して構成されている。各 X 線検出素子には、X 線照射によって発生したシンチレータの光に対応して半導体素子に流れる電流を積分することによって X 線量を検出する X 線検出回路が設けられている。

【0004】

50

FPDを構成する半導体素子には、FPDの電源をオンすると、シンチレータへX線が入射しなくとも微弱な電流(暗電流という。)が流れ、X線検出回路によって時間積分される。この状態でX線撮影が行われると、被検体を透過したX線の検出値と暗電流成分の積分値との合算値がFPDから読み出される。したがって、被検体の診断用画像を作成するためには、X線撮影時にFPDから出力された撮影画像から暗電流成分を取り除く必要がある。このFPDの撮影画像から暗電流成分を取り除く処理をオフセット補正という。

【0005】

FPDの半導体素子に流れる暗電流は、X線撮影装置が設定されたX線室の温度環境や、半導体素子が発する熱等によりX線撮影の開始とともに変動する。このために、オフセット補正に用いる暗電流成分(以下、オフセット補正データと記す。)の収集動作がX線検査の進行とともに、X線撮影装置内で繰り返して行われる必要がある。

10

【0006】

オフセット補正に用いる暗電流成分(以下、オフセット補正データと記す。)の取得方法は種々提案されているが、その1つに、所定時間間隔、例えば1回/2分の割合や1回/数秒の割合でオフセット補正データを取得する方式(以下、「方式1」と記す。)がある。この方式ではオフセット補正データの取得がX線撮影に優先して実行される。このために、X線撮影はオフセットデータ取得のインターバル内に行われなければならない。この方式においては、オフセット補正データの収集処理が開始されてしまうと、X線撮影スイッチを押しても撮影ができず、例えば2分に1回、5秒程度、X線撮影ができなくなる。なお、この方式を採る装置では、オフセット補正データ取得中であって撮影が不可能である期間

20

【0007】

他の方法として、上記方式とは逆に、X線撮影が行われている期間はオフセット補正データの取得を行わずに、X線撮影が行われていない期間にオフセット補正データを取得する方式(以下、「方式2」と記す。)がある(特許文献1参照)。

【0008】

【特許文献1】特開2006-239101号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上記した2つのオフセット補正データの取得方式を比較した場合に、撮影の開始から終了までに10数秒掛かる上記長尺撮影を考慮に入れると、装置のユーザにとって、撮影途中でオフセット補正により撮影の中断が生ずることがないことから、方式2が好ましいように考えられる。

30

【0010】

上記特許文献1に記載された技術は、X線源とFPDとを対向支持する支持器、X線絞り装置(コリメータ)、グリッドの少なくとも一つが動作状態にあり、かつX線が照射されていない状態(X線非照射状態)を検出し、そのX線非照射期間にFPDのオフセット補正データを更新するというものである。しかし、支持器やX線絞り装置やグリッドの少なくとも一つが動作状態にある場合にもX線の照射がロックされていないことから、オフセット補正データの更新中にX線が照射され、オフセット補正データの取得又はオフセット補正データの更新が不完全となる可能性を排除しきれない。

40

【0011】

本発明は、上記に鑑みてなされたもので、オフセット補正データの取得及び/又は更新がより確実に行える技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は上記目的を達成するために、被検体にX線を照射するX線源と、このX線源に対向して設けられ前記被検体を透過したX線の2次元分布を検出するX線平面検出器と、このX線平面検出器の出力データを用いてX線画像を形成するX線画像形成装置と、X線が照射さ

50

れていないときの前記X線平面検出器の出力をオフセット補正データとして記憶するオフセット補正データ記憶手段と、前記X線画像を前記オフセット補正データにより補正して補正されたX線画像を形成する手段とを備えたX線診断装置において、前記被検体の動きを検出する動き検出手段と、この動き検出手段の出力から求めた被検体の動きの速さに関する情報に基いてオフセット補正データの取得及び／又は更新タイミングを設定する手段とを備えていることを特徴としている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、X線照射が行われることがない被検体が撮影台に乗るタイミングや撮影部位の位置決めのために被検体が動いている期間内にオフセット補正データの取得及び／又は更新のタイミングが設定されることから、オフセット補正データの取得及び／又は更新が確実に行われ得る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の第1の実施形態を、図面を用いて説明する。図1は、本発明の第1の実施形態になるX線診断装置の概略構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態のX線診断装置は、X線管支持装置10と、撮影台20と、X線高電圧装置30と、操作パネル40と、画像処理装置50と、表示モニタ60により構成されている。

【0015】

X線管支持装置10は、X線室の天井に配置されたテレスコピック状のX線管支持器11と、このX線管支持器11によって支持されたX線源であるX線管装置13と、このX線管装置13の下方に取り付けられたX線絞り装置15から成る。なお、X線管支持器11は電動式又はカウンタバランス式でX線管装置13及びX線絞り装置15を上下方向へ移動し、任意の位置で停止可能となっており、これによってX線焦点とFPD 23 の受像面との間の距離(SID)を任意に設定することができるようになっている。

【0016】

撮影台20は、被検体である被検体1が横たわる寝台21と、この寝台21の天板下方に収容されたFPD 23とから成る。なお、FPD 23の上面には散乱線除去用のグリッドが配置されても良い。

【0017】

FPD23は、前述のようにシンチレータと半導体素子からなる微細なX線検出素子が2次元アレイ状に複数個配列され、所定のX線検出領域サイズ、例えば縦43cm×横43cmのX線検出領域が形成されたものである。なお、図面では省略されているが、FPD23は、半導体素子で検出された電流信号を増幅する増幅回路、半導体素子から出力された電流信号を素子対応で積分する積分回路、この積分回路から素子対応の信号を検出素子アレイの1ラインずつ読み出す読出し回路、読み出された各信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータ、このA/Dコンバータの出力信号を一時的に記憶するバッファメモリ、FPD23の電源部等を備えている。

【0018】

X線高電圧装置30は、X線高電圧発生装置(HVG)31とX線撮影ハンドスイッチ33とから成る。X線高電圧発生装置31は、X線管装置13へ管電圧、管電流を供給し、X線撮影ハンドスイッチ33は、操作者がX線撮影の開始タイミングを設定するものである。なお、X線撮影条件の管電圧(kV)、管電流(mA)並びに撮影時間(sec)は操作者が後述の操作パネル40から入力することで設定される。

【0019】

操作パネル40は、X線撮影の各種パラメータ、すなわち管電圧、管電流、撮影時間又は管電流撮影時間積(mAs)の設定、撮影術式の選択を行う操作器を備えるとともに、被検体1の氏名、生年月日、年令、性別等の被検体情報(ID情報)や撮影部位や撮影年月日等の撮影付帯情報を入力する操作器を備えている。

【0020】

画像処理装置50は、FPD23で取得された被検体のX線透過データに各種画像処理を施し診断に供するX線画像を生成するものである。この画像処理装置50は、中央演算処理ユニット(CPU)51と、メモリ52と、ハードディスクドライブ(HDD)53と、画像収集ボード(ICB)54と、ビデオカード(VC)55と、シリアル通信用インターフェイス(シリアル通信IF)56と、バス58から成る。

【0021】

CPU51は、本実施形態のX線診断装置において、画像処理装置50を含むシステム全体の制御中枢機能を担う。このため、CPU51は、画像処理装置50の各ユニット又はデバイスの他に、X線高電圧装置30、操作パネル40とも信号のやり取りを行えるようにバス58で接続されている。

【0022】

CPU51を除く画像処理装置50の構成要素の機能を説明すると、以下のとおりである。メモリ52は、画像データ等を記憶する記憶デバイスであり、ハードディスクドライブ53は、撮影画像データや画像処理プログラム、更には本実施形態の特徴であるオフセット補正データの取得タイミングを設定するプログラム等を記憶する記憶装置である。画像収集ボード54は、FPD23で得られた画像(撮影画像やオフセット補正用画像)を収集し、メモリ52やハードディスクドライブ53へ転送するものである。ビデオカード55は、撮影画像や被検体情報や撮影付帯情報を表示装置へ表示させるためのものである。シリアル通信用インターフェイス56は、後述の超音波距離計17と、タッチパネル付き液晶モニタ60と、FPD23と接続されていて、超音波距離計17から計測値を受信したり、タッチパネル付き液晶モニタ60のタッチパネルからの信号を受信したり、FPD23へ制御信号を送信するものである。バス58は、データバスであって、CPU51、メモリ52、ハードディスクドライブ53等の画像処理装置50の構成ユニットやデバイス間での信号のやり取り、及びCPU51と高電圧装置30、操作パネル40との間で信号のやり取りをするものである。

【0023】

次に、本実施形態が特徴とするFPD23のオフセット補正データの取得に関する装置構成と、信号処理について説明する。図2は被検体1の動きを検出し、その検出信号を処理してオフセット補正データを取得するための機能ブロック図、図3乃至図6はオフセット補正データの取得タイミングを設定するための信号処理過程を示す図である。

【0024】

本発明は、被検体1の動きを検出し、その検出信号を用いてFPD23のオフセット補正データを取得するが、本実施形態では被検体1の動きを検出するために、反射型超音波距離計(以下、超音波距離計と記す。)17が用いられる。超音波距離計17は、図1に示すように、X線源であるX線管装置13の近傍に配置されている。より具体的な超音波距離計17の配置位置は、本実施形態ではX線絞り装置15の側面とされ、その超音波ビームの送受信方向は寝台21の天板面方向へ、かつ天板面に対し垂直方向へ向けられている。このように超音波距離計17をX線絞り装置15の側面へ配置することで、超音波距離計17の前方に位置し超音波を反射する物体までの距離Lが計測される。X線絞り装置15へ取り付けられた超音波距離計17の計測点とX線管焦点はX線放射方向において20cmの距離間隔ができる。なお、超音波距離計17の配置位置は、超音波距離計17と寝台21へ乗った被検体1との間に障害物がないという条件を満たせば特に限定されることはない。また、超音波距離計17の仕様としては、60cm~300cm程度の計測範囲と、1cm程度の距離分解能を有し、1秒間隔程度で距離計測が可能であれば良い。

【0025】

次に、超音波距離計17の計測信号を用いて被検体1の動きを検出し、その検出信号を処理してオフセット補正データを取得・更新するタイミングを設定するための機能構成を図2により説明する。図1又は図2に示すように、超音波距離計17はシリアル通信用インターフェイス56、バス58を介してCPU 51へ接続されている。CPU 51には、超音波距離計17の計測信号を用いて被検体1の動きの速度を演算する速度演算部511と、この速度演算部511の出力から被検体1の動きの速度の絶対値を求める速度絶対値演算部513と、この速度絶対値

10

20

30

40

50

演算部513の出力を平滑化する平滑化部515と、この平滑化部515の出力が所定値を超えた場合にFPD23のオフセット補正データの取得並びに更新を行わせると判定をするオフセット画像更新判定部517と、オフセット画像の取得・更新を行わせるオフセット画像取得・更新部519がソフトウェアによって形成される。

【0026】

次に、図1乃至図6を用いて、本実施形態におけるFPD23のオフセット補正データの取得方法を説明する。図3は、被検体1の診断部位、例えば腹部をX線診断装置により単純撮影する場合の超音波距離計17の出力信号の一例を示すグラフである。このグラフの横軸は被検体1のX線検査の開始後の経過時間を示し、縦軸は超音波距離計17の出力、すなわち超音波距離計17から超音波が送信されてから反射が受信されるまでの時間を元に距離換算した値を示している。グラフでは、超音波距離計17の出力信号波形は、滑らかな線で書かれているが、実際は上記の時間分解能でプロットされたものである。

10

【0027】

図3における区間Aでは、被検体1のX線撮影を行うために、操作者によってX線診断装置の電源が投入され、SIDが150cmから120cmへ変更される。したがって、超音波距離計17の出力信号は130cmから漸減し100cmへと変化する。

【0028】

次の区間Bは被検体1が撮影台20へ乗るまでの待ち時間で、この間は超音波距離計17の出力は100cmを保ったままとなる。

【0029】

次の区間Cにおいて、被検体1が撮影台20へ乗り、操作者の指示又は補助を受けて、撮影部位がX線照射野へ位置合せされる。したがって、この区間Cにおいては、操作者は被検体1へ指示を与えたり、撮影部位の位置決めのために補助作業を行ったりしているため、操作者がX線撮影ハンドスイッチ33を操作してX線を被検体1へ照射することはないと想定される。そして、区間Cの初期には被検体1が撮影台20へ乗って横たわるので、超音波距離計17の出力は大きく変動し、また区間Cの終期においても位置合せのために被検体1が大きく動くので、超音波距離計17の出力は大きく変動する。なお区間Cの中間期は、被検体1は撮影台20へ横たわっているだけの状態のため、その体厚分だけ超音波距離計17の出力は区間Bよりも減少している。

20

【0030】

位置合せが終わった後の区間Dにおいて、X線撮影が行われる。この区間Dにおいては、被検体1は静止状態にあることから、超音波距離計17の出力はほぼ一定値となる。

30

【0031】

次の区間Eにおいて、撮影を終了した被検体1は撮影台20から降りるので、超音波距離計17の出力は区間Bにおける値と同じ程度にまで変化(増加)する。

【0032】

本実施形態では、以上の区間Aから区間Eへと順次出力される超音波距離計17の出力信号をリアルタイム処理することにより被検体1の動きを検出して行く。被検体1の動きを検出するために、初めに、CPU 51に形成された速度演算部511において被検体1の動きの速度が演算される。この被検体1の動きの速度は、超音波距離計17から時々刻々と出力される信号の変化量を時間微分することで算出される。すなわち、超音波距離計の出力の変化量を ΔL とすると、被検体1の動きの速度 V は、

40

$$V = \Delta L / \Delta t \quad \dots \dots (1)$$

により逐次算出される。

【0033】

この演算結果を図4に示す。図4を参照すると、被検体1は小刻みに動く方向が変わり、安定していないことが理解される。したがって、被検体1の動きの速度情報はオフセット補正データの取得タイミングの設定には適していない。そこで、図5に示すように、CPU51に形成された速度絶対値演算部513において被検体1の動きの絶対値を求め、さらにそれを図6に示すように、CPU51に形成された平滑化部515にて平滑化する。なお、図5、図6は区

50

間Cについての信号処理結果のみを示している。

【0034】

そして、平滑化された信号を用いて、CPU51に形成されたオフセット画像更新判定部517でオフセット補正データ(画像データとして取得するのでオフセット画像ともいう。)を取得並びに更新するタイミングを設定する。具体的には、平滑化された被検体1の動きの速度の絶対値がある所定の値(閾値T)を超えたタイミングを求め、このタイミングをオフセット画像の取得並びに更新タイミングとする。この場合、閾値Tは、予め速度の絶対値の最大値を実験等により求め、その最大値の50%程度に設定されることが望ましい。

【0035】

本実施形態では、区間Cにおいて、平滑化された速度絶対値の波形が時間の経過とともに閾値Tを超えた時刻C1及び時刻C2のタイミングがオフセット画像更新判定部517によりほぼリアルタイムで検出される。そして、時刻C1及び時刻C2において、オフセット画像の取得・更新を行うフラグ(オフセット画像取得・更新フラグ)が0から1へ変えられる。なお、オフセット画像取得・更新フラグは、オフセット補正データの取得・更新中は1とされ、それを除く期間では0とされる。

【0036】

時刻C1においてオフセット画像取得・更新フラグが0から1へ変わると、CPU51に形成されたオフセット画像取得・更新部519は、FPD23の各検出素子に蓄積された暗電流成分を読み出す指令を、シリアル通信用インターフェイス56を介してFPD23へ送出する。これにより、オフセット画像データ $F_{c1}(x, y)$ が画像収集ボード54へ取り込まれる。オフセット画像データ $F_{c1}(x, y)$ がFPD23のメモリから画像収集ボード54へ取り込まれる時間は500ms程度である。次いで画像収集ボード54からメモリ52へオフセット画像データ $F_{c1}(x, y)$ が転送され記憶される。このオフセット画像データ $F_{c1}(x, y)$ の取り込みが終了すると、オフセット画像取得・更新フラグが1から0へ変わる。

【0037】

さらに時間が経過して時刻C2になり、平滑化された速度絶対値の波形が閾値Tを超えると、再度、オフセット画像取得・更新フラグが0から1へ変わる。これによって、上記のごとく、FPD 23からオフセット画像データ $F_{c2}(x, y)$ が画像収集ボード54へ取り込まれる。この時のオフセット画像データ $F_{c2}(x, y)$ が画像収集ボード54への取り込み時間も500ms程度である。したがって、その後に行われるX線撮影に対してオフセット補正画像の取得が支障を来すことはない。次いで画像収集ボード54からメモリ52へオフセット画像データ $F_{c2}(x, y)$ が転送され、メモリ52の記憶内容へ上書きされる。

【0038】

そして、区間Dにおいて被検体1の検査部位のX線撮影が行われると、FPD23によって取得された撮影画像 $I(x, y)$ が画像収集ボード54へ取り込まれる。そして、CPU51によって画像収集ボード54へ取り込まれた撮影画像 $I(x, y)$ からメモリ52に記憶されたオフセット画像データ(オフセット補正データと同意) $F_{c2}(x, y)$ が引算され、その結果へ必要に応じて各種画像処理が施され、診断に供される検査画像 $D(x, y)$ が生成される。

【0039】

生成された検査画像 $D(x, y)$ は、ハードディスクドライブ53へ格納されるとともに、シリアル通信用インターフェイス56を介してタッチパネル付き液晶ディスプレイ60へ送られる。そして、タッチパネル付き液晶ディスプレイ60において、検査画像 $D(x, y)$ はビデオカード55から出力された被検体情報や撮影付帯情報が付加されて表示され、医師の画像診断に供される。

【0040】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。この第2の実施形態は被検体1の動き検出をビデオカメラで撮影した画像情報に基づいて行うようにしたものである。この第2の実施形態では、図1、図7に示すように、X線管装置13の近傍に超音波距離計17に代えてビデオカメラ19が配置され、ビデオカメラ19で撮影された画像はシリアル通信用インターフェイス56を介して画像処理装置50へ順次取り込まれるようになっている。

【0041】

画像処理装置50の内部には、第1の実施形態と比較し、画像重心演算部510がCPU51内に付加的に形成されるようになっている。画像重心演算部510は、ビデオカメラ19から所定フレームレート、例えば1フレーム／秒で逐次撮影された被検体1の画像を2値化し、2値化画像の重心を演算するものである。そして演算により求められた各画像の重心位置は速度演算部511に入力され、被検体1の動きの速さが計算されるようになっている。そして、以下、求められた被検体1の動きの速さは第1の実施形態と同様に、図4、図5、図6に示す順で処理され、被検体1の動きの速さの絶対値を平滑化した信号が閾値を超えた時刻がFPD23のオフセット補正データの取得及び／又は更新のタイミングとして設定される。

【0042】

以上、本発明の実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限定されることなく、要旨を逸脱しない範囲で種々の変形が可能である。例えば、上記実施形態では被検体1の動きを検出する超音波距離計又はビデオカメラを1個配置する例で説明したが、それらの個数は2個以上としても良い。この場合、超音波距離計の超音波ビーム方向又はビデオカメラの撮影方向が、例えば直行方向に交差するようにすると良い。その理由は、超音波距離計を用いる例では、被検体1が寝台上で平行移動した場合には動きの検出が難しいこと、そしてビデオカメラを用いる例では、被検体1が体軸を中心として回転した場合にはやはり動きの検出が難しいことによる。

【0043】

また、上記実施形態では、区間Cにおいて時間的に前に取得されたオフセット画像Fc1(x, y)に対し時間的に後ろに取得されたオフセット画像Fc2(x, y)を上書きすることでオフセット画像の更新を行ったが、オフセット画像の更新はこれに限定されない。例えば、式(2)に示すように、リカーシブフィルタ処理により、今回のオフセット画像入力データF(x, y, t)から前回のオフセット画像出力データG(x, y, t-1)を引算して差分画像を求め、その差分画像にある重みkを乗算した後に前回のオフセット画像データG(x, y, t-1)へ加算することで今回のオフセット画像出力データG(x, y, t)を生成しても良い。なお、重みkは、時刻C1と時刻C2間の時間によって適宜設定すればよい。なお、重みkの値の範囲は、 $0 < k < 1$ である。

【0044】

また、オフセット画像出力データの初期値G(x, y, 0)はF(x, y, 0)とする。また、tはオフセット画像の更新回数とし、 $t \geq 1$ とする。

【0045】

$$G(x, y, t) = k\{F(x, y, t) - G(x, y, t-1)\} + G(x, y, t-1) \cdots \cdots (2)$$

さらに、上記実施形態では、閾値に基いてオフセット補正データの取得及び／又は更新の判定を行っているが、被検体1が緩慢なスローな動作しかすることができない場合には、被検体1の動く速さが閾値を超えないことも想定しておく必要がある。この場合にはX線撮影開始までにFPDのオフセット補正データの取得及び／又は更新が行われないこともあり得る。そこで、図1に示すように、上記実施形態へオフセット補正データの取得及び／又は更新がX線撮影開始前に行われたか否かを表示する表示灯41を操作パネル40へ設けるとともに、オフセット補正データの取得及び／又は更新を操作者が手動操作で行うためのオフセット補正操作器43を操作パネルへ設けても良い。

【0046】

上記変形例では、操作者がX線撮影を行おうとしたときに、表示灯41によってオフセット補正が成されているか否かを確認でき、オフセット補正データの取得及び／又は更新が成されていないときには操作者がオフセット補正操作器43を操作することでオフセット補正データの取得及び／又は更新が行われる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本発明の第1の実施形態のX線診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】FPDのオフセット補正データを取得するタイミングを設定するための機能構成を

10

20

30

40

50

示すブロック図。

【図 3】被検体を単純撮影する場合の超音波距離計の出力の変化を示す図。

【図 4】図3に示す超音波距離計の出力に基いて算出された被検体の動きの速度変化を示す図。

【図 5】図3に示す被検体の動きの速度の絶対値を示す図。

【図 6】図5に示す被検体の動きの絶対値を平滑化した信号とFPDのオフセット補正データの取得タイミングとの関係を示す図。

【図 7】本発明の第2の実施形態にけるオフセット補正データを取得するタイミング設定のための機能構成を示すブロック図。

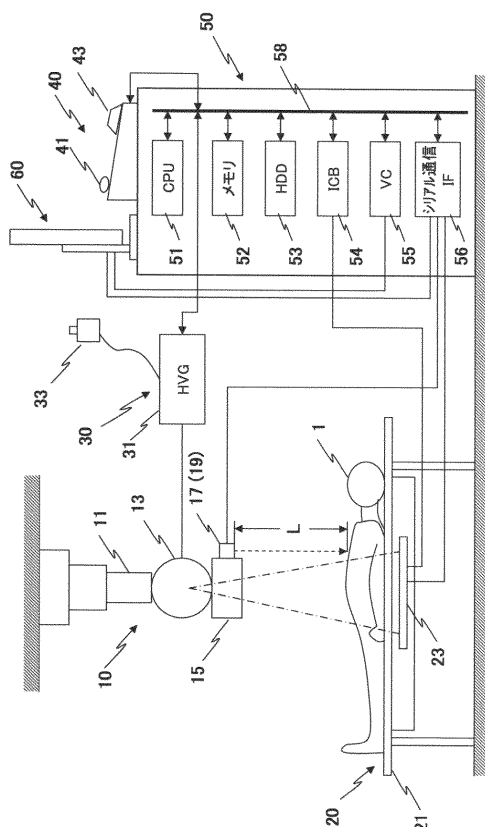
【符号の説明】

【0048】

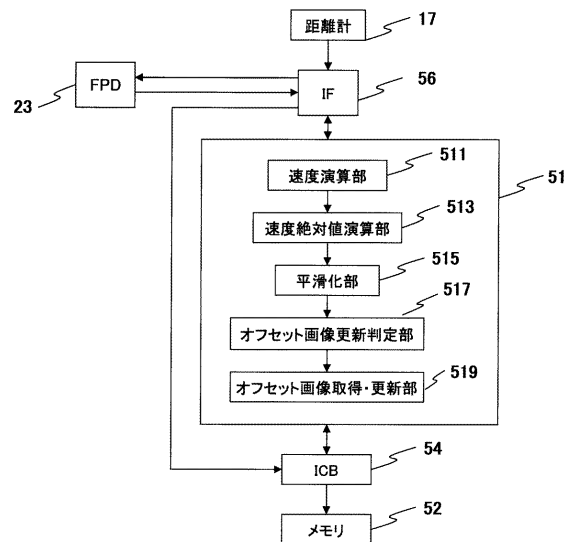
1 被検体、13 X線管装置、15 X線絞り装置、17 超音波距離計、19 ビデオカメラ、21 寝台、23 FPD、40 操作パネル、41 表示灯、43 オフセット補正操作器、51 CPU、52 メモリ、53 ハードディスクドライブ、54 画像収集ボード、55 ビデオカード、56 シリアル通信用インターフェイス、58 バス、60 タッチパネル付き液晶モニタ、510 画像重心演算部、511 速度演算部、513 速度絶対値演算部、515 平滑化部、517 オフセット画像更新判定部、519 オフセット画像取得・更新部

10

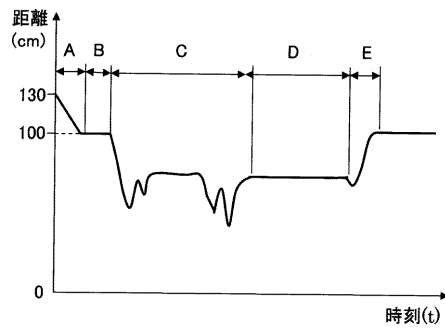
【図 1】



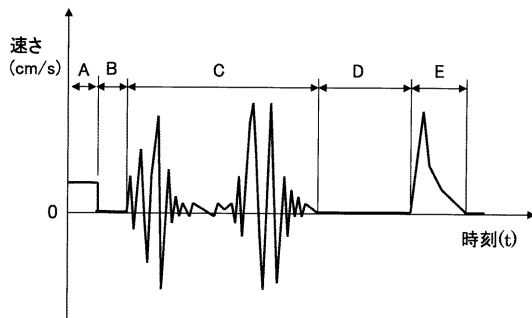
【図 2】



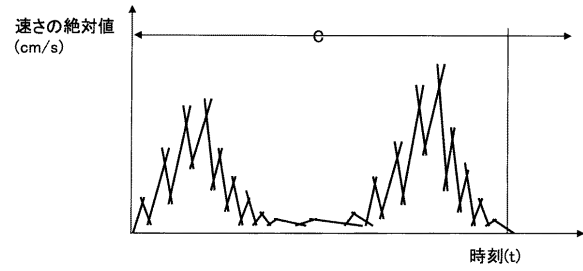
【図 3】



【図 4】

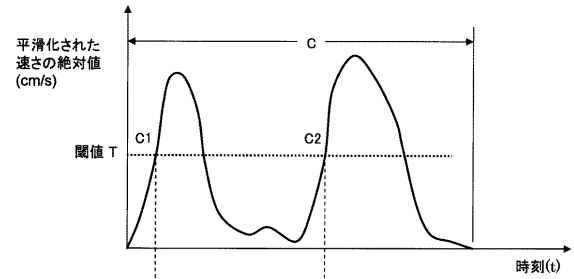


【図 5】



【図 6】

(a)



(b)



【図 7】

