

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4907232号
(P4907232)

(45) 発行日 平成24年3月28日(2012.3.28)

(24) 登録日 平成24年1月20日(2012.1.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 300 S
A 6 1 B 6/00 320 A

請求項の数 6 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-162108 (P2006-162108)
 (22) 出願日 平成18年6月12日 (2006.6.12)
 (65) 公開番号 特開2007-330302 (P2007-330302A)
 (43) 公開日 平成19年12月27日 (2007.12.27)
 審査請求日 平成21年5月7日 (2009.5.7)

(73) 特許権者 000153498
 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 中村 正
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 池田 重之
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

審査官 遠藤 孝徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体にX線を照射するX線照射手段と、
 X線の照射領域を制限するX線可動絞りと、
 X線の入射量に応じて蓄積された電荷を画像データとして読み出すX線平面検出器と、
 前記X線可動絞りにより照射領域を制限されたX線がX線平面検出器に入射する有効画像領域を算出する有効画像領域算出手段を備え、

前記X線照射手段から一定の照射周期でX線を照射すると共に、一つの画像データを取得するのに要する単位周期である画像データ取得周期に基づいて、前記有効画像領域における前記電荷を読み出して画像データを取得するX線撮影装置であって、

前記X線の照射周期の1/n(nは2以上の整数)となるように前記画像データ取得周期を設定する画像データ取得周期設定手段を備え、

一つのX線照射期間内で設定された複数の画像データ取得期間は、前記X線の入射量に応じて蓄積された電荷を画像データとして読み出す期間と、暗電流により蓄積された電荷を読み出して排出する期間と、を含むことを特徴とするX線撮影装置。

【請求項 2】

前記有効画像領域における画像データを選択的に読み出した場合の電荷読み出し時間を算出する読み出し時間算出手段と、

前記照射周期と同一の画像データ取得周期を基準画像データ取得周期、X線平面検出器の全面に亘って電荷を読み出すのに要する時間を基準電荷読み出し時間、基準画像データ

取得周期から基準電荷読み出し時間を減算した時間を基準電荷蓄積可能時間とした場合、前記画像データ取得周期は、基準電荷蓄積可能時間よりも短縮された電荷蓄積可能時間と読み出し時間算出手段で算出された電荷読み出し時間との合計で規定されることを特徴とする請求項1に記載のX線撮影装置。

【請求項3】

さらに、X線の照射時間と照射強度との相関で規定される被検体へのX線の照射線量を一定に保つように、照射時間を算出するX線照射時間算出手段を備え、

画像データ取得周期が照射周期の $1/m$ (mは2以上n以下の整数)のときの画像データ取得周期を画像データ取得周期RDCm、そのときの読み出し時間算出手段で算出された電荷読み出し時間を読み出し時間RCTm、画像データ取得周期RDCmから読み出し時間RCTmを減算した時間を蓄積可能時間CSTmとし、画像データ取得周期が照射周期の $1/(m+1)$ のときの画像データ取得周期を画像データ取得周期RDCm+1、その画像データ取得周期RDCm+1における電荷蓄積可能時間と電荷読み出し時間をそれぞれ蓄積可能時間CSTm+1、読み出し時間RCTm+1とした場合、画像データ取得周期設定手段は、X線照射時間算出手段で算出された照射時間に基づいて、次式を満たす画像データ取得周期RDCm+1となるように画像データ取得周期を設定することを特徴とする請求項2に記載のX線撮影装置。

$$\text{蓄積可能時間CSTm} > \text{蓄積可能時間CSTm+1}$$

$$\text{読み出し時間RCTm} = \text{読み出し時間RCTm+1}$$

【請求項4】

前記X線の入射量に応じて蓄積された電荷を画像データとして読み出す期間は、X線の照射が行われて実画像データが取得される実画像データ取得期間であり、前記暗電流により蓄積された電荷を読み出して排出する期間は、X線の照射が行われないで空画像データの取得がなされる空画像データ取得期間であり、

前記空画像データ取得期間内に、X線平面検出器に蓄積される全ての電荷を排出するよう構成したことを特徴とする請求項2または3に記載のX線撮影装置。

【請求項5】

前記空画像データを用いて、前記実画像データを補正することを特徴とする請求項4に記載のX線撮影装置。

【請求項6】

前記一つのX線照射期間内で設定された複数の画像データ取得期間は、複数の前記暗電流により蓄積された電荷を読み出して排出する期間を含むことを特徴とする請求項1乃至5のいずれか一項に記載のX線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線平面検出器を用いたX線撮影装置に関する。特に、本発明は、X線平面検出器から画像データを収集することによりX線平面検出器の暗電流ノイズを低減させるX線撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野などに用いられるX線撮影装置のX線検出器として、大視野でありながらコンパクトで軽量であるなどの利点を有するX線平面検出器が採用されている。このX線平面検出器(Flat Panel Detector: FPD)は、X線の検出方式により間接型と直接型の2種類が存在する。

【0003】

直接型は、アモルファスセレン(a-Se)などの光導電体により、X線を直接電荷に変換することでX線を検知する方式を採用したものである。

【0004】

一方、間接型は、CsIなどの蛍光体により、X線を一旦、光に変換し、この光をフォトダイオード(PD)により電荷に変換することでX線を検知する方式を採用したものである

10

20

30

40

50

。この方式では、上述したPDと、PDで生じた電荷を一旦蓄積するコンデンサと、蓄積された電荷の読み出し制御を行なうTFTスイッチとから一画素が構成されている。従って、X線の入射により生じた電荷は、各画素において電荷として蓄積される。その後、蓄積された電荷を順次読み出すことで、X線の入射量に応じた被検体の透過画像を得ることができる。

【0005】

FPDを備えるX線撮影装置において、一般的には、FPDの全面に亘って蓄積された電荷を読み出し、画像データを取得している。この場合の撮影状態を図4に示す。このような撮影装置では、被検体に対する被曝量を考慮にいれて、予め最適なX線照射周期が決定されている。このX線照射周期に基づき、X線が被検体に対して間歇的に照射される。一方、照射されたX線に応じた被検体の透過画像のデータ（画像データ）が基準画像データ取得周期（nRDC）に基づいて取得される。基準画像データ取得周期は、一つの画像データを取得するために行われる一連の処理の単位周期で、X線照射周期に合わせて決定されている。また、この基準画像データ取得周期は、基準電荷蓄積可能時間（nCST）と、基準電荷読み出し時間（nRCT）の合計で規定されている。上記のnCSTは、FPDに電荷を蓄積させることに利用可能な時間であり、通常、その時間の一部を用いてX線の照射が行われる。一方、nRCTは、FPDに蓄積された電荷を画像データとして読み出す時間である。ここで、nRCTは、FPDの全面に亘って電荷を読み出すのに要する時間であり、FPDの画素数により一義的に決定される時間である。そのため、基準画像データ取得周期（nRDC）から基準電荷読み出し時間（nRCT）を引いた残りの時間が、基準電荷蓄積可能時間（nCST）となるように設定されている。10

【0006】

ところで、PDは、その物理特性から、光が入射していないときにも微少な電流が流れる現象が発生する。この微少な電流は暗電流と呼ばれ、被検体を撮影したときに得られる透過画像にノイズとして重畠される。上述のX線撮影装置においては、暗電流による電荷が、主として、基準電荷蓄積時間に蓄積されることにより、透過画像にノイズを生じさせている。特に、低線量域では、X線の入射により生じる電荷量（シグナル）が小さいため、ノイズの影響が大きいという問題がある。そのため、X線撮影装置では、従来から暗電流により透過画像に生じるノイズ（暗電流ノイズ）を低減することが重要な課題であった。20

【0007】

このような暗電流によるノイズを低減するX線撮影装置として、例えば、特許文献1に記載のものが挙げられる。この特許文献1には、被検体の不存在下にX線を照射しない状態でFPDから取得した画像データ（暗電流画像）を撮影画像データから減算する、いわゆるオフセット補正を行なうことが記載されている。30

【0008】

【特許文献1】特開2004-121718号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、オフセット補正に使用する暗電流画像は、被検体の撮影と撮影との合間や、撮影を全く行なっていないときに取得されるため、実際の暗電流の蓄積状態に則したリアルタイムなものではなかった。そのため、暗電流画像と実際の暗電流の蓄積状態に著しい相違があった場合、正確な被検体の透過画像を得られない虞がある。しかも、暗電流画像の取得時に撮影を行なえないという問題もあった。40

【0010】

また、オフセット補正では、仮想的に撮影画像データからコンデンサに蓄積された暗電流による電荷を減算するため、実際には暗電流による電荷がFPDのコンデンサに蓄積されたままの状態である。そのため、例えば、コンデンサに蓄積されている暗電流量が多い状態で、大線量のX線がFPDに照射された場合、コンデンサが、X線の照射量に応じた電荷を正確に蓄積できない虞がある。50

【0011】

上記のような事情から、暗電流ノイズを低減するために、X線平面検出器に蓄積される暗電流自体を低減することが望まれる。

【0012】

そこで、本発明の主目的は、暗電流ノイズを低減することが可能なX線撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明者らは、本発明のX線撮影装置を完成するにあたって、暗電流により生じる暗電流ノイズの大きさ σ_{DK} が、以下の式(1)に従うこと着目した。 10

【0014】

【数1】

$$\sigma_{DK} = \sqrt{\frac{i_{DK} \times T}{e_0}} \quad \dots \text{式 (1)}$$

i_{DK} 暗電流

T 電荷を蓄積する時間

e_0 電気素量 (1.60×10^{19})

10

20

【0015】

上記の式(1)から明らかなように、電荷を蓄積する時間が短いほど暗電流ノイズを低減することができる。本発明者らは、この知見に基づき本発明を規定する。

【0016】

本発明X線撮影装置は、被検体にX線を照射するX線照射手段と、X線の照射領域を制限するX線可動絞りと、X線の入射量に応じて蓄積された電荷を画像データとして読み出すX線平面検出器とを備えたX線撮影装置であって、前記X線可動絞りにより照射領域を制限されたX線がX線平面検出器に入射する有効画像領域を算出する有効画像領域算出手段を備え、前記有効画像領域における前記電荷を読み出すことを特徴とする。 30

上記本発明のX線撮影装置は、さらに大別して2つの構成に分けることができる。いずれの構成も、X線照射周期は一定で、FPDの読み出し領域を限定することで、電荷読み出し時間を短縮し、さらに電荷蓄積可能時間の短縮も行う。ただし、電荷読み出し時間の短縮と電荷蓄積可能時間の短縮との技術的関連性が両構成で異なる。まず、第一の構成は、一つの画像データを取得するのに要する単位周期(画像データ取得周期)を倍速化できるように、上記電荷読み出し時間の短縮と電荷蓄積可能時間の短縮を行う。これに対し、第二の構成は、上記単位周期は変えないが、その単位周期内にFPDの電荷を排出する時間帯を追加することで、上記電荷読み出し時間の短縮と電荷蓄積可能時間の短縮を行う。

【0017】

本発明の第一の構成に係るX線撮影装置は、被検体にX線を照射するX線照射手段と、X線の照射領域を制限するX線可動絞りと、X線の入射量に応じて蓄積された電荷を画像データとして任意の領域から選択的に読み出し可能なX線平面検出器とを備え、前記X線照射手段から一定の照射周期でX線を照射可能にすると共に、一つの画像データを取得するのに要する単位周期である画像データ取得周期に基づいて画像データの取得を行う。さらに、本発明のX線撮影装置は、X線可動絞りにより照射領域を制限されたX線がX線平面検出器に入射する領域を算出する有効画像領域算出手段と、有効画像領域における画像データを選択的に読み出した場合の電荷読み出し時間を算出する読み出し時間算出手段と、前記照射周期の $1/n$ (nは2以上の整数)となるように画像データ取得周期を設定する第一画像データ取得周期設定手段とを備える。そして、本発明のX線撮影装置は、前記照射周 40

30

40

50

期と同一の画像データ取得周期を基準画像データ取得周期、X線平面検出器の全面に亘って電荷を読み出すのに要する時間を基準電荷読み出し時間、基準画像データ取得周期から基準電荷読み出し時間を減算した時間を基準電荷蓄積可能時間とした場合、前記画像データ取得周期を、基準電荷蓄積可能時間よりも短縮された電荷蓄積可能時間と読み出し時間算出手段で算出された電荷読み出し時間との合計で規定されるように設定することを特徴とする。

【0018】

この第一の構成に係るX線撮影装置は、被検体への被曝量を考慮したX線の照射周期に基づいて撮影を行なう装置であり、この照射周期を従来装置から変更することなくX線平面検出器(FPD)に暗電流が蓄積される時間を短縮するようにしたものである。具体的には、このX線撮影装置では、FPDに実際にX線が入射する領域(有効画像領域)における電荷を選択的に読み出すことにより電荷読み出し時間を短縮する。そして、短縮された電荷読み出し時間を利用して電荷蓄積可能時間を短縮することで暗電流ノイズを低減させることができる。以下、本発明の第一の構成に係る各構成要素を説明すると共に、如何にして電荷蓄積可能時間を短縮するかを詳細に説明する。

10

【0019】

X線可動絞りは、X線照射手段から被検体に照射されるX線の照射領域を制限する。X線の照射領域が制限されることにより、FPDにおいて実際にX線が入射する領域(有効画像領域)が変化することになる。つまり、被検体の透過画像を得る場合、FPDにおける有効画像領域以外にはX線が入射しないので、有効画像領域以外の領域における電荷を読み出す必要はない。

20

【0020】

FPDは、X線の入射量に応じた電荷を蓄積することができる。また、このFPDは、FPDの任意の領域において蓄積された電荷を選択的に読み出すことができる。即ち、上述した有効画像領域に蓄積された電荷を選択的に読み出すことができる。

【0021】

有効画像領域算出手段は、上述した有効画像領域を算出する。この有効画像領域の算出とは、FPDにおける領域のアドレスを特定することを含む。また、領域内に存在する画素数を特定することも含む。

【0022】

30

読み出し時間算出手段は、有効画像領域における画像データを選択的に読み出した場合の電荷読み出し時間を算出することができる。電荷読み出し時間は、一画素あたりの読み出し時間と、これらの画素を制御する時間を考慮に入れて算出される。このようにして算出された有効画像領域における電荷読み出し時間は、FPDの全面に亘って電荷を読み出す時間、即ち、基準電荷読み出し時間よりも短い。

【0023】

第一画像データ取得周期設定手段は、算出した電荷読み出し時間に基づいて画像データ取得周期を設定する。具体的には、第一画像データ取得周期設定手段は、電荷蓄積可能時間と電荷読み出し時間の合計で規定される画像データ取得周期を、X線の照射周期の $1/n$ (nは2以上の整数)となるように設定する。ここで、FPDの全面に亘って電荷を読み出す場合の画像データを取得する周期(基準画像データ取得周期)は、照射周期と同一である。従って、設定される画像データ取得周期は、基準画像データ取得周期の $1/n$ に短縮されていることになる。

40

【0024】

以上のように、本発明の第一の構成に係るX線撮影装置では、FPDの読み出し領域を限定することで、電荷読み出し時間を短縮し、さらに画像データ取得周期が照射周期の $1/n$ となるように電荷蓄積可能時間も短縮する。電荷蓄積可能時間は画像データ取得周期から電荷読み出し時間を減算した時間であり、通常、X線照射時間に対して余裕のある長さである。そのため、この裕度の範囲で電荷蓄積可能時間をより短くすることが可能である。換言すれば、電荷読み出し時間と電荷蓄積可能時間の両時間帯の短縮化により得られた時

50

間帯を利用して、基準画像データ取得周期内に倍速化された複数の画像データ取得周期を形成している。従って、このX線撮影装置は、電荷蓄積可能時間の短縮により、従来のX線撮影装置と比較して、暗電流による電荷が蓄積される時間が短くなるので、暗電流ノイズを大幅に低減させることができる。

【0025】

さらに、本発明の第一の構成に係るX線撮影装置の一実施形態としては、X線の照射時間と照射強度との相関で規定される被検体へのX線の照射線量を一定に保つように、照射時間を算出するX線照射時間算出手段を備えることが好ましい。その際、画像データ取得周期の設定は次のように行う。

【0026】

まず、画像データ取得周期が照射周期の $1/m$ (mは2以上n以下の整数)のときの画像データ取得周期を画像データ取得周期RDC_m、そのときの読み出し時間算出手段で算出された電荷読み出し時間を読み出し時間RCT_m、画像データ取得周期RDC_mから読み出し時間RCT_mを減算した時間を蓄積可能時間CST_mとする。一方、画像データ取得周期が照射周期の $1/(m+1)$ のときの画像データ取得周期を画像データ取得周期RDC_{m+1}、その画像データ取得周期RDC_{m+1}における電荷蓄積可能時間と電荷読み出し時間をそれぞれ蓄積可能時間CST_{m+1}、読み出し時間RCT_{m+1}とする。そして、第一画像データ取得周期設定手段は、X線照射時間算出手段で算出された照射時間に基づいて、次式を満たす画像データ取得周期RDC_{m+1}となるように画像データ取得周期を設定する。

$$\text{蓄積可能時間CST}_m > \text{蓄積可能時間CST}_{m+1}$$

$$\text{読み出し時間RCT}_m = \text{読み出し時間RCT}_{m+1}$$

【0027】

第一の構成に係る本発明装置は、FPDにおける電荷の読み出し領域を限定することで画像データ読み出し周期を倍速化しており、同周期をより高倍率に倍速化すれば、FPDの読み出し領域はさらに狭い領域に限定される。しかし、それでは被検体の関心領域の表示に十分な画像サイズが得られない虞がある。

【0028】

一般に、X線の照射線量は、X線の照射時間と照射強度の積で規定されるため、照射強度をより高めても照射時間をより短縮することで一定に保つことが可能である。つまり、X線照射条件の中から、照射強度がより高く、照射時間のより短い条件を選択することが可能といえる。そのため、X線の照射線量が一定となる前提下で、より短いX線照射時間を選択すれば、それに伴って電荷蓄積可能時間をより短くすることができる。

【0029】

そして、その電荷蓄積可能時間の短縮により得られた時間を電荷読み出し時間として利用することで、より広い有効画像領域の電荷読み出しが可能になる。例えば、画像データ取得周期が照射周期の $1/2$ ($m=2\dots 2$ 倍速)の場合と同じ有効画像領域を確保しながらも、画像データ取得周期を照射周期の $1/3$ ($m+1=3\dots 3$ 倍速)とできるように電荷蓄積可能時間を短縮する。その際、有効画像領域は、2倍速時と3倍速時で変わらないため、読み出し時間RCT₂ = 読み出し時間RCT₃となる。一方、電荷蓄積可能時間は、画像データ取得周期が照射周期の $1/3$ となるように、X線の照射線量が一定となる前提下で、2倍速時の電荷蓄積可能時間よりも短い時間(蓄積可能時間CST₂ > 蓄積可能時間CST₃)をX線照射時間算出手段で演算する。これにより、有効画像領域を狭めることなく一層短い電荷蓄積可能時間を選択できるため、暗電流ノイズを低減することができる。

【0030】

ところで、第一の構成に係る本発明装置では、上述したように、X線の照射周期の間に、複数の画像データ取得周期が設定されている場合でも、実際に画像データが得られる画像データ取得周期は、一つあれば十分である。そこで、照射周期に対応する時間内に、実際にX線の照射が行われて画像データが取得される画像データ取得周期を実画像データ取得周期とし、X線の照射が行われないで画像データの取得がなされる画像データ取得周期を空画像データ取得周期としてもよい。そして、空画像データ取得周期内に、FPDに蓄積

10

20

30

40

50

される全ての電荷を排出するように構成する。このようになすことにより、ある実画像データ取得周期の次の実画像データ取得周期の開始時、即ち、電荷蓄積可能時間の開始時に、FPDに蓄積された電荷をほぼ0にすることができる。そのため、暗電流ノイズを低減することが期待できる。

【0031】

その他、空画像データ取得周期で取得した画像データをオフセット補正に使用する暗電流画像として使用しても良い。この場合、実質的に、リアルタイムの暗電流画像を得ることができるので、オフセット補正をした被検体の透過画像の精度を向上させることができる。

【0032】

一方、本発明の第二の構成に係るX線撮影装置は、X線照射手段と、X線可動絞りと、X線平面検出器とを備え、前記X線照射手段から一定の照射周期でX線を照射可能にすると共に、一つの画像データを取得するのに要する単位周期である画像データ取得周期に基づいて画像データの取得を行う。また、このX線撮影装置は、有効画像領域算出手段と、読み出し時間算出手段とを備え、さらに、前記照射周期と同一となるように画像データ取得周期を設定する第二画像データ取得周期設定手段とを備える。そして、このX線撮影装置は、前記照射周期と同一の画像データ取得周期を基準画像データ取得周期、X線平面検出器の全面に亘って電荷を読み出すのに要する時間を基準電荷読み出し時間、基準画像データ取得周期から基準電荷読み出し時間を減算した時間を基準電荷蓄積可能時間とした場合、前記画像データ取得周期を、基準電荷蓄積可能時間よりも短縮された電荷蓄積可能時間と読み出し時間算出手段で算出された電荷読み出し時間とX線平面検出器に蓄積される全ての電荷を排出させる電荷排出時間との合計で規定されるように設定することを特徴とする。

10

【0033】

本発明の第二の構成に係るX線撮影装置では、画像データ取得周期の倍速化は行わず、照射周期と同一の画像データ取得周期を設定する。ただし、この画像データ取得周期は、電荷蓄積可能時間、電荷読み出し時間および電荷排出時間の3つの時間帯により構成される。つまり、有効画像領域を限定することで電荷読み出し時間を短縮し、照射周期と同一の画像データ取得周期内に電荷排出時間を設けられるように、さらに電荷蓄積可能時間も短縮する。換言すれば、電荷読み出し時間と電荷蓄積可能時間の両時間帯の短縮化により得られた時間帯で電荷排出時間を構成する。画像データ取得周期内における各時間帯の並び順は、電荷蓄積可能時間、電荷読み出し時間、電荷排出時間となる。

20

【0034】

この構成でも、電荷蓄積可能時間が電荷排出時間を設けない場合に比べて短縮できるため、暗電流ノイズを低減することができる。さらに、電荷排出時間を設けているため、電荷蓄積可能時間の開始時に、FPDに蓄積された電荷をほぼ0にすることができ、より一層暗電流ノイズを低減することができる。

30

【0035】

なお、この第二の構成に係る装置のうち、第一の構成に係るX線撮影装置と共に通する名称の構成要素は、同一の構成であるため、その説明は省略する。

40

【発明の効果】

【0036】

本発明のX線撮影装置によれば、FPDの読み出し領域を限定することで、電荷読み出し時間を短縮し、さらに電荷蓄積可能時間の短縮も行う。この電荷蓄積可能時間の短縮により、FPDに蓄積される暗電流による電荷を少なくし、暗電流ノイズを低減することができる。それに伴い、従来のX線撮影装置で行なっていたオフセット補正を省略することができる。

【0037】

特に、第一の構成に係る本発明装置では、画像データ取得周期が倍速化されるにも関わらず、X線照射周期は倍速化前と同一でよいため、被曝量が増大する事がない。また、

50

第一の構成に係る本発明装置の画像データ取得周期はX線照射周期の整数倍に倍速化されるため、電化蓄積可能時間とX線照射時間のタイミングがずれることも回避できる。

【0038】

また、画像データ取得周期が倍速化されているため、一回のX線照射周期の間にX線の照射が行なわれない状態で撮影される画像データ（空画像データ）を取得することができる。この空画像データを排出するようにして、次のX線照射周期の開始時に、FPDに蓄積される電荷を可及的にゼロにできる。さらに、本発明装置は、オフセット補正を省略できることはすでに述べたが、この空画像データ（暗電流画像）を利用してオフセット補正を行なうこともできる。この場合、空画像データは、X線撮影周期毎に得ることができる実質的にリアルタイムな暗電流画像であるので、この暗電流画像を使用してオフセット補正を行なえば、被検体の透過画像の精度を向上させることができる。10

【0039】

一方、第二の構成に係る本発明装置では、画像データ取得周期はX線照射周期と同一であるものの、画像データ取得周期中にFPDの電荷排出時間を設けることで、次の画像データ取得周期の直前に、FPDに蓄積される電荷量を可及的にゼロにすることができ、暗電流ノイズを効果的に低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

以下、本発明の実施例を図に基づいて説明する。

【0041】

<実施例1>

実施例1では、画像データ取得周期を短縮することで暗電流ノイズを低減するX線撮影装置を図1～図6に基づいて説明する。

【0042】

[本発明のX線撮影装置の全体構成]

本発明のX線撮影装置は、図1に示すように、対向配置されたX線発生器（X線照射手段）3とFPD（flat panel detector：X線平面検出器）2との間で載置台6に乗った被検体4の透過画像を撮影する装置である。具体的な撮影手順として、まず初めに、X線発生器3から照射されて、被検体4を透過したX線をFPD2により画像データとして取得する。そして、この画像データをコンピュータ1内の画像処理部15により画像処理（ホワイトバランスの調節など）してモニタ5に表示する。このとき、X線は、X線照射周期に基づいて間歇的に照射されており、1回のX線の照射に対応して1枚の画像データをFPD2により取得する。なお、コンピュータ1とモニタ5は、本発明の装置を総合的に操作する操作卓（図示せず）に設けられる。30

【0043】

本装置のコンピュータ1は、本装置の統括的な制御を行なう中央処理部10と、この中央処理部10に接続されて装置の各機器の制御を行なう複数の制御部を有する。本装置は、制御部としては、X線制御部11と、X線可動絞り制御部12と、機構制御部13と、X線平面検出器制御部14とを備える。

【0044】

[X線発生器]

X線発生器3は、被検体4にX線を照射する機器である。X線発生器3は、高圧発生器16から電力供給を受けてX線を発生させるX線管を有しており、一方向に向かってX線を照射することができるようになっている。ここで、高圧発生器16からの電力供給の調節は、後述するX線制御部11にて行なう。

【0045】

[X線制御部]

X線制御部11は、高圧発生器16に接続されて、X線発生器3に供給する電力を制御することで、被検体4に照射するX線の照射線量を調節する。照射線量は、X線管電流値と、X線照射時間とで決定され、X線制御部11は、これらの数値を情報として記憶することが40

10

20

30

40

50

できる。

【0046】

[X線可動絞り]

X線発生器3には、X線の照射領域を制限するX線可動絞り30が設けられている。X線可動絞り30は、放射線遮蔽能に優れた部材、例えば、鉛などでできた4枚の絞り板を四方に配置することで構成されており、この絞り板がX線を遮蔽する。四方に配置された絞り板に囲まれる部分は、絞り板により遮蔽されておらず、この部分から、X線が放射状に照射される。そして、この絞り板を、中心方向に挿入する量（絞り量）を調節することで、被検体4に対するX線の照射領域を変化させることができる。このようにX線の照射領域が制限されることにより、X線発生器3に対向して配置されるFPD2に実際に入射するX線の領域（有効画像領域）が変化する。10

【0047】

[X線可動絞り制御部]

X線可動絞り制御部12は、X線可動絞り30を制御して、X線発生器3から照射されるX線の照射範囲を調節する。ここで、X線可動絞り制御部12は、絞り板の挿入量（絞り量）を情報として記憶することができる。

【0048】

[FPD]

FPD2はX線発生器3から照射されて被検体4を透過したX線を検出して画像データとして出力する機器である。FPD2は、主として、その厚さ方向にシンチレーター層と、検出素子層とに分けることができる。シンチレーター層は、CsI:TlやGd₂O₂S:Tbなどの蛍光体からなり、この層に入射したX線を光に変換する。一方、検出素子層は、図2に示すように、光を検知する最小単位である画素が、2次元アレイ状に配置されることで構成されている。各画素は、光を電荷に変換するフォトダイオード（PD）21と、変換された電荷を蓄積するコンデンサ22と、蓄積された電荷の読み出し制御を行なうTFTスイッチ23から構成されている。TFTスイッチ23はライン毎に共通の端子に接続され、各画素に読み出し同期信号を入力するゲートドライバGDの端子に接続されている。20

【0049】

ゲートドライバGDから電荷の読み出し信号が入力されるとTFTスイッチ23がONになり、蓄積された電荷が積分回路ICとマルチプレクサMPとを介して画像データとして出力される。ゲートドライバGDから一のラインに入力された信号は、図2の左のTFTスイッチ23から右のTFTスイッチ23を順次ONにしていく。ここで、ラインNからライン1に向かって順次信号を入力していくことにより、縦方向に並んだ画素から出力される電荷を混同することなく検知することができる。30

【0050】

また、本例のFPD2は、16インチモード（40cm×30cm）から7インチモード（20cm×20cm）まで読み取り領域を変更することができる。このように読み取り領域を変更できるため、例えば、有効画像領域に合わせて読み取り領域を小さく設定した場合、FPD2の全面に亘って画像データの読み出しをする必要がなくなる。そのため、上述した可動絞り30によってX線の照射領域を制限した場合でも、FPD2のうち、実際にX線が照射される箇所（有効画像領域）の画像データを選択的に読み出すことができる。40

【0051】

[X線平面検出器制御部]

X線平面検出器制御部14は、FPD2に接続され、FPD2の任意の領域についてFPD2に蓄積された電荷を画像データとして出力させるようにFPD2を制御する。ここで、FPD2は、上述のように読み取り領域を変える複数のモードを有しており、X線平面検出器制御部14は、このモードに従ってFPD2を制御して画像データを読み出すことができる。その他、後述するように、FPD2のゲートドライバGDに入力させる信号のタイミングを全て同一にすることと、FPD2の全面に蓄積される電荷を短時間で一斉排出させることができる。

【0052】

50

[機構制御部]

機構制御部13は、被検体4を載せる載置台6とX線発生器3とFPD2の位置関係を変更可能なように制御する。これら3つの構成の相対的位置関係を変更することで、種々の角度や距離から被検体4を撮影することができる。ここで、機構制御部13は、X線発生器3と載置台6との距離、X線発生器3とFPD2との距離(SID)を情報として記憶することができる。X線発生器3とFPD2との距離は、後述する有効画像領域を特定するために使用することができる。また、X線発生器3と載置台6との距離は、被検体4の関心領域以外の部分にX線を照射しないように作業者が可動絞り30を調節する目安として使用することができる。

【0053】

[中央処理部]

10

中央処理部10は、画像処理部15に接続され、この画像処理部15に取得した画像データの補正を指示する。また、この中央処理部10は、図3に示すように、各制御部から得られる情報に基づいて最適な画像データの読み出し周期を算出する最適画像データ取得周期設定部100を有する。最適画像データ取得周期設定部100は、有効画像領域算出部(有効画像領域算出手段)101と、電荷読み出し時間算出部(電荷読み出し時間算出手段)102と、第一画像データ取得周期設定部(第一画像データ取得周期設定手段)103とを備え、暗電流ノイズを低減することができる画像データの読み出し周期を決定する。

【0054】

有効画像領域算出部

上述した最適画像データ取得周期設定部100の有効画像領域算出部101は、機構制御部13およびX線可動絞り制御部12に接続され、それぞれの制御部からX線発生器3とFPD2との距離(SID)およびX線可動絞り30の絞り量の情報を取得できるように構成される。また、有効画像領域算出部101は、FPD2における有効画像領域の位置と、後述するように、この領域における画素数を算出できるように構成される。

20

【0055】

電荷読み出し時間算出部

電荷読み出し時間算出部102は、有効画像領域算出部101に接続されて、上述した有効画像領域の位置と、この領域における画素数の情報を取得できるように構成される。電荷読み出し時間算出部102は、一画素当たりの電荷読み出し時間や読み出し動作を制御する時間を考慮して有効画像領域における電荷の読み出し時間を算出することができる。また、電荷読み出し時間算出部102は、後述する第一画像データ取得周期設定部103に接続され、算出した電荷読み出し時間を出力可能のように構成される。

30

【0056】

第一画像データ取得周期設定部

第一画像データ取得周期設定部103は、電荷読み出し時間算出部102からの情報を取得可能であると共に、X線制御部11に接続されて、X線の照射条件(X線管電流値や照射時間)についての情報を取得できるように構成される。第一画像データ取得周期設定部103は、X線照射時間と電荷読み出し時間とから、最短の画像データ取得周期を算出する。そして、最短の画像データ取得周期に基づいて、電荷蓄積可能時間を決定し、最適な画像データの読み出し周期を決定する。最適な画像データ取得周期の決定の仕方は、後段で詳細に説明する。また、第一画像データ取得周期設定部103は、取得した情報に基づいて画像データ取得周期を決定し、X線平面検出器制御部14に出力できるように構成される。

40

【0057】

以上、説明したX線撮影装置において、通常の撮影状態、即ち、FPDの全面に亘って電荷の読み出しを行う基準画像データ取得周期に基づいて撮影を行なっている場合を図4に示す。図4に示すように、本例のFPDの全面に亘る画像データを読み出すには20ms必要であり、基準画像データ取得周期(nRDC)のフレームレートおよびX線照射周期のフレームレートは、30fps(frame per second)に設定されている。基準画像データ取得周期(nRDC)は、基準電荷蓄積可能時間(nCST)と基準電荷読み出し時間(nRCT)とからなり、基準電荷蓄積可能時間(nCST)

50

)の間にX線が照射されている。

【0058】

撮影の具体的手順は、次の通りである。まず初めに、1フレーム間隔(30fpsの場合、3.3ms)でFPDに読み出し同期信号が入力され、FPDにおいて電荷の蓄積が開始される。同期信号の入力に遅れてX線発生器から所定の時間(X線照射時間であって、本例では、5ms)X線が照射される。次に、X線の照射後であって、同期信号の入力から所定時間(本例では、13.3ms)経過後に、FPDに蓄積された電荷の読み出しが開始される。そして、読み出しが終了した画像データ(画像1)を古い画像データ(画像0)に入れ替えて表示する。このようになすことにより、一回のX線照射毎に、一つの画像データを得ることができる。

10

【0059】

この装置において、X線の照射領域が制限され、FPDにおける実際にX線が入射する領域が小さくなった場合、FPDの全面に亘って画像データを読み出すことは非効率である。本装置は、以下に示す手順に従って、画像データ取得周期を短くすることができます。ここで、画像データ取得周期の短縮と同時にX線照射周期も短くすると、被検体の被曝量が増加するため、放射線防護の観点から好ましくない。従って、本例の装置では、X線照射周期を変更することなく画像データ取得周期を基準画像データ取得周期よりも短くする。

【0060】

(画像データ取得周期を短縮する動作)

まず初めに、作業者は、FPD2の全面に亘って画像データを読み出している状態から被検体4の関心領域を特定し、操作卓を操作してX線可動絞り30によりX線の絞り量を調節する。絞り量は、中央処理部10からX線可動絞り制御部12に伝達され、可動絞り30が稼動される。絞り量が決定された場合、中央処理部10は、画像データ取得周期の算出を開始する。具体的には、以下の手順(ステップ)により画像データ取得周期を算出する(図5を参照)。

20

【0061】

(ステップS10:X線絞り量を取得する)

本発明の装置の有効画像領域算出部101は、X線可動絞り制御部12からX線可動絞り30の絞り量を取得する。なお、絞り量は、X線可動絞り制御部12に記憶されていても良いし、中央処理部10に記憶されていても良い。

30

【0062】

(ステップS11:SIDを取得する)

有効画像領域算出部101は、機構制御部13からX線発生器3とFPD2との距離(SID)を取得する。なお、SIDは、機構制御部13に記憶されていても良いし、中央処理部10に記憶されていても良い。

【0063】

(ステップS12:有効画像領域を算出する)

有効画像領域算出部101は、絞り量とSIDから有効画像領域を算出する。X線発生器3から照射されるX線は、X線可動絞り30によってその一部が遮蔽された状態になる。そして、遮蔽されなかったX線は、X線の照射方向に広がりながら被検体4を透過し、FPD2に到達する。X線の広がり度合いは、SIDに比例するので、絞り量とSIDが判ればFPD2におけるX線が照射された領域、即ち、有効画像領域がわかる。このとき、FPD2における有効画像領域に相当する位置を特定しておく。なお、本例の装置では、X線管と可動絞り30との距離は、固定されているため、SIDを有効画像領域の算出に使用することができる。

40

【0064】

(ステップS13:電荷読み出し時間を算出する)

電荷読み出し時間算出部102は、有効画像領域内にある全画素を読み出すのに必要な時間を算出する。本例では、有効画像領域が、 512×512 画素である場合を説明する。本例のFPD2では、一画素あたりの電荷読み出し時間が、約25nsであり、各機器の制御時間などを考慮に入れて、 512×512 画素の画像データの電荷読み出し時間は、8msである。

50

【0065】

(ステップS14：X線照射時間を取得する)

第一画像データ取得周期設定部103は、X線制御部11から、X線発生器3により照射されるX線の照射時間を取得する。照射時間は、作業者が、被検体4への照射線量を決定したときに、作業者が任意に決定するか、若しくは中央処理部10により自動で決定される。本例では、照射時間は、5msであり、X線照射の開始は、平面検出器読み出し同期信号の入力に遅れること、2msである。また、X線照射周期は、nRDCと同じ33.3msである。なお、照射時間は、このステップS14において取得することができれば良く、中央処理部10で記憶しておいても良い。

【0066】

10

(ステップS15：最短の画像データ取得周期を算出する)

第一画像データ取得周期設定部103は、電荷読み出し時間と設定されたX線照射時間との合計時間（最短の画像データ取得周期）を算出する。最短の画像データ取得周期における電荷蓄積可能時間は、X線照射時間と一致している。この場合、X線照射時間の開始と電荷蓄積可能時間の開始とが一致し、X線照射時間の終了と電荷蓄積可能時間の終了とが一致することになる。上述したように、本例では、照射時間が5ms、電荷読み出し時間が8msであるので、最短の画像データ取得周期は、13msである。なお、本例では、読み出し同期信号から遅れてX線の照射が開始されるので、この遅れを考慮して最短の画像データ取得周期を決定するようにしても良い。例えば、X線の照射の開始が、同期信号に遅れることが1.5msであれば、最短の画像データ取得周期は、14.5msである。

20

【0067】

(ステップS16：X線照射周期が最短の画像データ取得周期の整数倍以上かを判断する)

さらに、第一画像データ取得周期設定部103は、X線照射周期が、算出した最短の画像データ取得周期の倍数（2以上の整数倍）以上かどうかを判断する。X線照射周期が、画像データ取得周期の2倍未満であれば、設定を変えることなく画像データ取得周期の算出処理を終了する。本例では、撮影初期における画像データ取得周期が33.3msであり、最短の画像データ取得周期（13ms）の倍数以上であるので、ステップS17に移行する。

【0068】

30

(ステップS17：画像データ取得周期を設定する)

第一画像データ取得周期設定部103は、ステップS16の結果を基に、画像データ取得周期の設定をする。この設定の際、画像データ取得周期を整数倍した長さと、X線照射周期の長さとが一致するように電荷蓄積可能時間を調節するとともに、電荷蓄積可能時間にX線照射時間が収まるようにする。本例では、X線照射周期1回につき、画像データ取得周期を2回以上、3回未満設定することができる。ここで、X線照射周期が画像データ取得周期の整数倍でない場合、撮影が進行するほど両周期の間にずれが生じて、X線を照射しているときに電荷を蓄積することができなくなってしまう。従って、本例の場合、画像データ取得周期のフレームレートは60fps（1フレームが16.6ms）として、X線照射周期のフレームレート（30fps）の2倍となるようにした。

【0069】

40

(ステップS18：読み出し範囲を設定する)

ステップS12で決定した有効画像領域に相当する範囲をFPD2に設定する。この範囲の設定は、代表的には、FPD2における有効画像領域のアドレスを設定することである。例えば、図2において、有効画像領域の4隅のアドレスが、A₁₁、A₁₂、A₂₁、A₂₂である場合、ライン3～Nには、そもそも読み出し信号を入力する必要がない。また、ライン2に入力した信号により、例えば、A_{1M}やA_{2M}などから読み出された電荷は、画像データとして処理できるように出力する必要がない。従って、有効画像領域のデータを読み出す時間は飛躍的に短縮することになる。

【0070】

50

以上のステップにより画像データ取得周期を再設定した状態を図6に示す。図6に示すように、一回のX線照射あたり、電荷蓄積可能時間（CST）と、電荷読み出し時間（RCT）

が2回ずつ設定されている。この2回のCSTのうち、X線の照射により実際に電荷を蓄積する時間は、最初のCSTのみであり、X線の照射により実際に画像データを得ることができるのは、最初のRCTのみである。一方、2回目のCSTでは暗電流のみが蓄積されるため、2回目のRCTで読み出した画像データは、暗電流により蓄積されたデータである。従って、本例のX線撮影装置は、この2回目のRCTで読み出した電荷を画像データとして取り込まない。また、1回目のRCTが終了した時点で、画像0の更新は行なわれず、2回目のRCTの終了後に、1回目のRCTで取得した画像1で画像0の更新が行なわれる。この場合でも、画像の更新頻度は、初期の状態と変わらないので、画像が見難くなるなどの不具合は生じない。

【0071】

なお、同期信号の入力周期は、33.3msのままとして、画像データ取得周期のみ16.6msとしても良い。この場合、一回の同期信号の入力により、CST RCT CST RCTとなるようになる。また、本例の場合、CSTの長さと、RCTの長さがほぼ同一であるので、X線の照射が行なわれていない2回目のCSTをRCTに代えて、CST RCT RCT RCTとなるようにしてもかまわない。この場合、2回目と3回目のRCTは、電荷を排出する役割を果たし、次のCSTの開始時に電荷が蓄積されていない状態とすることができる。また、1回目のRCT以外のRCTで得られた画像データを暗電流画像のデータとして取得し、オフセット補正に使用しても良い。

10

【0072】

本例の装置により、画像データ取得周期を倍速にすることで、暗電流が蓄積される時間（電荷蓄積可能時間CST）を短くすることができるので、暗電流ノイズを低減することができる。具体的には、30fpsから60fpsにすることで、上述した式(1)から明らかのように、暗電流ノイズを最大で約0.7倍にすることができる。また、本発明の装置によれば、さらに有効画像領域を小さくすることで、画像データ取得周期を90fps、120fpsのように高速化することが可能である。さらに、本例の装置では、X線照射周期を短くしていないので、被検体に対する被曝量が増加することはないので、放射線防護の観点からも好ましい。

20

【0073】

<実施例2>

次に、有効画像領域を維持しつつ、さらに画像データ取得周期を高速化させるX線撮影装置を図1、7～9に基づいて説明する。実施例1の装置は、画像データ取得周期を30fpsから60fpsにすることができる装置であった。一方、本例の装置は、実施例1に示した有効画像領域を維持しつつ、さらに画像データ取得周期を90fpsにして暗電流ノイズの影響を低減することができる装置である。

30

【0074】

実施例1の装置で、画像データ取得周期を90fps（1フレーム：11.1ms）とした場合、X線照射時間5ms（電荷蓄積可能時間は約8ms）と、512×512画素の電荷読み出し時間8msの合計時間（約16ms）が、1フレームの時間を超えてしまう。従って、電荷蓄積可能時間を維持しつつ、90fpsで画像データ取得周期を実現するためには、電荷読み出し時間を3msにする必要がある。この電荷読み出し時間で読み出せる有効画像領域は、350×350画素以下であり、これでは、被検体の関心領域を十分にカバーできない虞がある。そこで、本例の装置では、X線照射時間を短くすることで、有効画像領域を維持しつつ、電荷蓄積可能時間を短くし、より高速な画像データ取得周期を実現する。具体的には、照射線量がX線管電流とX線照射時間との積で決まることを利用し、X線照射時間を短くする。以下、本例の装置を詳細に説明する。

40

【0075】

本例の装置は、実施例1の構成に加えて、さらに、X線照射時間算出部（X線照射時間算出手段）を有する。この算出部以外の構成は、実施例1の構成と同一である。

【0076】

X線照射時間算出部

図7に示すように、X線照射時間算出部104は、最適画像データ取得周期設定部100内に

50

設けられ、第一画像データ取得周期設定部103と、X線制御部11とに接続されている。X線照射時間算出部104は、現在のX線管電流値とX線照射時間とから、現在の照射線量と同一の照射線量を達成することができる最短のX線照射時間を求めることができる。X線管電流値と、X線照射時間とは、具体的には、以下の関係を有している。

【0077】

【数2】

$$E_{\min} = \frac{E}{I_{\max}} \quad \dots \text{式 (2)}$$

I 現在の管電流値

10

E 現在のX線照射時間

I_{\max} この装置に使用するX線管に流すことができる最大の管電流値

E_{\min} I_{\max} のときのX線照射時間、即ち、最短のX線照射時間

【0078】

X線照射時間算出部104は、上記の関係式に具体的な数値を代入することにより、最短のX線照射時間を算出する。算出例として、例えば、30fpsのときの管電流値Iが10mA、X線照射時間が5ms、本例の装置のX線管に最大流せる管電流値 I_{\max} が40mAである場合、 E_{\min} は1.25msである。

20

【0079】

また、X線照射時間算出部104は、算出した管電流値と、X線照射時間をX線制御部11に設定することができる。X線制御部11は、設定されたX線照射時間と、管電流値に従つて、X線発生器3を制御する。

【0080】

さらに、X線照射時間算出部104は、第一画像データ取得周期設定部103に、算出したX線照射時間を出力することができる。第一画像データ取得周期設定部103は、入力された最短のX線照射時間から、電荷蓄積可能時間を決定し、画像データ取得周期を算出することができる。

30

【0081】

以上、説明した本例の装置を使用して、作業者が被検体の関心領域を特定した後、この関心領域に対応した有効画像領域に基づいて読み出し領域を決定し、画像データ読み出し周期を短縮する手順を以下に説明する(図8を主に参照)。

【0082】

(ステップS20: 有効画像領域の算出)

実施例1と同様に、X線可動絞り30の絞り量と、SIDとから有効画像領域を算出する。本例では、有効画像領域は、512×512画素である。

【0083】

(ステップS21: 電荷読み出し時間の算出)

40

実施例1と同様に、有効画像領域に基づく電荷読み出し時間を算出する。本例では、電荷読み出し時間は、8msである。

【0084】

(ステップS22: 最短のX線照射時間の算出)

現在の管電流値Iと、現在のX線照射時間Eとから最短のX線照射時間 E_{\min} を算出する。具体的には、X線制御部11からIとEとを取得し、X線照射時間算出部により、最短のX線照射時間 E_{\min} を算出する。本例では、 E_{\min} は、1.25msである。

【0085】

(ステップS23: 最短の画像データ取得周期の算出)

ステップS21により求めた電荷読み出し時間と、ステップS22により求めた最短のX線照

50

射時間とから最短の画像データ取得周期を算出する。本例では、電荷読み出し時間8ms、最短のX線照射時間1.25msであるので、最短の画像データ取得周期は9.25msである。

【0086】

(ステップS24 : X線照射周期が最短の画像データ取得周期の倍数以上かを判断する)

第一画像データ取得周期設定部103は、X線照射周期が算出した最短の画像データ取得周期の倍数以上かどうかを判断する。X線照射周期が、最短の画像データ取得周期の2倍未満であれば、設定を変えることなく画像データ取得周期の算出処理を終了する。本例では、撮影初期の段階における画像データ取得周期のフレームレートは30fps(1フレーム、33ms)であり、最短の画像データ取得周期(9.25ms)の3倍以上であるので、画像データ取得周期のフレームレートを90fps(1フレーム、11.1ms)に設定することができる。従つて、ステップS25に移行する。10

【0087】

(ステップS25 : X線照射時間の変更)

ステップS23で求めた最短の画像データ取得周期に基づいて、現在設定されているX線照射時間を変更する。この変更において、必ずしも最短のX線照射時間を設定する必要はなく、本装置の各機器の制御時間などを考慮に入れて、適宜変更することができる。本例では、図9に示すように、X線照射時間を、最短のX線照射時間(1.25ms)以上で初期のX線照射時間(5ms)以下である2msに設定した。また、読み出し同期信号の入力から0.5ms後にX線照射時間が開始されるようにした。

【0088】

(ステップS26 : X線管電流の変更)

ステップS25により決定したX線照射時間に基づいてX線管電流値を設定する。例えば、ステップS25でX線照射時間を最短のX線照射時間Eminとした場合、設定するX線管電流値は、最大のX線管電流値Imaxとなる。本例では、X線照射時間をEmin(1.25ms)ではなく、2msとしたので、式(2)よりX線管電流値は、25mAである。

【0089】

(ステップS27 : 画像データ取得周期の変更)

設定したX線照射時間と、電荷読み出し時間に基づいて画像データ取得周期を算出し、この算出した画像データ取得周期をX線平面検出器制御部14に設定する。このとき、画像データ取得周期から電荷読み出し時間を引いた時間が、電荷蓄積可能時間となる。もちろん、電荷蓄積可能時間の間にX線照射時間が設定されるようとする。本例では、図9に示すように、一回のX線照射周期(33.3ms)の間に、三回の画像データ取得周期を11.1msに設定しており、両周期がずれることがないので、電荷蓄積可能時間(CST)とX線照射時間とがずれることはない。また、三回の画像データ取得周期のうち、実際に画像データを取得する時間は、最初の電荷読み出し時間(RCT)のみである。30

【0090】

本実施例の構成となすことにより、有効画像領域を維持しつつ画像データ取得周期を短縮することができるので、暗電流ノイズを大幅に低減することができる。また、X線照射時間は、短くなっているが、X線の照射量は十分であるので、画像データが不鮮明になるなどの不具合が生じることはない。しかも、被検体の被曝量は変化しないため、放射線防護の観点からも好ましい。40

【0091】

<実施例3>

本実施例では、実施例1の画像データ取得周期算出手順のステップS16において、X線照射周期が、画像データ取得周期の倍数以上でない場合でも、暗電流ノイズを低減することができるX線撮影装置を説明する。本例の装置では、実施例1の第一画像データ取得周期設定部に代えて第二画像データ取得周期設定部が設けられている。この第二画像データ取得周期設定部以外の構成は、実施例1と同じであるため、相違点について説明する。

【0092】

第二画像データ取得周期設定部

10

20

30

40

50

第二画像データ取得周期設定部は、有効画像領域における電荷読み出し時間に基づいて画像データ取得周期を設定する。その際、画像データ取得周期は、X線の照射周期と同一としたままで、基準電荷蓄積可能時間よりも短縮した電荷蓄積可能時間を設定する。

【0093】

本例では、例えば、X線可動絞りを調節した結果、FPDからの画像データの電荷読み出し時間が15msであった場合を考える。この場合、X線照射時間が5msで、電荷読み出し時間が15msであるので、最短の画像データ取得周期は20msとなる。従って、実施例1のように、X線照射周期(33ms)の間に、2回の画像データ取得周期を設定することができない。

【0094】

そこで、本例では、画像データ取得周期をX線の照射周期と同一としたままで、電荷蓄積可能時間を基準電荷蓄積可能時間よりも短くする。具体的には、図10に示すように、電荷蓄積可能時間(CST)と電荷読み出し時間(RCT)の後に、電荷排出時間(CDT)を設定する。このCSTとRCTとCDTの合計時間を画像データ取得周期とする。本例では、X線照射時間に基づいて電荷蓄積可能時間を13msから8msに変更した。また、電荷読み出し時間は15msであるので、電荷排出時間は、X線照射周期(33.3ms)から短縮された電荷蓄積可能時間と電荷読み出し時間を引いた、10msとした。これらの時間の設定は、第二画像データ取得周期設定部により行なう。

【0095】

電荷排出時間(CDT)においては、電荷読み出し時間の終了後に再び蓄積される暗電流による電荷をFPDから排出させる。電荷を排出させるとときは、画素に対応した正確な電荷量を測定する必要はなく、また、各画素に蓄積される電荷が混同されてしまっても何ら問題ない。従って、図2のライン1~Nに電荷を排出させるための信号を一斉に入力することができる。この信号の一斉入力により、平面検出器に蓄積される電荷は、一斉に排出され、CDTの次に来るCSTの開始時(次の画像データ取得周期の開始時)に、検出器に蓄積されている電荷をほぼ0にすることができる。

【0096】

なお、信号の一斉入力によりFPD全体の電荷を排出させるためには、所定の時間が必要である。従って、最短の画像データ取得周期が、基準画像データ取得周期に対して、前述の所定時間以上短い場合に、CDTを設定することができる。

【0097】

本例の構成となすことにより、X線照射周期の間に、2回以上の画像データ取得周期を設定することができなくても、有効画像領域に応じて基準電荷蓄積可能時間(13ms)よりも短い電荷蓄積可能時間(8ms)を設定することができる。さらに、実施例1と同様に、電荷蓄積可能時間の開始時に、検出器に蓄積されている電荷をほぼ0にすることができる。従って、撮影した画像における暗電流ノイズを低減させることができる。

【産業上の利用可能性】

【0098】

本発明のX線撮影装置は、被検体の透視画像を得ることで被検体の診断等を行なうことによ適に利用することができる。特に、本発明のX線撮影装置は、低線量で被検体の透視画像を得ることによ適に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0099】

【図1】図1は、実施例1に記載のX線撮影装置を示すブロック図である。

【図2】図2は、FPDにおける画素の状態を示す説明図である。

【図3】図3は、実施例1に記載される中央処理部に設けられる最適画像データ取得周期設定部と、この設定部に接続される構成を示すブロック図である。

【図4】図4は、FPDからの画像データの取得と、取得した画像データの表示様式を示す説明図であって、画像データ取得周期のフレームレートが30fpsの場合である。

【図5】図5は、実施例1に記載の画像データ取得周期を短縮する手順を示すフローチャ

10

20

30

40

50

ートである。

【図6】図6は、実施例1に記載されるFPDからの画像データの取得様式を示す説明図であって、画像データ取得周期のフレームレートが60fpsの場合である。

【図7】図7は、実施例2に記載される中央処理部に設けられる最適画像データ取得周期設定部と、この設定部に接続される構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、実施例2に記載の画像データ取得周期を短縮する手順を示すフローチャートである。

【図9】図9は、実施例2に記載されるFPDからの画像データの取得様式を示す説明図であって、画像データ取得周期のフレームレートが90fpsの場合である。

【図10】図10は、実施例3に記載されるFPDからの画像データの取得様式を示す説明図であって、電荷読み出し時間(RCT)の後に、電荷排出時間(CDT)を設定した場合であ

【**符号の説明**】

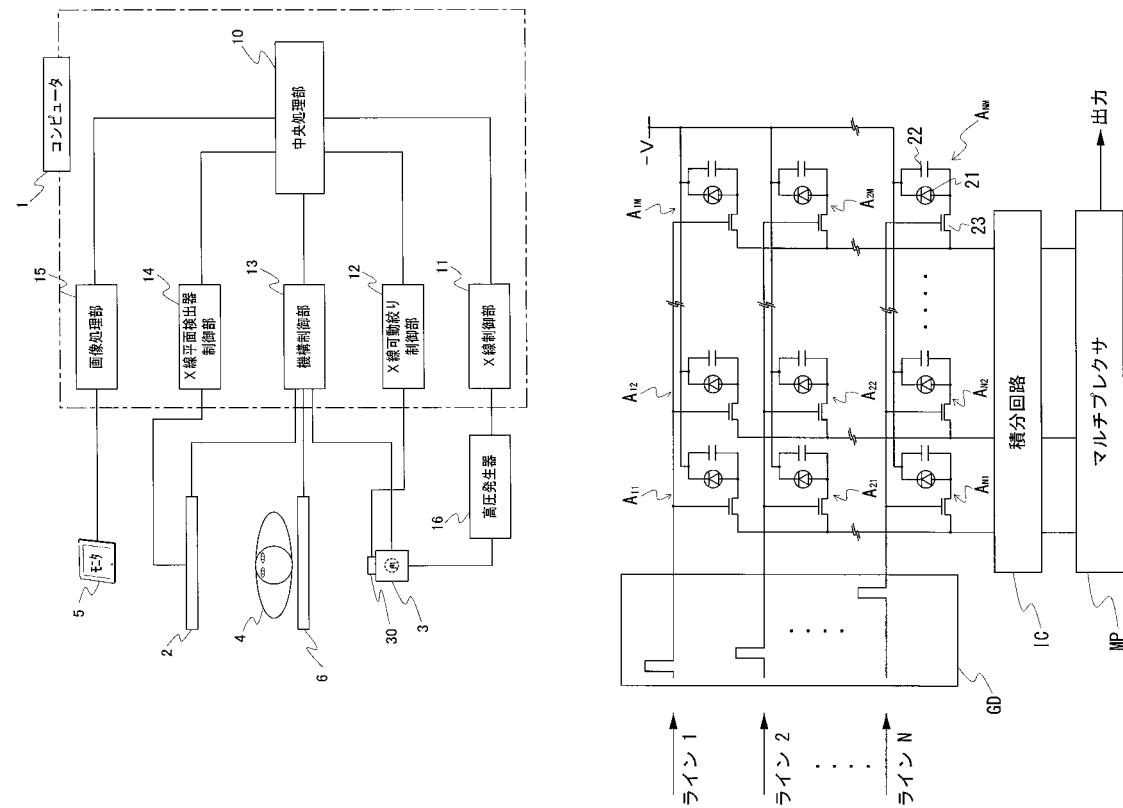
【 0 1 0 0 】

1 - 18

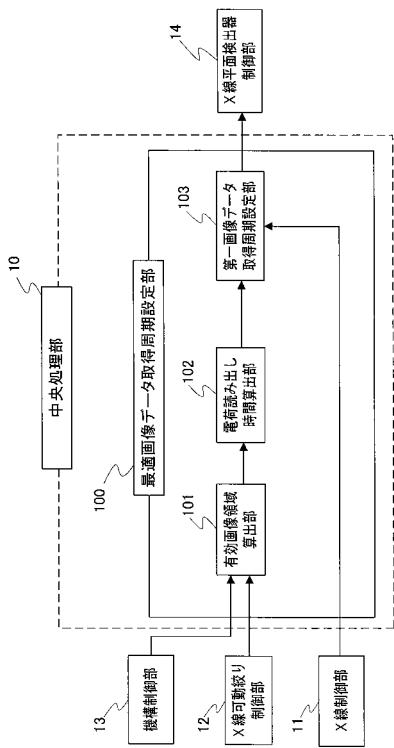
- 1 コンピュータ
2 FPD 21 PD 22 コンデンサ 23 TFTスイッチ
GD ゲートドライバ IC 積分回路 MP マルチプレクサ
3 X線発生器 30 X線可動絞り
4 被検体 5 モニタ 6 載置台 16 高圧発生器
10 中央処理部 100 最適画像データ取得周期設定部
11 X線制御部 12 X線可動絞り制御部 13 機構制御部
14 X線平面検出器制御部 15 画像処理部
101 有効画像領域算出部 102 電荷読み出し時間算出部
103 第一画像データ取得周期設定部 104 X線照射時間算出部

【 四 1 】

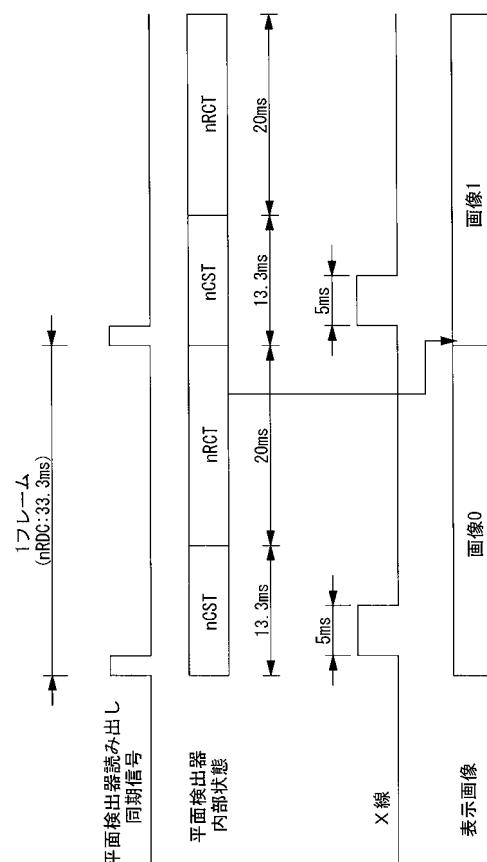
【図2】



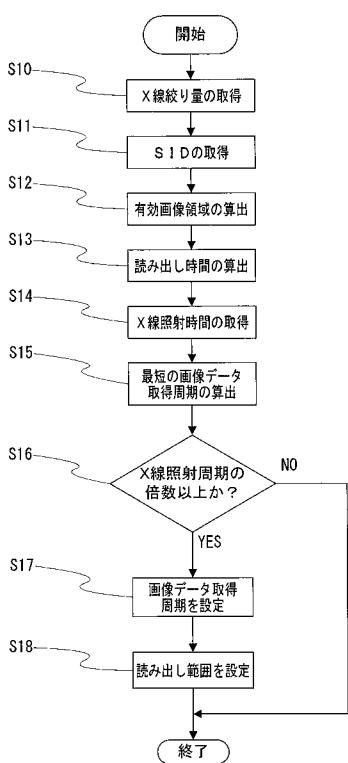
【図3】



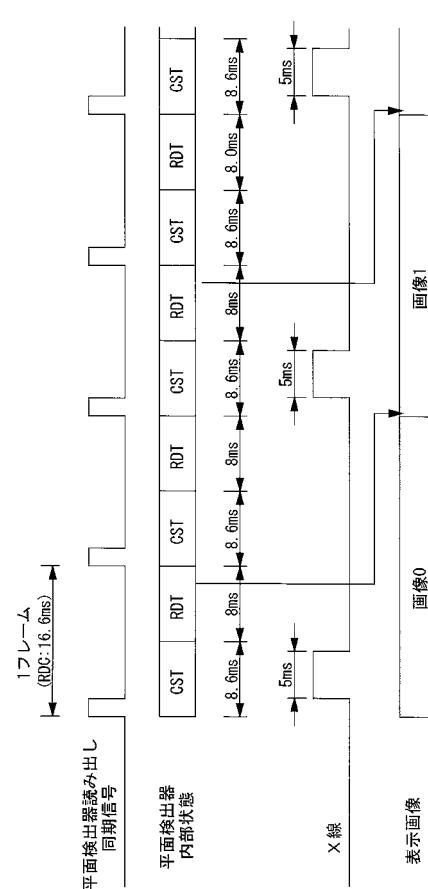
【図4】



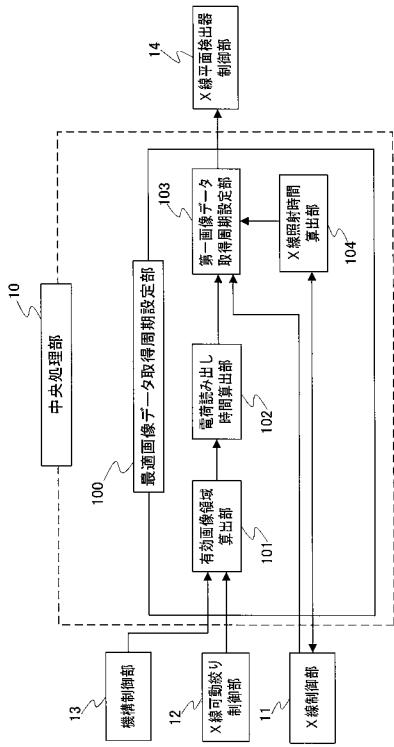
【図5】



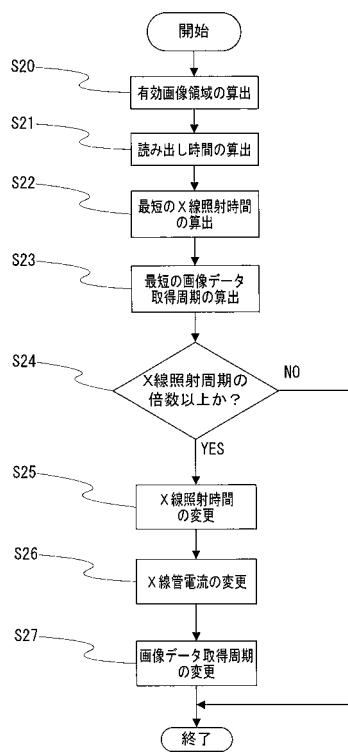
【図6】



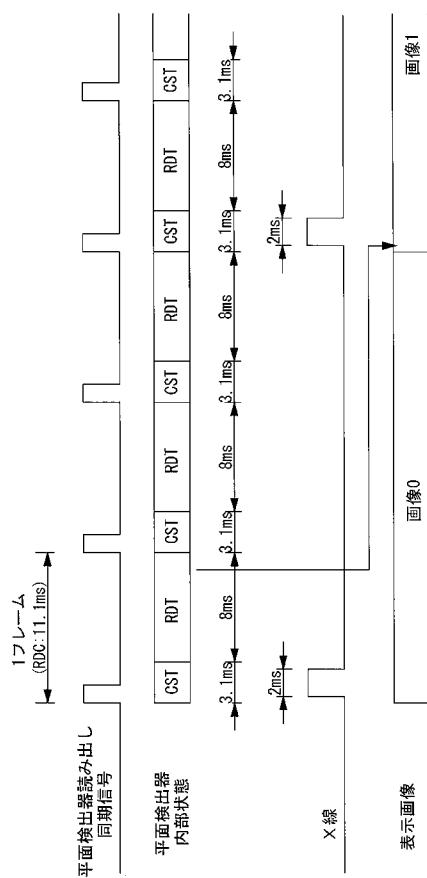
【圖 7】



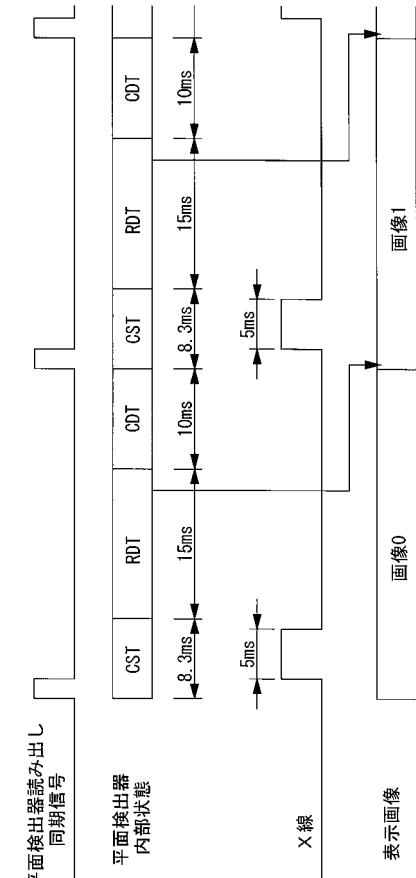
【 义 8 】



【 四 9 】



【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平11-318877(JP,A)
特開2002-369084(JP,A)
特開平10-258046(JP,A)
特開2003-33338(JP,A)
特開2004-121718(JP,A)
特開2004-201784(JP,A)
特開2005-46203(JP,A)
特表2006-515187(JP,A)
特許第3544755(JP,B2)
特開2004-136021(JP,A)
特開2006-26287(JP,A)
特開2002-301053(JP,A)
特開平6-189947(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	6 / 0 0	-	6 / 1 4
G 0 1 T	1 / 0 0	-	1 / 4 0
H 0 4 N	5 / 3 0	-	5 / 3 7 8
H 0 4 N	7 / 1 8		
H 0 5 G	1 / 0 0	-	1 / 7 0
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I)			