

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6004898号  
(P6004898)

(45) 発行日 平成28年10月12日(2016.10.12)

(24) 登録日 平成28年9月16日(2016.9.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 2 0 Z  
A 6 1 B 6/00 3 0 0 S  
A 6 1 B 6/00 3 0 0 W

請求項の数 16 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-242997 (P2012-242997)  
 (22) 出願日 平成24年11月2日 (2012.11.2)  
 (65) 公開番号 特開2014-90868 (P2014-90868A)  
 (43) 公開日 平成26年5月19日 (2014.5.19)  
 審査請求日 平成27年4月21日 (2015.4.21)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フィルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100079049  
 弁理士 中島 淳  
 (74) 代理人 100084995  
 弁理士 加藤 和詳  
 (74) 代理人 100099025  
 弁理士 福田 浩志  
 (72) 発明者 桑原 健  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フィルム株式会社内  
 (72) 発明者 佐藤 優  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フィルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線信号処理装置、放射線画像撮影システム、放射線信号処理方法、及び放射線信号処理プログラム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

照射された放射線に応じた画像を撮影すると共に、放射線の照射量を検出し、放射線の照射量の検出結果として放射線の照射停止予告信号を表すデジタル信号を出力する放射線撮影装置から前記デジタル信号を無線通信により受信する受信手段と、

前記受信手段によって受信した前記デジタル信号を、放射線を前記放射線撮影装置に照射すると共に放射線が所定照射量になった場合に放射線の照射を停止する放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換する変換手段と、

を備えた放射線信号処理装置。

## 【請求項 2】

前記変換手段は、前記アナログ信号を有線接続された前記放射線照射装置に更に出力する請求項 1 に記載の放射線信号処理装置。

## 【請求項 3】

前記照射停止予告信号は、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間とを表す信号である請求項 1 又は請求項 2 に記載の放射線信号処理装置。

## 【請求項 4】

前記照射停止予告信号は、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間と、時間の単位とを表す信号である請求項 1 又は請求項 2 に記載の放射線信号処理装置。

**【請求項 5】**

前記変換手段は、前記デジタル信号から単位時間あたりの電圧増加を求めて、時間積分することにより、放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号に変換する請求項3又は請求項4に記載の放射線信号処理装置。

**【請求項 6】**

前記変換手段が、最新の前記デジタル信号に基づいて単位時間あたりの電圧増加を求める請求項5に記載の放射線信号処理装置。

**【請求項 7】**

前記放射線撮影装置は、線量が多くなり即停止する場合に前記電圧増加が最大となる前記照射停止予告信号を前記デジタル信号として送信する請求項5又は請求項6に記載の放射線信号処理装置。

10

**【請求項 8】**

照射された放射線の線量を検出して出力する機能を備えて、放射線画像の撮影を行う放射線画像撮影装置と、

請求項1～7の何れか1項に記載の放射線信号処理装置と、  
を備えた放射線画像撮影システム。

**【請求項 9】**

照射された放射線に応じた画像を撮影すると共に、放射線の照射量を検出し、放射線の照射量の検出結果として放射線の照射停止予告信号を表すデジタル信号を出力する放射線撮影装置から前記デジタル信号を無線通信により受信手段によって受信する受信ステップと、

20

前記受信ステップで受信した前記デジタル信号を、放射線を前記放射線撮影装置に照射すると共に放射線が所定照射量になった場合に放射線の照射を停止する放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換手段によって変換する変換ステップと、

を備えた放射線信号処理方法。

**【請求項 10】**

前記変換ステップは、前記アナログ信号を有線接続された前記放射線照射装置に更に出力する請求項9に記載の放射線信号処理方法。

**【請求項 11】**

前記照射停止予告信号は、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間とを表す信号である請求項9又は請求項10に記載の放射線信号処理方法。

30

**【請求項 12】**

前記照射停止予告信号は、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間と、時間の単位とを表す信号である請求項9又は請求項10に記載の放射線信号処理方法。

**【請求項 13】**

前記変換ステップは、前記検出結果から単位時間あたりの電圧増加を求めて、時間積分することにより、放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号に変換する請求項11又は請求項12に記載の放射線信号処理方法。

40

**【請求項 14】**

前記変換ステップが、最新の前記デジタル信号に基づいて単位時間あたりの電圧増加を求める請求項13に記載の放射線信号処理方法。

**【請求項 15】**

前記放射線撮影装置は、線量が多くなり即停止する場合に前記電圧増加が最大となる前記照射停止予告信号を前記デジタル信号として送信する請求項13又は請求項14に記載の放射線信号処理方法。

**【請求項 16】**

コンピュータを、請求項1～7の何れか1項に記載の放射線信号処理装置の各手段として機能させるための放射線信号処理プログラム。

50

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、放射線信号処理装置、放射線画像撮影システム、放射線信号処理方法、及び放射線信号処理プログラムに関する

**【背景技術】****【0002】**

近年、TFT (Thin Film Transistor) アクティブマトリクス基板上に放射線感応層を配置し、放射線量をデジタルデータ（電気信号）に変換できる FPD (Flat Panel Detector) 等の放射線検出器（「電子カセット」等という場合がある）が実用化されており、この放射線検出器を用いて、照射された放射線量により表わされる放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置が実用化されている。

10

**【0003】**

このような放射線画像撮影装置では、放射線の照射開始や停止を制御するために、放射線量をモニタするものがある。

**【0004】**

例えば、特許文献 1 に記載の技術では、電離箱を用いて放射線の照射量を検出して放射線の照射制御を行うことが記載されています。また、特許文献 1 に記載の技術では、電離箱と照射装置との間にインターフェースを設けて、電離箱から照射特性データを無線通信によって受け取り、照射装置が制御パラメータを決定することが可能なようにデータを仲介することが記載されています。

20

**【0005】**

また、特許文献 2 に記載の技術では、カセットの X 線量センサによって検出された X 線量信号に基づいて無線中継器を介してコンソールに X 線終了信号を送信することが記載されています。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0006】****【特許文献 1】特開 2008-595 号公報****【特許文献 2】特開 2006-263339 号公報**

30

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

特許文献 1、2 に記載の技術のように無線通信を用いて、放射線の照射量の検出結果を送信することが提案されているが、無線通信を用いるにはデジタル信号でのやり取りとなる。照射された放射線の累積量に基づき照射停止をする判断を放射線発生装置側で行なう場合、放射線撮影装置側は、放射線の照射期間中、検出した照射線量の情報を隨時放射線発生装置側に送ることになる。デジタル信号でやり取りする場合は、放射線発生装置側は当然離散的な情報を受信することになる。しかしながら離散的な情報では、例えば、あるタイミングでの照射量情報の受信と、その次のタイミングでの照射量情報の受信の空白の期間に、どの程度照射量の累積値が増加しているかわからない。従って次のタイミングで照射量情報を受信した時にはすでに必要な累積値をオーバーしてしまっていることがある。

40

**【0008】**

また、従来より利用されているイオンチャンバによって放射線の照射量を検出して放射線の照射停止制御を行うシステムではアナログ信号を受信するインターフェースを備えるものが多く、デジタル信号のままではこれらに組み込むことができない。

**【0009】**

本発明は、上記事実を考慮して成されたもので、無線で放射線照射停止制御を行うシステムにおいて、精度良く放射線照射停止制御を可能にすることを目的とする。

50

**【課題を解決するための手段】****【0010】**

上記目的を達成するために本発明の放射線信号処理装置は、照射された放射線に応じた画像を撮影すると共に、放射線の照射量を検出し、放射線の照射量の検出結果として放射線の照射停止予告信号を表すデジタル信号を出力する放射線撮影装置から前記デジタル信号を無線通信により受信する受信手段と、前記受信手段によって受信した前記デジタル信号を、放射線を前記放射線撮影装置に照射すると共に放射線が所定照射量になった場合に放射線の照射を停止する放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換する変換手段と、を備えている。

**【0011】**

10

本発明の放射線信号処理装置によれば、受信手段では、放射線撮影装置から放射線の照射量の検出結果として放射線の照射停止予告信号を表すデジタル信号を無線通信により受信する。

**【0012】**

そして、変換手段では、受信手段によって受信したデジタル信号が、放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換される。すなわち、変換手段による変換を行うことによって、無線で放射線照射停止制御を行うシステムにおいて、精度良く放射線照射停止制御が可能となる。また、イオンチャンバ等を利用した放射線照射停止制御を行うシステムに、放射線照射量を検出可能な放射線撮影装置を適用して、放射線照射停止制御を可能にすることができる。

20

**【0013】**

なお、変換手段が、前記アナログ信号を有線接続された放射線照射装置に更に出力するようにしてもよい。

**【0014】**

また、照射停止予告信号は、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間とを表す信号を適用してもよいし、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間と、時間の単位とを表す信号を適用してもよい。

**【0015】**

30

また、変換手段は、前記デジタル信号から単位時間あたりの電圧増加を求めて、時間積分することにより、放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号に変換するようにしてもよい。この場合、変換手段は、最新の前記デジタル信号に基づいて単位時間あたりの電圧増加を求ることにより、信号の精度を高めることができる。

**【0016】**

また、放射線撮影装置は、線量が多くなり即停止する場合に前記電圧増加が最大となる前記照射停止予告信号を前記デジタル信号として送信するようにしてもよい。

**【0017】**

なお、照射された放射線の線量を検出して出力する機能を備えて、放射線画像の撮影を行う放射線画像撮影装置と、上述の放射線信号処理装置と、を備えた放射線画像撮影システムを構成してもよい。

40

**【0018】**

一方、本発明の放射線画像撮影装置の信号処理方法は、照射された放射線に応じた画像を撮影すると共に、放射線の照射量を検出し、放射線の照射量の検出結果として放射線の照射停止予告信号を表すデジタル信号を出力する放射線撮影装置から前記デジタル信号を無線通信により受信手段によって受信する受信ステップと、前記受信ステップで受信した前記デジタル信号を、放射線を前記放射線撮影装置に照射すると共に放射線が所定照射量になった場合に放射線の照射を停止する放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換手段によって変換する変換ステップと、を備えている。

**【0019】**

本発明の放射線画像撮影装置の信号処理方法によれば、受信ステップでは、放射線撮影

50

装置から放射線の照射量の検出結果として放射線の照射停止予告信号を表すデジタル信号を無線通信により受信手段によって受信する。

【0020】

そして、変換ステップでは、受信ステップで受信したデジタル信号を、放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換する。すなわち、変換ステップで変換を行うことによって、無線で放射線照射停止制御を行うシステムにおいて、精度良く放射線照射停止制御が可能となる。また、イオンチャンバ等を利用した放射線照射停止制御を行うシステムに、放射線照射量を検出可能な放射線撮影装置を適用して、放射線照射停止制御を可能にすることができる。

【0021】

なお、変換ステップが、前記アナログ信号を有線接続された放射線照射装置に更に出力するようにしてもよい。

【0022】

また、照射停止予告信号は、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間とを表す信号を適用してもよいし、放射線照射開始からの照射時間と、予め定めた適正照射時間に対する残りの照射時間と、時間の単位とを表す信号を適用してもよい。

【0023】

また、変換ステップは、前記デジタル信号から単位時間あたりの電圧増加 を求めて、時間積分することにより、放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号に変換するようにしてもよい。この場合、変換ステップは、最新の前記デジタル信号に基づいて単位時間あたりの電圧増加 を求めることにより、信号の精度を高めることができる。

【0024】

また、放射線撮影装置は、線量が多くなり即停止する場合に前記電圧増加が最大となる前記照射停止予告信号を前記デジタル信号として送信するようにしてもよい。

【0025】

なお、本発明は、コンピュータを、上述の放射線信号処理装置の各手段として機能させるための放射線信号処理プログラムとしてもよい。

【発明の効果】

【0026】

以上説明した如く本発明では、イオンチャンバ等を利用した放射線照射停止制御を行う既存のシステムに、放射線照射量を検出可能な放射線撮影装置を適用して、放射線照射停止制御を可能にすることができる、という優れた効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本実施の形態の放射線画像撮影システムの一例の全体構成の概略の概略構成図を示す。

【図2】ウォールスタンドに保持した電子カセットの一例を示す図である。

【図3】本実施の形態に係わる放射線画像撮影システムにおけるAEC機能に関する一部の構成を抜き出したブロック図である。

【図4】AEC用I/Fの概略構成を示す機能ブロック図である。

【図5】(A)はデジタルの照射停止予告信号からアナログの信号への変換を説明するための図であり、(B)は t または T の求め方を説明するための図である。

【図6】本実施の形態に係わる放射線画像撮影システムのAEC用I/Fで行われる処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、各図面を参照して本実施の形態の一例について説明する。まず、本実施の形態に係わる放射線画像撮影システム全体の概略構成について説明する。図1には、本実施の形態の放射線画像撮影システムの一例の全体構成の概略の概略構成図を示す。本実施の形態

10

20

30

40

50

の放射線画像撮影システム 10 は、電子カセット 20 自身が、放射線の照射開始（撮影開始）を検出する機能や放射線の照射停止（撮影終了）を検出する機能を有している。

#### 【 0 0 2 9 】

本実施の形態の放射線画像撮影システム 10 は、コンソール 16 を介して外部のシステム（例えば、R I S : R a d i o l o g y I N f o r m a t i o n S y s t e m : 放射線情報システム）から入力された指示（撮影メニュー）に基づいて、医師や放射線技師等の操作により放射線画像の撮影を行う機能を有するものである。

#### 【 0 0 3 0 】

また、本実施の形態の放射線画像撮影システム 10 は、撮影された放射線画像をコンソール 16 のディスプレイ 50 や放射線画像読影装置 18 に表示させることにより、医師や放射線技師等に放射線画像を読影させる機能を有するものである。

10

#### 【 0 0 3 1 】

本実施の形態の放射線画像撮影システム 10 は、放射線発生装置 12 、制御装置 14 、コンソール 16 、記憶部 17 、放射線画像読影装置 18 、及び電子カセット 20 を備えている。

#### 【 0 0 3 2 】

放射線発生装置 12 は、電源 22 、放射線照射制御部 23 、及び高電圧発生装置 24 を備えている。放射線照射制御部 23 は、制御装置 14 の放射線制御部 62 の制御に基づいて放射線照射源 25 から放射線 X を被検者 30 の撮影対象部位に照射させる機能を有している。本実施の形態の放射線照射制御部 23 は、電源 22 から供給された電流を高電圧発生装置 24 に供給し、高電圧発生装置 24 により発生させた高電圧を放射線照射源 25 に供給し、放射線 X を発生させている。なお、電源 22 は、交流電源及び直流電源のいずれであってもよい。また、高電圧発生装置 24 は、単相変圧器方式、三相変圧器方式、インバータ方式、及びコンデンサ方式のいずれであってもよい。また、図 1 では、据え付け型の放射線発生装置 12 を示しているがこれに限らず、放射線発生装置 12 は、モバイル形式であってもよい。

20

#### 【 0 0 3 3 】

被検者 30 を透過した放射線 X は、ウォールスタンド 28 に保持された電子カセット 20 に照射される。電子カセット 20 は、例えば、図 2 に示すように、壁に固定されたウォールスタンド 28 に設けられた背面プラケット 32 に取り付けられる。電子カセット 20 の放射線照射側には、カバー 38 が設けられている。そして、電子カセット 20 とカバー 38 の間には、複数の採光野 34 A ~ C を有して放射線の照射量を検出するイオンチャンバ 34 及び散乱光を取り除くためのブッキー / グリッド 36 が配置可能とされている。なお、本実施の形態では、電子カセット 20 は、放射線画像を示す画像情報だけではなく、放射線の照射を停止するための信号を出力し、イオンチャンバ 34 が無くても放射線の照射停止を制御可能とされており、イオンチャンバ 34 を省略することもできる。或いは、従来システム同様にイオンチャンバ 34 を用いて放射線の照射を停止することもできるように構成されている。

30

#### 【 0 0 3 4 】

電子カセット 20 は、被検者 30 を透過した放射線 X の線量に応じた電荷を発生し、発生した電荷量に基づいて放射線画像を示す画像情報を生成して出力する機能を有するものである。なお、本実施の形態において「線量」とは、放射線強度のことをいい、例えば、単位時間当たりに所定の管電圧と所定の管電流にて照射する放射線のことをいう。また、図 2 では、電子カセット 20 をウォールスタンド 28 に保持する例を示すが、被験者が横になるための撮影台を備えて撮影台に電子カセット 20 を保持する構成としてもよい。

40

#### 【 0 0 3 5 】

本実施の形態では、電子カセット 20 により出力された放射線画像を示す画像情報は、制御装置 14 を介してコンソール 16 に入力される。コンソール 16 は、無線通信（ L A N : L o c a l A r e a N e t w o r k ）等を介して外部システム（ R I S ）等から取得した撮影メニュー や各種情報等を用いて、放射線発生装置 12 及び電子カセット 20

50

の制御を行う機能を有している。また、コンソール 16 は、制御装置 14 との間で放射線画像の画像情報を含む各種情報の送受信を行う機能と共に、電子カセット 20 との間で各種情報の送受信を行う機能を有している。

【 0 0 3 6 】

また、コンソール 16 は、サーバー・コンピュータとして構成されており、制御部 49、ディスプレイドライバ 48、ディスプレイ 50、操作入力検出部 52、操作パネル 54、I/O 部 56、I/F 部 57、及び I/F 部 58 を備えて構成されている。

【 0 0 3 7 】

制御部 49 は、コンソール 16 全体の動作を制御する機能を有しており、CPU、ROM、RAM、及び HDD を備えている。CPU は、コンソール 16 全体の動作を制御する機能を有しており、ROM には、CPU で使用される制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されている。RAM は、各種データを一時的に記憶する機能を有しており、HDD (ハードディスク・ドライブ) は、各種データを記憶して保持する機能を有している。

10

【 0 0 3 8 】

ディスプレイドライバ 48 は、ディスプレイ 50 への各種情報の表示を制御する機能を有している。本実施の形態のディスプレイ 50 は、撮影メニューや撮影された放射線画像等を表示する機能を有している。操作入力検出部 52 は、操作パネル 54 に対する操作状態を検出する機能を有している。操作パネル 54 は、放射線画像の撮影に関する操作指示を、医師や放射線技師等が入力するためのものである。本実施の形態では操作パネル 54 は、例えば、タッチパネル、タッチペン、複数のキー、及びマウス等を含んで構成されている。なお、タッチパネルとして構成する場合は、ディスプレイ 50 と同一として構成してもよい。

20

【 0 0 3 9 】

また、I/O 部 56 及び I/F 部 58 は、無線通信や有線通信により、制御装置 14 及び放射線発生装置 24 との間で各種情報の送受信を行うと共に、電子カセット 20 との間で画像情報等の各種情報の送受信を行う機能を有している。また、I/F 部 57 は、RIS との間で、各種情報の送受信を行っている。

【 0 0 4 0 】

制御部 49、ディスプレイドライバ 48、操作入力検出部 52、I/F 部 58、及び I/O 部 56 は、システムバスやコントロールバス等のバス 59 を介して相互に情報等の授受が可能に接続されている。従って、制御部 49 は、ディスプレイドライバ 48 を介したディスプレイ 50 への各種情報の表示の制御、並びに、I/F 部 58 を介した放射線発生装置 12 及び電子カセット 20 との各種情報の送受信の制御を各々行うことができる。

30

【 0 0 4 1 】

本実施の形態の制御装置 14 は、コンソール 16 からの指示に基づいて、放射線発生装置 12 及び電子カセット 20 を制御する機能を有すると共に、電子カセット 20 から受信した放射線画像の記憶部 17 への記憶、並びにコンソール 16 のディスプレイ 50 や放射線画像読影装置 18 への表示を制御する機能を有するものである。

【 0 0 4 2 】

40

また、本実施の形態の制御装置 14 は、システム制御部 60、放射線制御部 62、パネル制御部 64、画像処理制御部 66、及び I/F 部 68 を備えている。

【 0 0 4 3 】

システム制御部 60 は、制御装置 14 全体を制御する機能を有すると共に、放射線画像撮影システム 10 を制御する機能を有している。システム制御部 60 は、CPU、ROM、RAM、及び HDD を備えている。CPU は、制御装置 14 全体及び放射線画像撮影システム 10 の動作を制御する機能を有しており、ROM には、CPU で使用される制御プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されている。RAM は、各種データを一時的に記憶する機能を有しており、HDD は、各種データを記憶して保持する機能を有している。放射線制御部 62 は、コンソール 16 の指示等に基づいて、放射線発生装置 12 の放

50

射線照射制御部 23 を制御する機能を有している。パネル制御部 64 は、コンソール 16 の指示等に基づいて、電子カセット 20 を制御する機能を有している。画像処理制御部 66 は、放射線画像に対して各種画像処理を施す機能を有している。

【 0044 】

システム制御部 60 、放射線制御部 62 、パネル制御部 64 、及び画像処理制御部 66 は、システムバスやコントロールバス等のバス 69 を介して相互に情報等の授受が可能に接続されている。

【 0045 】

本実施の形態の記憶部 17 は、撮影された放射線画像及び当該放射線画像に関する情報 10 を記憶する機能を有するものである。記憶部 17 としては、例えば、HDD 等が挙げられる。

【 0046 】

また、本実施の形態の放射線画像読影装置 18 は、撮影された放射線画像を読影者が読影するための機能を有する装置であり、特に限定されないが、いわゆる、読影ビューワやコンソール等が挙げられる。本実施の形態の放射線画像読影装置 18 は、パーソナル・コンピュータとして構成されており、コンソール 16 や制御装置 14 と同様に、CPU 、 ROM 、 RAM 、 HDD 、ディスプレイドライバ、ディスプレイ 40 、操作入力検出部、操作パネル 42 、 I/O 部、及び I/F 部を備えて構成されている。なお、図 1 では、記載が煩雑になるのを避けるため、これらの構成のうち、ディスプレイ 40 及び操作パネル 42 のみを示し、その他の記載を省略している。 20

【 0047 】

また、放射線画像撮影システム 10 は、放射線の照射停止を制御する自動露出制御 (AEC : Automatic exposure control) 機能 (以下、 AEC 機能と称する) を有しており、電子カセット 20 から出力される信号に基づいて、放射線照射制御部 23 が高電圧発生装置 24 を制御することにより放射線照射源 25 からの放射線の照射停止のタイミングを制御する。すなわち、電子カセット 20 は、放射線の照射量を検出するための構成を有している。放射線の照射量を検出するための構成としては、専用のセンサ等を設けるようにしてもよいが、本実施の形態では、放射線の照射量を検出する画素を設けたものを適用する。 30

【 0048 】

ところで、従来のシステムでは、 AEC 機能を行う際に、イオンチャンバ 34 によって線量を検出してアナログの線量を表す信号を放射線照射制御部 23 に出力し、累積線量が所定値に達したときに、放射線照射停止信号を高電圧発生装置 24 に出力することによって、放射線の照射を停止する構成であったが、本実施の形態では、電子カセット 20 が放射線の照射量を検出して、無線通信によって検出結果を制御装置 14 に送信するようになっている。そのため、上述の制御装置 14 の I/F 部 68 には、電子カセット 20 から無線送信される放射線の照射量の検出結果を受信するために、図 3 に示すように、 AEC 用 I/F ( インタフェース ) 26 が設けられている。なお、図 3 は、本実施の形態に係わる放射線画像撮影システム 10 における AEC 機能に関する一部の構成を抜き出したプロック図である。 40

【 0049 】

ここで、無線通信で放射線の照射量の検出結果を受信するため、混信などにより信号が届かない可能性がある。そこで、電子カセット 20 は、デジタルの照射停止予告信号を出力する。電子カセットは、例えば、照射停止予告信号として、照射開始から今までの照射時間  $t$  と、電子カセット 20 で計算された適切照射時間  $T$  に対する残りの照射時間  $t$  ( $= T - t$ ) と、を表すデジタル信号を出力する。なお、照射開始からの照射時間  $t$  と適正照射時間  $T$  は、例えば、 1 msec 間隔 ( 但し、  $t$  、  $T$  の精度は、例えば 0.1 msec 刻み ) で計算し直して繰り返し送ることで、受信側としてどれか 1 回でも受信できれば、放射線を止められるので、オーバー露光となるリスクが軽減する。また、繰り返し受信したうち、最近のもので更新することで、より精度の高い線量停止が可能となる。 50

## 【0050】

また、従来のイオンチャンバー34を利用した放射線照射停止制御を利用可能とするために、本実施の形態では、AEC用I/F26が、電子カセット20から得られる放射線の照射停止を制御するための信号（停止予告信号）を従来形式のアナログ信号に変換する機能を有している。AEC用I/F26によって変換されたアナログ信号は、放射線発生装置12へ出力されることにより、放射線の照射停止を制御することができる。なお、AEC用I/F26と放射線発生装置12とは有線接続され、混信等によって放射線の照射停止ができなくなることを防止するようにしている。また、電子カセット20とAEC用I/F26は、有線接続も可能としてもよい。

## 【0051】

10

具体的には、図4に示すように、AEC用I/F26は、AEC信号受信部70、AEC信号変換部72、及びAEC信号送信部74を備えている。なお、図4は、AEC用I/F26の概略構成を示す機能ブロック図である。

## 【0052】

AEC信号受信部70は、電子カセット20から無線送信されるデジタルの照射停止予告信号を受信して受信したデジタルの照射停止予告信号をAEC信号変換部72へ出力する。

## 【0053】

20

AEC信号変換部72は、デジタルの照射停止予告信号をアナログの単位電圧増加信号に変換して時間積分することにより、電視カセット20検出した放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号（電圧信号）を求めてAEC信号送信部74へ出力する。

## 【0054】

AEC信号送信部74では、AEC信号変換部72の変換によって得られるアナログ信号（電圧信号）を有線接続された放射線発生装置12の放射線照射制御部23へ出力する。これによって、放射線照射制御部23では、従来と同様の放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号が入力されるので、既存の放射線照射停止システムを利用して、放射線の照射量が適正照射量になったところで放射線を照射することができる。

## 【0055】

ここで、AEC用I/F26のAEC信号変換部72で行われるデジタルの照射停止予告信号からアナログ信号への変換について詳細に説明する。

30

## 【0056】

まず、照射開始時間を0として、電子カセット20から送られる照射停止予告信号の組みを（t1、t1）、（t2、t2）、（t3、t3）…とする。なお、照射停止予告信号以外にも付帯的な情報（識別IDやエラーコードなど）も送るようにしてもよい。

## 【0057】

例えば、照射開始から今までの照射時間t1を受信成功、t2が受信失敗、t3及びt4が受信成功として以下のように電圧増加の計算を行う。なお、図5（A）の「」は受信成功を示し、「」は受信失敗を示す。

## 【0058】

40

1 = Thres / t1

## 【0059】

2 = 受信失敗なので計算されない。

## 【0060】

3 = (Thres - 1 × (t3 - t1)) / t3

## 【0061】

4 = (Thres - 1 × (t3 - t1) - 3 × (t4 - t3)) / t4

## 【0062】

すなわち、残りの高さを残り時間で割った量を求め、それを従来のAECと同じ単位時間あたりの電圧増加（V/sec）を単位電圧増加信号として出力する。つまり電圧増

50

加を時間積分していき、積分量が  $T_{hres}$  に達したら停止となる。このように照射停止予告信号をアナログの信号に変換することにより、2回受信しなくても1回で電圧増加を求めることが可能であるので、無線が切れ易くても1回受信できれば、アナログの信号に変換することができる。

【0063】

なお、線量が多くなり即停止の場合は  $t = 0$  を電子カセット20から出力することにより、 $t =$  最大としてすぐ止める。

【0064】

また、上記計算中の  $T_{hres}$  は適正照射時間  $T$  になる閾値を示し、放射線発生装置12の設置やメンテナンス時に調整し、従来AECと同様に、一様露光で一定の出力で停止するように調整する。こうすることで、電子カセット20として何(digit)で止めるかと放射線照射制御部23として何(V)で止めるかの対応付けができる。例えば、 $T_{hres}(v)$  は電子カセット20として  $T_h(digit)$  であるとする。

10

【0065】

線量安定性や線量検出や演算の精度の制約から、 $T = t - t$  は繰り返し送信の間、一定とは限らない。 $T_1, T_1, T_3 \dots$  のように変化するので、上記式で  $t_3 - t_1 = t_1 - t_3$  とは限らない。よって、常に最新の受信情報で傾きを更新することで精度を高める。

【0066】

また、照射開始直後・終了直前・被写体(厚さ)などにより、撮影シーンによって照射時間  $t$  の絶対値は桁が異なるが、無線で確実に送るためにビット数を多く取れない。そこで照射停止予告信号には、(t, t, 単位)のように、時間の単位も一緒にに入れることにより、照射時間が長くても短くても照射時間  $t$ 、残りの照射時間  $t$  の桁数を一定に抑えることができるので、照射停止予告信号のビット長を最小限にして繰り返し送信周期を短くすることが可能となる。

20

【0067】

ここで、残りの照射時間  $t$  または適正照射時間  $T$  を求める式について説明する。図5(B)は、残りの照射時間  $t$  または適正照射時間  $T$  の求め方を説明するための図である。

【0068】

30

$t$  は照射開始からの時間なので既知の値である。 $T_h$  は上述の閾値  $T_{hres}$  と同様に、放射線発生装置12の設置やメンテナンス時に調整し、従来AECと同様に、一様露光で一定の出力で停止するように調整するので、既知の値である。また、各時刻での積算画素値  $q(digit)$  も電子カセット20で検出した値であるため既知の値である。

【0069】

例えば、図5(B)の場合には、 $t_1$  秒で  $q_1(digit)$  増加した訳だから、そのペースで  $T_h(digit)$  になる時間  $T$  は、以下の式で表される。

【0070】

$$T_1 / t_1 = T_h / q_1 \text{ より、}$$

【0071】

40

$$T_1 = (T_h / q_1) \times t_1 \text{ となる。}$$

【0072】

$T_2$  以降の決め方はいくつかあるが2通り説明する。まず、第1ケースとしてそれまでの全積分量  $q_2$  とそれまでの全照射時間  $t_2$  から、 $T_1$  と同じように求めると、

【0073】

$$T_2 = (T_h / q_2) \times t_2$$

【0074】

となる。

【0075】

他の方法(第2ケース)では、 $t_1$  から  $t_2$  までの変化分から計算する。この場合には

50

以下の式となる。

【0076】

$(T_2 - t_1) / (t_2 - t_1) = (T_h - q_1) / (q_2 - q_1)$  より、

【0077】

$T_2 = t_1 + (T_h - q_1) \times (t_2 - t_1) / (q_2 - q_1)$  となる。

【0078】

$T_3, T_4$  以降も同様に求めることができる。AEC用I/F26側と違って、電子力セッテ20側は無線切断による情報ロスがないので、毎回更新される。

【0079】

なお、電圧増加  $\Delta V$  をAEC用I/F26側ではなく、電子力セッテ20側で計算する方法もある。しかしながら、電子力セッテ20側で電圧増加  $\Delta V$  を計算する場合には、無線が一部届かないことがあったときには、AEC用I/F26側で計算していないので、傾きを修正する手段がなく誤差が大きくなってしまうため、電圧増加  $\Delta V$  はAEC用I/F26側で計算する方が好ましい。

10

【0080】

また、適正照射時間  $T$  を電子力セッテ20側ではなく、AEC用I/F26側で計算する方法もあるが、その場合には、画素値  $q$  と照射時間  $t$  の対を送ってやればよい。この方法なら傾きを常に修正可能である。この場合には、電子力セッテ20側では画素値 ( $digit$ ) と時間、AEC用I/F26側で電圧と時間を扱うように、分けた方が仕組み上わかりやすくなる。

20

【0081】

続いて、上述のように構成された本実施の形態に係わる放射線撮影システム10のAEC用I/F26で行われる具体的な処理について説明する。図6は、本実施の形態に係わる放射線画像撮影システム10のAEC用I/F26で行われる処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【0082】

ステップ100では、電子力セッテ20からデジタルのAEC信号を受信してステップ102へ移行する。すなわち、電子力セッテ20から出力されるデジタルの照射停止予告信号をAEC信号受信部70が受信する。

30

【0083】

ステップ102では、AEC信号変換部72によってデジタルの照射停止予告信号がアナログの線量を表す信号に変換する処理が(AEC信号変換処理)行われてステップ104へ移行する。すなわち、上述のように、照射開始から今までの照射時間  $t$  と、電子力セッテ20で計算された適切照射時間  $T$  に対する残りの照射時間  $t' (= T - t)$  と、を表すデジタルの照射停止予告信号を、アナログの単位時間あたりの電圧増加 ( $V/sec$ ) に変換する処理を行って、求めた単位時間あたりの電圧増加  $\Delta V$  を時間積分することにより、放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号を求めてステップ104へ移行する。

【0084】

ステップ104では、変換したアナログ信号(電圧信号)を放射線発生装置12の放射線照射制御部23へ出力してステップ106へ移行する。これによって、放射線照射制御部23では、従来のAECと同様に、放射線の照射量が所定量に達したところで放射線の照射を停止することができる。

40

【0085】

ステップ106では、AEC信号を受信したか否か判定され、該判定が肯定された場合にはステップ100に戻って上述の処理が繰り返され、判定が否定されたところで一連の処理を終了する。なお、該判定は、次のAEC信号を受信したか否かを判定するが、無線の状況によっては照射停止線量になつてないのに次のAEC信号を受信しない場合があるので、単位時間あたりの電圧増加  $\Delta V$  が閾値  $Thres$  に達していない場合には、次のAEC信号を受信するまで待機する。また、閾値  $Thres$  に達していないのに次のAEC

50

信号を受信しない時間が予め定めた時間以上経過した場合にはエラー処理（エラー報知等）等を行うようにしてもよい。

【0086】

このように、本実施の形態の放射線撮影システム10では、電子カセット20から出力されるデジタルの照射停止予告信号をAEC用I/F26によって線量を表すアナログ信号に変換して出力するようにしたので、無線通信によって飛び飛びで受信される離散的な線量情報の間を補完推定することができ、照射停止の精度を向上することができる。すなわち照射量情報を受信した時には既に必要な累積値をオーバーしてしまっている、ということを防ぐことができ照射停止の精度が良い。

【0087】

また、従来のイオンチャンバー34等を利用したAEC制御を行うシステムをそのまま利用して電視カセット20を利用することができる。また、従来のシステムを利用することができるため、電子カセット20が故障などによって使用不可能な場合には、従来のカセットを使用することもできる。

【0088】

すなわち、アナログ信号を受け取るインターフェースが多くの放射線発生装置側にあるために、本実施の形態のようにAEC用I/F26によってアナログ信号に変化するようにして、様々な放射線発生装置種類と接続可能になり、既存のシステムに放射線の照射量を検出する電子カセット20を適用することができる。

【0089】

電子カセット20から送られる照射停止予告信号の送信頻度を少なくすればするほどネットワーク環境に与える通信負荷が少なくて済む。通信負荷が少ないということは1回1回の無線通信の遅延も生じにくいということで、システム品質が安定する利点が大きい。しかしながら、従来のデジタルのAEC信号で照射制御する仕組みだと、送信頻度を少なくすればするほどあるタイミングで累積量がオーバーしてしまった時のオーバー量が大きくなってしまう。一方で本実施形態のようにアナログ信号に変換することで、通信頻度を抑えて通信品質を安定させつつ、オーバー量をミニマム化することができる。

【0090】

なお、本実施の形態では、AEC用I/F26がデジタルの照射停止予告信号を放射線の照射量に対応する電圧を表すアナログ信号（電圧信号）に変換するようにしたが、照射量に対応する電流を表すアナログ信号（電流信号）に変換するようにしてもよい。

【0091】

また、本実施の形態における放射線は、特に限定されるものではなく、X線や線等を適用することができる。

【0092】

また、上記の実施の形態におけるフローチャートで示した処理は、プログラムとして各種記憶媒体に記憶して流通するようにしてもよい。

【0093】

その他、本実施の形態で説明した放射線画像撮影システム10、放射線発生装置12、及び電子カセット20等の構成、動作等は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることは言うまでもない。

【符号の説明】

【0094】

- 10 放射線画像撮影システム
- 12 放射線発生装置
- 14 制御装置
- 20 電子カセット
- 23 放射線照射制御部
- 24 高電圧発生装置
- 25 放射線照射源

10

20

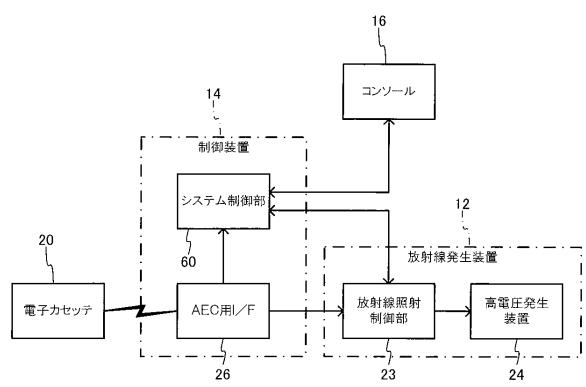
30

40

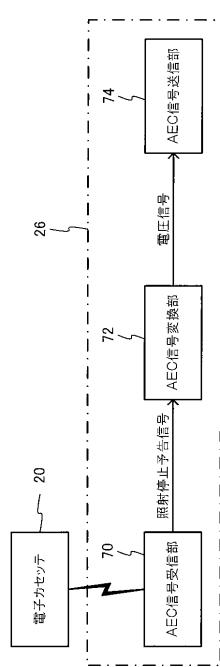
50

- 2 6 A E C 用 I / F  
 6 8 I / F 部  
 7 0 A E C 信号受信部  
 7 2 A E C 信号変換部  
 7 4 A E C 信号送信部

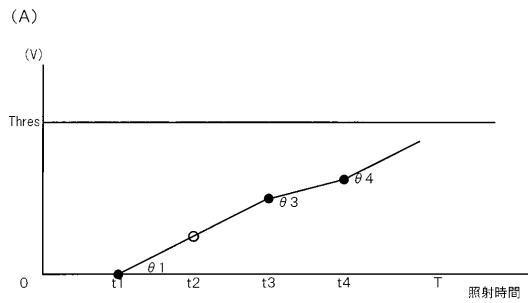
【図 3】



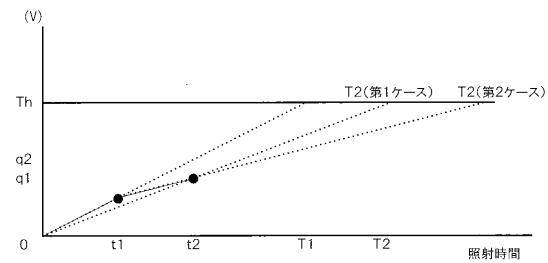
【図 4】



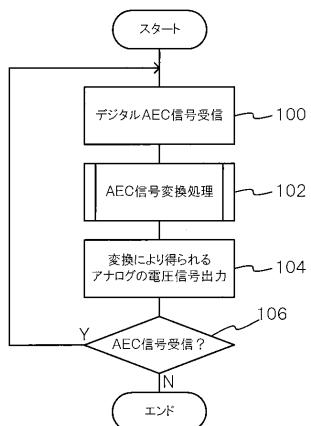
【図5】



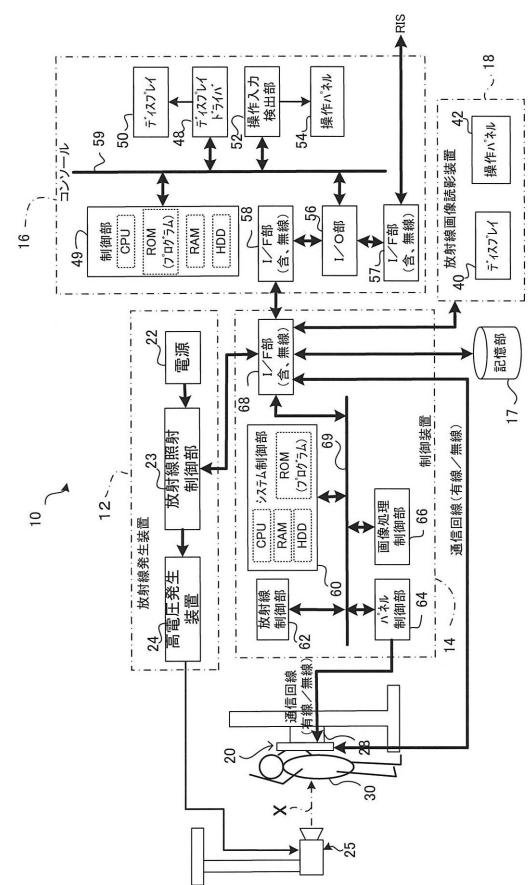
(B)



【図6】



【図1】



---

フロントページの続き

審査官 福田 裕司

(56)参考文献 特開平04-105477 (JP, A)  
特開2008-117641 (JP, A)  
特開2012-073230 (JP, A)  
特開2006-334154 (JP, A)  
特開2009-034428 (JP, A)  
特開2009-279055 (JP, A)  
特開2009-082313 (JP, A)  
国際公開第2011/130210 (WO, A2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00