

明 細 書

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、及び放射線信号処理方法 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、及び放射線信号処理方法に関する

背景技術

[0002] 近年、T F T (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F P D (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。

[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、特開2008-595号公報に記載の技術では、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る。また、特開2008-595号公報に記載の技術では、電離箱と照射装置との間にインタフェースを設けて、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る。

[0005] また、特開2006-263339号公報に記載の技術では、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る。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特開2008-595号公報、特開2006-263339号公報に記載の

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検出結果を誤りなく伝えるため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随時放射線発生装置側に送ることになる。デジタル信号を無線でやり取りする場合は、無線強度が不安定だと一時的に受信できないことが当然あるので、放射線発生装置側は時間的に離散的な情報を受信することになる。しかしながら時間的に離散的な情報では、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。

[0007] また、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関連技術のシステムではアナログ信号を受信するインタ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。

[0008] 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。

課題を解決するための手段

[0009] 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て検出結果を表す信号を出力する放射線撮影装置から前記検出結果を表す信号をデジタル信号で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検出結果を表すデジタル信号を、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。

[0010] 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を表す信号をデジタル信号で受信する。

[0011] そして、変換手段では、受信手段によって受信した検出結果を表すデジタル信号が、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。

[0012] なお、受信手段が、無線通信により前記デジタル信号を受信し、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。

[0013] また、受信手段は、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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信するようにしてもよいし、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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信するようにしてもよい。

[0014] 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 θ 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 θ を求めることにより、信号の精度を高めることができる。

[0015] 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。

[0016] 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、を備えた放射線撮影システムを構成してもよい。

[0017] 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て検出結果を表す信号を出力する放射線撮影装置から前記検出結果を表す信号をデジタル信号で受信手段によって受信し、受信した前記検出結果を表すデジタル信号を、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。

[0018] 本発明の放射線画像撮影装置の信号処理方法によれば、放射線撮影装置から放射線の照射量の検出結果を表す信号をデジタル信号で受信手段によって受信する。

[0019] そして、受信した検出結果を表すデジタル信号を、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。

[0020] 無線通信により前記デジタル信号を受信し、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。

[0021] また、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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信するようにしてもよいし、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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信するようにしてもよい。

[0022] また、前記デジタル信号から単位時間あたりの電圧増加 θ 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、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 θ を求めることにより、信号の精度を高めることができる。

[0023] 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。

[0024] なお、本発明は、コンピュータに、上述の放射線信号処理方法を実行させるためのプログラムを記憶した記録媒体であってもよい。

発明の効果

[0025] 以上説明したように、本発明は、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関連技術のシステムに、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

[0026] [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5A]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る。

[図5B] Δt 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

[0027] 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。

- [0028] 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。
- [0029] 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。
- [0030] 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。
- [0031] 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。
- [0032] 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に設けられた背面ブラケット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 3 4 A ~ 3 4 C を有して放射線の照射量を検出するイオンチャンバ 3 4 及び散乱光を取り除くためのブッキー／グリッド 3 6 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 2 0 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 3 4 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 3 4 を省略することもできる。或いは、イオンチャンバ 3 4 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てもよい。

[0033] 電子カセット 2 0 は、被検者 3 0 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、単位時間あ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 2 0 をウォールスタンド 2 8 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 2 0 を保持する構成としてもよい。

[0034] 本実施の形態では、電子カセット 2 0 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 1 4 を介してコンソール 1 6 に入力される。コンソール 1 6 は、無線通信（LAN: Local Area Network）等を介して外部システム（RIS）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 1 2 及び電子カセット 2 0 の制御を行う機能を有している。また、コンソール 1 6 は、制御装置 1 4 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 2 0 との間で各種情報の送受信を行う機能を有している。

[0035] また、コンソール 1 6 は、サーバー・コンピュータとして構成されており、制御部 4 9、ディスプレイドライバ 4 8、ディスプレイ 5 0、操作入力検出部 5 2、操作パネル 5 4、I/O 部 5 6、I/F 部 5 7、及び I/F 部 5 8 を備えて構成されている。

[0036] 制御部 4 9 は、コンソール 1 6 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。

[0037] 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。

[0038] 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12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う機能を有している。

[0039] 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。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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のみを示している。

[0046] 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。

[0047] ところで、関連技術のシステムでは、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。しかし、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ブロック図である。

[0048] 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

された適正照射時間 T に対する残りの照射時間 Δt ($= T - t$) 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 m s e c 間隔（但し、 t 、 T の精度は、例えば0. 1 m s e c 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、放射線を停止することができるので、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。

[0049] また、関連技術のイオンチャンバ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）を関連技術の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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 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、電子カセット20が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。

[0053] 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、関連技術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、関連技術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。

[0054] ここで、AEC 用 I/F 26 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。

[0055] 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 $(t_1, \Delta t_1)$ 、 $(t_2, \Delta t_2)$ 、 $(t_3, \Delta t_3)$ 、 $\dots$ 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。

[0056] 例えば、照射開始から今までの照射時間 t_1 を受信成功、 t_2 が受信失敗、 t_3 及び t_4 が受信成功として以下のように電圧増加 θ の計算を行う。なお、図 5A の「黒丸」は受信成功を示し、「白丸」は受信失敗を示す。

$$\theta_1 = \text{Thres} / \Delta t_1$$

θ_2 = 受信失敗なので計算されない。

$$\theta_3 = (\text{Thres} - \theta_1 \times (t_3 - t_1)) / \Delta t_3$$

$$\theta_4 = (\text{Thres} - \theta_1 \times (t_3 - t_1) - \theta_3 \times (t_4 - t_3)) / \Delta t_4$$

[0057] すなわち、残りの高さを残り時間で割った量を求め、それを関連技術の AEC と同じ単位時間あたりの電圧増加 θ (V/sec) を単位電圧増加信号として出力する。つまり電圧増加 θ を時間積分していき、積分量が Thres 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 θ 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。

[0058] なお、線量が多くなり即停止の場合は、 $\Delta t = 0$ を電子カセット 20 から出力することにより、 $\theta = \text{最大}$ として即停止する。

[0059] また、上記計算中の $Thres$ は適正照射時間 T となる閾値を示し、放射線発生装置 12 の設置やメンテナンス時に調整し、関連技術の 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、 $Thres(V)$ は電子カセット 20 として $Th(digit)$ であるとする。

[0060] 線量安定性や線量検出や演算の精度の制約から、 $T = t - \Delta t$ は繰り返し送信の間、一定とは限らない。 T_1 、 T_1 、 T_3 、... のように変化するので、上記式で $t_3 - t_1 = \Delta t_1 - \Delta t_3$ 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。

[0061] 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 、 Δt 、単位) のように、時間の単位も一緒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 Δt 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。

[0062] ここで、残りの照射時間 Δt 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 Δt 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。

[0063] t は照射開始からの時間なので既知の値である。 Th は上述の閾値 $Thres$ 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、関連技術の 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。

[0064] 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 $Th(digit)$ になる時間 T は、以下の式で表される。

$T_1 / t_1 = T_h / q_1$ より、

$T_1 = (T_h / q_1) \times t_1$ となる。

[0065] 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、

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

となる。

[0066] 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。この場合には以下の式となる。

[0067] $(T_2 - t_1) / (t_2 - t_1) = (T_h - q_1) / (q_2 - q_1)$ より、

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

[0068] T_3 、 T_4 以降も同様に求めることができる。AEC 用 I/F 26 側と違って、電子カセット 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。

[0069] なお、電圧増加 θ を AEC 用 I/F 26 側ではなく、電子カセット 20 側で計算する方法もある。しかしながら、電子カセット 20 側で電圧増加 θ 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/F 26 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 θ は AEC 用 I/F 26 側で計算する方が好ましい。

[0070] また、適正照射時間 T を電子カセット 20 側ではなく、AEC 用 I/F 26 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、電子カセット 20 側では画素値 ($digit$) と時間、AEC 用 I/F 26 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。

[0071] 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/F 26 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。

[0072] ステップ100では、電子カセット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信号受信部70が受信する。

[0073] 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をアナログの線量を表す信号に変換する処理（AEC信号変換処理）が行われてステップ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、電子カセット20で計算された適正照射時間 T に対する残りの照射時間 Δt （ $=T-t$ ）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 θ （ 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 θ 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。

[0074] 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、関連技術の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。

[0075] ステップ106では、AEC信号を受信したか否かを判定され、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、判定が否定された場合には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っていないのに次の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 θ 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。

[0076] 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。

[0077] また、関連技術のイオンチャンバ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子カセット20を利用することができる。また、関連技術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、関連技術のカセットを使用することもできる。

[0078] すなわち、アナログ信号を受け取るインタ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することで、様々な種類の放射線発生装置と接続可能になり、関連技術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。

[0079] 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難いということであり、システム品質が安定する利点大きい。しかしながら、関連技術のデジタルの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。

[0080] 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。

[0081] 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 γ 線等を適用することができる。

[0082] 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。

[0083] 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、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。

[0084] 日本出願2012-242997の開示はその全体が参照により本明細書に取り込まれる。本明細書に記載された全ての文献、特許出願、および技術規格は、個々の文献、特許出願、および技術規格が参照により取り込まれることが具体的かつ個々に記された場合と同程度に、本明細書中に参照により取り込まれる。

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て検出結果を表す信号を出力する放射線撮影装置から前記検出結果を表す信号をデジタル信号で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検出結果を表すデジタル信号を、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] 前記受信手段は、無線通信により前記デジタル信号を受信し、
- 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] 前記受信手段は、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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信する、
- 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] 前記受信手段は、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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信する請求項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。

[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、
を備えた放射線撮影システム。

[請求項 9] (a) 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て検出結果を表す信号を出力する放射線撮影装置から前記検出結果を表す信号をデジタル信号で受信手段によって受信し、
(b) (a) で受信した前記検出結果を表すデジタル信号を、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、
放射線信号処理方法。

[請求項 10] (a) は、無線通信により前記デジタル信号を受信し、
(b) 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] (a) 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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信する請求項 9 又は請求項 10 に記載の放射線信号処理方法。

[請求項 12] (a) 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照射停止予告信号を前記デジタル信号として受信する請求項 9 又は請求項 10 に記載の放射線信号処理方法。

[請求項 13] (b) 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 1 1 又は請求項 1 2 に記載の放射線信号処理方法。

[請求項14] 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 1 3 に記載の放射線信号処理方法。

[請求項15] 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 1 3 又は請求項 1 4 に記載の放射線信号処理方法。

[請求項16] コンピュータに放射線信号処理プロセスを実行させるためのプログラムを記憶したコンピュータ可読記録媒体であって、

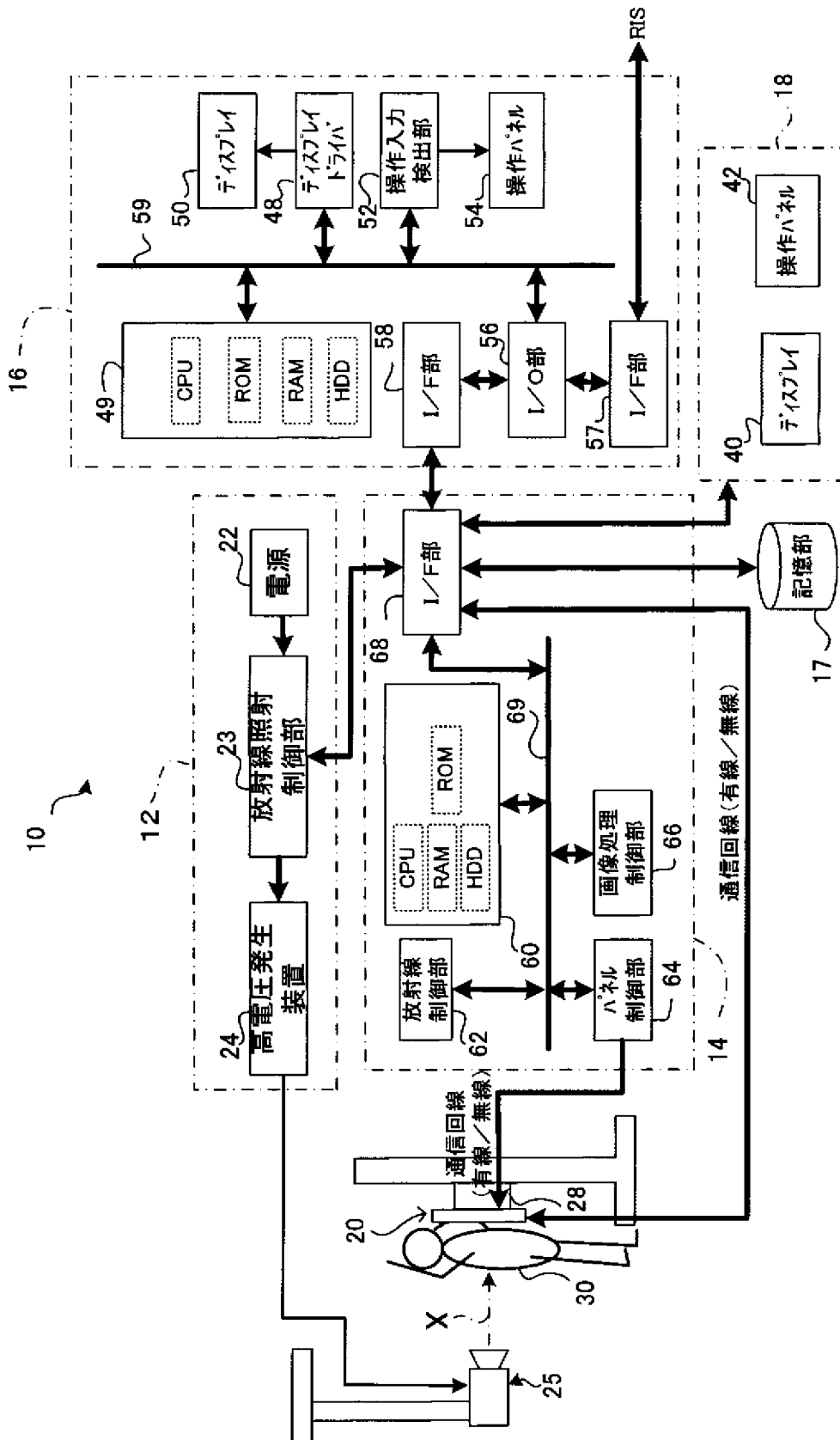
前記放射線信号処理プロセスは、

(a) 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て検出結果を表す信号を出力する放射線撮影装置から前記検出結果を表す信号をデジタル信号を受信し、

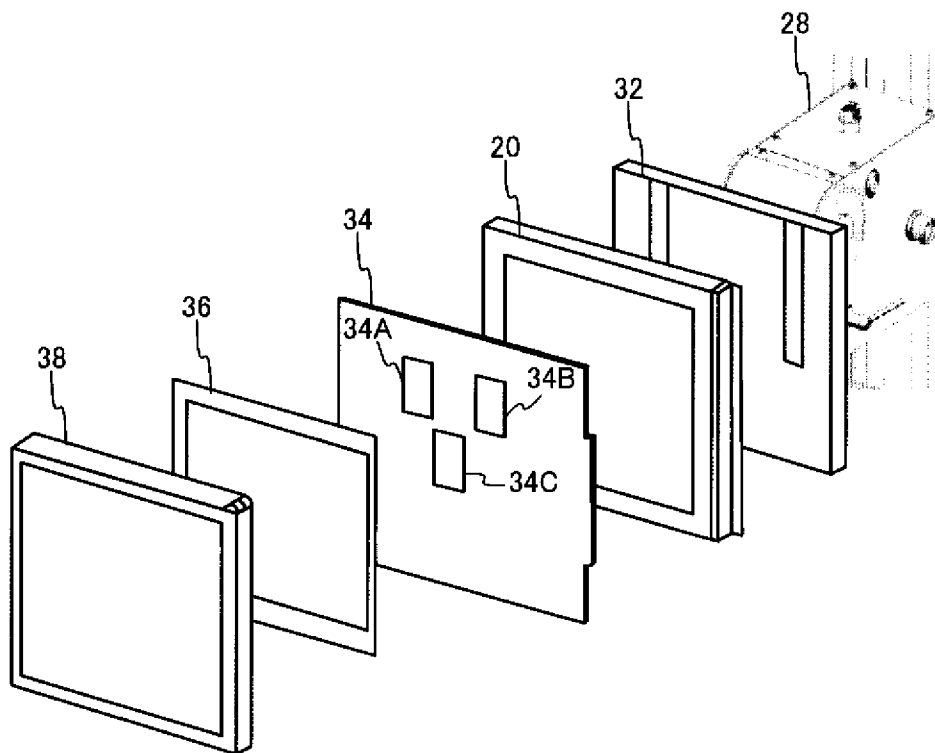
(b) (a) で受信した前記検出結果を表すデジタル信号を、放射線を前記放射線撮影装置に照射すると共に放射線が所定照射量になった場合に放射線の照射を停止する放射線照射装置が認識可能なアナログ信号に変換する、

ことを含む、コンピュータ可読記録媒体。

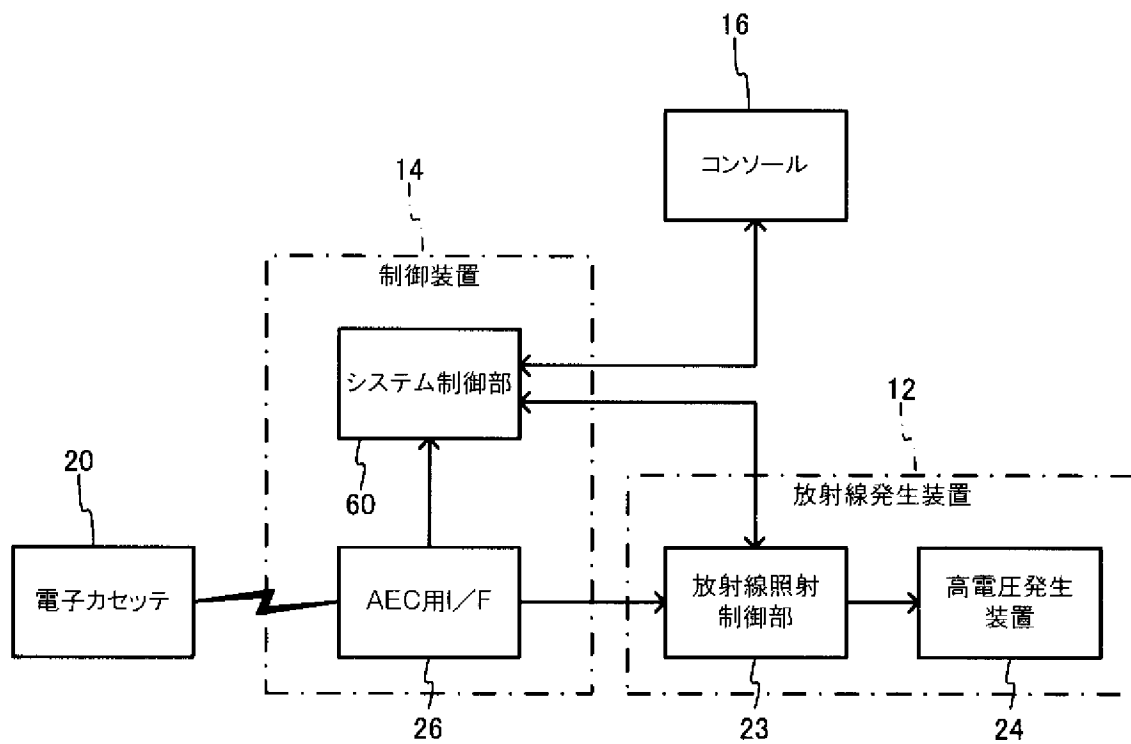
[図1]



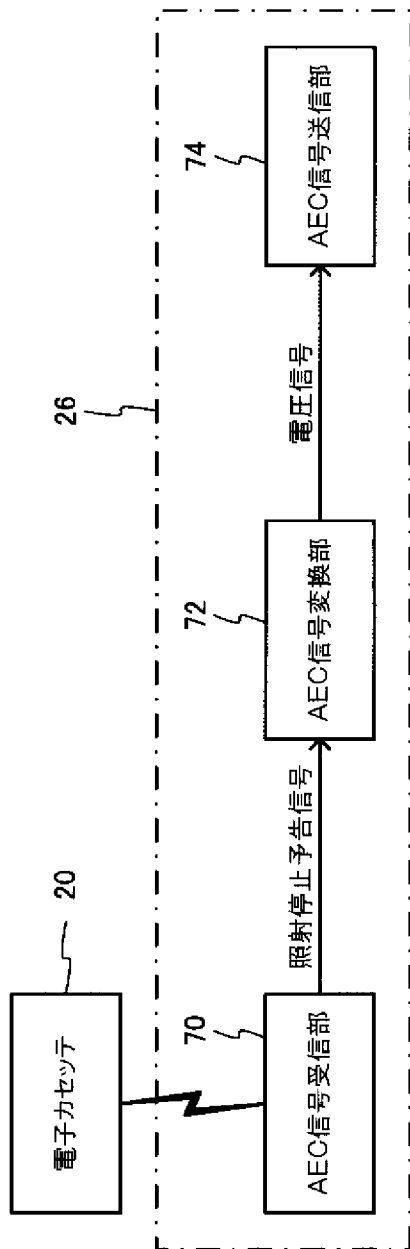
[図2]



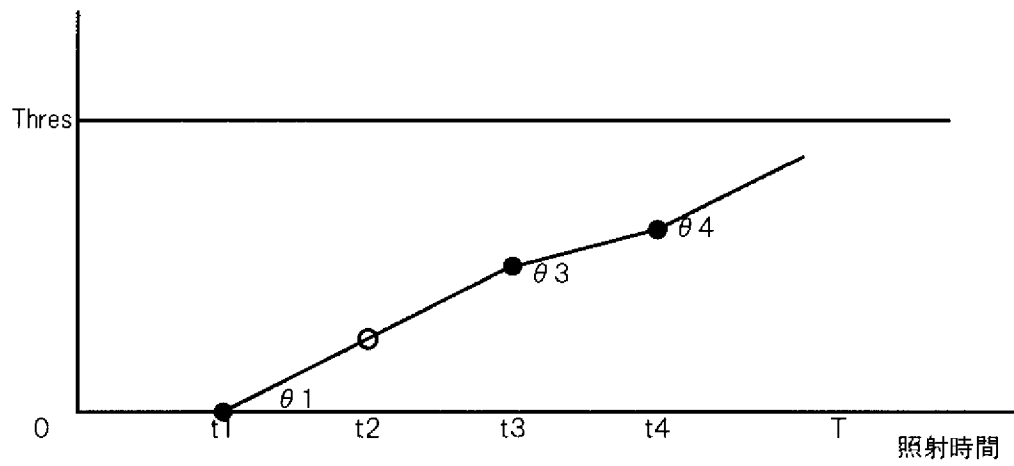
[図3]



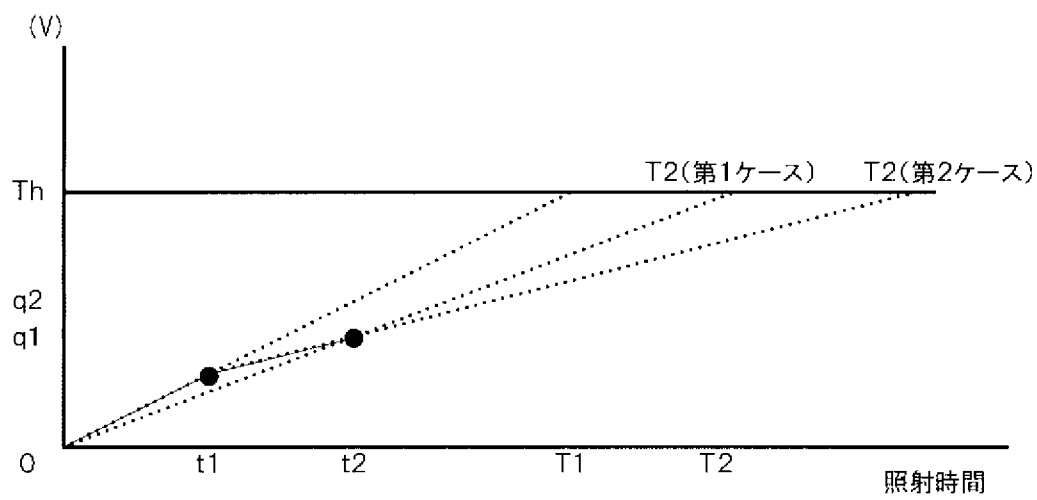
[図4]



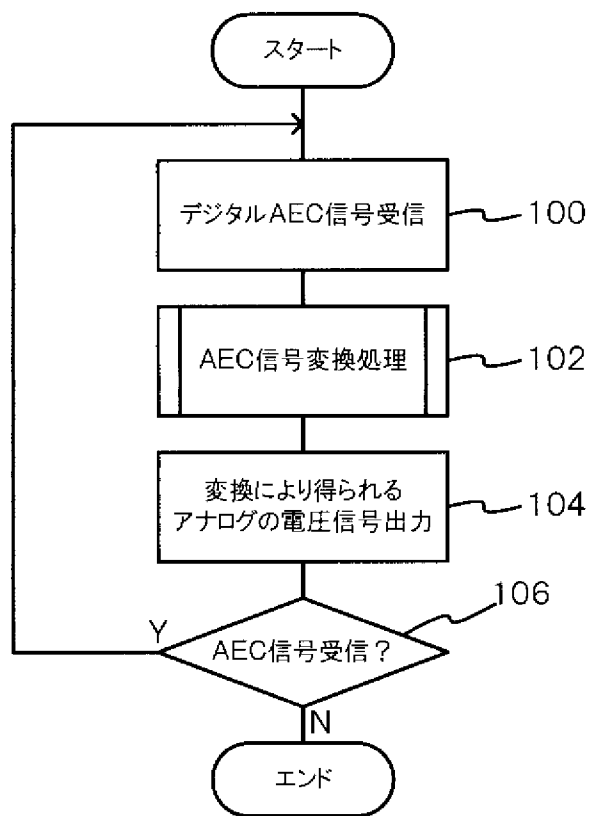
[図5A]



[図5B]



[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/076131

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 04-105477 A (Hitachi Medical Corp.), 07 April 1992 (07.04.1992), entire text; all drawings (Family: none)	1-2, 8-10, 16 3-7, 11-15
Y A	JP 2008-117641 A (Shimadzu Corp.), 22 May 2008 (22.05.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-2, 8-10, 16 3-7, 11-15
Y A	JP 2012-073230 A (Fujifilm Corp.), 12 April 2012 (12.04.2012), entire text; all drawings (Family: none)	2, 10 1, 3-9, 11-16

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 October, 2013 (23.10.13)

Date of mailing of the international search report
05 November, 2013 (05.11.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y ----- A	JP 04-105477 A（株式会社日立メディコ）1992.04.07, 全文, 全図 （ファミリーなし）	1-2, 8-10, 16 ----- 3-7, 11-15
Y ----- A	JP 2008-117641 A（株式会社島津製作所）2008.05.22, 全文, 全図 （ファミリーなし）	1-2, 8-10, 16 ----- 3-7, 11-15

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 3 . 1 0 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

福田 裕司

2 Q

9 1 0 9

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y ----- A	JP 2012-073230 A (富士フイルム株式会社) 2012. 04. 12, 全文, 全図 (ファミリーなし)	2, 10 ----- 1, 3-9, 11-16