

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4464612号
(P4464612)

(45) 発行日 平成22年5月19日 (2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日 (2010.2.26)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 0 0 S
H 0 4 N 5/32 (2006.01)	H 0 4 N 5/32
H 0 4 N 5/335 (2006.01)	H 0 4 N 5/335 P

請求項の数 2 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2003-33389 (P2003-33389)	(73) 特許権者	000001993
(22) 出願日	平成15年2月12日 (2003.2.12)		株式会社島津製作所
(65) 公開番号	特開2004-242741 (P2004-242741A)		京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地
(43) 公開日	平成16年9月2日 (2004.9.2)	(74) 代理人	100098671
審査請求日	平成17年6月6日 (2005.6.6)		弁理士 喜多 俊文
審判番号	不服2009-1880 (P2009-1880/J1)	(74) 代理人	100102037
審判請求日	平成21年1月23日 (2009.1.23)		弁理士 江口 裕之
		(74) 代理人	100149962
			弁理士 阿久津 好二
		(72) 発明者	岡村 昇一
			京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会
			社島津製作所内
		(72) 発明者	藤井 圭一
			京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会
			社島津製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて放射線を照射する放射線照射手段と、複数個の放射線検出素子を放射線検出面に縦横に配列し、被検体を透過した放射線を検出するフラットパネル型 X 線検出器と、前記フラットパネル型 X 線検出器から放射線検出信号を所定のサンプリング時間間隔で取り出す信号サンプリング手段とを備え、被検体への放射線照射に伴ってフラットパネル型 X 線検出器からサンプリング時間間隔で出力される放射線検出信号に基づいて放射線画像が得られるように構成された放射線撮像装置において、サンプリング時間間隔で取り出される各放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を単数または減衰時定数が異なる複数個の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとして再帰的演算処理により各放射線検出信号から除去した遅れ除去放射線検出信号を求める時間遅れ除去手段を備え、かつ、時間遅れ除去手段で求めた遅れ除去放射線検出信号に基づいて放射線画像が取得されるように構成され、

前記時間遅れ除去手段は放射線検出信号から時間遅れ分を除去する再帰的演算処理を式 A ~ C、

$$X_k = Y_k - \sum_{n=1}^N [\tau_n \cdot \{ 1 - \exp(-T_n) \} \cdot \exp(-T_n) \cdot S_{n,k}] \dots A$$

$$T_n = \tau_n / \dots B$$

$$S_{n,k} = X_{k-1} + \exp(-T_n) \cdot S_{n,(k-1)} \dots C$$

但し、 τ_n : サンプリング時間間隔 k : サンプリングした時系列内の k 番目の時点を示す添字

Y_k : k 番目のサンプリング時点で取り出された放射線検出信号

X_k : Y_k から時間遅れ分を除去した遅れ除去放射線検出信号

X_{k-1} : 一時点前の X_k

$S_{n(k-1)}$: 一時点前の S_n

exp : 指数関数

N : インパルス応答を構成する時定数が異なる指数関数の個数

n : インパルス応答を構成する指数関数の中の一つを示す添字

a_n : 指数関数 n の強度

τ_n : 指数関数 n の減衰時定数

により行うように構成したことを特徴とする放射線撮像装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の放射線撮像装置において、信号サンプリング手段によるサンプリング時間間隔での放射線検出信号の取り出しが放射線を照射するより以前に開始されるとともに、時間遅れ除去手段による遅れ除去放射線検出信号を求める際に放射線を照射するより以前に取り出された放射線検出信号が用いられるように構成したことを特徴とする放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線照射手段による放射線の照射に伴って放射線検出手段から放射線検出信号が所定のサンプリング時間間隔で信号サンプリング手段によって取り出されるとともに、取り出された放射線検出信号に基づいて放射線画像が得られるように構成されている医用もしくは工業用の放射線撮像装置に係り、特に、放射線検出手段から取り出された放射線検出信号から放射線検出手段に起因する放射線検出信号の時間遅れを十分に除去するための技術に関する。

20

【0002】

【従来の技術】

放射線撮像装置の代表的な装置のひとつであるで医用 X 線透視撮影装置において、最近、X 線管による X 線照射に伴って生じる被検体の X 線透過像を検出する X 線検出器として、半導体等を利用した極めて多数個の X 線検出素子を X 線検出面に縦横に配列したフラットパネル型 X 線検出器（以下、適宜「FPD」という）が用いられている。

30

【0003】

すなわち、X 線透視撮影装置では、X 線管による被検体への放射線照射に伴って FPD からサンプリング時間間隔で取り出される X 線画像 1 枚分の X 線検出信号に基づいて、サンプリング時間間隔毎の被検体の X 線透過像に対応する X 線画像が得られる構成がとられている。FPD を用いた場合、従来から用いられているイメージインテンシファイアなどに比べて、軽量で、かつ、複雑な検出歪みが発生しないので、装置構造面や画像処理面で有利となる。

【0004】

しかしながら、FPD を用いた場合、FPD に起因する時間遅れによる悪影響が X 線画像に現れるという問題がある。具体的には、FPD から X 線検出信号を取り出すサンプリング時間間隔が短い場合、取り出し切れない信号の残りが時間遅れ分として次の X 線検出信号に加わる。そのため、FPD から 1 秒間に 30 回のサンプリング時間間隔で画像 1 枚分の X 線検出信号を取り出して X 線画像を作成して動画表示する場合、時間遅れ分が前の画面に残像として現れ、画像のダブリを生じる、結果、動画画像がボヤける等の不都合が生じる。

40

【0006】

この FPD の時間遅れ問題に対し、米国特許明細書第 5 2 4 9 1 2 3 号では、コンピュータ断層画像（CT 画像）の取得の場合において、サンプリング時間間隔で取り出される各放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を時間遅れ分が幾つかの指数関数で構成されるイ

50

ンパルス応答によるものとして、放射線検出信号 y_k から時間遅れ分を除去した遅れ除去放射線検出信号 x_k とする演算処理を次式によって行っている。

【0007】

$$x_k = [y_k - \sum_{n=1}^N [I_n \cdot [1 - \exp(-T_n)] \cdot \exp(-T_n) \cdot S_{nk}]] / \sum_{n=1}^N I_n$$

ここで、 $T_n = -t / \tau_n$ 、 $S_{nk} = x_{k-1} + \exp(T_n) \cdot S_{n(k-1)}$ 、 $I_n = I_n \cdot [1 - \exp(-T_n)]$

但し、 t ：サンプリング時間間隔

k ：サンプリングした時系列内の k 番目の時点を示す添字

N ：インパルス応答を構成する時定数が異なる指数関数の個数

n ：インパルス応答を構成する指数関数の中の一つを示す添字

I_n ：指数関数 n の強度

τ_n ：指数関数 n の減衰時定数

【0008】

しかしながら、発明者らが上記米国特許明細書が提案する演算処理技術を適用実施してみたところでは、時間遅れに起因するアーティファクトが回避されず、かつ、まともな X 線画像も得られないという結果しか得られず、FPD の時間遅れは解消されないことが確認された。（特許文献 1）

【0010】

【特許文献 1】

米国特許第 5 2 4 9 1 2 3 号（明細書中の数式および図面）

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、放射線検出手段から取り出された放射線検出信号から放射線検出手段に起因する放射線検出信号の時間遅れを十分に除去することができる放射線撮像装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、請求項 1 に記載の放射線撮像装置は、被検体に向けて放射線を照射する放射線照射手段と、複数個の放射線検出素子を放射線検出面に縦横に配列し、被検体を透過した放射線を検出するフラットパネル型 X 線検出器と、前記フラットパネル型 X 線検出器から放射線検出信号を所定のサンプリング時間間隔で取り出す信号サンプリング手段とを備え、被検体への放射線照射に伴ってフラットパネル型 X 線検出器からサンプリング時間間隔で出力される放射線検出信号に基づいて放射線画像が得られるように構成された放射線撮像装置において、サンプリング時間間隔で取り出される各放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を単数または減衰時定数が異なる複数個の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとして再帰的演算処理により各放射線検出信号から除去した遅れ除去放射線検出信号を求める時間遅れ除去手段を備え、かつ、時間遅れ除去手段で求めた遅れ除去放射線検出信号に基づいて放射線画像が取得されるように構成され、

前記時間遅れ除去手段は放射線検出信号から時間遅れ分を除去する再帰的演算処理を式

A ~ C、

$$X_k = Y_k - \sum_{n=1}^N [I_n \cdot [1 - \exp(-T_n)] \cdot \exp(-T_n) \cdot S_{nk}] \dots A$$

$$T_n = -t / \tau_n \dots B$$

$$S_{nk} = X_{k-1} + \exp(T_n) \cdot S_{n(k-1)} \dots C$$

但し、 t ：サンプリング時間間隔

k ：サンプリングした時系列内の k 番目の時点を示す添字

Y_k ： k 番目のサンプリング時点で取り出された放射線検出信号

X_k ： Y_k から時間遅れ分を除去した遅れ除去放射線検出信号

X_{k-1} ：一時点前の X_k

$S_{n(k-1)}$ ：一時点前の S_n

10

20

30

40

50

exp : 指数関数

N : インパルス応答を構成する時定数が異なる指数関数の個数

n : インパルス応答を構成する指数関数の中の一つを示す添字

I_n : 指数関数 n の強度

T_n : 指数関数 n の減衰時定数

により行うように構成したことを特徴とするものである。

【 0 0 1 4 】

(作用・効果) 請求項 1 に記載の発明では、放射線照射手段による被検体への照射線に伴って放射線検出手段から所定のサンプリング時間間隔で出力される放射線検出信号を、時間遅れ除去手段が、オンタイム(リアルタイム)あるいはオフタイム(非リアルタイム)で各放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を減衰時定数が異なる複数個の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとして再帰的演算処理される。つまり、各放射線検出信号から時間遅れ分を除去した遅れ除去放射線検出信号を求めるとともに、放射線画像が遅れ除去放射線検出信号にしたがって取得される。

10

【 0 0 1 5 】

このように、請求項 1 に記載の発明によれば、時間遅れ除去手段による再帰的演算処理により放射線検出信号から時間遅れ分を除去して遅れ除去放射線検出信号を求める際、放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を減衰時定数が異なる複数個の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとするので、単独の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとする場合に比べ、求められた遅れ除去放射線検出信号は時間遅れ分が十分に除去されたものとなる。

20

【 0 0 1 7 】

また、請求項 1 に記載の発明によれば、式 A ~ C という簡潔な漸化式によって時間遅れ分を除去した遅れ除去放射線検出信号 X_k が速やかに求められる。すなわち、図 7 に示すように、時間 $t_0 \sim t_1$ の間、一定量の放射線が放射線検出手段に入射した場合、放射線検出手段に時間遅れがなければ、放射線検出信号は、図 8 に一点鎖線で示すように一定値となる。

【 0 0 1 8 】

しかし、実際は放射線検出手段に時間遅れがあって、図 8 に斜線で示す時間遅れ分が加わるので、放射線検出信号 Y_k は図 8 中に実線で示すものとなる。しかしながら、請求項 1 の発明においては、式 A の 2 項の『 $\sum_{n=1}^N [I_n \cdot \{1 - \exp(-T_n)\}] \cdot \exp(-T_n) \cdot S_{nk}$ 』が図 8 に斜線で示す時間遅れ分に該当し、これが放射線検出信号 Y_k から差し引かれるので、遅れ除去放射線検出信号 X_k は図 8 に一点鎖線で示す時間遅れ分のないものとなる。

30

【 0 0 1 9 】

なお、発明者らが検討したところ、米国特許明細書第 5 2 4 9 1 2 3 号に提案された式では、図 9 の実線で示す単に放射線検出信号の時間遅れ分のみが求まるだけで、図 9 の一点鎖線で示す時間遅れ分のない放射線検出信号が求まるわけではないことが確認されている。

【 0 0 2 0 】

また、請求項 2 の発明は、請求項 1 に記載の放射線撮像装置において、信号サンプリング手段によるサンプリング時間間隔での放射線検出信号の取り出しが放射線を照射するより以前に開始されるとともに、時間遅れ除去手段による遅れ除去放射線検出信号を求める際に放射線を照射するより以前に取り出された放射線検出信号が用いられるように構成したことを特徴とするものである。

40

【 0 0 2 1 】

(作用・効果) 請求項 2 に記載の発明によれば、時間遅れ除去手段による遅れ除去放射線検出信号を求めるのに放射線照射の以前に信号サンプリング手段で取り出し、この放射線検出信号を用いて行うことができる。その結果、放射線の照射開始時点から直ちに放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を除去した適正な遅れ除去放射線検出信号が求められる。

50

【 0 0 2 2 】

本願発明は、次のような解決手段も開示している。

(1) 上記の請求項 1 または請求項 2 に記載の放射線撮像装置において、信号サンプリング手段がサンプリング時間間隔で放射線画像 1 枚分の放射線検出信号を連続的に取り出すとともに、時間遅れ除去手段がサンプリング時間間隔で放射線画像 1 枚分の放射線検出信号についての遅れ除去放射線検出信号を連続的に求め、かつ、この遅れ除去放射線検出信号に基づいてサンプリング時間間隔で放射線画像が連続的に取得されて動画表示されるように構成したことを特徴とする放射線撮像装置。

【 0 0 2 3 】

上記 (1) に記載の発明の放射線撮像装置によれば、各放射線画像には時間遅れがない画像となるので、前の画像のダブリによるボケのない鮮明な動画表示が可能となる。

10

【 0 0 2 4 】

(2) 前記 (1) に記載の発明の放射線撮像装置において、遅れ除去放射線検出信号の算出および放射線画像の取得と動画表示がリアルタイムで行われるように構成したことを特徴とする放射線撮像装置。

【 0 0 2 5 】

上記 (2) に記載の発明によれば、リアルタイムに放射線画像の動画表示をすることができる。

【 0 0 2 6 】

(3) 上記請求項 1 ないし請求項 4、あるいは前記発明 (1) または (2) のいずれかに記載の放射線撮像装置において、放射線検出手段が半導体等を利用した極めて多数個の放射線検出素子を放射線検出面に縦横に配列したフラットパネル型 X 線検出器 (以下、適宜「 F P D 」という) であることを特徴とする放射線撮像装置。

20

【 0 0 2 7 】

上記 (3) に記載の発明によれば、 F P D のもつ放射線検出信号の時間遅れが時間遅れ除去手段により解消されるとともに、出力画像への複雑な検出歪みを除去することができる。

【 0 0 2 8 】

【 発明の実施の形態 】

< 第 1 実施例 >

この放射線撮像装置の実施例について図面を参照しながら詳しく説明する。

30

図 1 は第 1 実施例に係る X 線透視撮影装置の全体構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 9 】

X 線透視撮影装置は、図 1 に示すように、被検体 M に向けて X 線を照射する X 線管 (放射線照射手段) 1 と、被検体 M を透過した X 線を検出する F P D 2 (放射線検出手段) と、 F P D (フラットパネル型 X 線検出器) 2 から X 線検出信号 (放射線検出信号) を所定のサンプリング時間間隔 t でデジタル化して取り出す A / D 変換器 (信号サンプリング手段) 3 と、 A / D 変換器 3 から出力される X 線検出信号に基づいて X 線画像を作成する検出信号処理部 4 と、検出信号処理部 4 で取得された X 線画像を表示する画像モニタ 5 とを備えている。つまり、被検体 M への X 線照射に伴って A / D 変換器 3 で F P D 2 から取り出される X 線検出信号に基づき X 線画像が取得されるとともに、取得された X 線画像が画像モニタ 5 の画面に映し出される構成となっている。以下、第 1 実施例装置の各部構成を具体的に説明する。

40

【 0 0 3 0 】

X 線管 1 と F P D 2 は被検体 M を挟んで対向配置されていて、 X 線管 1 は X 線撮影の際、 X 線照射制御部 6 の制御を受けながら被検体 M にコーンビーム状の X 線を照射すると同時に、 X 線照射に伴って生じる被検体 M の透過 X 線像が F P D 2 の X 線検出面に投影される配置関係となっている。

【 0 0 3 1 】

X 線管 1 と F P D 2 のそれぞれは X 線管移動機構 7 および X 線検出器移動機構 8 によって被検体 M に沿って往復移動可能に構成されている。また、 X 線管 1 と F P D 2 の移動の際

50

しては、X線管移動機構7およびX線検出器移動機構8が照射検出系移動制御部9の制御を受けてX線の照射中心がFPD2のX線検出面の中心に常に一致する状態が保たれるようにし、X線管1とFPD2の対向配置を維持したままで一緒に移動させる構成となっている。もちろんX線管1とFPD2が移動するにつれて被検体MへのX線照射位置が変化することにより撮影位置が移動することになる。

【0032】

FPD2は、図2に示すように、被検体Mからの透過X線像が投影されるX線検出面に多数のX線検出素子2aが被検体Mの体軸方向Xと体側方向Yに沿って縦横に配列された構成となっている。例えば、縦30cm×横30cm程の広さのX線検出面にX線検出素子2aが縦1024×横1024のマトリックスで縦横に配列されている。FPD2の各X線検出素子2aが検出信号処理部4で作成されるX線画像の各画素と対応関係にあり、FPD2から取り出されたX線検出信号に基づいて検出信号処理部4でX線検出面に投影された透過X線像に対応するX線画像が作成される。

10

【0033】

A/D変換器3は、X線画像1枚分ずつのX線検出信号をサンプリング時間間隔tで連続的に取り出して、後段のメモリ部10でX線画像作成用のX線検出信号を記憶するとともに、X線検出信号のサンプリング動作(取り出し)をX線照射の以前(オフセット状態)に開始するように構成されている。

【0034】

すなわち、図3に示すように、サンプリング時間間隔tで、その時点の透過X線像についての全X線検出信号が収集されてメモリ部10に次々に格納されてゆく。X線を照射する以前のA/D変換器3によるX線検出信号の取り出し開始は、オペレータの手動操作によって行われる構成でもよいし、X線照射指示操作等と連動して自動的に行われる構成でもよい。

20

【0035】

また、第1実施例のX線透視撮影装置は、図1に示すように、FPD2からサンプリング時間間隔で取り出される各X線検出信号に含まれる時間遅れ分を減衰時定数が異なる複数の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとして再帰的演算処理により各X線検出信号から時間遅れ分を除去した遅れ除去X線検出信号を求める時間遅れ除去部11を備えている。

30

【0036】

すなわち、FPD2の場合、取り出し切れない信号の残りがあって、図8中に実線で示すように、X線検出信号を取り出した後の残りが時間遅れ分(斜線部分)として含まれる。この時間遅れ分を時間遅れ除去部11で除去して時間遅れのない遅れ除去X線検出信号にするとともに、遅れ除去X線検出信号に基づいて検出信号処理部4でX線検出面に投影された透過X線像に対応するX線画像を作成する構成となっている。

【0037】

具体的に時間遅れ除去部11は、各X線検出信号から時間遅れ分を除去する再帰的演算処理を次式A～Cを利用して行う。

$$X_k = Y_k - \sum_{n=1}^N [\tau_n \cdot \{ 1 - \exp(-T_n) \} \cdot \exp(-T_n) \cdot S_{n,k}] \dots A$$

40

$$T_n = -t / \tau_n \dots B$$

$$S_{n,k} = X_{k-1} + \exp(-T_n) \cdot S_{n(k-1)} \dots C$$

但し、tはサンプリング時間間隔、kはサンプリングした時系列内のk番目の時点を示す添字、 Y_k はk番目のサンプリング時点で取り出されたX線検出信号、 X_k は Y_k から時間遅れ分を除去した遅れ除去X線検出信号、 X_{k-1} は一時点前の X_k 、 $S_{n(k-1)}$ は一時点前の S_n 、 \exp は指数関数、Nはインパルス応答を構成する時定数が異なる指数関数の個数、nはインパルス応答を構成する指数関数の中の一つを示す添字、 τ_n は指数関数 n の強度、 τ_n は指数関数 n の減衰時定数である。

【0038】

つまり、式Aの2項の『 $\sum_{n=1}^N [\tau_n \cdot \{ 1 - \exp(-T_n) \} \cdot \exp(-T_n) \cdot S_{n,k}]$ 』が

50

時間遅れ分に該当するので、第 1 実施例装置では、時間遅れ分を除去した遅れ除去 X 線検出信号 X_k が式 A ~ C という簡潔な漸化式によって速やかに求められる。

【 0 0 3 9 】

なお、第 1 実施例装置では、A / D 変換器 3 や、検出信号処理部 4、X 線照射制御部 6 や照射検出系移動制御部 9、時間遅れ除去部 11 は、操作部 12 から入力される指示やデータあるいは X 線撮影の進行に従って主制御部 13 から送出される各種命令にしたがって制御・処理を実行する構成となっている。

【 0 0 4 0 】

次に、上述の第 1 実施例装置を用いて X 線撮影を実行する場合について、図面を参照しながら具体的に説明する。

10

図 4 は第 1 実施例装置による X 線撮影の手順を示すフローチャートである。

【 0 0 4 1 】

〔ステップ S1〕 X 線未照射の状態（オフセット状態）で A / D 変換器 3 がサンプリング時間間隔 t （ $= 1 / 30$ 秒）で FPD2 から X 線照射前の X 線画像 1 枚分の X 線検出信号 Y_k を取り出し始めるとともに、取り出された X 線検出信号がメモリ部 10 に記憶されてゆく。

【 0 0 4 2 】

〔ステップ S2〕 オペレータの設定により X 線が連続ないし断続的に被検体 M に照射されるのと平行して、サンプリング時間間隔 t で A / D 変換器 3 による X 線画像 1 枚分の X 線検出信号 Y_k の取り出しとメモリ部 10 への記憶とが続けられる。

20

【 0 0 4 3 】

〔ステップ S3〕 X 線照射が終了すれば次のステップ S4 に進み、X 線照射が未了であればステップ S2 に戻る。

【 0 0 4 4 】

〔ステップ S4〕 メモリ部 10 から 1 回のサンプリングで収集した X 線画像 1 枚分の X 線検出信号 Y_k を読み出す。

【 0 0 4 5 】

〔ステップ S5〕 時間遅れ除去部 11 が式 A ~ C による再帰的演算処理を行って各 X 線検出信号 Y_k から時間遅れ分を除去した遅れ除去 X 線検出信号 X_k 、すなわち、画素値を求める。

30

【 0 0 4 6 】

〔ステップ S6〕 検出信号処理部 4 が 1 回のサンプリング分（X 線画像 1 枚分）の遅れ除去 X 線検出信号 X_k に基づいて X 線画像を作成する。

【 0 0 4 7 】

〔ステップ S7〕 作成した X 線画像を画像モニタ 5 に表示する。

【 0 0 4 8 】

〔ステップ S8〕 メモリ部 10 に未処理の X 線検出信号 Y_k が残っていれば、ステップ S4 に戻り、未処理の X 線検出信号 Y_k が残っていなければ、X 線撮影を終了する。

【 0 0 4 9 】

なお、第 1 実施例装置では、X 線画像 1 枚分の X 線検出信号 Y_k に対する時間遅れ除去部 11 による遅れ除去 X 線検出信号 X_k の算出および検出信号処理部 4 による X 線画像の作成がサンプリング時間間隔 t （ $= 1 / 30$ 秒）で行われる。すなわち、1 秒間に X 線画像を 30 枚程度のスピードで次々と作成されるとともに、作成された X 線画像を連続表示することができるようにも構成されている。したがって、X 線画像の動画表示が行える。

40

【 0 0 5 0 】

実施例装置による動画表示の場合、個々の X 線画像は時間遅れ分を除去した画像であるので、X 線撮影中に撮影位置が移動した場合であっても、前の画像の残像によるダブリのない鮮明な動画表示を行える。

【 0 0 5 1 】

次に、上記ステップ S5 の時間遅れ除去部 11 による再帰的演算処理のプロセスを具体的

50

に説明する。

図5は第1実施例装置による時間遅れ除去の為の再帰的演算処理プロセスを示すフローチャートである。

【0052】

〔ステップQ1〕 $k = 0$ とセットされて、式Aの $X_0 = 0$ 、式Cの $S_{n0} = 0$ がX線照射前の初期値として全てセットされる。指数関数の数が3個 ($N = 3$) の場合は、 S_{10} 、 S_{20} 、 S_{30} が全て0にセットされることになる。

【0053】

〔ステップQ2〕 式A、Cで $k = 1$ とセットされる。式C、つまり $S_{n1} = X_0 + \exp(T_n) \cdot S_{n0}$ にしたがって S_{11} 、 S_{21} 、 S_{31} が求められ、さらに求められた S_{11} 、 S_{21} 、 S_{31} とX線検出信号 Y_1 が式Aに代入されることで遅れ除去X線検出信号 X_1 が求められる。

10

【0054】

〔ステップQ3〕 式A、Cで k を1だけ増加 ($k = k + 1$) した後、続いて式Cに1時点前の X_{k-1} が代入されて S_{1k} 、 S_{2k} 、 S_{3k} が求められ、さらに求められた S_{1k} 、 S_{2k} 、 S_{3k} とX線検出信号 Y_k が式Aに代入されることで遅れ除去X線検出信号 X_k が求められる。

【0055】

〔ステップQ4〕 未処理のX線検出信号 Y_k があれば、ステップQ3に戻り、未処理のX線検出信号 Y_k がなければ、次のステップQ4に進む。

20

【0056】

〔ステップQ5〕 1回のサンプリング分 (X線画像1枚分) の遅れ除去X線検出信号 X_k が求められ、1回のサンプリング分についての再帰的演算処理が終了となる。

【0057】

以上のように、第1実施例のX線透視撮影装置によれば、時間遅れ除去部11による再帰的演算処理によりX線検出信号から時間遅れ分を除去して遅れ除去X線検出信号を求める際、X線検出信号に含まれる時間遅れ分を減衰時定数が異なる複数個の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとするので、単独の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとする場合に比べて求められた遅れ除去X線検出信号は時間遅れ分が十分に除去されたものとなる。

30

【0058】

また、第1実施例装置の場合、時間遅れ除去部11による遅れ除去X線検出信号を求めるには、X線照射以前 (オフセット状態) にA/D変換器3で取り出されたX線検出信号を用いて行うことができる、結果、X線を照射した時点でX線検出信号に含まれる時間遅れ分を除去してX線を照射した時点から直ちに遅れ除去X線検出信号を適正に求めることができる。

【0059】

< 第2実施例 >

第2実施例装置ではX線画像1枚分のX線検出信号 Y_k に対する時間遅れ除去部11による遅れ除去X線検出信号 X_k の算出および検出信号処理部4によるX線画像の作成が、サンプリング時間間隔 $t (= 1 / 30 \text{ 秒})$ で行われる。

40

【0060】

すなわち、X線画像が1秒間にX30枚程度のスピードでリアルタイムに作成されるとともに、X線画像をリアルタイムで連続表示するように構成されている以外は、第1実施例と同一の構成・作用のものであるので、第1実施例と共通する点の説明は省略し、第1実施例と相違する点のみ説明する。

【0061】

この第2実施例装置を用いてX線撮影を実行する場合について、図面を参照しながら説明する。

図6は第2実施例装置によるX線撮影の手順を示すフローチャートである。

50

【0062】

〔ステップR1〕 X線未照射の状態（オフセット状態）でA/D変換器3がサンプリング時間間隔 t （ $= 1/30$ 秒）でFPD2からX線照射前のX線画像1枚分のX線検出信号 Y_k を取り出し始めるとともに、取り出されたX線検出信号がメモリ部10に記憶されてゆく。

【0063】

〔ステップR2〕 オペレータの設定によりX線が連続ないし断続的に被検体Mに照射されるのと平行して、サンプリング時間間隔 t でA/D変換器3によるX線画像1枚分のX線検出信号 Y_k の取り出しとメモリ部10への記憶とが続けられる。

【0064】

〔ステップR3〕 メモリ部10から1回のサンプリングで収集したX線画像1枚分のX線検出信号 Y_k を読み出す。

【0065】

〔ステップR4〕 時間遅れ除去部11が式A～Cによる再帰的演算処理を行って各X線検出信号 Y_k から時間遅れ分を除去した遅れ除去X線検出信号 X_k 、すなわち、画素値を求める。

【0066】

〔ステップR5〕 検出信号処理部4が1回のサンプリング分（即ちX線画像1枚分）の遅れ除去X線検出信号 X_k に基づいてX線画像を作成する。

【0067】

〔ステップR6〕 作成したX線画像を画像モニタ5に直ちに表示する。

【0068】

〔ステップR7〕 X線照射が未了であればステップR2に戻り、X線照射が終了であれば、X線撮影を終了する。

【0069】

上述のように、第2実施例装置によれば、X線画像はサンプリング時間間隔 t （ $= 1/30$ 秒）、すなわち、1秒間にX線画像30枚ほどのスピードでリアルタイムに作成表示されるので、X線画像をリアルタイムで動画表示することができる。

【0070】

本発明は、上記の実施例に限られるものではなく、以下のように変形実施することも可能である。

（1）上記第1、第2実施例装置では、放射線検出手段がFPDであったが、本発明は、FPD以外のX線検出信号の時間遅れを生ずる放射線検出手段を用いた構成の装置にも用いることができる。

【0071】

（2）上記第1実施例装置において、第2実施例装置のように、時間遅れ除去部11による遅れ除去X線検出信号 X_k の算出および検出信号処理部4によるX線画像の作成をリアルタイムでも行うことが選択可能な構成にしてもよい。

【0072】

（3）上記第1、第2実施例装置はX線透視撮影装置であったが、本発明はX線CT装置のようにX線透視撮影装置以外のものにも適用できる。

【0073】

（4）上記第1、第2実施例装置は、医用装置であったが、本発明は、医用に限らず、非破壊検査機器などの工業用装置にも適用することができる。

【0074】

（5）上記第1、第2実施例装置は、放射線としてX線を用いる装置であったが、本発明は、X線に限らず、X線以外の放射線を用いる装置にも適用することができる。

【0075】

【発明の効果】

以上の説明から明らかなように、本発明の放射線撮像装置によれば、時間遅れ除去手段に

10

20

30

40

50

よる再帰的演算処理により放射線検出信号から時間遅れ分を除去して遅れ除去放射線検出信号を求める際、放射線検出信号に含まれる時間遅れ分を減衰時定数が異なる複数個の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとするので、単独の指数関数で構成されるインパルス応答によるものとする場合に比べて求められた遅れ除去放射線検出信号は時間遅れ分が十分に除去されたものとなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 実施例の X 線透視撮影装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】第 1 実施例装置に用いられている F P D の構成を示す平面図である。

【図 3】第 1 実施例装置による X 線撮影の実行時の X 線検出信号のサンプリング状況を示す模式図である。

10

【図 4】第 1 実施例装置による X 線撮影の手順を示すフローチャートである。

【図 5】第 1 実施例装置における時間遅れ除去用の再帰的演算処理プロセスを示すフローチャートである。

【図 6】第 2 実施例装置による X 線撮影の手順を示すフローチャートである。

【図 7】X 線検出手段への放射線入射状況を示す図である。

【図 8】放射線検出信号における時間遅れ状況を示す図である。

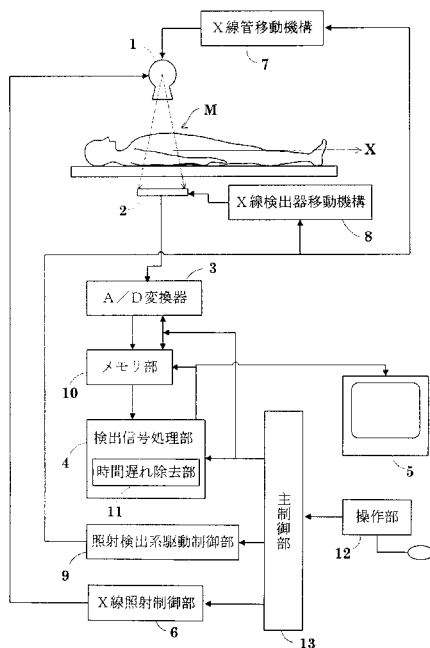
【図 9】従来技術による放射線検出信号の時間遅れ除去結果を示す図である。

【符号の説明】

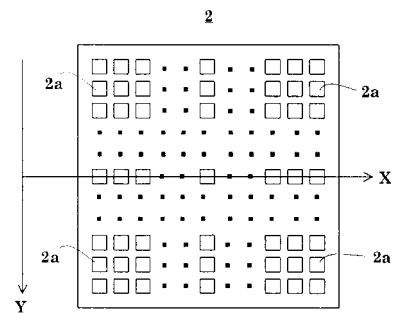
- 1 ... X 線管（放射線照射手段）
- 2 ... F P D（放射線検出手段）
- 3 ... A / D 変換器（信号サンプリング手段）
- 4 ... 検出信号処理部
- 1 1 ... 時間遅れ除去部（時間遅れ除去手段）
- M ... 被検体

20

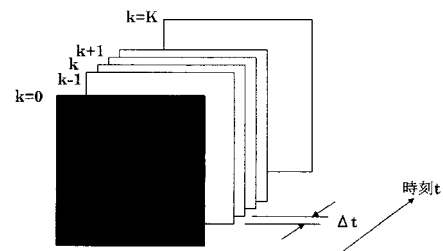
【図 1】



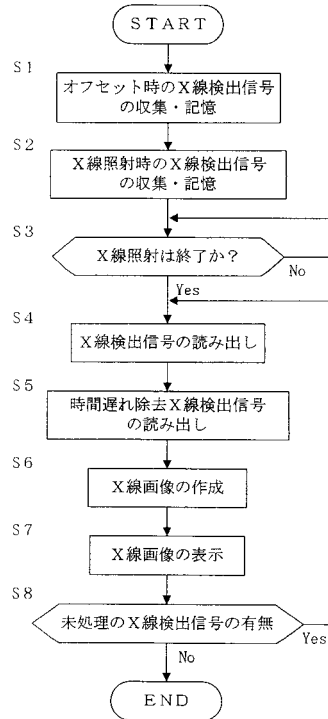
【図 2】



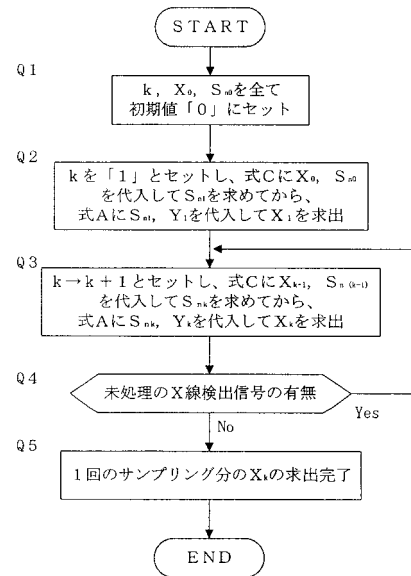
【図 3】



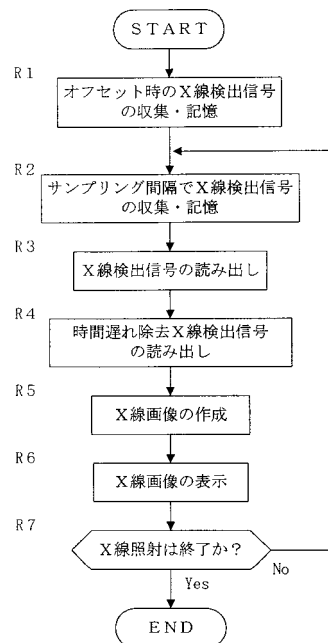
【図 4】



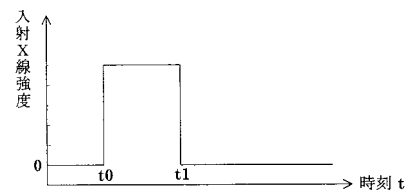
【図 5】



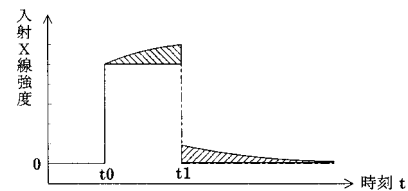
【図 6】



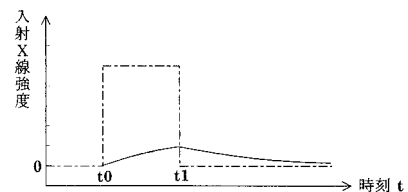
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 足立 晋
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 平澤 伸也
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 吉牟田 利典
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 田邊 晃一
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 貝野 正知
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 小山 博
京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内

合議体

審判長 岡田 孝博

審判官 小島 寛史

審判官 後藤 時男

- (56)参考文献 特開平3 - 219229 (JP, A)
特開2003 - 10159 (JP, A)
特開2001 - 309915 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B6/00

H04N5/32

H04N5/335