

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4669653号
(P4669653)

(45) 発行日 平成23年4月13日 (2011. 4. 13)

(24) 登録日 平成23年1月21日 (2011. 1. 21)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/00 (2006. 01)**H 0 1 L 27/14 (2006. 01)****H 0 4 N 5/32 (2006. 01)**

A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

A 6 1 B 6/00 3 5 0 S

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

H 0 1 L 27/14 K

H 0 4 N 5/32

請求項の数 10 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2003-117237 (P2003-117237)
 (22) 出願日 平成15年4月22日 (2003. 4. 22)
 (65) 公開番号 特開2004-328145 (P2004-328145A)
 (43) 公開日 平成16年11月18日 (2004. 11. 18)
 審査請求日 平成17年7月15日 (2005. 7. 15)
 審判番号 不服2009-7118 (P2009-7118/J1)
 審判請求日 平成21年4月2日 (2009. 4. 2)

(73) 特許権者 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100090273
 弁理士 國分 孝悦
 (72) 発明者 遠藤 忠夫
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キ
 ヤノン株式会社内

合議体

審判長 郡山 順

審判官 竹中 靖典

審判官 後藤 時男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置、放射線撮像システム及びコンピュータプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を透過した放射線を電気信号として検出する複数の放射線検出素子が配置され、前記電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として取得するための一の放射線検出手段と、

前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像のうち、mを自然数とすると、第1のエネルギーを有する放射線によって取得されたm枚目の画像である第1の画像と前記第1のエネルギーとは異なる第2のエネルギーを有する放射線によって取得された(m+1)枚目の画像である第2の画像とを用いて、前記第2の画像から前記第1の画像を減算処理することにより得られた第1の処理画像、もしくは前記第2の画像と前記第1のエネルギーを有する放射線によって取得された(m+2)枚目の画像である第3の画像とを用いて、前記第3の画像から前記第2の画像を減算処理することにより得られた第2の処理画像のいずれかの処理画像と、前記第1乃至3の画像のいずれかの画像と、を表示装置に表示させる画像表示制御手段と、

を有する放射線撮像装置であって、

前記画像表示制御手段は、前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像から得られた前記第1の処理画像と前記第2の処理画像とを連続的に表示装置に第1の表示として動画表示させ、前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像から得られた前記第1乃至3の画像のうちの2つの連続した画像を連続的に表示装置に第2の表示として動画表示させ、前記第1の表示及び前記第

10

20

2の表示において、前記第1の処理画像と前記第1の画像又は前記第2の画像とを同期させて表示装置に同時に表示し且つ前記第2の処理画像と前記第2の画像又は前記第3の画像とを同期させて表示装置に同時に表示して動画表示させることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項2】

前記複数の放射線検出素子が2次元アレー状に配置されて前記一の放射線検出手段を構成し、前記画像表示制御手段は、前記一の放射線検出手段によって取得された前記第1の画像又は前記第2の画像に対して階調変換処理もしくはエッジ強調処理を行った後に、前記サブトラクション処理を施すことを特徴とする請求項1に記載の放射線撮像装置。

【請求項3】

前記放射線検出素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、前記波長変換体で変換された可視光を電気信号に変換する光電変換素子とを含み構成されていることを特徴とする請求項1又は2に記載の放射線撮像装置。

【請求項4】

前記波長変換体は、 Gd_2O_2S 、 Gd_2O_3 、 CsI のいずれかを主成分とするものであることを特徴とする請求項3に記載の放射線撮像装置。

【請求項5】

前記光電変換素子は、アモルファスシリコン半導体を用いたMIS型センサ又はPIN型センサであることを特徴とする請求項3又は4に記載の放射線撮像装置。

【請求項6】

前記MIS型センサは、下部電極として形成された第1の金属薄膜層と、当該第1の金属薄膜層上に形成され、エレクトロン及びホールを通過を阻止するアモルファス窒化シリコンからなる絶縁層と、当該絶縁層上に形成された水素化アモルファスシリコンからなる光電変換層と、当該光電変換層上に形成され、ホールの注入を阻止するN型の注入阻止層と、当該注入阻止層上に上部電極として形成された透明導電層又は当該注入阻止層上の一部に形成された第2の金属薄膜層とを有して構成され、

リフレッシュモードでは、前記MIS型センサに対して、ホールを前記光電変換層から前記第2の金属薄膜層に導く方向に電界を与え、

光電変換モードでは、前記MIS型センサに対して、前記光電変換層に入射した放射線により発生したホールを当該光電変換層に留まらせてエレクトロンを前記第2の金属薄膜層に導く方向に電界を与え、

前記光電変換モードにより前記光電変換層に蓄積される前記ホールもしくは前記第2の金属薄膜層に導かれた前記エレクトロンを光信号として検出し、

1フレーム分の前記光信号が出力される最中に前記リフレッシュモードによるリフレッシュ動作を行うことを特徴とする請求項5に記載の放射線撮像装置。

【請求項7】

前記放射線検出素子は、放射線を吸収して直接電気信号に変換するヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛、シリコンのいずれかの材料からなるものであることを特徴とする請求項1又は2に記載の放射線撮像装置。

【請求項8】

前記画像表示制御手段は、前記所定のフレームレートを f_{r1} とした場合、前記第1の表示及び前記第2の表示におけるフレームレートが $f_{r1}/2$ となるように表示を制御することを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の放射線撮像装置。

【請求項9】

請求項1乃至8のいずれか1項に記載の放射線撮像装置と、

前記放射線検出素子に対して第1のエネルギーを有する放射線と当該第1のエネルギーとは異なる第2のエネルギーを有する放射線とを発生可能な放射線源と、

前記画像表示制御手段において取得された画像を表示する表示装置と、

を有することを特徴とする放射線撮像システム。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

被写体を透過した放射線を電気信号として検出する複数の放射線検出素子が配置され、前記電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として取得するための一の放射線検出手段を有する放射線撮像装置における処理をコンピュータに実行させるためのコンピュータプログラムであって、

前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像のうち、mを自然数とすると、第1のエネルギーを有する放射線によって取得されたm枚目の画像である第1の画像と前記第1のエネルギーとは異なる第2のエネルギーを有する放射線によって取得された(m+1)枚目の画像である第2の画像とを用いて、前記第2の画像から前記第1の画像を減算処理することにより第1の処理画像を取得し、前記第2の画像と前記第1のエネルギーを有する放射線によって取得された(m+2)枚目の画像である第3の画像とを用いて、前記第3の画像から前記第2の画像を減算処理することにより第2の処理画像を取得し、

前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像から得られた前記第1の処理画像と前記第2の処理画像とを連続的に表示装置に第1の表示として動画表示させ、前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像から得られた前記第1乃至3の画像のうちの2つの連続した画像を連続的に表示装置に第2の表示として動画表示させ、前記第1の表示及び前記第2の表示において、前記第1の処理画像と前記第1の画像又は前記第2の画像とを同期させて表示装置に同時に表示し且つ前記第2の処理画像と前記第2の画像又は前記第3の画像とを同期させて表示装置に同時に表示して動画表示させる処理をコンピュータに実行させることを特徴とするコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療用の診断や工業用の非破壊検査に用いて好適な放射線撮像装置、放射線撮像システム及び当該放射線撮像装置での処理をコンピュータに実行させるコンピュータプログラムに関するものであって、特に、動画像を撮影するのに適した放射線撮像装置、放射線撮像システム及びコンピュータプログラムに関するものである。ここで、放射線とは、X線に限らず、 γ 線、電子線などを含むものである。

【0002】

【従来の技術】

従来、病院内などに設置されているX線撮影システムは、患者にX線を照射し、患者を透過したX線をフィルムに露光するフィルム撮影方式と、患者を透過したX線を電気信号に変換し、その電気信号を、A/Dコンバータを用いてデジタル値として検出し、メモリに取り込むデジタル撮影方式とがある。現在、後者の主流は、BaFBr:Euを代表材料としたイメージングプレート(IP)と呼ばれる輝尽性蛍光体にX線像を一旦蓄像し、その後、レーザー光でIPをスキャンすることにより、IPからの可視光を光電子増倍管などで電気信号に変換してデジタル化する方式である。

【0003】

最近では、 $Gd_2O_2S:Tb$ や $CsI:Tl$ を代表材料としたX線可視変換蛍光体にX線が照射され、X線量に比例して発光する可視光をアモルファスシリコン光センサで電気信号に変換し、デジタル化する方式が実用化されている。この装置は、FPD(フラットパネルディテクタ)と呼ばれる。FPDの中には、X線可視変換蛍光体を用いずにSeや PbI_2 などを材料に用いた、X線を直接吸収して電気信号に変換するタイプもある。

【0004】

その他、X線を1次蛍光体に照射させ、その蛍光面からの光電子を電子レンズで加速、集束させ、2次蛍光面での蛍光像(X線像)を撮像管やCCDで電気信号に変換する装置がある。これは、イメージインテンシファイア(II)と呼ばれ、透視撮影に用いられる一般的な方式であるが、電気信号をデジタル値として検出可能であり、デジタル撮影

方式のひとつである。

【0005】

このように、X線画像をデジタル化する装置は、多種多様に存在している。医療現場におけるデジタル化の要求は、近年ますます高まってきている。画像データをデジタル化できれば、撮影データの記録、表示、印刷、保管が容易にできる利点がある。また、コンピュータを用いて撮影データを画像処理することにより、読影医師の診断支援ができる。更に、近い将来、読影医師を介在せずにコンピュータだけによる自動診断が実現可能とも言われている。

【0006】

フィルム撮影方式、いわばアナログ撮影方式から、上述のデジタル撮影方式に移り変わろうとしている昨今の医療現場においても、X線撮影の第1のステップとしては、単純X線撮影が行われる。これは、例えば胸部の場合、胸部単純X線撮影と呼ばれ、人体の胸部正面（又は側面）のX線撮影を行うものである。人体の胸部全域（上半身）を覆うためには、撮影領域として一般的には、半切サイズ（35cm×43cm）以上、できれば43cm×43cm以上が必要と言われ、胸部単純X線撮影においては、周辺の画像の歪曲が問題視されるI・IよりもFPDの方が、今後有望視されるデジタル撮影方式である。

10

【0007】

胸部単純X線撮影は、食道、気管、肺血管、肺胞、心臓、心臓血管、横隔膜、肋骨、鎖骨など、上半身の肺野近傍の体内情報を1回1枚のX線撮影で写し出すことができ、病巣をスクリーニングするための有用な撮影法として頻繁に行われている。しかしながら、この撮影では、その原理上、透視像を観察するために、観察すべき病巣が、例えば肋骨の裏に存在する場合や、心臓血管の影に存在する場合、あるいは横隔膜の裏に存在する場合など、透視像では、二重に重なっているために、病巣の陰影を見出す（発見する）ことが困難な場合がある。このことにより、病巣スクリーニングの効率が低下し、しいては病巣の発見が遅延するといった問題点がある。

20

【0008】

こういった問題点を解決するための1つの手段として、イメージングプレート（IP）を2枚用いて、X線の管電圧を変えて2回撮影を行い、2枚のIPから得られるX線画像に減算処理（サブトラクション処理）を施し、骨部の陰影を削除する方法が実現されている。これは、エネルギーサブトラクション処理（ES処理）と呼ばれるもので、X線エネルギーを変えた場合、骨組織と血管やリンパ管、神経などの軟部組織とが、その吸収の度合いが異なることを利用した撮影法である。

30

【0009】

その例として、特許文献1には、互いにエネルギーの異なる複数の放射線源から発せられた放射線により撮影した画像を、その画像信号に基づいて歪を補正した後にサブトラクションを行う撮影方法が開示されており、また、特許文献2には、X線管のX線照射口にデュアルエネルギー発生機構を設けて、イメージ収集のタイミングにあわせて異なるエネルギーのX線を発生させる構成が開示されている。また、特許文献3には、エネルギーサブトラクション画像の表示方法として、差信号として患部組織のみの画像を得て、その画像を3次元目の奥行き情報として加えて表示する方法が開示されている。また、特許文献4には、1枚の蛍光シートの異なる部分に、エネルギーの異なるX線によって撮影された画像を記録してサブトラクションを行う構成が開示されている。また、特許文献5には、被検体を放射線で透視して撮影した実写画像及び参照画像を表示するにあたり、実写画像と参照画像を共通の表示器に時期を異ならせて表示する構成が開示されている。

40

【0010】

【特許文献1】

特開平2-273873号公報

【特許文献2】

特開平3-106343号公報

50

【特許文献 3】

特開平 3 - 1 3 3 2 7 6 号公報

【特許文献 4】

特開平 5 - 2 6 0 3 8 2 号公報

【特許文献 5】

特開 2 0 0 0 - 1 1 6 6 3 7 号公報

【0 0 1 1】

【発明が解決しようとする課題】

しかし E S 処理は、骨陰影の除去という観点で有用ではあるものの、骨陰影が完全に除去されとは限らず、特に、患者の体系や体格、病巣の種類によっては、骨陰影が残ってしまうといった問題がある。また、例えば、病巣が肋骨の裏にあるとは限らず、横隔膜や心臓の影にある場合などは、骨陰影除去のための E S 処理だけでは、患者の状態（体格、病巣）によっては、不十分であるといった問題点を残している。また、動画画像あるいは静止画画像のいずれか一方の画像だけを観察するとき、病巣を検知しづらい問題点がある。特に、動画画像において、体内の動きが全体的に比較的ゆっくりとした動きである場合、画像の変化が乏しく病巣を検知しづらい。また、上記特許文献 5 の構成では、共通の表示器に時間を異ならせて表示させるために、両者の画像を同時に比べるという作業が困難であるという問題を有していた。

10

【0 0 1 2】

本発明は上述の問題点にかんがみてなされたもので、被写体を透過した放射線画像の撮影を行うときに、被写体の異常部位を強調して表示できるようにして、当該異常部位の検知率を向上させる放射線撮像装置、放射線撮像システム及びコンピュータプログラムを提供することを目的とする。

20

【0 0 1 3】

【課題を解決するための手段】

本発明の放射線撮像装置は、被写体を透過した放射線を電気信号として検出する複数の放射線検出素子が配置され、前記電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として取得するための一の放射線検出手段と、前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像のうち、m を自然数とすると、第 1 のエネルギーを有する放射線によって取得された m 枚目の画像である第 1 の画像と前記第 1 のエネルギーとは異なる第 2 のエネルギーを有する放射線によって取得された (m + 1) 枚目の画像である第 2 の画像とを用いて、前記第 2 の画像から前記第 1 の画像を減算処理することにより得られた第 1 の処理画像、もしくは前記第 2 の画像と前記第 1 のエネルギーを有する放射線によって取得された (m + 2) 枚目の画像である第 3 の画像とを用いて、前記第 3 の画像から前記第 2 の画像を減算処理することにより得られた第 2 の処理画像のいずれかの処理画像と、前記第 1 乃至 3 の画像のいずれかの画像と、を表示装置に表示させる画像表示制御手段と、を有する放射線撮像装置であって、前記画像表示制御手段は、前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像から得られた前記第 1 の処理画像と前記第 2 の処理画像とを連続的に表示装置に第 1 の表示として動画表示させ、前記一の放射線検出手段によって取得された前記複数フレームの連続した画像から得られた前記第 1 乃至 3 の画像のうちの 2 つの連続した画像を連続的に表示装置に第 2 の表示として動画表示させ、前記第 1 の表示及び前記第 2 の表示において、前記第 1 の処理画像と前記第 1 の画像又は前記第 2 の画像とを同期させて表示装置に同時に表示し且つ前記第 2 の処理画像と前記第 2 の画像又は前記第 3 の画像とを同期させて表示装置に同時に表示して動画表示させることを特徴とする。

30

40

【0 0 1 4】

【発明の実施の形態】

次に、添付図面を参照しながら本発明の放射線撮像装置における諸実施形態について説明する。なお、本発明の実施形態においては、放射線として X 線を用いた例で説明を行う。

【0 0 1 5】

50

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1の実施形態におけるX線撮像システムの概略図である。

X線管球501を出射したX線は、被写体507に照射される。被写体507は、主に患者である。この患者を透過したX線は、X線可視変換蛍光体502で可視光に変換され、蛍光体からの可視光は、光電変換装置503で電気信号に変換される。結果として、被写体507(患者)のX線透視像が電気信号として変換される。X線可視変換蛍光体502と光電変換装置503は、接着などにより実質的に密着した構造となっており、両者あわせてX線検出装置と称する。X線電源504は、X線管球501で電子を加速させるための高い電圧を供給し、X線管球501とあわせてX線発生装置と称する。

【0016】

イメージプロセッサ505は、電気信号に変換されたX線画像情報を記録する機能、得られた画像データを演算する機能、あるいはX線検出装置を動作させるための制御信号を生成する機能、X線発生装置を制御する機能、CRTディスプレイ506に画像を表示させるための機能を備えた、いわゆるコンピュータである。

【0017】

本実施形態におけるX線撮像システムは、X線電源504及びX線管球501を備えるX線発生装置と、X線可視変換蛍光体502及び光電変換装置503を備えるX線検出装置とイメージプロセッサ505とを有するX線撮像装置と、表示装置としてのCRTディスプレイ506とを含み構成されている。

【0018】

本実施形態のX線撮像装置は、X線管球501からX線をパルス状に発生させ、X線検出装置で時間的に連続した患者の画像情報を複数枚分取得し、その後、イメージプロセッサ505で撮影データを動画画像としてCRTディスプレイ506に表示する。本発明の特徴とするところは、 m を自然数とすると(以下、同様とする)、画像 $F(m)$ と、画像 $F(m+1)$ とを異なった設定にしながら連続した動画画像を撮影し、画像 $F(m)$ と画像 $F(m+1)$ を減算処理(エネルギーサブトラクション処理)をしながら得られた処理画像と、画像 $F(m)$ 又は画像 $F(m+1)$ のサブトラクション処理をしていない原画像とを、時間的に同期させながら、同一のディスプレイ面に表示することである。

【0019】

図1に示すCRTディスプレイ506には、左側に画像 $F(m+1)$ の原画像を表示しており、右側に画像 $F(m)$ と画像 $F(m+1)$ を減算処理して得られた画像を表示している。ここで、図1のCRTディスプレイ506の右側に表示されたエネルギーサブトラクション処理により得られた画像は、 $F(m+1) - F(m)$ のものが表記されているが、このエネルギーサブトラクション処理は、単純な引き算になるとは限らない。以下、具体的に説明する。

【0020】

画像 $F(m+1)$ を管電圧 $V1$ で撮影することにより得られる肋骨成分の画像濃度を $D1(V1)$ 、血管濃度を $D2(V1)$ とし、画像 $F(m)$ を管電圧 $V2$ で撮影することにより得られる肋骨成分の画像濃度を $D1(V2)$ 、血管濃度を $D2(V2)$ とする。ここで、肋骨濃度比 $D1(V2)/D1(V1) = 1$ であれば、サブトラクション処理は、単純な引き算処理 $F(m+1) - F(m)$ を施すことにより、肋骨陰影は除去できる。

【0021】

しかしながら、骨成分は(骨成分に限らないが)、X線のエネルギーを変えた場合、X線の吸収量が異なるため濃度差が生じる。つまり、肋骨濃度比 $D1(V2)/D1(V1) = 1$ ではない。そこで、肋骨濃度比 $D1(V2)/D1(V1) = k1$ とすると、サブトラクション処理を、 $F(m+1) - \{k1 \times F(m)\}$ で行うことにより肋骨陰影が除去される。

【0022】

一方、血管は、肋骨とは組織(組成)が異なるために、血管の濃度比 $D2(V2)/D2(V1) = k2$ $k1$ となり、 $F(m+1) - \{k1 \times F(m)\}$ のサブトラクション処

10

20

30

40

50

理を行っても、血管像は消えることなく描出されてしまうことになる。なお、上述したサブトラクション処理は、 $F(m+1)$ から $F(m)$ を演算 ($k=1$ 倍) する形のサブトラクション処理であるが、例えば $k=1.5$ の場合、 $F(m+1)$ を 2 倍した画像から $F(m)$ を 3 倍した画像をサブトラクションしてもよい。すなわち、 $F(m+1)$ を演算した画像と $F(m)$ を演算した画像とを減算処理しても結果は同じになる。

【0023】

胸部単純 X 線撮影は、食道、気管、肺血管、肺胞、心臓、心臓血管、横隔膜、肋骨、鎖骨など、複数の組織を 1 回 1 枚の X 線撮影で写し出すことができる。ある 1 つの陰影を除去するのではなく、複数の組織の陰影を軽減するために、サブトラクションしてもよい。その時、サブトラクション処理としては、 $F(m+1)$ を演算した画像から、 $F(m)$ を演算した画像を減算する場合がある。また、上記例では、肋骨陰影を除去する例を記述したが、逆に血管陰影を除去するサブトラクション処理を施してもよく、観察したい組織、病巣によってサブトラクション演算を選択する。

10

【0024】

表 1 は、本実施形態の X 線撮像装置において、表示装置 (CRT ディスプレイ 506) の同一画面に表示する 2 種の撮影フレームと表示の関係を示したものである。

【0025】

【表 1】

表示フレーム数	原画像	サブトラクション画像
1	$F(2)$	$F(2) - F(1)$
2	$F(3)$	$F(3) - F(2)$
3	$F(4)$	$F(4) - F(3)$
4	$F(5)$	$F(5) - F(4)$
5	$F(6)$	$F(6) - F(5)$
⋮	⋮	⋮

20

【0026】

サブトラクション処理を $F(m+1) - F(m)$ で表した場合、CRT ディスプレイ 506 では、サブトラクション画像は、「 $F(2) - F(1)$ 」「 $F(3) - F(2)$ 」「 $F(4) - F(3)$ 」・・・「 $F(m+1) - F(m)$ 」・・・と連続的に表示され、一方、サブトラクション処理をしない原画像は、「 $F(2)$ 」「 $F(3)$ 」「 $F(4)$ 」・・・「 $F(m+1)$ 」・・・と、連続的に表示される。

30

【0027】

それぞれの画像は、例えば、一方が「 $F(2) - F(1)$ 」を表示するときに、他方は $F(2)$ を表示するといったように、常に両者の画像は同期をとっており、医師は、双方の画像を比較、観察しながら診断することが可能である。

【0028】

サブトラクション処理を施した画像とサブトラクション処理を施さない画像とを同期させながら同一面の表示することにより、医師は、それぞれを比較しながら読影することができる。例えば、連続した 2 枚のサブトラクション処理を施すことにより、変化の度合いが大きい部分は、そうでない部分に比べて、より黒く又はより白く表現される。そういった変化の度合いが大きい部分を認識しながら、サブトラクションしない画像との比較読影ができる。

40

【0029】

エネルギーサブトラクション画像は、例えば胸部 X 線撮影の場合、肋骨や鎖骨などの骨部陰影を除去あるいは軽減できるメリットがある。エネルギーサブトラクション処理で得られた画像と、サブトラクション処理をしていない原画像とを、それぞれ同期させながら並

50

べて表示させることにより、医師がそれぞれの画像を比較しながら読影できる。このことは、単一の画像を読影する場合に比べて、病巣の検知率が向上する。

【 0 0 3 0 】

また、患者の動き（呼吸による横隔膜や肺野部の動き、心臓の動きなど）を動画として観察することにより、肋骨、鎖骨、横隔膜、心臓などの影（裏）に潜んでいる病巣が、その動きの過程で顕在化する場合があり、病巣の検知率が更に高くなる。これは、胸部 X 線撮影だけでなく、例えば、骨と腱（筋肉）で構成される関節異常の検知などにも有用である。骨と腱（筋肉）では、X 線エネルギーを変えた場合その吸収の度合いが異なるため、ES 処理画像と原画像（画像 F（m + 1）又は画像 F（m））を、同期させながら、同一面上に動画画像として表示すれば、胸部同様、関節の場合も異常の検知率が高くなる。

10

【 0 0 3 1 】

しかも、本発明の X 線撮像装置では、1 枚（1 回）の静止画像だけではなく複数枚の画像を取得し、それらを動画画像として動きを観察することができ、体の動きの中から、静止画像では発見されにくい病巣を検知できる可能性が高まる。逆に、静止画陰影において、正常組織が病巣として検知されてしまうような陰影も、本発明の X 線撮像装置によれば、動きを観察することにより、正常組織と判断される場合もあり、診断の精度が向上する。

【 0 0 3 2 】

本発明では、撮影フレームレートを $f r 1$ （枚 / 秒）で行った場合、サブトラクション処理を行いながら表示するとき、表示におけるフレームレートは、 $f r 1 / 2$ （枚 / 秒）となる。また、これと同時に原画像を表示するときも、その表示におけるフレームレートは、 $f r 1 / 2$ （枚 / 秒）となるように表示を制御する。ここで、サブトラクション処理を行った画像と同時に表示する原画像は、診断の目的に応じて選択する。

20

【 0 0 3 3 】

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態における X 線撮像装置の光電変換装置 5 0 3 を示す 2 次元回路図である。図 2 では、説明を簡略化するために、光電変換回路部 7 0 1 を $3 \times 3 = 9$ 画素分で記載してある。

ここで、 $S 1 - 1 \sim S 3 - 3$ は M I S 型の光電変換素子、 $T 1 - 1 \sim T 3 - 3$ はスイッチング素子（T F T）、 $G 1 \sim G 3$ は T F T（ $T 1 - 1 \sim T 3 - 3$ ）をオン / オフさせるためのゲート駆動用配線、 $M 1 \sim M 3$ はマトリクス信号配線、 $V s$ 線は光電変換素子（ $S 1 - 1 \sim S 3 - 3$ ）に蓄積バイアスを与えるためのバイアス配線である。

30

【 0 0 3 4 】

光電変換素子（ $S 1 - 1 \sim S 3 - 3$ ）は、黒く塗りつぶされた側の電極が G 電極であり、その対向側が D 電極である。この D 電極は、バイアス配線（ $V s$ 線）の一部と共有しているが、光を入射させる都合上、薄い N^+ 層を D 電極として利用している。光電変換素子（ $S 1 - 1 \sim S 3 - 3$ ）、T F T（ $T 1 - 1 \sim T 3 - 3$ ）、ゲート駆動用配線 $G 1 \sim G 3$ 、マトリクス信号配線 $M 1 \sim M 3$ 、バイアス配線（ $V s$ 線）、これらを総じて光電変換回路部 7 0 1 と称する。

【 0 0 3 5 】

バイアス配線（ $V s$ 線）は、バイアス電源 $V s$ によりバイアスされる。 $S R 1$ は、ゲート駆動用配線 $G 1 \sim G 3$ に駆動用のパルス電圧を与えるシフトレジスタであり、この駆動用回路部（シフトレジスタ $S R 1$ ）には、外部から T F T（ $T 1 - 1 \sim T 3 - 3$ ）をオンさせる電圧 $V g (o n)$ と T F T（ $T 1 - 1 \sim T 3 - 3$ ）をオフさせる電圧 $V g (o f f)$ とが供給される。

40

【 0 0 3 6 】

読み出し用回路部 7 0 7 は、光電変換回路部 7 0 1 からの並列の信号出力を読み取り、直列変換して出力する。

$A 1 \sim A 3$ はマトリクス信号配線 $M 1 \sim M 3$ と反転端子（-）とがそれぞれ接続されたオペアンプであり、反転端子（-）と出力端子の間には、それぞれ容量素子 $C f 1 \sim C f 3$ が接続されている。容量素子 $C f 1 \sim C f 3$ は、光電変換素子（ $S 1 - 1 \sim S 3 - 3$ ）の信号を、T F T（ $T 1 - 1 \sim T 3 - 3$ ）をオンした時に容量素子 $C f$ 側に流れる電流を積

50

分し、電圧量に変換する。RES1～RES3は容量素子Cf1～Cf3をリセットバイアスV(reset)にリセットするスイッチであり、容量素子Cf1～Cf3と並列に接続されている。図2では、リセットバイアスV(reset)を0VすなわちGNDで表記している。

【0037】

CL1～CL3は、オペアンプA1～A3や容量素子Cf1～Cf3で蓄積された信号を、一時的に記憶するサンプルホールド容量、Sn1～Sn3はサンプルホールドするためのスイッチ、B1～B3はバッファアンプ、Sr1～Sr3は並列信号を直列変換するためのスイッチ、SR2はスイッチSr1～Sr3に直列変換するためのパルスを与えるシフトレジスタ、Abは直列変換された信号を出力するバッファアンプである。

10

【0038】

SW-resはオペアンプA1～A3の非反転端子をリセットバイアスV(reset)にリセットする(図2では0Vにリセット)ためのスイッチであり、また、SW-refはオペアンプA1～A3の非反転端子をリフレッシュバイアスV(refresh)にリフレッシュするためのスイッチである。これらのスイッチは、「REFRESH」信号により制御される。この「REFRESH」信号が「Hi」の時にスイッチSW-refがオンし、「Lo」の時にスイッチSW-resがオンし、それらのスイッチが同時にオンしない構成になっている。

【0039】

図3は、図2に示した光電変換装置の動作を示すタイムチャートであり、2フレーム分の動作を表している。X線パルスは、第1の光電変換期間と第2の光電変換期間とで、振幅が便宜上同じように表記しているが、本発明では、X線のエネルギーが異なる。しいては、動画撮影においては、撮影枚数に応じて図3のタイミングチャートが連続的に繰り返されるわけであるが、mフレームに該当するX線と(m+1)フレームに該当するX線とでは、それらのX線エネルギーが異なるように管電圧が切り替えられる。

20

【0040】

次に、図2に示した光電変換装置の動作について、図3のタイムチャートを用いて説明する。

まず、光電変換期間について説明する。全光電変換素子(S1-1～S3-3)のD電極は、バイアス電源Vs(正電位)によりバイアスされた状態にある。シフトレジスタSR1の信号はすべて“Lo”であり、スイッチング用の全TFT(T1-1～T3-3)がオフしている。この状態でX線源がパルスのようにオンすると、それぞれの光電変換素子(S1-1～S3-3)のD電極(N⁺電極)に光が照射し、光電変換素子(S1-1～S3-3)のi層内で電子とホールキャリアが生成される。ここで、電子はバイアス配線(Vs線)によりD電極に移動するが、ホールは光電変換素子(S1-1～S3-3)内のi層と絶縁層との界面に蓄えられ、X線がオフ後も保持される。

30

【0041】

続いて、読み出し期間について説明する。読み出し動作は、1行目の光電変換素子(S1-1～S1-3)、次に2行目の光電変換素子(S2-1～S2-3)、次に3行目の光電変換素子(S3-1～S3-3)の順で行われる。まず、1行目の光電変換素子(S1-1～S1-3)を読み出すために、TFT(T1-1～T1-3)のゲート駆動用配線G1に、シフトレジスタSR1からゲートパルスを与える。この時、ゲートパルスのハイレベルは、外部から供給されている電圧Vg(on)である。これにより、TFT(T1-1～T1-3)がオン状態になり、光電変換素子(S1-1～S1-3)に蓄積されていた信号電荷がTFT(T1-1～T1-3)を介し電流として流れ、この電流がオペアンプA1～A3に接続されている容量素子Cf1～Cf3に流入し積分されることになる。

40

【0042】

マトリクス信号配線M1～M3には、特に図2には記載していないが読み出し容量が付加されており、信号電荷はTFT(T1-1～T1-3)を介しマトリクス信号配線M1～

50

M 3 側の読み出し容量に転送されることになる。しかし、マトリクス信号配線 M 1 ~ M 3 は、オペアンプ A 1 ~ A 3 の非反転端子 (+) のリセットバイアス (G N D) で仮想接地されているために、転送動作による電位の変動はなく、G N D に保持された状態にある。すなわち信号電荷は、容量素子 C f 1 ~ C f 3 に転送されることになる。

【 0 0 4 3 】

オペアンプ A 1 ~ A 3 の出力端子は、光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) の信号量に応じて、図 3 に示されるように変化する。ここで、T F T (T 1 - 1 ~ T 1 - 3) が同時にオンするため、オペアンプ A 1 ~ A 3 の出力は、同時に変化する。すなわち並列出力である。その状態で、「S M P L」信号をオンさせることにより、オペアンプ A 1 ~ A 3 の出力信号は、サンプルホールド容量 C L 1 ~ C L 3 に転送され、S M P L 信号をオフするとともに、一旦ホールドされる。

10

【 0 0 4 4 】

続いて、シフトレジスタ S R 2 からスイッチ S r 1、S r 2、S r 3 の順番で、パルスを加えることにより、サンプルホールド容量 C L 1 ~ C L 3 にホールドされていた信号が、サンプルホールド容量 C L 1、C L 2、C L 3 の順でアンプ A b から出力される。結果として、光電変換素子 S 1 - 1、S 1 - 2、S 1 - 3 の 1 行分の光電変換信号が順次、直列変換されて出力される。

【 0 0 4 5 】

以上、ここまでは 1 行目の光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) の読み出し動作を説明してきたが、2 行目の光電変換素子 (S 2 - 1 ~ S 2 - 3) の読み出し動作、3 行目の光電変換素子 (S 3 - 1 ~ S 3 - 3) の読み出し動作も同様に行われる。

20

【 0 0 4 6 】

1 行目の S M P L 信号により、オペアンプ A 1 ~ A 3 の信号をサンプルホールド容量 C L 1 ~ C L 3 にサンプルホールドすれば、光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) の信号は、光電変換回路部 7 0 1 からは出力されたことになる。従って、読み出し用回路部 7 0 7 内でスイッチ S r 1 ~ S r 3 により直列変換されて出力される最中に、光電変換回路部 7 0 1 内の光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) のリフレッシュ動作と容量素子 C f 1 ~ C f 3 のリセット動作を行うことができる。

【 0 0 4 7 】

光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) のリフレッシュ動作は、「R E F R E S H」信号を「H i」にすることによりスイッチ S W - r e f がオンし、かつ「R C」信号によりスイッチ R E S 1 ~ R E S 3 を導通状態にし、更に、T F T (T 1 - 1 ~ T 1 - 3) のゲート駆動用配線 G 1 に電圧 V g (o n) を印加することにより達成される。すなわち、リフレッシュ動作により光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) の G 電極がリフレッシュバイアス V (refresh) にリフレッシュされる。その後、リセット動作に移る。

30

【 0 0 4 8 】

リセット動作は、T F T (T 1 - 1 ~ T 1 - 3) のゲート駆動用配線 G 1 に電圧 V g (o n) を印加した状態で、かつスイッチ R E S 1 ~ R E S 3 を導通状態のまま、「R E F R E S H」信号を「L o」にする。この動作により、光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) の G 電極は、リセットバイアス V (reset) = G N D にリセットされ、同時に容量素子 C f 1 ~ C f 3 に蓄積されていた信号をリセットする。

40

【 0 0 4 9 】

リセット動作が終了後、次にゲート駆動用配線 G 2 のゲートパルスを加えることができる。つまり、1 行目の信号をシフトレジスタ S R 2 により直列変換動作をする間に、同時に光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 1 - 3) をリフレッシュし、容量素子 C f 1 ~ C f 3 をリセットし、そして 2 行目の光電変換素子 (S 2 - 1 ~ S 2 - 3) の信号電荷をシフトレジスタ S R 1 によりマトリクス信号配線 M 1 ~ M 3 に転送することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

以上の動作により、第 1 行目から第 3 行目までの全ての光電変換素子 (S 1 - 1 ~ S 3 - 3) の信号電荷を出力することができる。そして、この 1 フレーム分の動作を複数回、繰

50

り返すことにより、動画画像が取得できる。

【0051】

図4は、光電変換回路部701のパターン配線図である。この図4には、MIS型光電変換素子とスイッチング素子の材料にアモルファスシリコン半導体薄膜を用いて構成したものが示されており、それらを結線する配線を含めて表している。また、図5は、図4に示した光電変換回路部701の断面A-Bにおける断面図である。以後の説明では、簡単化のために、MIS型光電変換素子は、単に光電変換素子と呼ぶことにする。

【0052】

光電変換素子101及びスイッチング素子102（アモルファスシリコンTFET、以下、単にTFETと記す）は、同一の絶縁基板103上に形成されており、光電変換素子101の下部電極は、TFET102の下部電極（ゲート電極）と同一の第1の金属薄膜層104で共有して構成されており、光電変換素子101の上部電極は、TFET102の上部電極（ソース電極、ドレイン電極）と同一の第2の金属薄膜層105で共有して構成されている。また、第1及び第2の金属薄膜層（104及び105）は、光電変換回路部701内のゲート駆動用配線106、マトリクス信号配線107も共有している。

【0053】

図4においては、画素数として2×2の計4画素分が記載されている。図4のハッチング部は、光電変換素子101の受光面である。109は光電変換素子101にバイアスを与える電源ラインである。また、110は光電変換素子101とTFET102とを接続するためのコンタクトホール部である。アモルファスシリコン半導体を主たる材料にした図4で示されるような構成を用いれば、光電変換素子101、スイッチング素子102、ゲート駆動用配線106、マトリクス信号配線107を同一基板（絶縁基板103）上に同時に作製することができ、大面積の光電変換回路部701を容易に、しかも安価に提供することができる。

【0054】

次に、光電変換素子101単体のデバイス動作について説明する。

図6は、図4及び図5に示した光電変換素子101のデバイス動作を説明するためのエネルギーバンド図である。ここで、図6（a）は、リフレッシュモードにおける動作、図6（b）は、光電変換モードにおける動作、図6（c）は、飽和状態における動作をそれぞれ示している。

【0055】

図6（a）～（c）の横軸は、図5で示される各層の膜厚方向の状態を表している。Me1は、第1の金属薄膜層104（例えばCr）で形成された下部電極（G電極）である。アモルファス窒化シリコン（a-SiNx）絶縁薄膜層111は、電子、ホールともにその通過を阻止する絶縁層であり、トンネル効果をもたらない程度の厚さが必要であり、通常50nm以上に設定される。水素化アモルファスシリコン（a-Si:H）半導体薄膜層112は、意図的にドーパントをドーピングしていない真性半導体層（i層）で形成された光電変換半導体層である。N⁺層113は、a-Si:H半導体薄膜層112へのホールの注入を阻止するために形成されたN型a-Si:H層などの非単結晶半導体からなる単一導電型キャリアの注入阻止層である。また、Me2は、第2の金属薄膜層105（例えばAl）で形成される上部電極（D電極）である。

【0056】

図5では、D電極（105）はN⁺層113を完全には覆っていないが、D電極（105）とN⁺層113との間は電子の移動が自由に行われるため、D電極（105）とN⁺層113とは常に同電位であり、以下の説明では、そのことを前提としている。

【0057】

本光電変換素子101には、D電極やG電極への電圧の印可の仕方により、リフレッシュモードと光電変換モードという2種類の動作モードがある。

リフレッシュモードを示す図6（a）において、D電極はG電極に対して負の電位が与えられており、i層（a-Si:H）中の黒丸で示されたホールは、電界によりD電極に導

10

20

30

40

50

かれる。同時に白丸で示された電子は、 i 層 ($a-Si:H$) に注入される。この時、一部のホールと電子は、 N^+ 層、 i 層 ($a-Si:H$) において再結合して消滅する。十分に長い時間この状態が続けば、 i 層 ($a-Si:H$) 内のホールは、 i 層 ($a-Si:H$) から掃き出される。

【0058】

この状態から、光電変換モードを示す図6(b)にするためには、D電極にG電極に対し正の電位を与える。こうすると、 i 層 ($a-Si:H$) 中の電子は、瞬時にD電極に導かれる。しかし、ホールは、 N^+ 層が注入阻止層として働くため、 i 層 ($a-Si:H$) に導かれることはない。この状態で i 層 ($a-Si:H$) に光が入射すると、入射した光は吸収されて、電子・ホール対が発生する。この電子は、電界によりD電極に導かれ、ホールは、 i 層 ($a-Si:H$) 内を移動して i 層 ($a-Si:H$) と $a-SiNx$ 絶縁薄膜層との界面に達する。

【0059】

しかし、ホールは、 $a-SiNx$ 絶縁薄膜層内には移動できないため、 i 層 ($a-Si:H$) 内に留まることになる。この時、電子はD電極に移動し、ホールは i 層 ($a-Si:H$) 内の $a-SiNx$ 絶縁薄膜層界面に移動するため、光電変換素子101内の電気的中性を保つため電流がG電極から流れる。この電流は、光により発生した電子・ホール対に対応するため、入射した光に比例する。

【0060】

図6(b)に示した光電変換モードの状態をある期間保った後、再び図6(a)に示したリフレッシュモードの状態になると、 i 層 ($a-Si:H$) に留まっていたホールは、前述のようにD電極に導かれ、同時に、このホールに対応した電流が流れる。このホールの量は、光電変換モード期間に入射した光の総量に対応する。この時、 i 層 ($a-Si:H$) 内に注入される電子の量に対応した電流も流れるが、この量はおよそ一定なため、差し引いて検出すればよい。つまり、この光電変換素子101は、リアルタイムに入射する光の量を出力すると同時に、ある期間に入射した光の総量も検出することができる。

【0061】

しかしながら、何らかの理由により光電変換モードの期間が長くなった場合や入射する光の照度が強い場合には、光の入射があるにもかかわらず、電流が流れないことがある。これは、図6(c)に示すように、 i 層 ($a-Si:H$) 内にホールが多数留まり、このホールのため、 i 層 ($a-Si:H$) 内の電界が小さくなり、発生した電子がD電極に導かれなくなり、 i 層 ($a-Si:H$) 内でホールと再結合してしまうからである。この状態を光電変換素子101の飽和状態と称する。この飽和状態で光の入射の状態が変化すると、電流が不安定に流れることもあるが、再び図6(a)に示すリフレッシュモードにすれば、 i 層 ($a-Si:H$) 内のホールは掃き出され、次の図6(b)に示す光電変換モードでは、再び光に比例した電流が流れる。

【0062】

また、前述の説明において、リフレッシュモードで i 層 ($a-Si:H$) 内のホールを掃き出す場合、全てのホールを掃き出すのが理想であるが、一部のホールを掃き出すだけでも効果はあり、前述と等しい電流が得られて問題はない。つまり、次の光電変換モードでの検出機会において、図6(c)の飽和状態になっていなければよく、リフレッシュモードにおけるD電極のG電極に対する電位、リフレッシュモードの期間及び N^+ 層の注入阻止層の特性を決めればよい。

【0063】

また、更にリフレッシュモードにおいて、 i 層 ($a-Si:H$) への電子の注入は必要条件でなく、D電極のG電極に対する電位は、負に限定されるものでもない。ホールが多数 i 層 ($a-Si:H$) に留まっている場合には、例えばD電極のG電極に対する電位が正の電位であっても、 i 層 ($a-Si:H$) 内の電界はホールをD電極に導く方向に加わるからである。また、注入阻止層である N^+ 層の特性も同様に、電子を i 層 ($a-Si:H$) に注入できることが必要条件ではない。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

(第2の実施形態)

本実施形態におけるX線撮像装置は、画像F(m)と画像F(m+1)を減算処理(サブトラクション処理)を施すことにより得られた画像と、サブトラクション処理を行わない画像F(m)の原画像(第1の実施形態では、画像F(m+1)の原画像)とを、それぞれ同期させながら、同一のディスプレイ面の表示装置に並列に表示する。

【 0 0 6 5 】

このサブトラクション処理は、フレーム間の差分像が得られ、動きの大きい部分や濃度の変化が大きい部分の画像は、そうでない部分の画像よりも、より黒く又はより白く表示することができる。サブトラクション画像と原画像とを同期させながら表示することにより、医師は双方を比較しながら、読影作業を行うことができる。

10

【 0 0 6 6 】

表2は、本実施形態のX線撮像装置において、表示装置の同一画面に表示する2種の撮影フレームと表示の関係を示したものである。

【 0 0 6 7 】

【表2】

表示フレーム数	原画像	サブトラクション画像
1	F(1)	F(2) - F(1)
2	F(2)	F(3) - F(2)
3	F(3)	F(4) - F(3)
4	F(4)	F(5) - F(4)
5	F(5)	F(6) - F(5)
⋮	⋮	⋮

20

【 0 0 6 8 】

サブトラクション処理をF(m+1) - F(m)で表した場合、CRTディスプレイ506では、サブトラクション画像は、「F(2) - F(1)」「F(3) - F(2)」「F(4) - F(3)」・・・「F(m+1) - F(m)」・・・と連続的に表示され、一方、サブトラクション処理をしない原画像は、「F(1)」「F(2)」「F(3)」・・・「F(m)」・・・と、連続的に表示される。

30

【 0 0 6 9 】

それぞれの画像は、例えば、一方が「F(2) - F(1)」を表示するときに、他方はF(1)を表示するといったように、常に両者の画像は同期をとっており、医師は、双方の画像を比較、観察しながら診断することが可能である。

【 0 0 7 0 】

本発明の放射線撮像装置の実施形態においては、サブトラクション処理を行うときに、画像F(m+1)又は画像F(m)に対して、予め階調変換処理もしくはエッジ強調処理を必要に応じて行った後、当該サブトラクション処理を行ってもよい。

40

【 0 0 7 1 】

また、X線可視変換蛍光体502の材料としては、Gd₂O₂S、Gd₂O₃、CsI等を主成分とするものが挙げられる。また、光電変換素子として、MIS型センサを例にして説明を行ったが、PIN型センサであってもよい。また、X線検出装置として、X線可視変換蛍光体502を用いずに、光電変換素子をヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛、シリコン等を材料とするのもので構成し、被写体507を透過した放射線から直接電気信号に変換するようにしてもよい。

【 0 0 7 2 】

50

本発明の実施形態によれば、連続して撮影した2枚の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより、変化の度合いが大きい部分をそうでない部分に比べて、より黒く又はより白く強調して表示を行うことができるとともに、サブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、サブトラクション処理を施していない原画像とを同期させながらCRTディスプレイ506の同一面に表示することにより、例えば、医師が診断を行うときに、変化の度合いが大きい部分を認識しながら双方の画像を比較して読影することができ、病巣等の異常部位の検知率を向上させることができる。

【0073】

また、サブトラクション処理としてエネルギーサブトラクション処理を行い、前記処理画像とサブトラクション処理をしていない原画像とを、それぞれ同期させながら並べて表示させることにより、医師がそれぞれの画像を比較しながら読影できる。このことは、単一の画像を読影する場合に比べて、病巣等の異常部位の検知率を向上させることができる。

10

【0074】

しかも、本発明の実施形態では、患者の動き（呼吸による横隔膜や肺野部の動き、心臓の動きなど）を動画として観察することにより、肋骨、鎖骨、横隔膜、心臓などの影（裏）に潜んでいる病巣をその動きの過程で顕在化することができる場合があり、病巣等の異常部位の検知率を更に高くすることができる。

【0075】

これは、胸部X線撮影だけではなく、例えば、骨と腱（筋肉）で構成される関節異常の検知などにも有用である。骨と腱（筋肉）では、X線エネルギーを変えた場合にそのX線エネルギーの吸収度合いが異なるため、ES処理画像と原画像（画像F（m+1）又は画像F（m））を同期させながらCRTディスプレイ506の同一面上に動画画像として表示することにより、胸部同様、関節の場合も異常部位の検知率を高めることができる。

20

【0076】

このような医療現場におけるデジタル化は、従来のアナログ情報を扱う場合に比べて、病院内において医師の診断や病院の運営の面での作業の効率化を高めることができる。そして、将来の高齢化社会、IT社会の中で、現在よりも更に質の高い医療環境を作ることができる。

【0077】

本発明の実施態様の例を、以下に列挙する。

30

【0078】

〔実施態様1〕 被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出素子が2次元アレー状に配置された放射線検出手段と、前記放射線検出手段で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、mを自然数とすると、m枚目の画像と（m+1）枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記m枚目の画像、もしくは前記（m+1）枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御手段と

を有することを特徴とする放射線撮像装置。

40

【0079】

〔実施態様2〕 前記画像表示制御手段は、前記m枚目の画像又は前記（m+1）枚目の画像に対して階調変換処理もしくはエッジ強調処理を必要に応じて行った後に、前記サブトラクション処理を施すことを特徴とする実施態様1に記載の放射線撮像装置。

【0080】

〔実施態様3〕 前記放射線検出素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、前記波長変換体で変換された可視光を電気信号に変換する光電変換素子とを含み構成されていることを特徴とする実施態様1又は2に記載の放射線撮像装置。

【0081】

〔実施態様4〕 前記波長変換体は、 Gd_2O_2S 、 Gd_2O_3 、CsIのいずれかを主成分

50

とするものであることを特徴とする実施態様 3 に記載の放射線撮像装置。

【 0 0 8 2 】

〔実施態様 5〕 前記光電変換素子は、アモルファスシリコン半導体を用いた M I S 型センサ又は P I N 型センサであることを特徴とする実施態様 3 又は 4 に記載の放射線撮像装置。

【 0 0 8 3 】

〔実施態様 6〕 前記 M I S 型センサは、下部電極として形成された第 1 の金属薄膜層と、当該第 1 の金属薄膜層上に形成され、エレクトロン及びホールを通過を阻止するアモルファス窒化シリコンからなる絶縁層と、当該絶縁層上に形成された水素化アモルファスシリコンからなる光電変換層と、当該光電変換層上に形成され、ホールの注入を阻止する N 型の注入阻止層と、当該注入阻止層上に上部電極として形成された透明導電層又は当該注入阻止層上の一部に形成された第 2 の金属薄膜層とを有して構成され、

リフレッシュモードでは、前記 M I S 型センサに対して、ホールを前記光電変換層から前記第 2 の金属薄膜層に導く方向に電界を与え、

光電変換モードでは、前記 M I S 型センサに対して、前記光電変換層に入射した放射線により発生したホールを当該光電変換層に留まらせてエレクトロンを前記第 2 の金属薄膜層に導く方向に電界を与え、

前記光電変換モードにより前記光電変換層に蓄積される前記ホールもしくは前記第 2 の金属薄膜層に導かれた前記エレクトロンを光信号として検出することを特徴とする実施態様 5 に記載の放射線撮像装置。

【 0 0 8 4 】

〔実施態様 7〕 前記放射線検出素子は、放射線を吸収して直接電気信号に変換するヨウ化鉛、ヨウ化水銀、セレン、テルル化カドミウム、ガリウムヒ素、ガリウム燐、硫化亜鉛、シリコンのいずれかの材料からなるものであることを特徴とする実施態様 1 又は 2 に記載の放射線撮像装置。

【 0 0 8 5 】

〔実施態様 8〕 放射線を出射する放射線源と、

前記放射線源から出射され、被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出素子が 2 次元アレー状に配置された放射線撮像手段と、前記放射線検出手段で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、 m を自然数とすると、 m 枚目の画像と $(m + 1)$ 枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記 m 枚目の画像、もしくは前記 $(m + 1)$ 枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御手段とを備える放射線撮像装置とを有し、

前記放射線源は、前記放射線をパルス状に出射し、前記 m 枚目の画像を撮影するときと、前記 $(m + 1)$ 枚目の画像を撮影するときとで、当該放射線源における管電圧を異なった電圧として設定し、

前記画像表示制御手段は、前記 m 枚目の画像と前記 $(m + 1)$ 枚目の画像に対して前記サブトラクション処理を施した画像を前記処理画像とすることを特徴とする放射線撮像システム。

【 0 0 8 6 】

〔実施態様 9〕 2 次元アレー状に配置された放射線検出素子を用いて、被写体を透過した放射線を電気信号として検出する放射線検出工程と、

前記放射線検出工程で電気信号として検出された前記被写体の放射線画像を、所定のフレームレートで複数フレームの連続した画像として撮影し、 m を自然数とすると、 m 枚目の画像と $(m + 1)$ 枚目の画像に対してサブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、前記サブトラクション処理を施していない前記 m 枚目の画像、もしくは前記 $(m + 1)$ 枚目の画像のいずれかとを同期させて表示装置に表示するように制御する画像表示制御工程と

を有することを特徴とする放射線撮像方法。

【 0 0 8 7 】

【発明の効果】

本発明によれば、第 1 のエネルギーを有する放射線によって取得された第 1 の画像（或いは第 3 の画像）と、第 1 のエネルギーと異なる第 2 のエネルギーを有する放射線によって取得された第 2 の画像とを用いてサブトラクション処理を施すことにより、変化の度合いが大きい部分をそうでない部分に比べて、より黒く又はより白く強調して表示を行うことができるとともに、サブトラクション処理を施すことにより得られた処理画像と、サブトラクション処理を施していない原画像（第 1 の画像、第 2 の画像もしくは第 3 の画像のいずれかの画像）とを同期させながら表示装置の同一面に表示することにより、例えば、医師が診断を行うときに、変化の度合いが大きい部分を認識しながら双方の画像を比較して読影することができ、病巣等の異常部位の検知率を向上させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態における X 線撮像システムの概略図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態における X 線撮像装置の光電変換装置を示す 2 次元回路図である。

【図 3】図 2 に示した光電変換装置の動作を示すタイムチャートである。

【図 4】光電変換回路部のパターン配線図である。

【図 5】図 4 に示した光電変換回路部の断面 A - B における断面図である。

【図 6】図 4 及び図 5 に示した光電変換素子のデバイス動作を説明するためのエネルギーバンド図である。

20

【符号の説明】

1 0 1、S 1 - 1 ~ S 3 - 3 光電変換素子

1 0 2、T 1 - 1 ~ T 3 - 3 スイッチング素子 (T F T)

1 0 3 絶縁基板

1 0 4、M e 1 第 1 の金属薄膜層

1 0 5、M e 2 第 2 の金属薄膜層

1 0 6、G 1 ~ G 3 ゲート駆動用配線

1 0 7、M 1 ~ M 3 マトリクス信号配線

1 1 0 コンタクトホール部

1 1 1 a - S i N 絶縁薄膜層

1 1 2 a - S i 半導体薄膜層

1 1 3 N⁺層

1 1 4 配線クロス部

1 1 5 保護膜

5 0 1 X 線管球

5 0 2 X 線可視変換蛍光体

5 0 3 光電変換装置

5 0 4 X 線電源

5 0 5 イメージプロセッサ

5 0 6 C R T ディスプレイ

5 0 7 被写体 (患者)

7 0 1 光電変換回路部

7 0 7 読み出し用回路部

A 1 ~ A 3、B 1 ~ B 3、A b オペアンプ

C f 1 ~ C f 3 容量素子

S W - r e s オペアンプの (+) 端子にリセットバイアスを与えるスイッチ

S W - r e f オペアンプの (+) 端子にリフレッシュバイアスを与えるスイッチ

R E S 1 ~ R E S 3 C f 1 ~ C f 3 に形成される負荷容量をリセットするスイッチ

S n 1 ~ S n 3 読み出し容量に信号を転送するための転送スイッチ

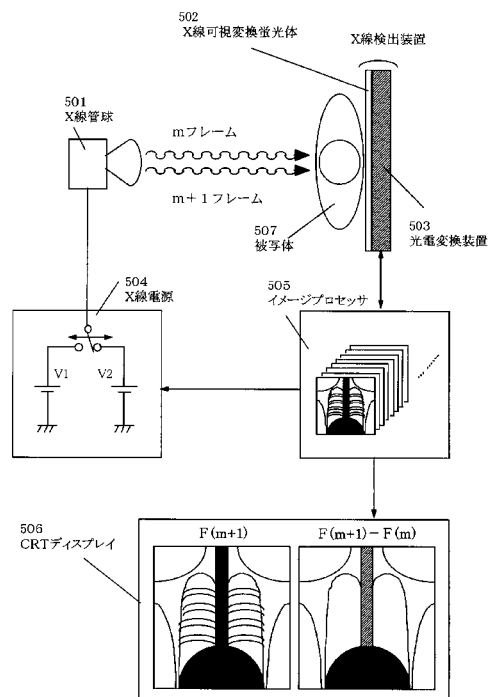
30

40

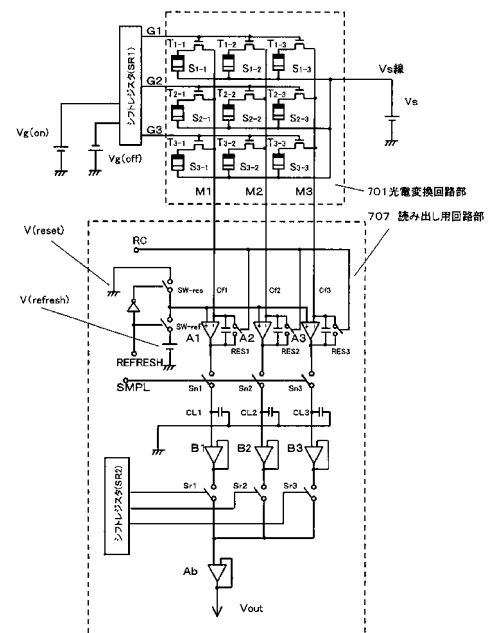
50

$Sr1 \sim Sr3$ 読み出し容量の信号を順次読み出すための読み出し用スイッチ
 $SR1$ シフトレジスタ(スイッチング素子用)
 $SR2$ シフトレジスタ(読み出しスイッチ用)
 Vs 光電変換素子のバイアス電源
 $V(reset)$ リセットバイアス
 $V(refresh)$ リフレッシュバイアス
 $Vg(on)$ TFTをオンするための電源
 $Vg(off)$ TFTをオフするための電源

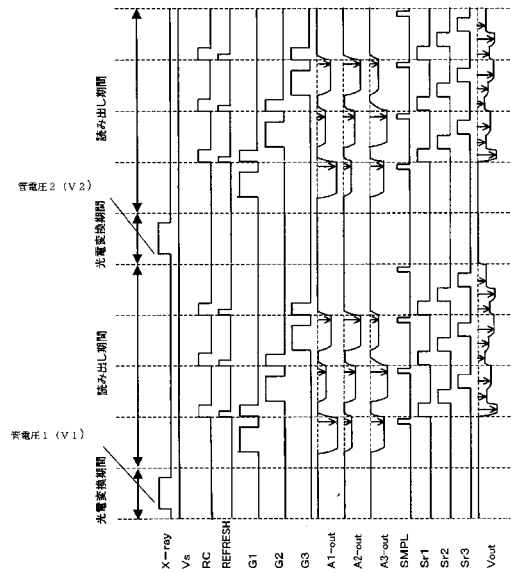
【図1】



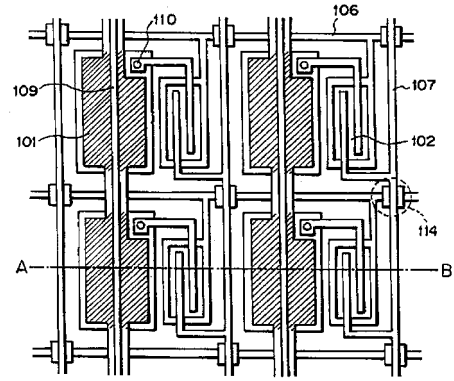
【図2】



【図 3】

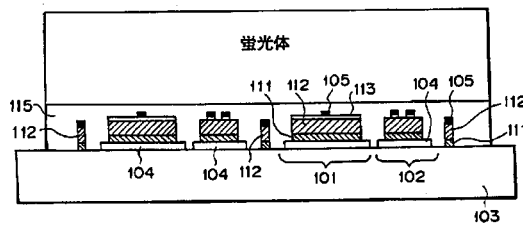


【図 4】



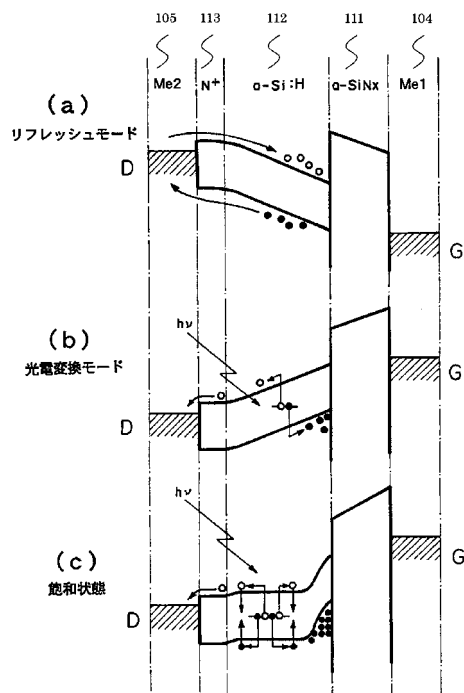
- 101 : 光電変換素子
- 102 : スイッチング素子(TFT)
- 106 : ゲート駆動用配線
- 107 : マトリクス信号配線
- 110 : コンタクトホール部
- 114 : 配線クロス部

【図 5】



- 101 : 光電変換素子
- 102 : スイッチング素子(TFT)
- 103 : 絶縁基板
- 104 : 第1の金属薄膜層
- 105 : 第2の金属薄膜層
- 111 : a-SiN絶縁薄膜層
- 112 : a-Si半導体薄膜層
- 113 : N⁺層
- 115 : 保護膜

【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭 - (J P , A)

特開昭 5 7 - 1 4 5 6 4 3 (J P , A)

特開平 2 - 1 1 9 3 8 2 (J P , A)

特開平 2 - 2 2 4 7 4 4 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 3 6 9 0 8 4 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 3 0 5 6 8 7 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 5 7 6 7 5 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 1 5 7 6 6 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/00 , H01L 27/14 , H04N 5/32