

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3982820号
(P3982820)

(45) 発行日 平成19年9月26日(2007.9.26)

(24) 登録日 平成19年7月13日(2007.7.13)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 6/00 3 5 0 Z

A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

A 6 1 B 6/00 3 9 0 A

請求項の数 15 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-419025 (P2003-419025)
 (22) 出願日 平成15年12月17日(2003.12.17)
 (65) 公開番号 特開2004-195233 (P2004-195233A)
 (43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)
 審査請求日 平成18年12月13日(2006.12.13)
 (31) 優先権主張番号 10/323,801
 (32) 優先日 平成14年12月18日(2002.12.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタデイ、リバーロード、1番
 (74) 代理人 100093908
 弁理士 松本 研一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スペクトル感受型アーティファクトを減少させる方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第一の X 線スペクトルから導き出される検出器 (2 2) 用のゲイン補正マップ (9 4) を得る工程と、

第二の X 線スペクトルにおいて前記検出器 (2 2) により形成される画像 (1 0 6) のゲインを補正するゲイン補正マップ (1 0 4) が得られるように、取得条件 (1 0 0) 及び検出器属性 (1 0 2) の少なくとも一方が使用される数学的モデル (9 8) を、前記ゲイン補正マップ (9 4) に適用する工程 (9 6) とを備えたゲイン補正マップ (1 0 4) を生成する方法。

【請求項 2】

前記ゲイン補正マップ (9 4) に適用する工程 (9 6) は、X 線源 (1 2) のターゲットに印加される加速電圧、前記ターゲットの組成、前記 X 線源 (1 2) に付設されているスペクトル・フィルタの組成、該スペクトル・フィルタの厚み、減弱性対象の厚み、及び該減弱性対象の組成の 1 以上を含んでいる 1 以上の取得条件 (1 0 0) を供給する工程を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記ゲイン補正マップ (9 4) に適用する工程 (9 6) は、前記検出器 (2 2) に付設されているシンチレータに重ねて設けられている保護被覆の組成、該保護被覆の 1 以上の不均一性、及び前記シンチレータ厚みの 1 以上のばらつきの 1 以上を含んでいる 1 以上の検出器属性 (1 0 2) を供給する工程を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

10

20

【請求項 4】

前記 1 以上の検出器属性 (1 0 2) を記憶させたメモリ位置 (3 3) にアクセスする工程をさらに含んでいる請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記メモリ位置 (3 3) にアクセスする工程は、磁気的媒体及び光学的媒体の少なくとも一方にアクセスする工程を含んでいる、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記メモリ位置 (3 3) にアクセスする工程は、ネットワーク・アクセスが可能なメモリ位置及び内蔵メモリ位置の少なくとも一方にアクセスする工程を含んでいる、請求項 4 に記載の方法。

10

【請求項 7】

前記内蔵メモリ位置は、前記検出器 (2 2) に配置されている、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記ゲイン補正マップ (9 4) を得る工程は、X 線源 (1 2) のターゲットに印加される加速電圧、前記ターゲットの組成、前記 X 線源 (1 2) に付設されているスペクトル・フィルタの組成、該スペクトル・フィルタの厚み、減弱性対象の厚み、及び該減弱性対象の組成の 1 以上に基づいて 2 以上の利用可能なゲイン補正マップから前記ゲイン補正マップ (9 4) を選択する工程を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

ゲインを補正した画像 (1 1 0) を形成するように、前記調節されたゲイン補正マップ (1 0 4) を前記第二の X 線スペクトルにおいて取得された画像 (1 0 6) に適用する工程 (1 0 8) をさらに含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 1 0】

複数の X 線スペクトルを放出するように構成されている X 線源 (1 2) と、
該 X 線源 (1 2) により放出される X 線を検出するように構成されている X 線検出器 (2 2) と、

該 X 線検出器 (2 2) に動作に関して結合されている検出器コントローラ (2 6) と、
該検出器コントローラ (2 6) に動作に関して結合されているシステム・コントローラ (2 8) とを備えた X 線イメージング・システム (1 0) であって、

前記検出器コントローラ (2 6) 及び前記システム・コントローラ (2 8) の少なくとも一方は、取得条件 (1 0 0) 及び検出器属性 (1 0 2) の少なくとも一方を 使用する 数学的モデル (9 8) を第一の X 線スペクトルから取得されるゲイン補正マップ (9 4) に適用する (9 6) ことにより、第二の X 線スペクトルから取得される画像 (1 0 6) のゲインを補正する ゲイン補正マップ (1 0 4) を形成するように構成されている、X 線イメージング・システム (1 0) 。

30

【請求項 1 1】

前記取得条件 (1 0 0) は、前記 X 線源 (1 2) のターゲットに印加される加速電圧、前記ターゲットの組成、前記 X 線源 (1 2) に付設されているスペクトル・フィルタの組成、該スペクトル・フィルタの厚み、減弱性対象の厚み、及び該減弱性対象の組成の 1 以上を含んでいる、請求項 1 0 に記載の X 線イメージング・システム (1 0) 。

40

【請求項 1 2】

前記検出器属性 (1 0 2) は、前記検出器 (2 2) に付設されているシンチレータに重ねて設けられている保護被覆の組成、該保護被覆の 1 以上の不均一性、及び前記シンチレータ厚みの 1 以上のばらつきの 1 以上を含んでいる、請求項 1 0 に記載の X 線イメージング・システム (1 0) 。

【請求項 1 3】

前記検出器属性 (1 0 2) 及び前記数学的モデル (9 8) の少なくとも一方を記憶させたコンピュータ読み取り可能な媒体 (3 3) をさらに含んでいる請求項 1 0 に記載の X 線イメージング・システム (1 0) 。

【請求項 1 4】

50

前記コンピュータ読み取り可能な媒体(33)は、ネットワーク接続を介してアクセス可能である、請求項13に記載のX線イメージング・システム(10)。

【請求項15】

前記コンピュータ読み取り可能な媒体(33)は、磁気的媒体及び光学的媒体の少なくとも一方を含んでいる、請求項13に記載のX線イメージング・システム(10)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は一般的には、医療撮像手法に関し、具体的には、デジタルX線の分野に関する。デジタルX線撮像では、生の画像に対して2種類の補正工程すなわちオフセット補正及びゲイン較正を実行することができる。ゲイン較正は、オフセット補正後の生の画像に存在する可能性のあるデジタル検出器のゲイン非一様性をゲイン較正マップを用いて補償する。明確に述べると、本発明は、アーティファクト、具体的には平坦な物体の表示時に肉眼で見えるアーティファクトを減少させ又は解消するように、X線画像においてゲイン較正マップを適応構成する方法に関する。

【背景技術】

【0002】

20

有用なラジオグラフィ画像として再構成することのできるデジタル・データを生成するデジタルX線イメージング・システムはますます普及しつつある。現状のデジタルX線イメージング・システムでは、線源からの放射線を、医療診断応用では典型的には患者である被検体に照射する。放射線の一部は患者を透過して検出器に入射する。検出器の表面で放射線が光フォトンへ変換されて、この光フォトンが検知される。検出器は、マトリクスを成す不連続な画素又はピクセルに分割されており、各々のピクセル領域に入射した放射線の量又は強度に基づいて出力信号を符号化する。放射線強度は放射線が患者を通過するにつれて変化するので、出力信号に基づいて再構成される画像は従来の写真フィルム手法によって利用可能であったものと同様の患者の組織の投影を与える。

【0003】

30

デジタルX線イメージング・システムは、放射線技師及び診断を下す医師が要求する画像として再構成され、デジタル方式で記憶され、或いは必要が生ずるまで保管され得るデジタル・データを収集する能力のため、特に有用である。直接型デジタルX線システムによって生成されるデジタル・データは、処理及び強調を施し、記憶させ、ネットワークを介して伝送し、また所望の任意の場所でモニタ及び他のソフト・コピー表示器に表示することのできる画像を再構成するのに用いることができる。

【0004】

40

撮像処理鎖における様々な要因によって、形成されるX線画像にアーティファクトが混入する場合がある。これらの要因には、シンチレータ厚みの非一様性、読み出し電子回路のばらつき、管線束分布、及びシンチレータに重ねて設けられている被覆材料の不均一性等がある。これらの様々な要因から生ずる画像アーティファクトを補正するために、ゲイン補償マップを用いたゲイン較正法を実行することができる。上述の要因の幾つか、例えばコントラストのばらつき、並びにシンチレータ厚み及び被覆材料の不均一性によるアーティファクトは、検出器に入射するX線のスペクトルに大きく依存しているので、ゲイン補償マップは検出器に入射するX線スペクトルの関数となり得る。

【特許文献1】米国特許第6414315号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ゲイン較正は典型的には、設置時又はシステム保守時に実行される。較正は、システムの変数を十分に考慮していれば、線源設定、放射線フィルタ設定、並びに減弱性対象の厚

50

み及び組成等のように画像を形成するのに用いられる放射線のスペクトルに影響を与える多くの条件又は設定の組み合わせに基づくものとなる。しかしながら、この較正を実行するのに利用可能な時間量は典型的には限られており、時間を考えて、ディジタル検出器は典型的には、有限の取得条件、ディジタル・マンモグラフィの特定の例では典型的には２種類の取得条件で較正されるに過ぎない。そして、実際の利用時には、これらの有限数の較正マップの一つを、関心のある診断スペクトルで取得されるあらゆる画像に適用する。加えて、患者又は他の撮像対象はスペクトルに対して、撮像領域の厚み及び組成に依存する幾分かの有効濾波作用を与える。有限数のゲイン較正マップを、通常の撮像状況に実際に存在する広範種のスペクトルと併用すると、スペクトル依存型態様で変化する要因について特に、肉眼で見えるアーティファクトをしばしば生成する。

10

【０００６】

ゲイン補正マップにおけるこれらの偏り及び欠陥は、マンモグラフィ・システムの場合のように撮像対象又は撮像領域が検出器に対して比較的平坦であるときに特に顕著又は明瞭になる。マンモグラフィでは、他の幾つかの診断状況でも同様であるが、診断上の関心のある画像領域が検出器のエッジまで延在している。しかしながら、検出器のエッジでの非一様性のため、エッジの近くではゲイン補正が損なわれて、エッジにおいて強いスペクトル感受型アーティファクトを生ずる場合がある。具体的には、シンチレータ材料、典型的にはヨウ化セシウム（CsI）の厚みに陥没が存在している場合があり、これにより、スペクトル感受型のコントラストのばらつき又はアーティファクトが生じ得る。かかる状況では、離散的な動作点でそれぞれ取得される有限数のゲイン補正マップを利用することは、シンチレータ厚みのばらつき及び上述のアーティファクトのスペクトル感受型の性質から検出器エッジの近くではゲインを適正に補正するのに妥当でない。

20

【０００７】

加えて、スペクトル依存型のゲインのばらつきから、較正に用いられるもの以外のスペクトルで試験画像を取得すると、品質保証時に他の点では許容可能であるのに拒絶される検出器が得られる可能性がある。具体的には、マンモグラフィ・システム、又は検出器のエッジに到るまで良好な性能が望まれるその他のシステムのための検出器試験及び品質保証は、これらの環境では、他の点では許容可能であっても検出器を拒絶する場合がある。具体的には、上述のようなばらつきは殆どの画像の品質に影響を及ぼさないにも関わらず、画質仕様に合格するのに許容されるよりも大きいゲイン補正後の残留誤差を生ずる場合がある。さらに、品質試験用スペクトル又は診断用スペクトルと異なるX線スペクトルで較正を行なうと、前者のスペクトルにおける適正なゲイン較正から許容可能な検出器が得られていたとしても検出器故障を招く可能性がある。製造工程からの検出器の歩留まりは、適正な較正を行えば改善したにしても、低いものとなる。従って、時間効率のよい態様で、すべての可能な取得条件についてアーティファクトの存在しない平坦視野の撮像を可能にするゲイン補正を提供する手法が望まれている。

30

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明の手法は、スペクトル感受型ゲイン応答を生成する検出器特定のばらつきによって生ずる画像アーティファクトを最小限に抑え又は解消する新規のアプローチを提供する。具体的には、シンチレータ厚みのばらつき、特に検出器のエッジの周囲の厚みのばらつきは、スペクトル感受型ゲイン応答を生じ得る。加えて、シンチレータの堆積時にはCsIの粒子が堆積されるが、これらの粒子からゲイン較正マップにスペクトル依存型の急激な変動が混入する場合もある。本発明の手法は、これらのスペクトル特定の非一様性を取り扱い、画像エッジ及びCsI粒子を含めた画像全体にわたるゲイン補正を可能にするものである。

40

【０００９】

本手法の一観点によれば、適応構成されたゲイン補正マップを生成する方法を提供する。第一のX線スペクトルから導き出される検出器用ゲイン補正マップを得る。ゲイン補正マップは、数学的モデルに基づいて適応構成される。取得条件及び検出器属性の少なくとも

50

も一方を含んでいる入力をモデルに供給して、適応構成されたゲイン補正マップを得る。適応構成されたゲイン補正マップは、第二のX線スペクトルにおいて検出器によって形成される画像のゲインを補正する。

【0010】

本手法のさらにもう一つの観点によれば、ゲインを補正した画像を形成する方法を提供する。第一のX線スペクトルからX線検出器によって画像を取得する。第二のX線スペクトルから導き出されたゲイン補正マップを画像に適用して、ゲインを適応構成した画像を形成する。ゲインを適応構成した画像のエッジ横列及びエッジ縦列の一方を含んでいる複数のピクセルに1以上のそれぞれの補正ファクタを適用して、ゲインを補正した画像を形成する。

10

【0011】

本手法のもう一つの観点によれば、画像エッジについてのゲイン補正ファクタを決定する方法を提供する。X線スペクトルで照射される検出器及び関心対象を用いてX線画像を取得する。X線画像の非エッジ縦列及び非エッジ横列の一方についてのピクセル強度の中央性向の2以上の測定値を決定する。中央性向の測定値についてのトレンド（傾向）を算出する。このX線画像について、エッジ縦列及びエッジ横列の一方についてのトレンドにそれぞれ基づく1以上の補正ファクタを算出する。

【0012】

本手法のさらにもう一つの観点によれば、複数のX線スペクトルを放出するように構成されているX線源と、X線源によって放出されたX線を検出するように構成されているX線検出器とを備えたX線システムを提供する。加えて、このシステムは、X線検出器に動作に関して結合されている検出器コントローラと、検出器コントローラに動作に関して結合されているシステム・コントローラとを含んでいる。検出器コントローラ及びシステム・コントローラの少なくとも一方は、取得条件及び検出器属性の少なくとも一方を数学的モデルに供給して、第一のX線スペクトルから取得されるゲイン補正マップに数学的モデルを適用することにより、適応構成されたゲイン補正マップを生成するように構成されている。適応構成された補正マップは、第二のX線スペクトルから取得される画像のゲインを補正するように適応構成されている。

20

【0013】

本手法の異なる観点によれば、複数のX線スペクトルを放出するように構成されているX線源と、X線源によって放出されたX線を検出するように構成されているX線検出器とを備えたX線システムを提供する。加えて、このシステムは、X線検出器に動作に関して結合されている検出器コントローラと、検出器コントローラに動作に関して結合されているシステム・コントローラとを含んでいる。検出器コントローラ及びシステム・コントローラの少なくとも一方は、X線画像のエッジ領域を構成する複数のピクセルに1以上の補正ファクタを適用して、ゲインを補正した画像を形成するように構成されている。

30

【0014】

本手法のさらにもう一つの観点によれば、適応構成されたゲイン補正マップを生成する有形の媒体を提供し、有形の媒体は、第一のX線スペクトルから導き出される検出器用ゲイン補正マップを得るルーチンを含んでいる。有形の媒体はさらに、取得条件及び検出器属性の少なくとも一方を入力として受け入れる数学的モデルに基づいてゲイン補正マップを適応構成するルーチンを含んでいる。第二のX線スペクトルから検出器によって形成される画像のゲインを補正する適応構成されたゲイン補正マップが得られる。

40

【0015】

本手法のもう一つの観点によれば、ゲインを補正した画像を形成する有形の媒体を提供し、有形の媒体は、第一のX線スペクトルからX線検出器によって画像を取得するルーチンを含んでいる。有形の媒体はさらに、第二のX線スペクトルから導き出されたゲイン補正マップを画像に適用して、ゲインを調節した画像を形成するルーチンを含んでいる。加えて、有形の媒体は、ゲインを調節した画像の1以上のエッジを構成する複数のエッジ・ピクセルに1以上のそれぞれの補正ファクタを適用して、ゲインを補正した画像を形成す

50

るルーチンを含んでいる。

【0016】

本手法の異なる観点によれば、複数のX線スペクトルを放出するように構成されているX線源と、X線源によって放出されたX線を検出するように構成されているX線検出器とを備えたX線システムを提供する。加えて、このシステムは、X線検出器に動作に関して結合されている検出器コントローラと、検出器コントローラに動作に関して結合されているシステム・コントローラとを含んでいる。検出器コントローラ及びシステム・コントローラの少なくとも一方は、ゲイン補正マップを調節して、検出器によって形成される画像のゲインを補正する調節されたゲイン補正マップを形成する手段を含んでいる。

【0017】

本手法の異なる観点によれば、複数のX線スペクトルを放出するように構成されているX線源と、X線源によって放出されたX線を検出するように構成されているX線検出器とを備えたX線システムを提供する。加えて、このシステムは、X線検出器に動作に関して結合されている検出器コントローラと、検出器コントローラに動作に関して結合されているシステム・コントローラとを含んでいる。このシステムはまた、1以上の検出器属性、1以上の取得条件及び1以上の数学的モデルの1以上に基づいて、取得されたX線画像のゲインを補正する手段を含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

図1は、離散的なピクセル画像データを取得して処理するイメージング・システム10を線図で示している。図示の実施形態では、システム10は、本手法に従って原画像データを取得すること及び画像データを表示用に処理することの両方を行なうように設計されているデジタルX線システムである。図1に示す実施形態では、イメージング・システム10は、コリメータ14に隣接して配置されているX線放射線の線源12を含んでいる。線源12は、電子が衝突するターゲットを含んでおり、これにตอบสนองしてX線フォトンから成る放射線流16を発生する。加えて、線源12は、放射線流16を構成するX線放射線のスペクトルを限定するスペクトル・フィルタを含んでいてよい。マンモグラフィ応用では、ターゲットはモリブデン、ロジウム又はタングステンで構成されており、スペクトル・フィルタはアルミニウム、モリブデン又はロジウムで構成されていてよい。ターゲット及びスペクトル・フィルタの両方の組成は、印加される電子ビームの加速電圧と相俟って、線源12によって放出されるX線スペクトルを決定する。スペクトルはさらに、X線が横断する減弱経路によって変化する。

【0019】

コリメータ14は、患者18等の被検体が配置されている領域に放射線流16が流入して通過することを可能にする。放射線の一部20は被検体を透過するか又は被検体の周囲を通過して、参照番号22に全体的に示すデジタルX線検出器に入射する。後に詳述するように、検出器22はその表面で受光したX線フォトンにより低エネルギーのフォトンへ変換し、続いて電気信号へ変換し、これらの電気信号が取得され処理されて、被検体の体内の特徴の画像を再構成する。

【0020】

線源12は、検査系列のための電力信号及び制御信号の両方を供給する電源/制御回路24によって制御される。さらに、検出器22は、検出器で発生される信号の取得を指令する検出器コントローラ26に結合されている。検出器コントローラ26はまた、ダイナミック・レンジの初期調節及びデジタル画像データのインタリーブ等のような様々な信号処理作用及びフィルタ処理作用を実行することができる。電源/制御回路24及び検出器コントローラ26の両方がシステム・コントローラ28からの信号にตอบสนองする。一般的には、システム・コントローラ28は、イメージング・システムの動作を指令して、検査プロトコルを実行すると共に取得した画像データを処理する。本例では、システム・コントローラ28はまた、汎用デジタル・コンピュータ又は特定応用向けデジタル・コンピュータと、コンピュータによって実行されるプログラム及びルーチン、並びに構成パラ

10

20

30

40

50

メータ及び画像データを記憶した付設のメモリ・サーキットリ 33 と、インタフェイス回路等とを典型的に基本構成要素とした信号処理サーキットリを含んでいる。メモリ・サーキットリ 33 は、様々な磁氣的媒体、光学的媒体、又はその他一般的な記憶媒体を含んでいてよい。

【0021】

図 1 に示す実施形態では、システム・コントローラ 28 は参照番号 30 に示す表示器又はプリンタのような 1 以上の出力装置に結合されている。出力装置は標準的な又は特殊目的のコンピュータ・モニタ及び付設の処理サーキットリを含んでいてよい。システム・パラメータを出力し、検査を要求し、画像を視覚化する等のために、システムに 1 以上の操作者ワークステーション 32 がさらに結合されていてよい。一般的には、表示器、プリンタ、ワークステーション、メモリ・サーキットリ及びシステム内に設けられている類似の装置は、データ取得構成要素に対してローカルに位置していてもよいし、或いは施設若しくは病院内の他の場所に位置する、又はインターネット及び仮想私設ネットワーク等の 1 以上の構成設定可能なネットワークを介して画像取得システムに結合されて全く異なる場所に位置する等のようにこれらの構成要素から遠隔に位置していてもよい。

【0022】

図 2 は、ディジタル検出器 22 の機能構成要素の線図である。図 2 はまた、典型的には検出器コントローラ 26 内に構成される撮像検出器コントローラすなわち IDC 34 を示している。IDC 34 は、CPU 又はディジタル信号プロセッサと、検出器からの検知信号の取得を指令するメモリ回路とを含んでいる。IDC 34 は、双方向光ファイバ導体を介して検出器 22 内の検出器制御サーキットリ 36 に結合されている。これにより、IDC 34 は動作時に検出器内の画像データに関する命令信号を授受する。検出器 22 又は IDC 34 のいずれかに内蔵されているメモリ回路が、後にアクセスすることのできるデータを記憶している。例えば、検出器 22 及び検出器 22 に関連するサーキットリの製造時にデータを内蔵メモリ回路に供給してもよいし、又は製造後若しくは設置後にデータをメモリ回路にダウンロードしてもよい。

【0023】

検出器制御サーキットリ 36 は、参照番号 38 に全体的に示す電源から DC 電力を受ける。検出器制御サーキットリ 36 は、システムのデータ取得動作段階時に信号を送信するのに用いられる横列 (row) ドライバ及び縦列 (column) ドライバにタイミング指令及び制御指令を発するように構成されている。従って、サーキットリ 36 は、参照/レギュレータ・サーキットリ 40 へ電力信号及び制御信号を送信すると共に、サーキットリ 40 からディジタル画像ピクセル・データを受信する。

【0024】

現状で好適な図示の実施形態では、検出器 22 は、検査時に検出器表面で受光した X 線フォトンにより低エネルギーの (光) フォトンへ変換するシンチレータから成っている。次いで、光検出器のアレイが光フォトンを経電気信号へ変換して、これらの電気信号が検出器表面の個々のピクセル領域に入射したフォトン数又は放射線の強度を表わす。読み出し電子回路は、得られたアナログ信号をディジタル値へ変換し、これらのディジタル値を処理し、記憶させ、また画像の再構成の後に表示器 30 又はワークステーション 32 等に表示することができる。本形態では、光検出器のアレイは単一のアモルファス・シリコン基板上に形成されている。アレイ素子は横列及び縦列を成して配列されており、各々の素子がフォトダイオードと薄膜トランジスタとから成っている。各々のダイオードのカソードはトランジスタのソースに接続されており、すべてのダイオードのアノードが負のバイアス電圧に接続されている。各々の横列のトランジスタのゲートは互いに接続されており、横列電極は走査用電子回路に接続されている。縦列のトランジスタのドレインは列内で互いに接続されており、各々の縦列の電極は読み出し電子回路に接続されている。

【0025】

図 2 に示す特定のな実施形態では、例として述べると、横列バス 42 が、検出器の様々な縦列からの読み出しをイネーブルにすると共に、所望に応じて横列をディスエーブルに

10

20

30

40

50

し、また選択された横列に電荷補償電圧を印加する複数の導体を含んでいる。また、縦列バス44が、横列が相次いでイネーブルにされている間に縦列からの読み出しを指令する追加の導体を含んでいる。横列バス42は一連の横列ドライバ46に結合されており、横列ドライバ46の各々が、検出器の一連の横列のイネーブルを指令する。同様に、読み出し電子回路48が縦列バス44に結合されており、検出器のすべての縦列の読み出しを指令する。

【0026】

図示の実施形態では、横列ドライバ46及び読み出し電子回路48は検出器パネル50に結合されており、パネル50は複数の区画52に分割されていてよい。各々の区画52が横列ドライバ46の一つ一つに結合されており、また一定数の横列を含んでいる。同様に、各々の縦列ドライバ48は一連の縦列に結合されている。これにより、上述のフォトダイオード及び薄膜トランジスタ構成は、横列56及び縦列58を成して配列されている一連のピクセル又は不連続な画素54を画定する。これらの横列及び縦列は、高さ62及び幅64を有する画像マトリクス60を画定している。

【0027】

やはり図2に示すように、各々のピクセル54は一般的には、縦列電極68が横列電極70に交差する横列と縦列との交差部に画定されている。上述のように、各々のピクセルについての各々の交差位置に薄膜トランジスタ72が設けられており、同様にフォトダイオード74も設けられている。各々の横列が横列ドライバ46によってイネーブルにされると、読み出し電子回路48を介して各々のフォトダイオードからの信号を入手することができ、これらの信号を後続の処理及び画像再構成のためにデジタル信号へ変換することができる。

【0028】

図3は、図2に線図で示す構成要素の物理的構成例を全体的に示している。図3に示すように、検出器はガラス基材76を含んでいてよく、基材76の上に後述する各構成要素が配設されている。縦列電極68及び横列電極70が基材上に設けられており、上述の薄膜トランジスタ及びフォトダイオードを含めたアモルファス・シリコン・フラット・パネル・アレイ78が画定されている。アモルファス・シリコンアレイの上層にはシンチレータ80が設けられており、前述のような検査系列時に放射線を受光する。信号を縦列電極及び横列電極から、また縦列電極及び横列電極へ連絡するために接点フィンガ82が形成されており、接点フィンガと外部サーキットリとの間で信号を連絡するために接点リード84が設けられている。

【0029】

シンチレータ80は典型的には、気相堆積法によってアモルファス・シリコン・アレイ78及びガラス基材76上に成長させたヨウ化セシウム(CsI)結晶で形成される。典型的には、CsI層の望ましい厚みはマンモグラフィ応用では $50\mu\text{m} \sim 350\mu\text{m}$ であり、フルオロスコピ又はラジオグラフィ応用では700ミクロンまで達してよい。堆積法から、図4に示すように、基材76のエッジに近付くにつれて、シンチレータ80の厚みがテーパ状に薄くなり得る。テーパ状エッジ90の厚みは様々であり、一般的には、基材76のエッジの周囲に配設されているエポキシ・ダム(dam)92で終端している。

【0030】

テーパ状エッジ90、及び検出器又は検出器内の層のその他の非一様性から、検出器22のゲイン応答が生ずる。このゲイン応答は、X線束が検出器に一樣に入射して所与の1種類のスペクトルを有している場合であっても、ゲインはX線スペクトル及び一様性の関数であるばかりでなくシンチレータ80の厚みの関数でもあるので、検出器22の異なる位置において区々になる。ゲイン較正は、特定のX線スペクトルにおいて実行されて、当該スペクトルでのゲイン補正マップを導き出す。次いで、画像取得時のX線スペクトルがゲイン較正を実行したときのスペクトルと同じである限りでは、ゲイン補正マップを画像に対してピクセル毎に適用してゲイン応答を補正することができる。

【0031】

10

20

30

40

50

しかしながら、画像取得時に検出器に入射するX線スペクトルがゲイン較正時に用いられていたスペクトルと異なる場合には、テーパ状領域90及び他の非一様性から、ゲイン較正マップでは適正に補正できないゲイン応答が生じ、すなわち較正マップと取得時に観測されるゲインのばらつきとの間の対応性の欠如によってゲイン補正法の後に残留誤差が残る。この不適切に補正されたゲイン応答は画像コントラストのばらつきとして現われて、画像アーティファクトとして肉眼で見えるようになる可能性がある。診断領域におけるCsI厚みの急激な変動からこれらの残留誤差が生じ、見かけ上の解剖学的構造を作り出し、読影の誤りを生じる可能性がある。具体的には、検出器22のエッジは、堆積法によって上述のようなCsI厚みの急激な変動を生じ易く、マンモグラフィ、及び所望の画像区域が検出器エッジまで延在しているような他の応用での読影を阻害し得る画像を生ずる。

10

【0032】

例えば、マンモグラフィでは、ゲイン較正を行なうのに必要な時間等の実用上の理由で、一つのX線システム10について典型的には2種類のゲイン較正しか行なわない。このような場合には、システム10によるゲイン補正では、異なるX線スペクトルで得られた2種類のゲイン補正マップしか利用できない。従って、画像取得時のX線スペクトルがゲイン較正時のX線スペクトルに正確に対応しているか否かを問わず、実際の撮像条件に最も近接して対応する条件下で取得されたこれらのゲイン補正マップが取得画像に適用されて、場合によってはエッジに肉眼で見える画像アーティファクトが生ずる。加えて、患者の乳房のような撮像対象は、撮像対象の厚み及び組成に応じて幾分かの量だけX線スペクトルを濾波する。従って、取得画像のスペクトル感受型アーティファクトを減少させ又は解消するために、画像取得時のX線スペクトルがゲイン較正時のX線スペクトルと異なる

20

【0033】

本実施形態によれば、図5に示すように、既知のファクタ及びモデルを用いてゲイン補正マップ94を適応構成する。ゲイン補正マップ94は、第一のX線スペクトルでの事前ゲイン較正工程によって形成することができる。1よりも多いゲイン補正マップ94が予め形成されており入手可能である場合には、適応構成のために選択されるゲイン補正マップ94を、1以上の取得条件100の類似性に基づいて選択してよい。例えば、システムによって印加される加速電圧、ターゲットの組成、スペクトル・フィルタの組成、スペクトル・フィルタの厚み、減弱性対象の厚み、減弱性対象及び減弱経路内のその他の既知の対象の組成等を含めた今回の取得条件100に類似した取得条件100において導き出されるゲイン補正マップ94を選択してよい。適応構成の工程96は、取得条件100又は検出器属性102のようなファクタを扱う数学的モデル98を利用して、適応構成されたゲイン補正マップ104を形成する。実働時には、適応構成ステップ96は、システム10のシステム・コントローラ28又は検出器コントローラ26のいずれかによって実行される。

30

【0034】

上述の取得条件100は一般的には、検出器22に入射する実際のX線スペクトルを決定するファクタを包含している。同様に、検出器属性102は一般的には、検出器22のスペクトル感度の変化を決定するファクタを包含しており、シンチレータ厚みのばらつき、シンチレータに重ねて設けられている任意の保護被覆材料の組成及び保護被覆材料の不均一性等を含んでいてよい。検出器属性102は、検出器22の製造時に収集されてもよいし、又は別個の較正工程によって決定されてもよい。検出器属性102は、検出器22又は検出器コントローラ26に内蔵されているメモリ等でシステム10に記憶されていてもよいし、又は磁氣的媒体、光学的媒体若しくはネットワーク・アクセスが可能な媒体上に記憶されているデータ・コードのようなコンピュータ読み取り可能なフォーマットでシステム10にアクセス可能な媒体上でシステム10に記憶されていてもよい。

40

【0035】

数学的モデル98は取得条件100及び検出器属性102を含むファクタを扱い、適応

50

構成ステップ 96 時にこれらのファクタがモデルに供給されたときに実際の撮像スペクトルにおいてゲインを適正に補正する検出器 22 用の適応構成されたゲイン補正マップ 104 が形成されるようにする。数学的モデル 98 は、X 線スペクトル、シンチレータ厚み、又はその他すべての任意の取得条件を決定する各ファクタの間の既知の関係に基づいて、経験的に又は理論的に導き出すことができる。この態様で、単に較正スペクトルに留まらず、取得 X 線スペクトルで検出器 22 用の適正なゲイン補正を提供する適応構成されたゲイン補正マップ 104 を生成することができる。次いで、ステップ 108 に示すように、これらの取得条件下で取得される画像 106 に対して適応構成されたゲイン補正マップ 104 を適用して、ゲインを補正した画像 110 を形成することができる。検出器属性 102 の場合と同様に、システム 10 自体に又はアクセス可能な媒体に、コンピュータ読み取り可能な形態で数学的モデル 98 を記憶させることができる。

10

【0036】

数学的モデルはまた、当技術分野で最も一般的に用いられる取得条件のような幾つかの取得条件については先験的に実行されて、結果をシステム 10 又はアクセス可能な媒体に記憶させておいてもよい。対応する数学的モデルが先験的に実行されてシステムが結果を入手可能になっている場合には、実際の運用中に (on the fly) に数学的モデルを計算する必要はない。

【0037】

シンチレータ厚みのばらつきによるスペクトル感受型アーティファクトを補正する代替的な手法は、図 6 に示すように、取得画像 106 を用いて検出器 22 のエッジにおける既知のトレンドを補正する。具体的には、検出器 22 のエッジの近くの縦列又は横列に対応する補正ファクタ 112 を、取得画像内のその他の縦列 58 又は横列 56 からの情報を用いて計算する。説明の目的でエッジ縦列についての縦列補正ファクタ 112 の計算を図 6 に示しているが、図示の方法はエッジ横列にも適用可能であることを理解されたい。

20

【0038】

先ず、システム 10 に内蔵されているゲイン補正マップ 94 を用いて取得画像 106 を名目的に補正して、ゲインを調節した画像 114 を形成する。次いで、ステップ 116 において、エッジに平行な縦列内でのメジアン信号強度をゲインを調節した画像 114 について決定する。次いで、ステップ 118 において、典型的には本質的に線形である縦列メジアン信号強度でのトレンドを解析して、検出器 22 のエッジの近くの各々の縦列についてのゲイン補正ファクタ 112 を導き出す。これらのゲイン補正ファクタ 112 の導出は、線フィット・アルゴリズム又は他の様々な数学的なフィット規準によって達成することができる。次いで、ステップ 108 において、導き出されたゲイン補正ファクタ 112 をゲインを調節した画像 114 に適用して、ゲインを補正した画像 110 を形成する。縦列又は横列内でのメジアン信号強度について議論したが、平均又はモード等の中心性向の任意の尺度を用いてよく、メジアンの利用は一つの可能性に過ぎない。

30

【0039】

一実施形態では、各々のピクセルでの CsI 厚み等の検出器属性を検出器 22 の製造工程時に推定する。次いで、これらの検出器属性を用いて、スペクトル感受型ファクタによってゲイン較正マップ 94 を適応構成することができる。システム・コントローラ 28 又は検出器コントローラ 26 によるアクセスが可能なルックアップ・テーブルが、検出器属性、又は取得動作空間に適した予め決定されている適応構成を記憶することができる。ルックアップ・テーブルは、システム 10 において、検出器 22 又は検出器コントローラ 26 等でフラッシュ・メモリのようなメモリ媒体に記憶されていてもよいし、又は他の何らかの磁氣的媒体、光学的媒体若しくはネットワーク・アクセスが可能な媒体に記憶されていてもよい。システム 10 は、この記憶された位置から検出器属性にアクセスし、取得条件に適したゲイン補正マップ 94 を導き出し又は取得画像 106 に適用して、図 6 に示すような後の処理のためにゲインを調節した画像 114 を形成することができる。

40

【0040】

本発明に様々な改変を施し、また本発明を代替的な形態とすることが可能であるが、例

50

を掲げるために特定の実施形態を図面に示し、また本書で詳細に説明した。但し、本発明は、デジタル・マンモグラフィ撮像への特定の応用を含めて開示した特定形態に限定されている訳ではないことを理解されたい。寧ろ、本発明は特許請求の範囲によって定義されている本発明の要旨及び範囲に属するすべての改変、均等構成及び代替構成を網羅するものとする。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】本手法を組み入れたデジタルX線イメージング・システムの全体図である。

【図2】再構成用の画像データを生成するために図1のシステムの検出器において画像データを生成する機能的サーキットリの幾つかの線図である。

10

【図3】画像データを生成する検出器構造の例を示す部分断面図である。

【図4】検出器のエッジの近くに存在するシンチレータの高さのばらつきを示す断面図である。

【図5】適応構成されたゲイン補正マップを利用する本発明の手法の一実施形態の流れ図である。

【図6】縦列補正ファクタを導き出す本発明の手法のもう一つの実施形態の流れ図である。

【符号の説明】

【0042】

10 イメージング・システム

20

12 X線源

14 コリメータ

16 放射線流

18 患者

20 放射線の透過部分

22 デジタルX線検出器

38 DC電源

42 横列バス

44 縦列バス

46 横列ドライバ

30

48 読み出し電子回路

50 検出器パネル

52 検出器パネルの区画

54 ピクセル

56 ピクセル横列

58 ピクセル縦列

60 ピクセル・マトリクス

62 マトリクス高さ

64 マトリクス幅

68 縦列電極

40

70 横列電極

72 薄膜トランジスタ

74 フォトダイオード

76 ガラス基材

78 アモルファス・シリコン・フラット・パネル・アレイ

80 シンチレータ

82 接点フィンガ

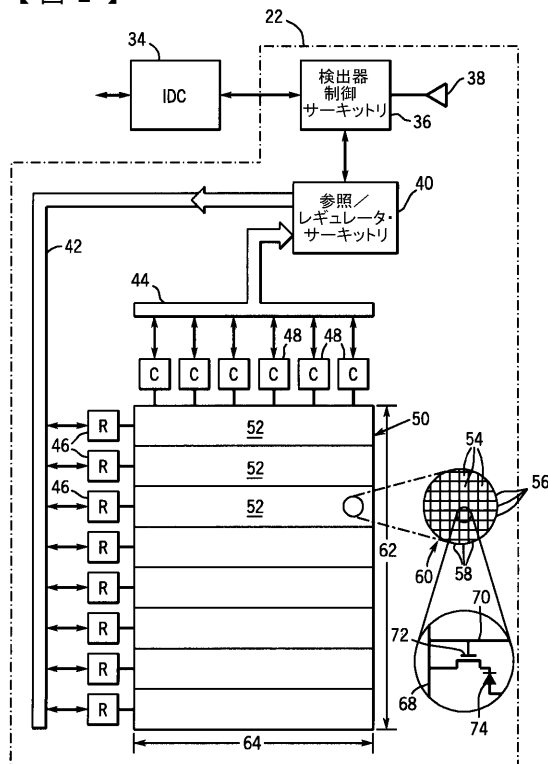
84 接点リード

90 テーパ状領域

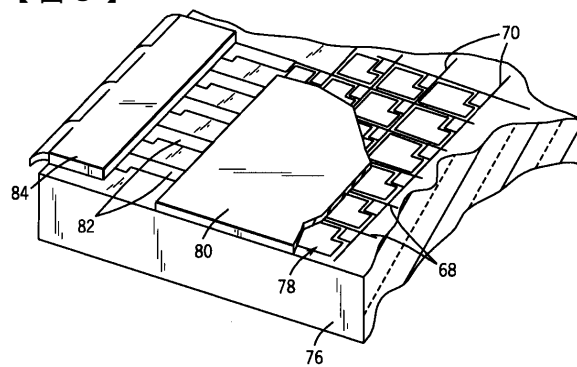
92 エポキシ・ダム

50

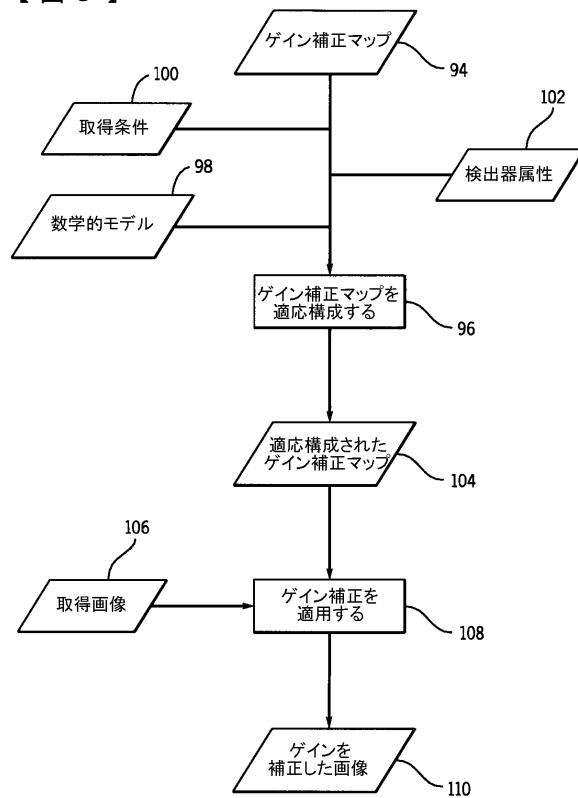
【圖 2】



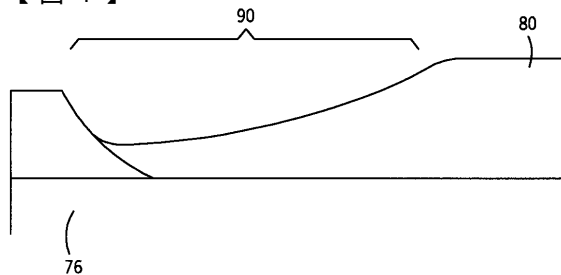
【 図 3 】



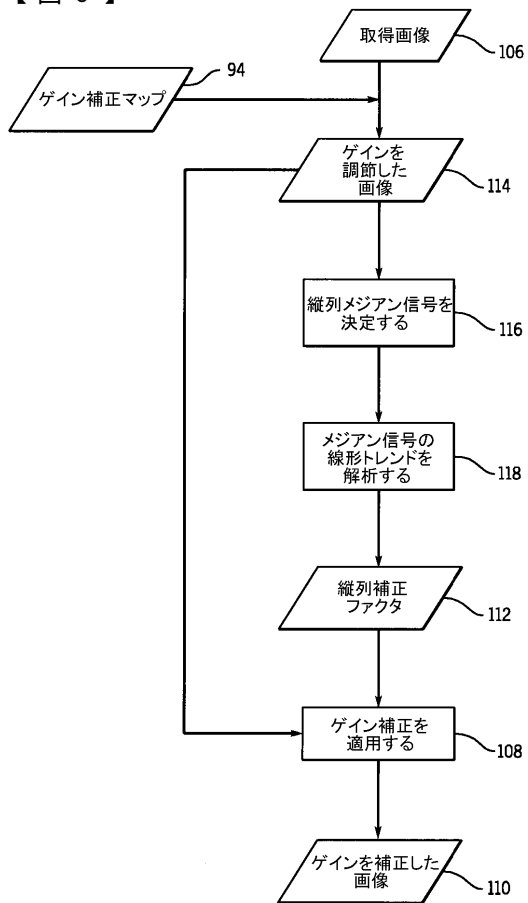
【 図 5 】



【 図 4 】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 パリトッシュ・ジャヤント・ダーウェール
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、アスター・ドライブ・ナンバー 201
、18240番

(72)発明者 ダグラス・アルバグリー
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、クイーンズベリー・コート、1番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 米国特許第03848130(US,A)
米国特許第04789930(US,A)
米国特許第06266391(US,B1)
米国特許第06314160(US,B1)
米国特許第06393098(US,B1)
米国特許第06414315(US,B1)
米国特許第06542575(US,B1)
特開2002-281384(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14