

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5270850号
(P5270850)

(45) 発行日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)

(24) 登録日 平成25年5月17日 (2013. 5. 17)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 4 O Z

A 6 1 B 6/03 3 2 O P

請求項の数 10 外国語出願 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2007-71928 (P2007-71928)
 (22) 出願日 平成19年3月20日 (2007. 3. 20)
 (65) 公開番号 特開2007-252906 (P2007-252906A)
 (43) 公開日 平成19年10月4日 (2007. 10. 4)
 審査請求日 平成22年3月12日 (2010. 3. 12)
 (31) 優先権主張番号 11/389, 271
 (32) 優先日 平成18年3月24日 (2006. 3. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタディ、リバーロード、1 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (72) 発明者 リチャード・アウフリクティッグ
 アメリカ合衆国、カリフォルニア州、パロ
 ・アルト、ガーランド・ドライブ、8 6 6
 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非破壊撮像におけるデータの可変型ビンニングの方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

非破壊イメージング・システム (1 0 0) における検出器データの可変型ビンニングの方法
 (8 0 0 、 9 0 0) であって、

所望の画質目標を示す入力データを受け入れ、

撮像作業を示す入力データを受け入れ、

試験検体 (1 1 2) 又は該試験検体 (1 1 2) の一部を記述する入力データを受け入れ、

前記所望の画質目標、前記撮像作業及び前記試験検体についての入力データと、放射線量
 の低減、空間周波数応答、検出量子効率及びユーザ設定の他の変数についての前記非破壊
 イメージング・システム (1 0 0) の能力とを合わせて該能力が前記画質目標を達成でき
 るか否かを判定し (8 1 5) 、

前記非破壊イメージング・システム (1 0 0) がビンニングを用いると前記画質目標を達成
 することが可能になると判定したとき、ビンニングについての分析 (9 0 0) を行う
 こと含む方法 (8 0 0 、 9 0 0) 。

【請求項 2】

前記判定する動作 (8 1 5) は、ビンニング及び線量低減に整合する X 線量を決定する動作
 (8 1 5 、 9 3 0) を含んでいる、請求項 1 に記載の方法 (8 0 0 、 9 0 0) 。

【請求項 3】

前記判定する動作 (8 1 5) は検出量子効率を推定する動作を含んでおり、検出器アレイ
 (2 1 0) の少なくとも一部について完全分解能モード、2 × 2 ビンニング、3 × 3 ビニン

10

20

グ、4×4ピニング及び5×5ピニングの中から選択する動作をさらに含んでいる請求項1に記載の方法(800、900)。

【請求項4】

完全分解能撮像、完全視野、2×2ピニング、3×3ピニング、4×4ピニング及び5×5ピニングの少なくとも1つを用いた撮像を含めた複数の検出器アレイ(210)動作モードについて検出量子効率、画質、線量及びコントラストを推定する動作をさらに含んでいると共に前記推定されたモードの中から予め決められた画質目標を満たすことが可能なモードを識別する動作をさらに含んでいる請求項1に記載の方法(800、900)。

【請求項5】

前記判定する動作(815)に応答してX線検出器アレイ(210)を構成設定する動作と、

前記構成設定されたX線検出器アレイ(210)からのデータを分析する動作と、
該分析する動作に応答して前記X線検出器(210)の構成を修正する動作(940)と

をさらに含んでいる請求項1に記載の方法(800、900)。

【請求項6】

試験検体(112)の内部を照射するように構成されている照射源(104)と、
隙間なく配置された検出器素子(215、360)を含んでおり、前記試験検体(112)の反対側で前記照射源(104)に整列した検出器アレイ(210)であって、各々の検出器素子(215、360)が当該検出器アレイ(210)の完全分解能撮像モードでは1個ずつのピクセルに対応する、検出器アレイ(210)と、
該検出器アレイ(210)に結合されており、4個を超えるピクセルのピニングを含めて検出器アレイ(210)について複数の機能的な設定を行う制御自在型ドライバ(160)と、

画質目標を示す入力データを受け入れて(810)、前記多数の機能設定の少なくとも一つの選択を容易にすることが可能なインタフェイス(140)と、

前記インタフェイス(140)に接続されたプロセッサ(1004)と、

前記プロセッサ(1004)に接続され且つソフトウェアを有する記憶装置(1010)
と

を備え、

前記能力が、放射線量の低減、空間周波数応答、検出量子効率及びユーザ設定の他の変数に関する能力であり、

前記ソフトウェアが前記プロセッサ(1004)によって、

前記検出器アレイ(210)がピニングを用いて前記画質目標を達成できるか否かを判定し(815)、

前記非破壊イメージング・システム(100)がピニングを用いると前記画質目標を達成することが可能になると判定したとき、ピニングについての分析(900)を行う

ことを特徴とする、非破壊イメージング・システム(100)。

【請求項7】

前記ソフトウェアが前記プロセッサ(1004)によって、

前記多数の検出器アレイ(210)の機能設定の幾つかについて検出量子効率を推定し、
1又は複数の候補機能設定を与えるために線量及び画質目標に基づいて前記幾つかの間で識別し、

前記候補機能設定の一つを選択する(935)

ことを特徴とする、請求項6に記載のシステム(100)。

【請求項8】

前記照射源(104)はX線照射源(104)を含んでおり、前記検出器素子(215、360)は半導体物質を含んでおり、各々の検出器素子(215、360)には前記制御自在型ドライバ(160)に結合された1個ずつのスイッチ(360)が付設されている、請求項6に記載のシステム(100)。

【請求項 9】

前記制御自在型ドライバ(160)は、前記検出器素子(215、360)を拡張群のメニューの一つに選択的にグループ分けするように構成されており、
前記制御自在型ドライバ(160)により画定される各々の拡張群の範囲内にある検出器素子(215、360)からの信号を結合し、
前記拡張群の各々からのデータを表わすデジタル信号を供給する
ように構成されている制御及び信号処理モジュール(160)をさらに含んでいる請求項6に記載のシステム(100)。

【請求項 10】

前記照射源(104)はX線照射源(104)を含んでおり、完全分解能撮像、完全視野撮像、2×2ピニング、3×3ピニング、4×4ピニング又は5×5ピニングを用いた撮像に適した前記システム(100)の動作を容易にするように構成されている制御モジュール(160)をさらに含んでいると共に、前記推定されたモードの中から予め決められた画質目標を満たすことが可能なモードを識別する能力をさらに含んでいる請求項6に記載のシステム(100)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は一般的には、医療診断を含めた非破壊評価に関し、さらに具体的には、生体の患者のような試験検体の内部画像に基づいて状態を提示する診断を容易にする手法に関する。

【背景技術】

【0002】

多くの医療診断は、患者の体内部分又は器官の状態を記述した情報をしばしば画像の形態で提供する非侵襲型診断ツールに頼っている。これらのツールとしては、熱撮像、超音波プローブ、磁気共鳴撮像手法、陽電子放出断層写真法、計算機式断層写真法(CT)、単光子放出計算機式断層写真法(SPECT)、光学的撮像及び/又はX線方式手法等がある。侵襲性の最も少ない幾つかの例では、被検体又は患者の体内にコントラストを高める造影剤のような撮像補助剤を導入して、用いられている非破壊型撮像手法(1又は複数)からの利用可能なデータ内容を増強する助けとする。

【0003】

これらのツールの各々が、特殊化された状況で利点を示し、技術的な制限を有し、設定及び分析の時間を必要とする場合もあり、危険性を含む可能性もあり、また関連費用を伴う。結果として、特定の診断軌跡に関する緊急性の程度まで反映させた費用便益分析はしばしば、X線方式の測定手法の利用に軍配を上げる。

【特許文献1】米国特許第6,663,281B2号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、X線曝射は試験検体又は患者に幾分かの危険性を齎し得る。少なくともこの理由で、評価/撮像を受けている患者、器官又は物体に入射するX線の投与線量はしばしば、例えばX線管に流す電流、X線管に印加されるピーク電圧(kVp)及び曝射時間のような変数によって、また撮像を成功させるように曝射面積を選択して画定することにより、作業内容及び試験検体又は患者のパラメータに基づいて、患者の健康に対する危険性又は撮像対象の放射線被曝を最小にしながら、慎重に選択され制御される。米国食品医薬品局は最近、X線が発ガン効果を潜在的に有すると特定して、迅速で実効的且つ正確な診断支援を可能にすることのできる撮像特性を提供するものではあるが、全曝射を低減する方が望ましいとさらに奨励を与えている。

【0005】

幾つかの要因が、X線手順から得られる画質に影響を及ぼす。X線源の特性及びX線発

10

20

30

40

50

生条件から生ずる統計学的フォトン雑音は、X線画像の形成における他の雑音発生源を上回る傾向にある。様々な画像部分の間のコントラスト、及びコントラスト強調手法もまた、診断画像を形成する際の重要な検討事項であり、これらの点では、線量が減少するにつれて益々洗練された処理が必要とされる。

【0006】

医用X線撮像の主要原理の一つは、試験検体又は患者に送達される予め決められた線量についての検討事項のような曝射条件を決定するときに、画質を慎重に考慮すべきであることである。従って、医用X線撮像に用いられる検出器の設計及び動作は、検出器の入力に入射する各回のX線曝射毎に高画質を与えるために、試験検体の質量及び不透過性等の変数を含めて特定の作業及び測定条件に応じて調整されなければならない。入力曝射当たりの電子的に表現された画像の品質についての一つの極めて有用な客観的尺度は、入力信号（すなわち用いられた曝射）から検出器出力への信号対雑音比の伝達効率を表わす検出量子効率（DQE）である。

10

【0007】

ピクセル型X線検出器（多数の検出器素子の幾何学的アレイを含んでおり、各々の検出器素子が、結果画像の画素の少なくとも一部を個別に表わすことができる検出器）は、特に医用撮像で益々多く用いられている。ピクセル型検出器から得られる電気信号は、個別に「読み出す」ことができる。かかる利用方法の例として、アレイ内の各々の検出器素子が1個ずつのピクセルを個別に表わす完全（フル）分解能（ 1×1 ビニング）完全視野撮像、及び検出器素子の集合体全体の部分集合が各々1個ずつのピクセルに対応し得るが全ての検出器素子を用いる訳ではない関心領域撮像等がある。

20

【0008】

検出器アレイはまた、得られた電気信号の電氣的調整の前に、1よりも多い個別の検出器素子からの信号を結合するモードで用いられてもよい。かかる結合を一般に、検出器信号の「ビニング（binning、合算）」と呼ぶ。また、X線のデジタル検出器又は電子検出器、及びかかる検出器からの信号の後続の信号処理によって応用の柔軟性が高まり、このようにして、望ましい目標である非破壊撮像に用いられる照射線量の低減を促進する助けとなる。本開示によって扱われる問題は、これらの能力をうまく用いて、特定の撮像作業について検出器アレイの性能を高めることに関わる。

【0009】

30

以上に述べた理由、及び本開示を精読して理解すると当業者には明らかとなる以下に議論するその他の理由から、当技術分野では、従来のアプローチと同等か又はこれを上回るコントラストを与え、しかも可能ならば撮像作業に整合するように低下させた曝射パラメータを用いつつ、医用解剖学的画像による医学的状態及び疾患の信頼性の高い診断を支援する試験データを提供することが必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本書では以上に述べた短所、欠点及び問題を扱い、これらについては、以下の開示を精読して検討することにより理解されよう。

【0011】

40

一観点では、非破壊イメージング・システムにおける検出器ピクセルの可変型ビニングの方法を開示する。この方法は、画質目標及び撮像作業の記述子、並びに試験検体を試験検体の内部部分の非破壊撮像に対して特徴表現するパラメータを示す入力データを受け入れる動作と、非破壊イメージング・システムが4個を超えるピクセルのビニングを用いると上述の画質目標を達成することが可能になるときを判定する動作とを含んでいる。

【0012】

もう一つの観点では、非破壊イメージング・システムが、試験検体の内部を照射するように構成されている照射源と、試験検体の反対側で照射源に整列した検出器素子のモザイクを含む検出器アレイとを含んでいる。検出器アレイの完全分解能完全視野撮像モードでは、各々の検出器素子が1個ずつのピクセルに対応している。このシステムはまた、検出

50

器アレイに結合されている制御自在型ドライバを含んでいる。制御自在型ドライバは、4個を超えるピクセルのピニングを含めて検出器アレイの多数の機能設定のための能力を提供する。このシステムはまた、画質目標を示す利用者入力データを受け入れて、上述の多数の機能設定の少なくとも一つの選択を容易にすることが可能なインタフェースを含んでいる。

【0013】

さらにもう一つの観点では、製造物品が、コンピュータ読み取り可能な命令を含むコンピュータ・コードを実装しており、これらの命令は1又は複数のプロセッサによって実行されると1又は複数のプロセッサに対し、(i)画質目標、及びX線システムを用いて特徴表現したい試験検体を記述する情報を示す入力データを受け入れる動作と、(ii)X線システムが、拡張ピクセル群から導かれたアナログ・データのプールを介して上述の画質目標を達成することが可能になるときを判定する動作と、を行なわせる。

10

【0014】

本書では様々な範囲のシステム、クライアント、サーバ、方法及びコンピュータ読み取り可能な媒体を説明する。この概要に記載した観点及び利点に加えて、さらに他の観点及び利点は、図面を参照しながら以下の詳細な説明を精読することにより明らかとなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下の詳細な説明では、本書の一部を成す添付図面を参照し、これらの図面には、実施され得る特定の実施形態が説明として示されている。これらの実施形態は、当業者が各実施形態を実施することを可能にするように十分に詳細に記載されており、また他の実施形態を用いてもよいし、実施形態の範囲から逸脱することなく論理的変形、機械的変形、電気的変形及び他の変形を施してもよいことを理解されたい。

20

【0016】

本書で用いられる「照射」との用語は、フォトン、電磁放射、フォノン（例えば超音波による音波エネルギー印加）又は他の波動現象による曝射を指しており、これらの波動現象は人間の肉眼に見える光に必ずしも対応していない。本書で用いられる「拡張ピクセル群」とは、その出力信号がプールされ、又は結合され例えば加算されて単一の画素又はピクセルを形成するような5個以上のピクセルを記述するものと定義され、このとき、これらのピクセルは、二値データへ変換される前のものであっても変換された後のものであってもよいが、かかるピクセルの供給源から導かれる画像を含めた結果的な診断データの曝射後処理及び/又は記憶若しくは表示よりも前のものとする。また、本書に記載するパラメータ値の範囲は、その範囲内に納まる全ての小範囲を包含するものと理解されたい。従って、以下の詳細な説明は限定のためのものと解釈すべきではない。

30

【0017】

以下の詳細な説明は五つの節に分かれている。第I節では、システム・レベルの全体像について説明する。第II節では、1又は複数の画像の少なくとも一部においてピクセル・ピニングの選択肢の中から選択するためのモデル化スキームについて説明する。第III節では、方法の実施形態について説明する。第IV節では、実施形態を実施し得る場合に共に用いられるハードウェア及び動作環境について説明する。第V節では、詳細な説明の結論を掲げる。本書に開示するシステム及び方法の技術的効果は、非破壊撮像において試験検体に送達される線量を減少させつつ撮像作業に適合した画質を与えるために、感知アレイにおいて共に結合された複数の検出器素子からのデータの選択的な実時間式適応型可変型ピニングの能力を容易にすることの少なくとも一つを含む。

40

【I. システムの全体像】

図1は、X線撮像動作を改善するように構成されているシステム100の全体像の簡略図である。具体的には、システム100は、従来のX線イメージング・システム及び方法に比べて、撮像されている物体又は患者に送達される放射線量を低減しつつ、X線に基づく非破壊イメージング・システムからデジタル化された画像を形成するように構成されている。システム100は、ガントリ102、又はX線若しくは他の非破壊内部撮像用照

50

射のような照射 106 を与えることが可能な X 線照射源のような照射源 104 のためのその他支持体と、照射 106 に関して透過性であり検出器アレイ 109 の上方に配置されている試験検体支持体 108 とを含んでおり、検出器アレイ 109 はシンチレータ 109 を含んでいてよく、また画像捕獲装置を含んでいて、照射源 104 に対向配置されている。

【0018】

システム 100 の構成要素及び試験検体 112 は、ガントリ 102 によって互いに対して定義された幾何学的関係に保たれている。照射源 104 と検出器 110 との間の距離は求められる検査形式に応じて変化してよく、試験検体 112 に対する照射 106 の角度は、所望の撮像の性質に応じて被撮像体に関して調節することができる。

10

【0019】

試験検体支持体 108 は、試験検体 112 を透過した後に照射 106 が入射するように検出器 110 の上方で、生体の患者若しくは患畜、又は非破壊撮像に適した他の試験検体 112 のような試験検体 112 を支持し且つ / 又はその制御された運動を生ずるように構成されている。すると、検出器 110 からの情報が試験検体 112 の内部の様相を記述する。

【0020】

検出器アセンブリ 109 は、フォトダイオードの二次元アレイのようなフォトダイオードのアレイ (図 2 及び図 3、後述) に光学的に結合された従来の CsI シンチレータ 109 のようなシンチレータ 109 と、アモルファス・シリコンのような半導体材料を用いて形成された適当な制御トランジスタとを含んでいてよく、或いは X 線のような用いられている照射 106 の形式 (1 又は複数) と共に用いるのに適したその他任意の形態の検出器アセンブリ 109 であってよい。検出器素子は典型的には、モザイク状に隙間なく配されている。シンチレータ 109 は、今日用いられている多くの可視光源の関連において広く知られているように、蛍光に幾分類似した態様で、X 線のような電磁放射を含む入射フォトンを高エネルギー高周波フォトン 106 から検出器素子のスペクトル感度に対応する低エネルギー低周波フォトンへ変換する。代替的には、検出器 110 は、テルル化亜鉛カドミウム (CdZnTe)、ヨウ化水銀 (HgI₂)、ヨウ化鉛 (PbI₂) 又はアモルファスセレン (- Se) のような直接型変換体物質を含むフラット・パネル・アレイとして形成されていてもよい。

20

30

【0021】

幾つかの動作モードでは、ガントリ 102 は、軸 116 を中心として X 線源 104 及び検出器 110 を回転させる。システム 100 はまた、制御モジュール 120 を含んでおり、制御モジュール 120 は、ガントリ 102 のモータを制御して試験検体 112 及び / 又は検出器 110 に対して X 線照射源 104 を配置するモータ制御モジュール 122 を含み得る。

【0022】

制御器 120 は、検出器 110 内の素子を制御してここからのデータ転送を容易にするように構成されている検出器制御器 124 を含んでいる。制御器 120 はまた、X 線源 104 に送達される電氣的駆動パラメータを制御するように構成されている駆動パラメータ制御器 128 を含んでいる。1 又は複数のコンピュータ 130 がバス 132 を介して制御器 120 に対する接続を設けており、バス 132 は、動作条件及び構成を記述したデータを受け取って適当な制御信号を供給するように構成されている。このことについては第 II 節以降を参照して後に改めて詳述する。コンピュータ 130 はまた、バス 134、バス 136 及びバス 138 を含んでいる。バス 134 は、コンピュータ 130 を操作者コンソール 140 に結合している。

40

【0023】

操作者コンソール 140 は、1 又は複数の表示器 142 及び入力インタフェース 144 を含んでいる。入力インタフェース 144 は、キーボード、マウス若しくは他の触覚式入力装置、音声命令能力、自動計算設備への接続、及び / 又は他の入力装置のような利用者

50

選択ツールを含んでいてよい。1又は複数の表示器142は、システム100の動作、利用者選択が可能な選択肢、及び試験検体112を記述した画像に対するビデオ情報、記号情報及び/又は音声情報を与えるものであり、様々な動作モード及び他のシステム設定の中からの利用者選択を容易にするグラフィック・ユーザ・インタフェースを含んでいてよい。

【0024】

システム100はまた、適当なインタフェースを介してバス136を経てコンピュータ130に結合されるメモリ装置150を含んでいる。メモリ装置150は、大容量データ記憶能力154と、1又は複数の着脱自在型データ記憶装置用ポート156とを含んでいる。1又は複数の着脱自在型データ記憶装置用ポート156は、可搬型データ・メモリ158に着脱自在に結合されるように構成されており、メモリ158は光学的メモリ、磁気メモリ及び/若しくは半導体メモリを含むことができ、読み出し能力及び/若しくは書き込み能力を有することもでき、揮発性装置であっても非揮発性装置であってもよく、又は以上に挙げた能力の組み合わせを含んでいてもよい。

【0025】

システム100はさらに、データ取得及び調整モジュール160を含んでおり、モジュール160は、検出器110に結合されたデータ入力を有し、バス138によって1又は複数のコンピュータ130に結合されている。データ取得及び調整モジュール160は、アナログからデジタルへの変換サーキットリを含んでおり、変換サーキットリは検出器110からデータを捕獲した後に検出器110からのこれらのデータをデジタル形態へ変換して、表示器142の少なくとも1台を介した最終的な表示及び大容量記憶装置154への潜在的な記憶、並びに/又は遠隔施設(図1には示されていない)とのデータ交換を行なうためにデータを1又は複数のコンピュータ130へ供給する。取得された画像データは、データ取得及び調整モジュール160か1若しくは複数のコンピュータ130のいずれか、又はこれら両方において調整されることができる。このことについては第II節以降を参照して後に改めて説明する。

【0026】

図2は、図1のシステム100の関連において有用なピクセル型検出器システム200を示す簡略ブロック図である。ピクセル型検出器システム200は、検出器アレイ210(例えば図1の検出器110の一部)を含んでおり、アレイ210はこの例ではN×Mアレイであるものと想定されている。ここで、N及びMは検出器アレイ210内の横列及び縦列の数を記述する整数を表わす。典型的な検出器アレイ210は、約1,000列~4,000列の横列及び縦列を含む。図2及び図3はまた、「i」、「j」、「n」及び「m」を用いて整数を表わしており、ここで、iは{1,N}の範囲にわたって変化し、jは{1,M}の範囲にわたって変化する。

【0027】

検出器アレイ210は、検出器素子又はピクセル要素すなわち検出器素子PDE215(1,1)~検出器素子PDE(n,m)から成るマトリクス又はモザイクを含んでおり、各々の素子が第一の寸法217及び第二の寸法219を有している。このように、第一の寸法217を「a」、第二の寸法219を「b」と表わすと、検出器素子PDE215は積 $a \times b$ に等しい面積を各々有する。

【0028】

検出器素子PDE215は、図示のようにそれぞれの横列及び縦列に沿って配列されている。例えば、一連の横列選択線220(1)~220(n)は各々横列選択線220のそれぞれに沿って配列されている検出器素子PDE215(i,j)のそれぞれに結合されており、また第一の信号縦列線230(1)~最後の信号縦列線230(m)にわたる一連の縦列信号線は各々検出器素子PDE215のそれぞれに結合されている。図2の例では、バイアス線240に加えられている適当なバイアス電圧 V_{BIAS} もまた、検出器素子PDE215の各々に結合されている。図2のピクセル型検出器システム200の各部分及び後に第III節で議論する方法は、ソフトウェアとして具現化されてもハードウェア

10

20

30

40

50

アとして具現化されてもよく、図1のシステム100(前述)又は図10のコンピュータ・システム1000(後述)の要素を構成し得る。

【0029】

図3は、図2のピクセル型検出器システム200の関連において有用な検出器素子PDE215(i, j)を示す簡略ブロック図300である。各々の検出器素子PDE215が、薄膜アモルファス・シリコン電界効果トランジスタとして形成され得るコンピュータ制御可能なスイッチ360と、フォトダイオードとして作用するダイオードのような検出器365とを含んでいる。ダイオード365は、比較的大きい感光性表面積(a×b、図2)を各々含むように作成されており、ダイオード365が、試験検体112を透過した照射106に応答して励起370の大部分を受光することを確実に可能にしている。各々のダイオード365はまた、比較的大きいキャパシタンスを含んでおり、フォトン性励起370の結果として生じフォトン性励起370の関数である電荷の蓄積を容易にしている。

10

【0030】

検出器アレイ210の各々の縦列230のダイオード365の各々のカソードは、関連するトランジスタ360のソース・ドレイン伝導路によってこの縦列について共通の縦列信号線(230(1)~230(m))に接続されている。例えば、縦列1のダイオード365は第一の縦列信号線230(1)に結合されている。各々の横列220のダイオード365の各々のアノードは、バイアス線240を介して負バイアス電圧 V_{BIAS} の共通の電源に接続されている。各々の横列220のトランジスタ360のそれぞれのゲート電極は、横列1については線220(1)といったように共通の横列選択線(220(1)~220(n))に接続されている。横列選択線220及び縦列信号線230は検出器制御器124(図1)に結合されており、縦列信号線230はまた、データ取得及び調整用モジュール160にも接続されている。

20

【0031】

検出器アレイ210を用いてX線画像を取得するために、システム100は多様な系列を実行することができる。系列の一例は次の通りである。すなわち、先ず、検出器制御器124は、例えば検出器素子215を予め充電し、全ての縦列信号線230(1)~230(m)を接地に接続し、全ての横列選択線220(1)~220(n)に正電圧を印加する。横列選択線220に印加された正電圧によって、各々の検出器素子PDE215のトランジスタ360がオンになり、逆バイアスを印加されているダイオード365に正電荷を加える。一旦、ダイオード365が完全に充電されたら、検出器制御器124は、負バイアス電圧 V_{BIAS} よりもさらに負である負電圧を横列選択線220に印加する。横列選択線220にこのように負バイアスを印加することにより、各々の検出器素子PDE215のトランジスタ360がオフになり、ダイオード365の各々に予め決められた量の電荷を蓄積する。

30

【0032】

次いで、検出器110はシステム照射源104によって従来の態様で発生されたX線フォトン106のパルスに曝射されて、X線フォトン106のビームを発生する。試験検体112を横断した後に、X線フォトン106は直接的に検出されるか、又はシンチレータ109による相対的に低エネルギーのフォトン370への変換によって検出される。フォトン370が検出器素子PDE215のダイオード365に入射すると、ダイオード365は通電して、ダイオードの電荷の一部を放電する。所与のダイオード365での放電の量は相対的な照射に依存しており、従って放電は試験検体112を透過したX線エネルギー106の強度に依存する。従って、各々の検出器素子PDE215のダイオード365での放電の量は、対応する領域、例えばX線検出器アレイ210のピクセル又は検出器素子PDE215に各々光学的に結合された部分に入射した入射X線106の強度の関数となる。

40

【0033】

X線106 曝射の停止後に、各々のダイオード365の残存電荷を感知する。このこ

50

とは、データ取得及び調整用モジュール160に接続されている縦列信号線を介して行なわれる。モジュール160は、アナログ信号をデジタル・フォーマット又は二値フォーマットへ変換する感知及び変換サーキットリを含んでおり、付加的な信号処理及び調整、データ表示、データ記憶並びに/又はデータ伝送を容易にしている。

【0034】

幾つかの形式の感知回路の任意のものをデータ取得及び調整モジュール160に組み入れることができる。例えば、感知回路は、ダイオード365に跨がる電圧従ってダイオード365に残存する電荷の量を測定することができる。代替的には、感知回路は、関連する縦列信号線230(1)~230(m)を接地電位に接続して、それぞれのダイオード365のフォトン370への曝射によって除去される電荷を置換するのに必要とされる電荷の量を測定することができる。

【0035】

最大画像分解能を与えるために、ダイオード365の電荷は、横列選択線220の各々に正電圧を相次いで印加する検出器制御器124を介して、一度に1列ずつの横列220で個別に感知される。横列選択線220が正バイアスを印加されると、この横列選択線220に接続された検出器アレイのトランジスタ360がオンになり、これにより、選択された横列の関連するダイオード365をこれらダイオードの縦列信号線230(1)~230(m)に結合し、このようにして適当な信号結合及びアナログからデジタルへの変換サーキットリに結合する。かかるデータの取得は客観的な特性として定量可能であり、これらの特性はまた、様々な検出器110、曝射パラメータ、及び分析/診断/解釈の目的での情報の結果的な有用性を記述する尺度等の比較を容易にする。このことについては以下で詳述する。

〔II. 検出量子効率モデルの全体像〕

本節では、検出量子効率(Detective Quantum Efficiency)すなわちDQEを記述するモデルの枠組を一連の項(A)~(E)において詳細に説明する。以下でのモデルの詳細説明はデカルト座標のような慣行に沿って表現されるが、本開示の教示を大幅に変更することなく他の記述形態及び他の座標系を用いてもよいことが認められよう。

【0036】

検出器110の性能をモデル化して特徴評価する諸観点については、米国特許第6,663,281B2号、“X-ray detector monitoring”(発明者R. Aufrichtig、P. Granfors、G. Brunst及びK. Kump、米国ウィスコンシン州Waukesha、GE Medical Systems Global Technology Company, LLCへ譲渡)、及び論文“Performance Of A 41x41 cm² Amorphous Silicon Flat Panel X-ray Detector Designed For Angiographic And R&F Imaging Applications”、P. Granfors、R. Aufrichtig、G. Possin、B. Giambattista、Z. Huang、J. Liu及びB. Ma著、Med. Phys.、第30巻第10号、2003年10月、第2715~2726頁に記載されている。本開示で詳細に説明するモデルは、後者の発表論文において与えられたモデルに類似しているが、さらに一般化された例すなわちN_xN_yピクセル・ビニング又はN_xM_yピクセル・ビニング、及び可変型ピクセル・ビニングについて適応構成されている。図4~図7に示すグラフに表わされている情報は、検出器の特徴評価の視点からというよりもラジオグラフィ診断において直ちに応用されるように組織化された推定を含む。

〔II(A). 検出器性能規準：はじめに〕

DQEは、検出器110又は検出器アレイ210が信号を電磁放射106から電気信号へ変換するときの効率を記述する尺度又は測度である。本書に記載するように、DQEは、それぞれの感光性検出器素子PDE215(i,j)に入射した電磁信号、例えば、図1の参照番号106の信号の信号対雑音比から検出器出力230を介して供給される電気信号に対応する信号対雑音比への信号対雑音比の比較を反映させた情報を含んでいる。DQEは、検出器110の撮像性能の特性を決定するとき、及び様々な検出器110の相対的な性能の観点を比較するときしばしば用いられる客観的測定である。DQEを周波数「f」の関数として計算する状況で有用な一般式を下記の式(1)に示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

D Q E (f)

$$= (S * (G () * M T F (f)) ^ 2) / (N P S (f)) \quad \text{式 (1)}$$

式中、 S は検出器 1 1 0 への電磁波又は他の入射撮像波 1 0 6 の流束量を記述するパラメータであり、 $G ()$ は、単位流束量当たり検出される信号すなわち検出器素子 P D E 2 1 5 の応答を記述する勾配を記述し、 $M T F (f)$ は、モデル化しようとしている系に適用可能な変調伝達関数を表わし、 $N P S (f)$ は、適用可能な雑音パワー・スペクトルの周波数変化を示す。検出器 1 1 0 の応答が線形であり、X 線流束量 F がゼロであるときに検出器 1 1 0 がゼロ信号を発生する場合には、 S が検出器 1 1 0 からの出力信号値を表わすとする $G ()$ を $S /$ によって表わすことができる。X が空気カーマ (kerma、空气中で単位質量当たり放出される運動エネルギー) を表わし、 C が空気カーマ当たりの流束量を表わすとする、 S を $C * X$ とする表現によって式 (1) を下記の式 (2) に示すように書き直すことができる。

【 0 0 3 8 】

$$D Q E (f) = ((S * M T F (f)) ^ 2) / (N P S (f) * X * C) \quad \text{式 (2)}$$

〔 II (B) . ビニング型撮像モード 〕

一般的なピクセル型医療撮像用検出器アレイ 2 1 0 の具現化形態は、図 3 を参照してさらに詳細に説明したように、半導性の光伝導性材料としてアモルファス・シリコンを用いている。このように形成された検出器アレイ 2 1 0 は、典型的にはデカルト座標系に従って配列されたそれぞれのゲート線 2 2 0 及びそれぞれのデータ線 2 3 0 に接続された検出器素子 P D E 2 1 5 のアレイを含んでおり、しばしばゲート線 2 2 0 はデータ線 2 3 0 に直交している。ゲート線 2 2 0 が、検出器素子 P D E 2 1 5 からそれぞれのデータ線 2 3 0 を介してデータを読み出すのに適した電圧に切り替わると、該当ゲート線 2 2 0 の検出器素子 P D E 2 1 5 の全てからの信号はデータ線 2 3 0 の各々に結合された適当なサーキットリによって感知される。ビニング型動作モードは、例えば検出器 1 1 0 に物理的に収容され得る図 1 の検出器制御器 1 2 4 の制御サーキットリによって容易になり、多数の隣接する検出器素子 P D E 2 1 5 からの信号を結合してさらに大きいピクセルを与えることを可能にする。このことは、同時に多数のゲート線 2 2 0 からの読み出しを行なって、多数のデータ線 2 3 0 からのデータ信号を加算することにより達成される。N 本のゲート線 2 2 0 及び M 本のデータ線 2 3 0 をこの態様で協働させる場合には、この動作を N × M ピクセルのビニングと呼ぶ。N = M = 1 の場合には、検出器アレイ 2 1 0 は完全分解能で読み出しされる。

【 0 0 3 9 】

幾つかの応用では、検出器アレイ 2 1 0 の全てに満たない検出器素子 P D E 2 1 5 が、画像を導くのに用いられるデータを供給することに関わる。例えば、幾つかの応用では、検出器アレイ 2 1 0 の中央部分を選択的に用いて特殊条件の高分解能撮像を与える。アンジオグラフィ及びフルオロスコピーは、検出器アレイ 2 1 0 の検出器素子 P D E 2 1 5 の部分集合を用いて画像を形成することができるが他の検出器素子は画像を形成するのに用いられないような応用の好例である。一実施形態では、検出器アレイ 2 1 0 は 2 0 4 8 × 2 0 4 8 個の検出器素子 P D E 2 1 5 を含み得るが、場合によっては、機械実行可能な命令に回答して、開始しようとしている撮像手順に適するように、相対的に大型のアレイ内の検出器素子 P D E 2 1 5 の中央のグループのような 1 0 2 4 × 1 0 2 4 個の検出器素子 P D E 2 1 5 のみを用いてもよい。結果として、機械的な複雑さを抑えつつ動作の柔軟性を高めることが実現され得る。

〔 II (C) . ビニング型モードでの D Q E の算出 〕

$M T F (f)$ 関数は、シンチレータ部分を表わす成分 (検出器アレイ 2 1 0 に入射した光の $M T F$ を記述する) と、検出器アレイ 2 1 0 の感度を示す情報を与えるアパーチャ成分 $A (x , y)$ を表わす成分という少なくとも二つの成分の積として扱われると有用である。アパーチャ成分 $A (x , y)$ は、X 軸及び Y 軸を用いたデカルト座標系を参照して下記の式 (3) に示すように近似され得る。

【 0 0 4 0 】

$$A(x, y) = X(x) * Y(y) \quad \text{式 (3)}$$

シンチレータ成分及びアパーチャ成分 $A(x, y)$ はまとめて、検出器 1 1 0 の応答性の様相を記述する。これら二つの代表的成分のうち、検出器アレイ 2 1 0 の読み出しが完全分解能モード（すなわち各々の検出器素子からの出力信号を個別に測定する）からビニング型モードに変更されたときには、MTF のアパーチャ成分のみが大きく変化し、この場合には、 $N \times M$ として表わされる 2 以上のような整数のかかる検出器素子出力信号が、非破壊式で導かれた撮像表現の形成において結合される。

【 0 0 4 1 】

一例として、検出器アレイ 2 1 0 の $N \times M$ ビニング型動作モードのアパーチャは、完全分解能撮像モードのアパーチャを $N \times M$ 回反復するものとしてモデル化されると有用である。式 (3) の近似を用いると、後述するように、検出器性能対ビニングの記述が可能になる。

10

【 0 0 4 2 】

少なくともこの状況では、適用可能なフーリエ手法（例えば非特許文献 1 の第 2 7 1 9 頁に記載されているようなもの）を用いると、検出器アレイ 2 1 0 のビニング型動作モードに適用可能な変調伝達関数は、ビニングが一方の軸に沿って N 個の検出器素子 P D E 2 1 5 を有し、他方の軸に沿って M 個の検出器素子 P D E 2 1 5 を有するとすると、下記の式 (4) に示すように完全分解能モードでの MTF から算出され得る。

【 0 0 4 3 】

$$\begin{aligned} & MTF(u, v)_{N \times M} \\ &= \left(\left(\sin\left(\frac{p u N}{2}\right) \right) * \left(\sin\left(\frac{p v M}{2}\right) \right) * \left(MTF_{1 \times 1}(u, v) \right) \right) \\ & \quad / \left(N * \sin\left(\frac{p u}{2}\right) * M * \sin\left(\frac{p v}{2}\right) \right) \quad \text{式 (4)} \end{aligned}$$

式中、「 p 」は検出器アレイ 2 1 0 内でのピクセル・ピッチを記述し、「 u 」及び「 v 」は周波数空間でのデカルト座標を表わす。

20

【 0 0 4 4 】

撮像モードに対する $NPS(f)$ の依存性は、エイリアシングによる影響のため数学的にモデル化するのが幾分複雑であり、かかる影響は当業者には周知のように、具体的にはナイキスト理論に関して、特に空間的サンプリングに応答する。電子雑音が存在しない場合でも $NPS(f)$ はやはりシンチレータ効果及びアパーチャ効果を含んでおり、各々がナイキスト周波数よりも高い周波数から折り返した雑音を含んでいる。結果として、シンチレータ成分が変化しなくても、 $NPS(f)$ のシンチレータ成分は、少なくとも部分的にはエイリアシング効果の差を理由として、検出器サンプリングのモード間で大きく異なる。

30

【 0 0 4 5 】

MTF (f) 関数 (式 (4)) の変換に関して上述したものと類似した態様で、「プリサンプリング」 $NPS(f)$ 表現は、アパーチャ成分とシンチレータ成分との積として有用にモデル化される。実際問題として、測定された $NPS(f)$ 値は、かかる「プリサンプリング」 $NPS(f)$ を適用可能な折り返しにわたって加算することにより、良好に近似される。 sinc 関数（すなわち $\sin(x)/x$ ）の分離可能な積の利用を介して MTF (f) のアパーチャ成分 $A(x, y)$ を単純化すると、完全分解能モード及びビニング型モードでの $NPS(f)$ 関数を次のように書くことができる。

40

【 0 0 4 6 】

【数 1】

$$\text{NPS}_{1 \times 1} = \sum_{m,n=-\infty}^{\infty} \left\{ \left[\frac{\sin(\pi a(u+m/p))}{\pi a(u+m/p)} \right]^2 \left[\frac{\sin(\pi b(v+n/p))}{\pi b(v+n/p)} \right]^2 F(u+m/p, v+n/p) \right\}, \quad \text{式(5)}$$

【0047】

及び

【0048】

10

【数 2】

$$\begin{aligned} \text{NPS}_{N' \times M'} &= \sum_{m,n=-\infty}^{\infty} \left[\frac{\sin(\pi p N'(u+n/(N'p)))}{N' \sin(\pi p(u+n/(N'p)))} * \frac{\sin(\pi p M'(v+m/(M'p)))}{M' \sin(\pi p(v+m/(M'p)))} \right]^2 * \\ &\quad \left[\frac{\sin(\pi a(u+n/(N'p)))}{\pi a(u+n/(N'p)))} \right]^2 * \left[\frac{\sin(\pi b(v+m/(M'p)))}{\pi b(v+m/(M'p)))} \right]^2 * \\ &\quad F(u+n/(N'p), v+m/(M'p)) \end{aligned} \quad \text{式(6)}$$

20

【0049】

式中、「a」及び「b」は図2に示すような感光素子PDE215の寸法を表わし、「m」及び「n」は整変数を表わし、Fは「プリサンプリング」NPSのシンチレータ部分を記述する関数を表わす。次いで、Fは、一般化された二次元ローレンツ関数としてパラメータ表現することができ、その一例を下記の式(7)に示す。

【0050】

【数 3】

$$F(u, v) = \gamma / [(1 + \alpha(u^2 + v^2))^\beta] \quad \text{式(7)}$$

30

【0051】

式中、パラメータは、ゼロ周波数において評価されたNPS(f)を表わす。式(5)に式(7)を代入して、完全分解能モードにおいて得られたNPS(f)について得られた測定値をフィッティングさせるために「 γ 」及び「 α 」の値を変化させると、検出器110性能をモデル化することができる。測定されたNPS特性にフィットするものと判明した γ 及び α の値を式(7)に代入すると、この結果を用いて、様々なビニング型モードにおいて検出器110の動作に対応するNPS関数を予測することができる。式(4)～式(7)を組み合わせると、完全分解能モードにおいて測定されたデータから様々なビ

40

【II(D)】ビニング型モードでのDQE(f)対曝射(線量)の算出

相対的に低い曝射において期待されるDQE(f)は、NPSを曝射に比例した周波数依存型の量子雑音成分 $\text{NPS}(f, X) = X * \text{NPS}_{qx}(f)$ と周波数及び曝射から独立の系成分 NPS_0 とに分解することにより、測定された高曝射DQE(f)から予測することができる。かかる扱いから結果として得られる表現は下記の式(8)に与えられる。

【0052】

$$\text{NPS}(f, X) = X * \text{NPS}_{qx}(f) + \text{NPS}_0 \quad \text{式(8)}$$

)

50

式(8)に示す表現を式(2)に示す表現に代入することができる。かかる代入の結果を下記の式(9)に示す。

【0053】

$$DQE(f, X) = S^2 * MTF^2 / [C * X^2 (NPS_{qx} + NPS_0 / X)] \quad \text{式(9)}$$

高曝射では、 NPS_0 / X は NPS_{qx} に比較して無視してよい。結果として、式(9)は、下記の式(10)に示す表現を与えるように単純化することができる。

【0054】

$$DQE(f, X) = DQE_{highX}(f) / [1 + NPS_0 / (X * NPS_{qx}(f))] \\ = DQE_{highX}(f) * [X * NPS_{qx}(f) / (NPS_0 + (X * NPS_{qx}(f)))] \quad \text{式(10)}$$

式中、 $DQE_{highX}(f)$ は高曝射限度でのDQEを表わす。式(10)は、高曝射極値 $DQE_{highX}(f)$ 未満の曝射でのDQEが、高曝射限度から量子雑音の全雑音に対する比に等しい率で減少することを示す。

【0055】

系雑音は NPS_0 によって記述され、検出器アレイ210の各々のピクセル又は検出器素子PDE215から生ずる雑音寄与 NPS_{pixel} と、データ線及びディジタル化源から生じ、 NPS_{line} として表わされる雑音とにさらに分解され得る。これらの表現を式(10)に代入すると、下記の式(11)に示すようにこの分解を表現することができる。

【0056】

$$NPS_0, N_{xM} = N * M * NPS_{pixel} + M * NPS_{line} \quad \text{式(11)}$$

図1のデータ取得及び調整モジュール160は、検出器素子PDE215から信号の適当なビンングを決定し、システム100は、適当な制御信号を介してこのビンング・モードで動作するように検出器アレイ210を構成設定することが可能である。所与の検出器110に対応する $DQE_{highX}(f)$ について、相対的に低い曝射での望ましいビンング・パラメータを $DQE(f, X)$ を適当に処理することにより決定することができ、ここで、検出器入射曝射 X は、例えば図1のデータ取得サーキットリ160を介して取得された平均画像信号に正比例する。平均は、例えばメジアン若しくは閾値を算出し、且つ／又は平均を算出する前に異常な結果すなわち「孤立値」(異常に高い値又は低い値等)を除外することにより、統計的に堅牢な方法で算出することができる。次いで、算出された平均は、選択された検出器ゲイン設定を算入することにより、入射曝射へ変換される。

〔II(E)．様々なビンング・モードについてのDQE推定〕

図4～図7は、検出量子効率の変化を、図1のシステムの関連において有用な様々なビンング構成及び曝射条件での曝射の関数として示すグラフである。前述の各項で詳細に述べた理論的な概略を用いることにより、他の推定が導かれる場合もある。図4～図7は、選択された例について、検出器110における曝射、空間周波数及びビンング量の関数として算出されたDQEを示す。本開示に記載する概念は、この形式の情報をを用いて撮像作業について適当な量のビンングを選択する。この選択は操作者によって行なわれてもシステム100によって行なわれてもよく、また静的であってもよいし、動的すなわち撮像時、例えばフルオロスコピー撮像系列時に適応構成されてもよい。

【0057】

図4～図7はグラフ400～700をそれぞれ示しており、各々のグラフが、独立変数として線量(マイクロレントゲン又は μR)を表わすように較正された横軸、及び従属変数としてDQEを表わすように較正された縦軸を有する。図4～図7の各々が、検出器アレイ210からの信号データの 1×1 、 2×2 、 3×3 、 4×4 及び 5×5 のビンングに

10

20

30

40

50

それぞれ対応する五つの例を掲げており、各々のグラフと共に示した凡例に記載されているように、各々の曲線は、モデル化されているビニング・モードに対応する括弧付きの添字を有している。

【 0 0 5 8 】

図 4 は、ミリメートル当たりゼロ・サイクルの空間周波数に対応する曝射条件での五つの例 4 8 0 (1)、4 8 0 (2)、4 8 0 (3)、4 8 0 (4) 及び 4 8 0 (5) を示す。図 5 は、ミリメートル当たり 1 0 分の 1 サイクルの空間周波数に対応する曝射条件での五つの例 5 8 0 (1)、5 8 0 (2)、5 8 0 (3)、5 8 0 (4) 及び 5 8 0 (5) を示す。図 6 は、ミリメートル当たり 1 0 分の 2 サイクルの空間周波数に対応する曝射条件での五つの例 6 8 0 (1)、6 8 0 (2)、6 8 0 (3)、6 8 0 (4) 及び 6 8 0 (5) を示す。図 7 は、ミリメートル当たり 1 0 分の 3 サイクルの空間周波数に対応する曝射条件での五つの例 7 8 0 (1)、7 8 0 (2)、7 8 0 (3)、7 8 0 (4) 及び 7 8 0 (5) を示す。上で述べたモデルは、経験的なデータ及び図 4 ~ 図 7 の各例と共に有用に用いられて、特定の撮像作業及び試験検体 1 1 2 に有用な 1 又は複数の候補ビニング・モード及び対応する曝射パラメータを選択するとき、線量、空間周波数応答、D Q E 及び他の変数を均衡させるのに有用な推定値を与えることができる。補間を用いて他のシナリオの推定を行なってもよく、また本書に記載したモデル及び履歴データを、撮像時の検討事項に合った一組の候補モードに到達するのに用いてもよい。

【 0 0 5 9 】

1 又は複数の望ましいレベルのビニングを、例えば図 4 ~ 図 7 に示すグラフの情報を表わすルックアップ・テーブルを介して決定することができ、この場合には、ルックアップ・テーブルは、例えば図 1 のコンピュータ 1 3 0 のメモリ・システム 1 5 0 に含まれている。図 4 ~ 図 7 に推定値を掲げた幾つかの例の比較によってこの方法を説明する。例えば、0 サイクル (c y) / m m を 0 . 5 μ R の算出入射曝射と共に用いると、4 \times 4 ビニングが好ましく、5 \times 5 ビニングから無視可能な利益が付加される。図 1 のシステム 1 0 0 はまた、僅かに高い空間周波数、例えば 0 . 3 サイクル / m m に設定されてもよく、この場合には 3 \times 3 ビニング・モードでのビニングが有用な撮像特性を与える。

【 0 0 6 0 】

ビニングと結合された D Q E の検討事項を介して、慎重なビニング選択を組み合わせることにより得られる利益は、低曝射において特に重要である。線量不足の状況では、有用な診断特性を有する画像を形成するときに、得られる画像データには極く僅かな高空間周波数内容しか存在せず、低空間周波数内容が呼応して重要になる。多数の検出器素子 P D E 2 1 5 又はピクセルからの信号を結合する利益はしばしば、ビニングを行なわないアプローチや幾つかの極く単純なビニングの場合 (2 \times 2 ビニング等) よりも、結果的な画質に対し大きな向上を提供する。可変型多要素信号ビニングの利益は、まさにこの撮像状況において得られ、すなわち低曝射の場合、及び例えば診断に低空間周波数撮像データが重要である場合のいずれかにおいて得られる。

【 0 0 6 1 】

検出器データの可変型ビニングに関連する利益と併せて、診断に有用な画像を形成する方策の方法の実施形態について、図 8 ~ 図 9 を参照して以下でさらに詳細に説明する。

〔 I I I . 方法の実施形態 〕

前節では、医療撮像における検出器データの可変型ビニングのモデル及び手法の全体像について説明した。本節では、前節のモデルを用いて一連の実施形態の動作を説明し、かかる実施形態の特定の工程について関連する流れ図を参照して説明する。1 又は複数の流れ図を参照してこれらの方法を説明することにより、当業者は、コンピュータ読み取り可能な媒体に具現化されたコンピュータ読み取り可能な命令に応答する 1 又は複数のプロセッサを介してこれらの方法を実現するような命令を含むプログラム、ファームウェア又はハードウェアを開発することができる。

【 0 0 6 2 】

これらの能力はしばしば、コンピュータ読み取り可能な媒体のような製造物品に実装さ

れた命令又は搬送波に実装された変調された信号としての命令を実行することにより1又は複数のプロセッサを含む適当なコンピュータを用いて達成される。結果として、コンピュータ読み取り可能な命令は、構成要素の置換を介したシステム100の諸相の改訂及びデータ処理構造の改訂等に関連し得る改訂された能力を記述する改訂されたコンピュータ読み取り可能な情報を受け入れる能力を含み得る。同様に、サーバ・コンピュータ・プログラム、ファームウェア又はハードウェアによって実行される方法もまた、コンピュータ実行可能な命令によって表わされる。本開示の方法は、コンピュータ(例えば図1のコンピュータ130)の一部であるファームウェア若しくはハードウェアにおいて又はこれらファームウェア若しくはハードウェアによって実行される1若しくは複数のプログラム・モジュールによって実行される。

10

【0063】

幾つかの実施形態では、ここに開示する方法は、図1のコンピュータ130に含まれるか付設されるプロセッサのような1又は複数のプロセッサによって実行されるとそれぞれの方法を生じさせる一連の命令を表わす搬送波に実装されたコンピュータ・データ信号として具現化される。他の実施形態では、ここに開示する方法は、図1のコンピュータ130に含まれるか付設されるプロセッサのようなプロセッサにそれぞれの方法を実行するように指令することが可能な実行可能な命令を有するコンピュータ・アクセス可能な媒体として具現化される。様々な実施形態において、媒体は磁気媒体、電子媒体又は磁気/光学媒体である。

【0064】

20

さらに明確に述べると、コンピュータ読み取り可能なプログラムの実施形態では、Java(商標)、Smalltalk又はC++のようなオブジェクト指向言語を用いてプログラムをオブジェクト指向で構造化することができ、またCOBOL又はCのような手続き型言語を用いてプログラムを手続き指向で構造化することもできる。ソフトウェア・コンポーネントは、リモート・プロシージャ・コール(RPC)、コモン・オブジェクト・リクエスト・ブローカ・アーキテクチャ(CORBA)、コンポーネント・オブジェクト・モデル(COM)、分散型コンポーネント・オブジェクト・モデル(DCOM)、分散型システム・オブジェクト・モデル(DSOM)及びリモート・メソッド・インヴォケーション(RMI)等のアプリケーション・プログラム・インタフェース(API)又はプロセス間通信の手法のような当業者に周知の多くの方法の任意のもので通信することができる。各コンポーネントは、図1のコンピュータ130のように1台という少数のコンピュータで実行されるか、或いは多数のコンピュータで実行される。

30

【0065】

図8は、図1のシステム100において有用性のある所定の線量でのビニングに対する推定画質を決定する撮像方法800を記述する流れ図を示す。方法800はブロック805において開始する。

【0066】

ブロック810では、方法800は、実行したい撮像作業の形式、例えばアンジオグラフィ検査、硬組織(骨等)の検査、肺器官検査、フルオロスコピー若しくは他の非破壊撮像、又は診断特徴評価等を記述した入力データであって、また厚み、体重及び撮像工程に関連するその他変数のような検査下にある試験検体112を記述するデータも盛り込んだ入力データを受け入れる。線量及び電圧のような入力データを与えてもよい。次いで、制御は問い合わせタスク815へ移る。

40

【0067】

問い合わせタスク815では、システム100の能力を記述する入力データ及び情報を盛り込んで、所望の雑音及び信号パラメータ、求められる撮像の形式、並びに結果データから抽出したい診断規準の種類等と整合する可能性の高い1又は複数の示唆曝射計画(レジーム)を与える。特に、問い合わせタスク815は、相対的に多数のピクセルのビニングすなわち2×2よりも多い群又は拡張ピクセル群でのピクセルのビニングが、適当な分解能及びコントラストと結合された線量の低減のような利益を齎し得るときの判定を含ん

50

でいる。

【 0 0 6 8 】

比較的多数のピクセルのビニングが、システム 1 0 0 の能力及び試験検体 1 1 2 に関連する条件、並びに思量されている特徴評価の形式に整合する望ましい特性を与え得ると問い合わせタスク 8 1 5 が判定したら、制御はブロック 8 2 0 へ移る。ブロック 8 2 0 では、方法 9 0 0 を呼び出す。このことについては図 9 を参照して後述する。

【 0 0 6 9 】

従来の曝射及びデータ収集手順が、行なわれている撮像及び診断の所望事項に適していると問い合わせタスク 8 1 5 が判定したら、制御はブロック 8 2 5 へ移る。ブロック 8 2 5 では、方法 8 0 0 を終了して撮像は従来の態様で進行する。

10

【 0 0 7 0 】

図 9 は、図 1 のシステム 1 0 0 において有用性のある可変型ピクセル・ビニング方法 9 0 0 を記述する流れ図を示す。方法 9 0 0 はブロック 9 0 5 で開始する。

【 0 0 7 1 】

ブロック 9 1 0 では、方法 9 0 0 は、一組の適当な曝射及びデータ収集計画を思量して、現在関連する撮像手順の形式について指定される設定を、試験検体 1 1 2 を記述する情報（例えば前述のブロック 8 1 0 に関して述べたようなもの）や、用いられているシステム 1 0 0 の能力の範囲と共に用いる。次いで、制御はブロック 9 1 5 へ移る。

【 0 0 7 2 】

ブロック 9 1 5 では、検出器 1 1 0、データ収集及び処理計画、並びに曝射条件に対する信号状態を収集する。一実施形態では、信号状態は、実質的に類似した作業及び条件について、履歴データ及びルックアップ・テーブル等から導くことができる。一実施形態では、信号状態は、試験検体 1 1 2 を透過した X 線 1 0 6 の曝射に応答した撮像信号情報の 1 又は複数のフレームを含み得る。次いで、制御はブロック 9 2 0 へ移る。

20

【 0 0 7 3 】

ブロック 9 2 0 では、方法 9 0 0 は、現在の撮像作業に特異的な要因の集合を、信号状態を記述する情報のバックドロップ（背景）に対して分析する。部分的には、ブロック 9 2 0 は情報を並べ替えて、現在関心のある撮像の形式及び試験検体 1 1 2 に関連するデータを選択して順位付けする。次いで、制御は問い合わせタスク 9 2 5 へ移る。

【 0 0 7 4 】

問い合わせタスク 9 2 5 では、方法 9 0 0 は、信号品質（DQE 等）を試験検体 1 1 2 に対する線量の検討事項と結合することにより、従来の撮像方法論とは対照的に比較的多数のピクセルのビニングを介した利益を提供し得るときを判定する。問い合わせタスク 9 2 5 が、本開示に記載された手法を介して利益を享受し得ると判定すると、制御はブロック 9 3 0 へ移る。問い合わせタスク 9 2 5 が、本開示に記載された手法を介してでは利益を得難いと判定すると、制御はブロック 9 3 5 へ移る。

30

【 0 0 7 5 】

ブロック 9 3 0 では、方法 9 0 0 は、システム 1 0 0 の構成について改訂されたパラメータを決定する。ブロック 9 3 0 の決定は、有用であると判明する可能性が高い 1 又は複数のビニング計画、及びこれらのビニング計画の各々と関連した 1 又は複数の曝射設定等を含み得る。

40

【 0 0 7 6 】

例えば、照射源又は X 線管 1 0 4 への電圧及び電流を変更するフィードバック・ループを組み入れることができ、このフィードバック・ループは、フィルタをビーム 1 0 6、1 0 6 の内外に切り換えて、医師に対しては高品質画像を与えると共に試験検体 1 1 2 に対しては低減した線量を与えることができる。フィードバック・ループは、画像の分析及び他の要因に基づいて、システム 1 0 0 によって自動的に具現化される。ビニング・モードを変更することにより画像を改善し得るとき、又は画質は保たれていればよいがビニング・モードの修正を介して低減した線量が必要とされ得るときに、システム 1 0 0 は、曝射パラメータ及びデータ収集パラメータを自動的に変更する。医師には常に、試験検体 1

50

12に対する最低線量でシステム100が可能とする最高の画像が提供される。次いで、制御はブロック935へ移る。

【0077】

ブロック935では、上述の曝射及びデータ収集方法論に対するデータをシステム操作者に対して利用可能とする。例えば、表示器142が、操作者に対して1又は複数の曝射及びデータ収集計画を記述する情報を提供することができる。もう一つの例として、操作者は、入力媒体144を用いて選択される命令のような適当な命令の入力を介して、方法800及び方法900によって提供される計画(1又は複数)を無効化(オーバーライド)することができる。ブロック935に関連付けられるデータは、システム100、試験検体112及び他の適当な要因と整合する曝射及びデータ収集の選択肢の順位付けを容易にする。生体である試験検体112の曝射の前に、ブロック935において曝射計画の承認選択を操作者から求めてもよいが、曝射計画の選択を自動的行なってもよい。次いで、制御はブロック940へ移る。

10

【0078】

ブロック940では、システム100は、選択された規準に適合するように動作するように構成設定される。次いで、制御はブロック945へ移り、方法900を終了して、特に方法800及び方法900を介して決定されたようにしてイメージング・システム100の動作を開始する。方法800及び方法900は、ハードウェアとして具現化されてもソフトウェアとして具現化されてもよいし、又はこれらの組み合わせとして具現化されてもよく、これらの方法は、機械によって読み取り可能で実行可能な命令の追加又は置き換えを介して更新することができる。このことについては、図10を参照して以下で詳細に説明する。

20

〔IV．ハードウェア及び動作環境〕

図10は、様々な実施形態を実施することのできる1又は複数のコンピュータ1002を含むハードウェア及び動作環境1000のブロック図である。図10の説明は、幾つかの実施形態を具現化し得る場合に共に用いられるコンピュータ・ハードウェア及び適当な計算環境の全体像を掲げている。実施形態を、コンピュータで実行可能な命令を実行するコンピュータに関して説明する。しかしながら、幾つかの実施形態は、コンピュータで実行可能な命令が読み出し専用メモリに実装されているようなコンピュータ・ハードウェアで完全に具現化することもできる。また、幾つかの実施形態は、作業を実行する遠隔装置が通信網を介して結合されているようなクライアント/サーバ型計算環境で具現化することができる。プログラム・モジュールは、分散型計算環境ではローカルのメモリ記憶装置及び遠隔のメモリ記憶装置の両方に位置してよい。

30

【0079】

コンピュータ1002は、Intel社、Motorola社、Cyrix社その他から市販されている1又は複数のプロセッサ1004を含んでいる。コンピュータ1002はまた、ランダム・アクセス・メモリ(RAM)1006、読み出し専用メモリ(ROM)1008、1又は複数の大容量記憶装置1010、並びに様々なシステム構成要素を処理ユニット1004及び/又は互いに及び/又は外部装置に結合して動作させるシステム・バス1012を含んでいる。メモリ1006、1008、及び大容量記憶装置1010は、コンピュータによるアクセスが可能な媒体の形式である。大容量記憶装置1010はさらに明確に述べると、コンピュータによるアクセスが可能な不揮発性媒体の形式であり、1又は複数のハード・ディスク・ドライブ、フロッピー・ディスク・ドライブ(「フロッピー・ディスク」は商標)、光ディスク・ドライブ及びテープ・カートリッジ・ドライブを含み得る。プロセッサ1004は、コンピュータによるアクセスが可能なこれら様々な媒体に記憶されているコンピュータ・プログラムを実行する。

40

【0080】

コンピュータ1002は、通信装置1016を介してインターネット1014に接続されて通信することができる。インターネット1014への接続性については、当技術分野では周知である。一実施形態では、通信装置1016は、当技術分野で「ダイヤル・アッ

50

ブ接続」として公知のものを介してインターネットに接続する通信ドライバに応答するモデムである。もう一つの実施形態では、通信装置 1016 は、構内網（LAN）に接続されているEthernet（商標）又は類似のハードウェア・ネットワーク・カードを含み、LAN自体は当技術分野で「直接接続」（例えばT1回線等）として公知のものを介してインターネットに接続される。

【0081】

利用者は、キーボード1018又はポインティング・デバイス1020のような入力装置を介してコンピュータ1002に命令及び情報を入力することができる。キーボード1018は、当技術分野で公知のようにコンピュータ1002へのテキスト情報の入力を可能にするが、実施形態は如何なる特定の形式のキーボードにも限定されていない。ポインティング・デバイス1020は、Microsoft Windows（商標）オペレーティング・システムの各バージョンのようなオペレーティング・システムのグラフィック・ユーザ・インタフェース（GUI）によって提供される画面ポインタの制御を可能にする。実施形態は、如何なる特定のポインティング・デバイス又は触覚式入力装置1020にも限定されない。かかるポインティング・デバイス1020としては、マウス、指触パッド、トラックボール、遠隔制御及びポイント・スティック等がある。他の入力装置（図示されていない）としては、マイクロフォン、ジョイスティック、ゲーム・パッド、衛星放送用パラボラ・アンテナ又はスキャナ等がある。

【0082】

幾つかの実施形態では、コンピュータ1002は、システム・バス1012を介して表示装置1022に結合されて動作する。表示装置1022は、コンピュータ1002の利用者によって観察されるコンピュータ情報、ビデオ情報及び他の情報を含めた情報の表示を可能にする。実施形態は如何なる特定の表示装置1022にも限定されず、かかる表示装置としては、陰極線管（CRT）表示器（モニタ）、及び液晶表示器（LCD）のようなフラット・パネル表示器等がある。モニタ1022に加えて、コンピュータ1002は典型的には、プリンタのような他の周辺入出力装置を含んでいる（図示されていない）。スピーカ1024及び1026が、システム・バス1012を介して送達される命令に応答して音響出力信号を提供することができる。

【0083】

コンピュータ1002はまた、コンピュータによるアクセスが可能な媒体であるRAM1006、ROM1008及び大容量記憶装置1010に記憶されてプロセッサ1004によってアクセスされて実行されるオペレーティング・システム（図示されていない）を含んでいる。オペレーティング・システムの例としては、Microsoft Windows（商標）、Apple MacOS（商標）、Linux（商標）、UNIX（商標）等の各オペレーティング・システムがある。但し、実例は如何なる特定のオペレーティング・システムにも限定されず、またかかるオペレーティング・システムの構築及び利用は当技術分野で周知である。

【0084】

コンピュータ1002の実施形態は、如何なる形式のコンピュータ1002にも限定されない。様々な実施形態として、コンピュータ1002は、PC互換コンピュータ、MacOS（商標）オペレーティング・システム互換コンピュータ、Linux（商標）オペレーティング・システム互換コンピュータ、又はUNIX（商標）オペレーティング・システム互換コンピュータを含む。かかるコンピュータの構築及び動作は当技術分野で周知である。

【0085】

コンピュータ1002は、利用者が制御可能なポインタを含むグラフィック・ユーザ・インタフェース（GUI）を提供する少なくとも一つのオペレーティング・システムを用いて動作させることができる。コンピュータ1002は、少なくとも一つのオペレーティング・システムの内部で走行する少なくとも一つのウェブ・ブラウザ・アプリケーション・プログラムを有することができ、コンピュータ1002がイントラネット、エクストラネット、又はユニバーサル・リソース・ロケータ（URL）のアドレスによって指定されるようなインターネット1014のワールド・ワイド・ウェブ・ページにアクセスするこ

とを可能にする。例としては、Netscape Navigator (商標) 及びMicrosoft Internet Explorer (商標) 等の各ブラウザ・プログラムがある。

【0086】

コンピュータ1002は、遠隔のコンピュータ1028のような1又は複数の遠隔のコンピュータに対する論理的な接続を用いたネットワーク化された環境で動作することができる。これらの論理的接続は、コンピュータ1002に結合されているか又はコンピュータ1002の一部を形成する通信装置によって達成される。実施形態は、特定の形式の通信装置に限定されない。遠隔のコンピュータ1028は、もう1台のコンピュータ、サーバ、ルータ、ネットワークPC、クライアント、ピア(peer)装置又は他の一般的なネットワーク・ノードであってよい。図10に示す論理的接続は、構内網(LAN)1030及び広域網(WAN)1032を含んでいる。かかる網構成環境は、事務所、企業内コンピュータ網、イントラネット、エクストラネット及びインターネット1014として広く普及している。

10

【0087】

LAN型網構成環境で用いる場合には、コンピュータ1002及び遠隔のコンピュータ1028は、通信装置1016の一形式であるネットワーク・インタフェース又はアダプタ1034を介してローカルネットワーク1030に接続される。遠隔のコンピュータ1028もまた、ネットワーク装置1036を含んでいる。従来のWAN型網構成環境で用いる場合には、コンピュータ1002及び遠隔のコンピュータ1028は、1又は複数のモデム(図示されていない)を介してWAN1032と通信する。モデムは内部モデムであっても外部モデムであってもよく、システム・バス1012に接続される。ネットワーク化された環境では、コンピュータ1002に対して図示されているプログラム・モジュール又はその一部を遠隔のコンピュータ1028に記憶させることもできる。

20

【0088】

コンピュータ1002はまた、電源1038を含んでいる。各々の電源はバッテリーであってよい。コンピュータ1002はまた、着脱自在型データ記憶装置1058を受け入れることが可能な着脱自在型メモリ記憶装置用ポート1056(図1のポート156及び着脱自在型データ記憶装置158と類似したもの)を含んでいてもよく、この装置が、特に機械読み取り可能な命令の改訂を行なう能力を提供する。コンピュータ読み取り可能な命令及び/又はデータはまた、適当にプログラムされている着脱自在型データ記憶装置1058に対する結合を介して、且つ/又はインターネット1014若しくは他の外部相互接続のような外部源から結合されるコンピュータ読み取り可能な情報の変調を含む搬送波を介して、コンピュータ1020に供給されてもよい。

30

【0089】

コンピュータ1002は、例えばモジュール120(図1)、コンピュータ130、操作者コンソール140並びに/又はデータ取得及び調整モジュール160の各制御セグメントの1又は複数として、図3~図6の方法300、400、500及び600のコンピュータ・プログラム・モジュールとしての具現化形態を介して作用することができる。

〔V. 結論〕

計算機方式の医用イメージング・システムについて説明した。本書では特定の実施形態を図示して説明したが、当業者は、同じ目的を達成するために考案された任意の構成を図示の特定の実施形態に置換し得ることを認められよう。本開示は、あらゆる適応構成又は変形を網羅するものとする。例えば、説明は手続きに関して行なったが、当業者には、手続き型設計環境、又は所要の関係を提供するその他任意の設計環境で具現化形態を形成し得ることが認められよう。

40

【0090】

具体的には、当業者は、方法及び装置の名称又はラベルが実施形態を限定するものではないことを容易に認められよう。さらに、実施形態の範囲から逸脱せずに、付加的な方法及び装置を各構成要素に追加したり、構成要素間で作用を再編成したり、将来の機能拡張や実施形態で用いられている物理的装置に対応する新たな構成要素を導入したりすること

50

ができる。当業者は、各実施形態が将来の通信装置、異なるファイル・システム及び新たなデータ型に応用可能であることを容易に認められよう。本開示に用いられている術語は、全てのオブジェクト指向型データベース及び通信環境、並びに本書に記載しているものと同じ作用を果たす代替技術を包含するものとする。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 1 】

【図 1】X線撮像動作を改善するように構成されているシステムの全体像の簡略ブロック図である。

【図 2】図 1 のシステムの関連において有用なピクセル型検出器システムを示す簡略ブロック図である。

10

【図 3】図 2 のピクセル型検出器システムの関連において有用な検出器素子を示す簡略ブロック図である。

【図 4】様々なビニング構成及び曝射条件での曝射の関数として検出量子効率の変化の算出推定値を示す図 1 のシステムの関連において有用性のあるグラフである。

【図 5】様々なビニング構成及び曝射条件での曝射の関数として検出量子効率の変化の算出推定値を示す図 1 のシステムの関連において有用性のあるグラフである。

【図 6】様々なビニング構成及び曝射条件での曝射の関数として検出量子効率の変化の算出推定値を示す図 1 のシステムの関連において有用性のあるグラフである。

【図 7】様々なビニング構成及び曝射条件での曝射の関数として検出量子効率の変化の算出推定値を示す図 1 のシステムの関連において有用性のあるグラフである。

20

【図 8】図 1 のシステムにおいて有用性のある撮像方法を記述する流れ図である。

【図 9】図 1 のシステムにおいて有用性のある可変型ピクセル・ビニング方法を記述する流れ図である。

【図 10】様々な実施形態を実施することのできるハードウェア及び動作環境のブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 9 2 】

1 0 0 X線システム

1 0 2 ガントリ

1 0 4 内部照射源

30

1 0 6 照射源からの照射

1 0 8 試験検体支持体

1 0 9 検出器アセンブリ

1 0 9 シンチレータ

1 1 0 検出器

1 1 2 試験検体

1 1 6 開口内の軸

1 2 0 制御モジュール

1 2 2 モータ制御モジュール

1 2 4 検出器制御器

40

1 2 8 駆動パラメータ制御器

1 3 0 コンピュータ

1 3 2 データ・バス

1 3 4 コンソール・バス

1 3 6 メモリ・バス

1 3 8 データ取得バス

1 4 0 操作者コンソール

1 4 2 表示器

1 4 4 利用者入力インタフェイス

1 5 0 メモリ・システム

50

| | | |
|-------------|-------------------------|----|
| 1 5 4 | 大容量データ記憶メモリ | |
| 1 5 6 | 着脱自在型データ記憶装置ポート | |
| 1 5 8 | 可搬型データ・メモリ | |
| 1 6 0 | データ取得及び調整モジュール | |
| 2 0 0 | ピクセル型検出器システム | |
| 2 1 0 | 検出器アレイ | |
| 2 1 5 | 検出器素子 | |
| 2 1 7 | 第一の寸法 | |
| 2 1 9 | 第二の寸法 | |
| 2 2 0 (n) | 横列選択線 | 10 |
| 2 3 0 (n) | 縦列選択線 | |
| 2 4 0 | バイアス線 | |
| 3 0 0 | 検出器素子のブロック図 | |
| 3 6 0 | トランジスタ | |
| 3 6 5 | 検出器 (フォトダイオード) | |
| 3 7 0 | フォトン | |
| 4 0 0 | D Q E グラフ | |
| 4 8 0 (1) | グラフの第一の曲線 | |
| 4 8 0 (2) | グラフの第二の曲線 | |
| 4 8 0 (3) | グラフの第三の曲線 | 20 |
| 4 8 0 (4) | グラフの第四の曲線 | |
| 4 8 0 (5) | グラフの第五の曲線 | |
| 5 0 0 | D Q E グラフ | |
| 5 8 0 (1) | グラフの第一の曲線 | |
| 5 8 0 (2) | グラフの第二の曲線 | |
| 5 8 0 (3) | グラフの第三の曲線 | |
| 5 8 0 (4) | グラフの第四の曲線 | |
| 5 8 0 (5) | グラフの第五の曲線 | |
| 6 0 0 | D Q E グラフ | |
| 6 8 0 (1) | グラフの第一の曲線 | 30 |
| 6 8 0 (2) | グラフの第二の曲線 | |
| 6 8 0 (3) | グラフの第三の曲線 | |
| 6 8 0 (4) | グラフの第四の曲線 | |
| 6 8 0 (5) | グラフの第五の曲線 | |
| 7 0 0 | D Q E グラフ | |
| 7 8 0 (1) | グラフの第一の曲線 | |
| 7 8 0 (2) | グラフの第二の曲線 | |
| 7 8 0 (3) | グラフの第三の曲線 | |
| 7 8 0 (4) | グラフの第四の曲線 | |
| 7 8 0 (5) | グラフの第五の曲線 | 40 |
| 8 0 0 | 撮像方法の流れ図 | |
| 8 0 5 | 方法を開始する | |
| 8 1 0 | データを受け入れる | |
| 8 1 5 | 問い合わせタスク | |
| 8 2 0 | 方法 9 0 0 を呼び出す | |
| 8 2 5 | 方法 8 0 0 を停止する | |
| 9 0 0 | ビニング方法の流れ図 | |
| 9 0 5 | 方法を開始する | |
| 9 1 0 | 画像目標データ及びシステム能力データを収集する | |
| 9 1 5 | 曝射及び信号データを収集する | 50 |

| | | |
|---------|--------------------|----|
| 9 2 0 | 収集されたデータの順位付けをする | |
| 9 2 5 | ビンングが適当になったときを判定する | |
| 9 3 0 | 改訂されたパラメータを決定する | |
| 9 4 0 | システムを構成設定する | |
| 9 4 5 | 方法 9 0 0 を終了する | |
| 1 0 0 0 | 動作環境 | |
| 1 0 0 2 | コンピュータ | |
| 1 0 0 4 | プロセッサ | |
| 1 0 0 6 | ランダム・アクセス・メモリ | |
| 1 0 0 8 | 読み出し専用メモリ | 10 |
| 1 0 1 0 | 大容量記憶装置 | |
| 1 0 1 2 | システム・バス | |
| 1 0 1 4 | インターネット | |
| 1 0 1 6 | 通信装置 | |
| 1 0 1 8 | キーボード | |
| 1 0 2 0 | ポインティング・デバイス | |
| 1 0 2 2 | 表示装置 | |
| 1 0 2 4 | スピーカ | |
| 1 0 2 6 | スピーカ | |
| 1 0 2 8 | 遠隔コンピュータ | 20 |
| 1 0 3 0 | 構内網 | |
| 1 0 3 2 | 広域網 | |
| 1 0 3 4 | ネットワーク・インタフェイス | |
| 1 0 3 6 | ネットワーク装置 | |
| 1 0 3 8 | 電源 | |
| 1 0 5 6 | データ装置ポート | |
| 1 0 5 8 | 着脱自在型データ記憶装置 | |

【図 1】

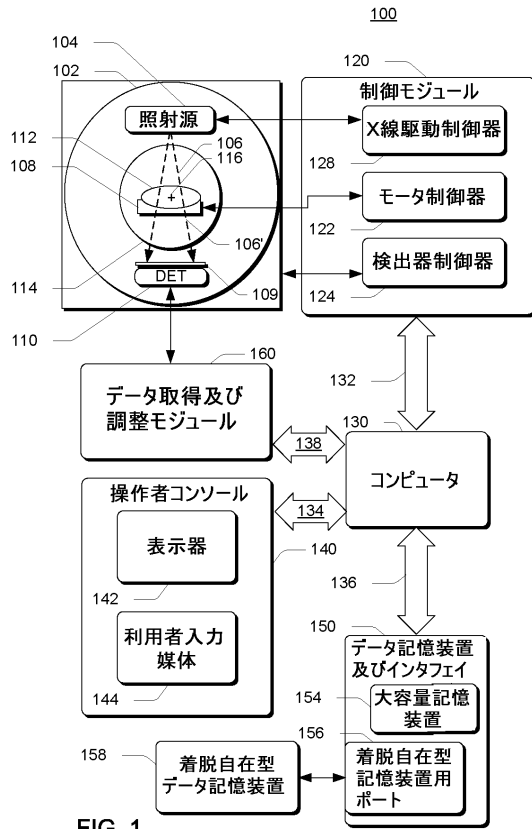


FIG. 1

【図 2】

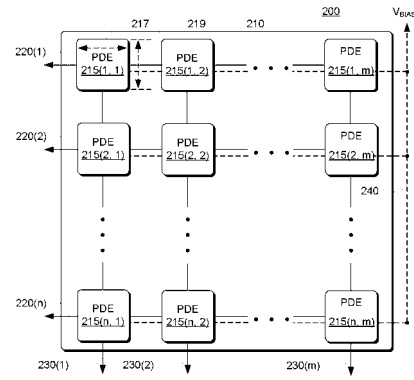


FIG. 2

【図 3】

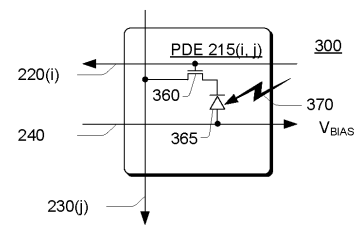


FIG. 3

【図 4】

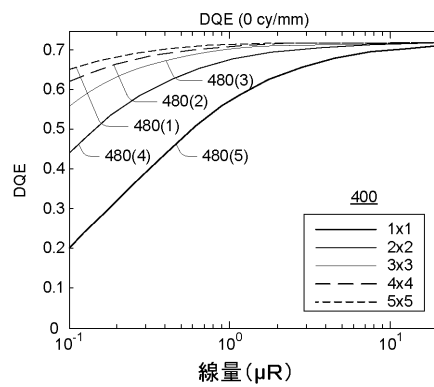


FIG. 4

【図 5】

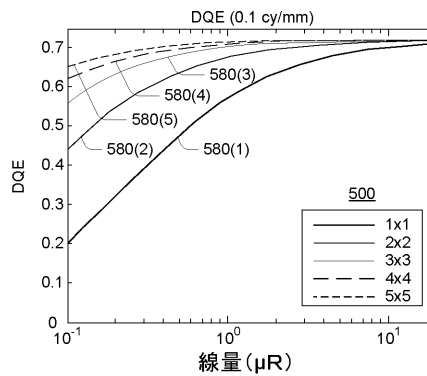


FIG. 5

【図 6】

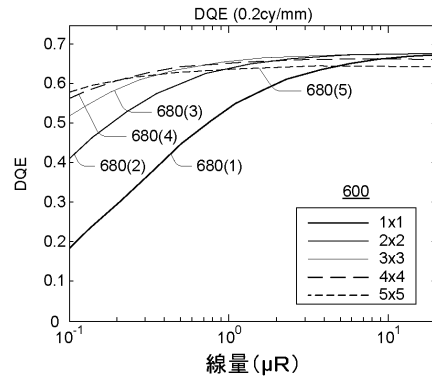


FIG. 6

【図 7】

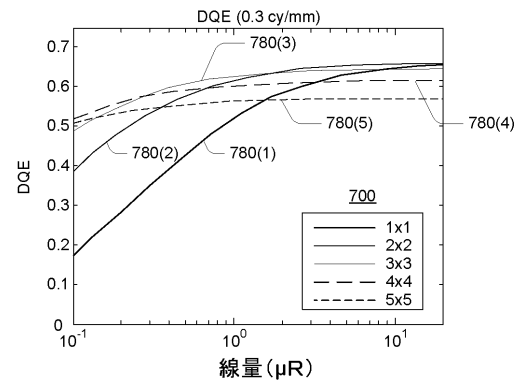


FIG. 7

【図 8】

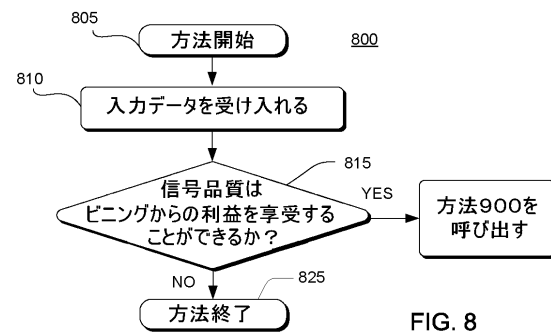


FIG. 8

【図 9】

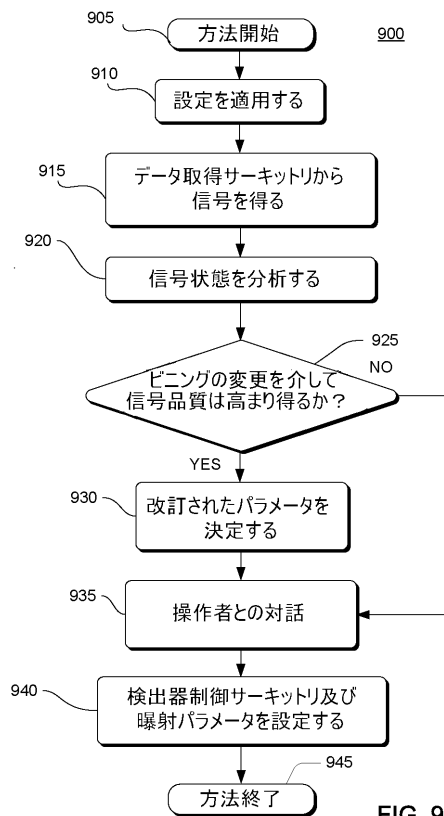


FIG. 9

【図 10】

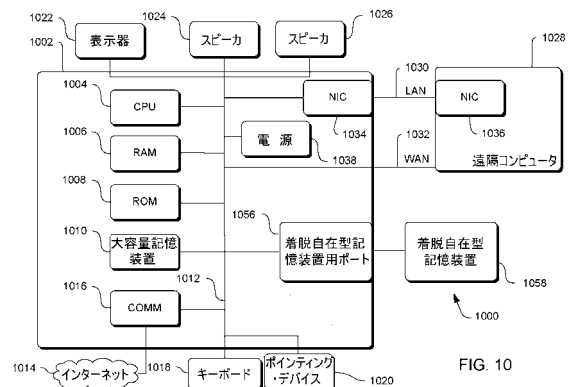


FIG. 10

フロントページの続き

(72)発明者 ジョン・ロバート・ランバーティ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、オコノモウオック、エスオー・コンコード・ロード、429
番

(72)発明者 ポール・リチャード・グランフォース
アメリカ合衆国、カリフォルニア州、サニー・ベール、リリー・アベニュー、1053番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平09-200625(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14