

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4293303号
(P4293303)

(45) 発行日 平成21年7月8日(2009.7.8)

(24) 登録日 平成21年4月17日(2009.4.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 6/00 3 9 0 A

A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z

請求項の数 8 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2002-289353 (P2002-289353)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成14年10月2日 (2002.10.2)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2003-175026 (P2003-175026A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成15年6月24日 (2003.6.24)		MPANY
審査請求日	平成17年9月28日 (2005.9.28)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(31) 優先権主張番号	09/975892		クタデイ、リバーロード、1番
(32) 優先日	平成13年10月12日 (2001.10.12)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
		(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】 イメージング・システムを較正する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

イメージング・システム（10）と共に用いられる較正ファントム・システムであって

、
第一の高さ（60）に第一の表面（58）を有する第一のファントム要素物質ブロック（54）であって、第一の減弱係数を有する第一の物質（62）を少なくとも部分的に含んでいる第一のファントム要素物質ブロック（54）と、

前記第一の高さと異なる第二の高さ（66）に第二の表面（64）を有する第二のファントム要素物質ブロック（56）であって、前記第一の減弱係数と異なる第二の減弱係数を有する第二の物質（68）を少なくとも部分的に含んでいる第二のファントム要素物質ブ

10

ロック（56）とを備えており、
前記第一のファントム要素物質ブロック及び前記第二のファントム要素物質ブロックは検出器（16）上に共存配置されており、

前記較正ファントム・システムはさらに、

前記第一のファントム要素物質ブロック（54）の頂部に配置されている第一の放射線遮蔽板（80）と、

前記第二のファントム要素物質ブロック（56）の頂部に配置されている第二の放射線遮蔽板と

を備えおり、前記第一及び第二の放射線遮蔽板の各々は、前記第一及び第二の放射線遮蔽板を夫々貫通する開口を有している、

20

較正ファントム・システム。

【請求項 2】

前記第一のファントム要素物質ブロック (5 4) は実質的に矩形である請求項 1 に記載の較正ファントム要素物質ブロック。

【請求項 3】

前記第一の放射線遮蔽板 (8 0) は実質的に矩形である請求項 1 に記載の較正ファントム・システム。

【請求項 4】

前記要素物質ブロック (8 2) は乳房等価物質 (1 2 2) を含んでいる請求項 1 に記載の較正ファントム・システム。

【請求項 5】

前記第一のファントム要素及び前記第二のファントム要素は、減弱係数が小さくなる順序で共存配置されている請求項 1 に記載の較正ファントム・システム。

【請求項 6】

前記放射線遮蔽板 (8 0) は前記要素物質ブロック (8 2) の表面 (1 0 6) を覆って延在している請求項 1 に記載の較正ファントム・システム。

【請求項 7】

前記放射線遮蔽板 (8 0) は金属物質 (9 6) を含んでいる請求項 1 に記載の較正ファントム・システム。

【請求項 8】

前記放射線遮蔽板 (8 0) は、鉛、タングステン、及びアルミニウムの 1 以上を少なくとも部分的に含んでいる請求項 7 に記載の較正ファントム・システム。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の背景】

本発明は一般的には、イメージング・システムに関し、さらに具体的には、医用イメージング・システムの較正に関する。

【 0 0 0 2 】

少なくとも幾つかの公知のイメージング・システム構成では、放射線源がコーン（円錐）形状のビームを投射し、このビームは患者等の被撮像物体を透過して、放射線検出器の矩形アレイに入射する。幾つかの公知の断層写真合成法（トモシンセシス）システムでは、放射線源はガントリと共に枢軸点の周りを回転して、物体のビューを様々な投影角について取得する。本書で用いる「ビュー」とは単一の投影画像を指しており、又はさらに具体的には、「ビュー」は投影画像を形成する単一の投影放射線写真を指す。また、本書で用いる場合には、検出器の上方の固定した高さにおける被撮像物体の内部構造を表わす単一の再構成（断面）画像を「スライス」と呼ぶ。また、ビューの集合（又は複数のビュー）を「投影データ集合」と呼ぶ。すべての高さについてのスライスの集合（又は複数のスライス）を「被撮像物体を表わす三次元データ集合」と呼ぶ。

【 0 0 0 3 】

被撮像物体を表わす三次元データ集合を再構成する公知の一方法は、単純逆投影又はシフト積算平均法（shift-and-add）として当技術分野で公知である。単純逆投影は、撮像空間にわたって各々のビューを逆投影して、逆投影したビューを平均する。再構成されたデータ集合の「スライス」は、検出器の上方の何らかの着目高さについての逆投影画像の平均を含んでいる。各々のスライスが着目高さでの被撮像物体の構造を表わしており、様々な高さについてのこれらスライスの集合が被撮像物体を表わす三次元データ集合を構成する。代替的には、例えば頭足方向走査（CC走査）又は内外斜位方向走査（MLO）のような二次元走査では、被撮像物体を表わす二次元データ集合を構成する単一のスライスのみを取得する。

【特許文献 1】

米国特許第 6 3 1 5 4 4 7 号

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

マンモグラフィ画像の画質を確実に良好にするためには、個々の検出器素子の間の一様性が重要である。さもないと、収集したデータに異常が生ずる虞がある。データ異常の結果として、一般にアーティファクトと呼ばれている画像歪みが生ずる。検出器の一様性は多くの要因に影響を受ける可能性があり、これらの要因としては、放射線損傷、湿分損傷、電磁場、及びシンチレータ材料の感度等があるがこれらに限定されない。この一様性について補正を行なうために、検出器の定期的な較正が必要となる。

【 0 0 0 5 】

較正の少なくとも一つの公知の方法では、既知の腺及び脂肪組織組成の参照測定値集合が必要である。この参照測定値集合を収集するためには、被撮像物体の多数回の走査が必要となる場合がある。

10

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】

イメージング・システムと共に用いられる較正ファントム・システムを提供する。較正ファントム・システムは、第一の高さに第一の表面を有する第一のファントム要素物質ブロックを含んでおり、第一のファントム要素物質ブロックは、第一の減弱係数を有する第一の物質を少なくとも部分的に含んでいる。較正ファントム・システムはまた、第一の高さと異なる第二の高さに第二の表面を有する第二のファントム要素物質ブロックを含んでおり、第二のファントム要素物質ブロックは、第一の減弱係数と異なる第二の減弱係数を有する第二の物質を少なくとも部分的に含んでいる。第一のファントム要素物質ブロック及び第二のファントム要素物質ブロックは検出器上に共存配置されている。

20

【 0 0 0 7 】

また、放射線源とデジタル検出器とを含んでいるイメージング・システムの較正の方法を提供する。この方法は、第一の高さに第一の表面を有する第一のファントム要素物質ブロックを含む較正ファントム・システムを設ける工程を含んでおり、第一のファントム要素物質ブロックは、第一の減弱係数を有する第一の物質を少なくとも部分的に含んでいる。較正ファントム・システムを設ける工程はまた、第一の高さと異なる第二の高さに第二の表面を有する第二のファントム要素物質ブロックを設ける工程を含んでおり、第二のファントム要素物質ブロックは、第一の減弱係数と異なる第二の減弱係数を有する第二の物質を少なくとも部分的に含んでいる。第一のファントム要素物質ブロック及び第二のファントム要素物質ブロックは検出器上に共存配置されている。この方法はまた、ファントム画像を得るために較正ファントム・システムを撮像する工程と、ファントム画像を処理する工程と、処理済のファントム画像から複数の較正值を抽出する工程とを含んでいる。

30

【 0 0 0 8 】

さらに、放射線源とデジタル検出器とを含んでいるイメージング・システムの較正のためにコンピュータによって実行可能なプログラムで符号化されているコンピュータ読み取り可能な媒体を提供する。このプログラムは、較正ファントム・システムを撮像すべくコンピュータに指示するように構成されており、較正ファントム・システムは、第一の高さに第一の表面を有する第一のファントム要素物質ブロックを含んでおり、第一のファントム要素物質ブロックは、第一の減弱係数を有する第一の物質を少なくとも部分的に含んでいる。較正ファントム・システムはまた、第一の高さと異なる第二の高さに第二の表面を有する第二のファントム要素物質ブロックを含んでおり、第二のファントム要素物質ブロックは、第一の減弱係数と異なる第二の減弱係数を有する第二の物質を少なくとも部分的に含んでいる。第一のファントム要素物質ブロック及び第二のファントム要素物質ブロックは検出器上に共存配置されている。プログラムはまた、ファントム画像を取得し、ファントム画像を処理して、処理済のファントム画像から複数の較正值を抽出すべくコンピュータに指示するように構成されている。

40

【 0 0 0 9 】

【発明の実施の形態】

50

図 1 について説明する。実施形態の一例では、ディジタル・イメージング・システム 10 が、マンモグラフィ断層画像合成法において患者の乳房 12 等の被撮像物体 12 を表わす三次元データ集合を生成する。システム 10 は、X 線源 14 のような放射線源と、複数の投影角 18 からビューを収集する 1 以上の検出器アレイ 16 とを含んでいる。明確に述べると、一実施形態では、システム 10 は、X 線のコーン形状のビームを投射する放射線源 14 を含んでおり、ビームは物体 12 を透過して検出器アレイ 16 に入射する。各々の角度 18 で得られたビューを用いて、複数のスライスすなわち検出器 16 に平行な複数の平面 20 に位置する構造を表わす画像を再構成することができる。検出器アレイ 16 は、乳房 12 等の関心のある物体全体についての画像を形成するように行及び列を成して配列した複数のピクセル（図示されていない）を有するパネル構成として作製されている。一実施形態では、検出器アレイ 16 は心臓検出器アレイ 16 であり、物体 12 は心臓 12 である。各々のピクセルがフォトダイオードのような光センサを含んでおり、光センサは切り換えトランジスタを介して二つの別個のアドレス線、一つの走査線及び一つのデータ線に結合されている。シンチレータ材料及びピクセル光センサに入射した放射線は、ダイオードに跨がる電荷の変化によって、X 線とシンチレータとの相互作用による発光の量の測定値を与える。結果として、各々のピクセルが、検出器アレイ 16 に入射した X 線ビームの物体 12 による減弱の後の強度を表わす電気信号を発生する。一実施形態では、検出器アレイ 16 は約 20 cm x 20 cm であって、関心のある物体、例えば乳房 12 の全体についてのビューを生成するように構成される。代替的には、検出器アレイ 16 は、所期の用途に応じて可変的な寸法を有する。加えて、検出器アレイ 16 の個々のピクセルもまた、所期の用途に応じて任意のサイズを有してよい。

【0010】

一実施形態では、再構成される三次元データ集合は、検出器アレイ 16 に平行な複数の平面に対応するスライスとして構成されずに、より一般的な態様で構成される。他の実施形態では、再構成されるデータ集合は、単一の二次元画像、又は一次元関数のみから成っている。さらに他の実施形態では、検出器 16 は平面以外の形状を有する。

【0011】

一実施形態では、放射線源 14 及び検出器アレイ 16 は、物体 12 に対して、且つ互いに対して可動である。さらに明確に述べると、放射線源 14 及び検出器アレイ 16 は、撮像空間の投影角 18 を変化させるように並進可能となっている。放射線源 14 及び検出器アレイ 16 は、投影角 18 がいかなる鋭角投影角又は斜位投影角にもなり得るように並進可能となっている。

【0012】

放射線源 14 の動作は、イメージング・システム 10 の制御機構 28 によって制御されている。制御機構 28 は、放射線制御器 30 とモータ制御器 32 とを含んでおり、放射線制御器 30 は放射線源 14 に電力信号及びタイミング信号を供給し、モータ制御器 32 は放射線源 14 及び検出器アレイ 16 のそれぞれの並進速度及び位置を制御する。制御機構 28 内に設けられているデータ取得システム (DAS) 34 が、後続の処理のために検出器 16 からのディジタル・データをサンプリングする。画像再構成器 36 が、サンプリングされてディジタル化された投影データ集合を DAS 34 から受け取って本書に記載するような高速画像再構成を実行する。再構成された被撮像物体 12 を表わす三次元データ集合はコンピュータ 38 への入力として印加されて、コンピュータ 38 は大容量記憶装置 40 に三次元データ集合を記憶させる。画像再構成器 36 は、本書に記載する諸機能を実行するようにプログラムされており、本書で用いる「画像再構成器」という用語は、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブル・ロジック・コントローラ、特定用途向け集積回路、及び他のプログラム可能な回路を指すものとする。

【0013】

コンピュータ 38 はまた、入力装置を有するコンソール 42 を介して操作者から指令及び走査用パラメータを受け取る。陰極線管表示器及び液晶表示器 (LCD) のような表示器

10

20

30

40

50

44によって、操作者は再構成された三次元データ集合及びコンピュータ38からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給する指令及びパラメータはコンピュータ38によって用いられて、DAS34、モータ制御器32及び放射線制御器30に制御信号及び情報を供給する。

【0014】

利用時には、関心のある物体12がシステム10の視野内に位置するように、すなわち放射線源14と検出器アレイ16との間に延在する撮像空間内に乳房12が配置されるように患者を配置する。次いで、少なくとも二つの投影角18から乳房12のビューを取得して、関心のある空間の投影データ集合を生成する。これらの複数のビューは、断層画像合成用投影データ集合に相当している。次いで、収集された投影データ集合を利用して、三次元データ集合、すなわち撮像されている乳房12の三次元放射線写真表現に相当する走査されている乳房12についての複数のスライスを形成する。放射線源14を起動して放射線ビームが第一の投影角46で照射されるようにした後に、検出器アレイ16を用いてビューを収集する。次いで、放射線ビームの中心軸48が第二の投影角49に変化するように線源14の位置を並進させることによりシステム10の投影角18を変化させると共に、検出器アレイ16の位置を乳房12がシステム10の視野内に依然として位置するように変化させる。放射線源14を再び起動して、第二の投影角49についてビューを収集する。その後、後続の任意の数の投影角18について同じ手順を繰り返す。

【0015】

図2は、較正ファントム・システム50の実施形態の一例の遠近図である。この較正ファントム・システム50は非一体型で、検出器16上に共存配置されている少なくとも第一のファントム要素物質ブロック54と少なくとも第二のファントム要素物質ブロック56とを含めた複数のファントム要素52を含んでいる。第一のファントム要素物質ブロック54は、第一の高さ60に第一の表面58を有しており、乳房の等価物質62のような第一の物質62を少なくとも部分的に含んでいる。第一のファントム要素物質ブロック54はまた、第一の減弱係数を有している。第二のファントム要素物質ブロック56は、第一の高さ60とは異なる第二の高さ66に第二の表面64を有しており、第二の乳房の等価物質68のような第二の物質68を少なくとも部分的に含んでいる。第二のファントム要素物質ブロック56はまた、第一の減弱係数とは異なる第二の減弱係数を有している。

【0016】

利用時には、較正ファントム・システム50は、複数の隣接する行70及び隣接する列72を成して配列されている複数のファントム要素52を含んでいる。一実施形態では、第一のファントム要素物質ブロック54及び第二のファントム要素物質ブロック56は、減弱係数が小さくなる順序で配置される。もう一つの実施形態では、第一のファントム要素物質ブロック54及び第二のファントム要素物質ブロック56は、高さが低くなる順序で配置される。較正ファントム・システム50全体の減弱係数のプロファイルは設計上の選択肢であり、図2に示したものに必ずしも対応していなくてもよいので、代替的に、何らかの他の構成で配列した複数のファントム要素52を用いてもよい。一実施形態では、ファントム要素52は、ファントム要素52がX線源14の視野内に位置するように検出器16上に共存配置されている。一実施形態では、減弱性の最も小さい物質が、実際の人体の乳房において最小のX線減弱を有するものと予期される脂肪の等価組織に対応する。また、減弱性の最も大きい物質が、人体の乳房に正常な状態で発生する非石灰化組織のうち最大のX線減弱を有すると予期される腺/乳房塊状組織の等価組織に対応する。代替的な実施形態では、リン酸カルシウム又はシュウ酸カルシウムの等価組織のように減弱係数のさらに高い物質を用いてもよい。

【0017】

図3は、図2に示すファントム要素52の実施形態の一例の遠近図であり、ファントム要素52は、放射線遮蔽板80と、要素物質ブロック82とを含んでいる。放射線遮蔽板80は、要素物質ブロック82に接触しており放射線ビームの減少を容易にする。代替的な実施形態では、ファントム要素52は放射線遮蔽板80を含まない。

【 0 0 1 8 】

一実施形態では、放射線遮蔽板 8 0 は実質的に矩形である。代替的には、放射線遮蔽板 8 0 は実質的に方形、楕円形又は円形である。放射線遮蔽板 8 0 は実質的に中実又は一様であり、幅 8 6 を有する開口 8 4 を含んでいる。放射線遮蔽板 8 0 はまた、長さ 8 8、第一の表面 9 0、第二の表面 9 2、及び第一の表面 9 0 と第二の表面 9 2 との間で測定される厚み 9 4 を有している。幅 8 6、長さ 8 8 及び厚み 9 4 は、放射線遮蔽板 8 0 の所期の用途に応じて可变的に選択される。一実施形態では、第一の表面 9 0 及び第二の表面 9 2 は実質的に平行であり、開口 8 4 は第一の表面 9 0 から放射線遮蔽板 8 0 を貫通して第二の表面 9 2 まで延在している。代替的には、放射線遮蔽板 8 0 は実質的に中実又は一様であり、意図的に設けた開口、内部空隙又は内部通路を有さない。一実施形態では、開口 8 4 は実質的に円形であり、0.5 mm ~ 5 mm の直径を有しているが、較正ファントム要素、当座の較正業務、及び所望の散乱拒絶に適した任意の直径を用いてよい。代替的には、開口 8 4 は、放射線遮蔽板 8 0 の所期の用途に応じて可变的に選択される。代替的な実施形態では、放射線遮蔽板 8 0 は複数のスリットを含んでいる（図示されていない）。一実施形態では、放射線遮蔽板 8 0 は、鉛、タングステン、及びアルミニウム等の金属物質 9 6 を含んでいるが金属物質はこれらに限定されない。金属物質 9 6 は、X 線減弱の向上又は低下を容易にするように選択される。一実施形態では、放射線遮蔽板 8 0 は要素物質ブロック 8 2 を実質的に被覆している。代替的には、放射線遮蔽板 8 0 は要素物質ブロック 8 2 の一部を被覆している。他の実施形態では、放射線遮蔽板 8 0 は要素物質ブロック 8 2 を全く被覆していない。

10

20

【 0 0 1 9 】

要素物質ブロック 8 2 は実質的に中実又は一様であり、意図的に設けた内部空隙又は内部通路を有さない。一実施形態では、要素物質ブロック 8 2 は実質的に矩形である。代替的な実施形態では、要素物質ブロック 8 2 は実質的に方形、球形、又は楕円の断面を有する形状である。要素物質ブロック 8 2 は、幅 1 0 0、長さ 1 0 2、第一の表面 1 0 4、第二の表面 1 0 6、及び第一の表面 1 0 4 と第二の表面 1 0 6 との間で測定される高さ 1 0 8 を含んでいる。高さ 1 0 8 は所期の用途に応じて可变的に選択される。一実施形態では、第一の表面 1 0 4 及び第二の表面 1 0 6 は実質的に平行である。一実施形態では、要素物質ブロック 8 2 は、乳房の等価物質を含んでいるが、これに限定されない。代替的には、要素物質ブロック 8 2 は実際の組織を含んでいる（図示されていない）。一実施形態では、放射線遮蔽板 8 0 は要素物質ブロック 8 2 に摩擦力で結合して、較正時の放射線遮蔽板 8 0 の取り外しを容易にする。

30

【 0 0 2 0 】

要素物質ブロック 8 2 はブロック 8 2 の高さ 1 0 8 にわたって減弱スペクトル $\mu_i(E)$ を含んでおり、すなわち減弱係数はフォトン・エネルギー E の関数となっている。ここで、 E は X 線フォトン・エネルギーであり、 μ_i は単一の X 線のスペクトルにおける減弱係数である。一実施形態では、幅 1 0 0 及び長さ 1 0 2 は較正を容易にするように可变的に選択される。例えば、散乱カーネル効果のため、最小の高さ 1 0 8 を有するファントム要素 5 2 を、底面積 (footprint) すなわち検出器上での要素領域が最小となるように機械加工することができる。代替的には、ファントム要素 5 2 は矩形でなくてもよく、すなわち「尖鋭化 (pointed)」させ、線源焦点に対するファントム要素 5 2 の指向を容易にして、ファントム要素 5 2 の特定の幾何学的形状を変化させることを容易にしてもよい。ファントムを図示の設計から「歪ませる (warp)」(刈り込む (shear)) ことも可能であり、既知の幾何学的形状による較正業務に有用な場合がある。

40

【 0 0 2 1 】

図 4 は、較正ファントム・システムの実施形態のもう一つの例の遠近図である。較正ファントム・システム 1 1 0 は一体型であり、複数のファントム凸部 1 1 2 を含んでいる。各々のファントム凸部が、第一の高さ 1 1 6 にある第一の表面 1 1 4 と、第一の高さ 1 1 6 とは異なる第二の高さ 1 2 0 にある第二の表面 1 1 8 とを含んでいる。較正ファントム・システム 1 1 0 は、乳房の等価物質 1 2 2 等の物質 1 2 2 の空間的に変化する勾配を用い

50

て作製されている。一実施形態では、較正ファントム・システム 110 は射出成形され、すなわち成分ポリマー濃度の混成を射出時にわたって制御して、物質の組成が空間的に変化するようにするが、他のアプローチでも較正ファントムに類似の特性を与えることができる。

【0022】

利用時には、医療の臨床現場で見受けられる所期の乳房の厚み変化に近似的に一致するように高さ 116 及び高さ 120 を選択する。例えば、選択される最小の高さは約 3 cm であり、最大の高さは約 7 cm であってよい。代替的には、較正の目的に応じて、高さ分布のあらゆる任意の標本を用いてよい。

【0023】

図 5 は、方法 130 の流れ図であり、方法 130 は、較正ファントム・システムを設ける工程 132 と、1 以上のファントム画像を形成するために較正ファントム・システムを医用イメージング・システム 10 (図 1 に示す) によって撮像する工程 134 と、1 以上のファントム画像を処理する工程 136 と、1 以上の処理 136 済のファントム画像から複数の較正値を抽出して較正曲線を作成する工程 138 とを含んでいる。

【0024】

較正ファントム・システムを設ける工程 132 は、較正ファントム・システム 50 (図 2 に示す) 及び較正ファントム・システム 110 (図 4 に示す) を設けることを含んでいる。代替的には、較正ファントム・システム 50 の複数の代替的な実施形態を設けてもよい。

【0025】

1 以上のファントム画像を形成するために較正ファントム・システム 50 を医用イメージング・システム (図 1 に示す) によって撮像する工程 134 は、放射線源 14 (図 1 に示す) と検出器アレイ 16 (図 1 に示す) との間に較正ファントム・システム 50 を配置する工程 140 と、1 以上のファントム画像について画像取得パラメータを設定する工程 142 と、1 以上のデジタル画像及び 1 以上のフィルム・スクリーン画像を取得する工程 144 とを含んでいる。一実施形態では、較正ファントム・システム 50 を配置する工程 140 は、較正ファントム・システム 50 が放射線源 14 と検出器アレイ 16 との間に位置するように較正ファントム・システム 50 を並進、回転及び傾斜させることを含んでいる。一実施形態では、較正ファントム・システム 50 は、公知の散乱防止グリッド (図示されていない) に接触する。代替的には、散乱防止グリッドを用いずに、較正ファントム・システム 50 を検出器アレイ 18 上に配置する。他の実施形態では、較正ファントム・システム 50 を放射線源 14 と検出器アレイ 16 との間の一点に懸吊する。さらにもう一つの実施形態では、圧迫板 (図示されていない) 又は他の何らかの装置を用いて、較正ファントム・システム 50 を放射線源 14 と検出器アレイ 16 との間に配置する。採用されている任意の特定の X 線手法に応じて画像取得パラメータを設定 142 する場合に、パラメータとしては (1) 陽極物質、(2) フィルタ物質、(3) kVp (発生したフォトン・エネルギーのピーク・キロ電子ボルト)、及び電荷の尺度である mAs がある。陽極物質の典型的な選択肢は、(a) モリブデン、(b) ロジウム、又は (c) タングステンである。フィルタ種別は任意の物質であってよい。典型的には、フィルタは (a) モリブデン又は (b) ロジウムである。但し、マンモグラフィ・エネルギー範囲にあるフィルタ物質の他の選択肢として、Cu、Al、W、及びルーサイト (Lucite) がある。マンモグラフィ・エネルギーについての kVp は典型的には 15 keV ~ 49 keV である。mAs は典型的には 4 mAs ~ 250 mAs である。これら四つの変数すなわちフィルタ、陽極、kVp、及び mAs の各々に一つずつの選択が「取得パラメータ集合」を構成しており、このパラメータ集合が現場で「X 線手法」と呼ばれるものの一つの例を記述する。例えば、Rh/Rh、Mo/Rh 又は Mo/Mo (フィルタ/陽極の三種の組み合わせ) 手法を、kVp を 20 ~ 40 (21 の選択肢) とし、また mAs を 50、60、70、80、90、又は 100 (6 つの値) のいずれかとして用いると、操作者は可能性としては $3 \times 21 \times 6 = 378$ の異なる X 線手法からの選択を行なうことができる。1 以上のファントム画像

10

20

30

40

50

を取得するためには1以上の手法が必要である。1以上のファントム画像は、較正ファントム・システム50を配置した後に取得される。デジタル及びフィルム・スクリーン画像を取得する工程144は、二重エネルギー・マンモグラフィのような多数のエネルギーで、フィルタと陽極との多数の組み合わせで複数の画像を取得することを含んでいる。例えば、較正ファントム・システム50を用いる場合に、較正手順は、20キロ電子ボルト (keV) ~ 40 keVでフィルタ/陽極の一定数の異なる組み合わせでの取得を含み得る。各々の較正ファントム・システム50毎に1以上のファントム画像を処理する工程136は、本書に記載した画像取得方法においてファントム要素52の特定の配列及び構成について特別に構成することができる。代替的には、本書に記載したすべての撮像方法に較正ファントム・システム110を用いてもよい。

10

【0026】

図6は、1以上のファントム画像を処理する工程136を含む方法130 (図5に示す)の一部の流れ図である。1以上のファントム画像を処理する工程136は、1以上のファントム画像を前処理する工程150と、1以上の前処理済の画像の散乱カーネルを推定する工程152と、1以上の散乱カーネル推定値を用いて散乱を補正する工程154と、1以上の散乱補正した画像を用いてX線ピクセル雑音を推定する工程156とを含んでいる。

【0027】

1以上のファントム画像を前処理する工程150は暗フレーム補正を含んでいてよく、すなわちファントム画像取得の前にX線放射線が存在しない状態でX線走査を取得する。「暗フレーム」画像は、ファントム画像から減算することができる。代替的には、画像をゲイン補正してもよいし、又は独立に補正、すなわち検出器アレイ16に対するX線入射角の影響について操作者が補正してもよい。ゲイン補正及び独立補正を用いて、検出器アレイ16全体での放射線源14の可変的な線束を考慮する。利用時には、陽極から特定のデジタル検出器ピクセルまでの角度、又はフィルム・スクリーンの場合にはフィルムの特定の位置までの角度の余弦に関する関数を用いて、個々のピクセル (図示されていない) 上での実効的な線束を算出することができる。

20

【0028】

1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152は、放射線遮蔽板80 (図3に示す)、並びに較正ファントム・システム50及び較正ファントム・システム110等の複数の較正ファントム・システムを用いることを含んでいる。代替的には、1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152を放射線遮蔽板80を用いずに行なってもよい。さらに明確に述べると、散乱防止グリッドを含むイメージング・システム及び散乱防止グリッドを含まないイメージング・システム等の異なるイメージング・システム構成において、散乱カーネル推定を調節して散乱及び一次X線事象の減少量を補償することができる。さらに、散乱防止グリッドを除去して検出器16上で直接取得される画像及び放射線源14の近くで取得される画像のように異なるファントム要素構成における散乱及び一次X線事象の減少量に従って散乱カーネル推定を調節してもよい。実施形態の一例では、1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152は、要素物質ブロック82の表面を覆って延在しており開口84を含む放射線遮蔽板80を用いてファントム画像を取得することを含んでいる。

30

40

【0029】

一実施形態では、1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152はまた、開口86の下での一次線に対応するピークの位置を決定すること、散乱カーネルの台 (support) すなわち何らかの小さい定数よりも大きい値を有するカーネル位置を推定すること、並びにファントム要素52についての事前情報すなわち物質ブロックの高さ、開口直径、ファントム要素52の配列、ファントム要素52の構成すなわち散乱グリッドの有無、検出器16の上方に懸吊されているのか又は検出器16上に直接位置しているのか、及び他の幾何学的効果についての情報を用いることを含んでいる。散乱カーネルを推定する工程152はまた、ファントム要素の検出器上での底面積の任意の部分集合に対す

50

るフーリエ及び空間領域のような複数のデコンボリューション手法を用いて、散乱カーネルの形状、振幅、及び一次X線事象の振幅を推定することを含んでいる。散乱X線事象とは、陽極で検出器16に向かって放出されたフォトンが物質を透過するX線軌跡の間に、X線軌跡が直線から実質的に逸脱するように物質ブロック内の原子核から逸れて偏向していることを意味する。本書では陽極から放出されて検出器に入射するその他すべてのX線フォトンを一線と呼ぶ。

【0030】

他の実施形態では、1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152は、要素物質ブロック82の一部を覆って延在しており開口82を含む放射線遮蔽板80を用いて複数のファントム画像を取得することにより行なわれる。1以上の前処理済の画像の散乱カーネルを推定する工程152はまた、ファントム要素52の配列及び構成に基づく事前情報を用いて散乱事象のエッジの位置又は散乱及び一次事象のエッジの位置を推定し、一次事象エッジの位置を用いてエッジ拡がり関数を推定して、散乱カーネルの事前情報又は散乱カーネルの特性を画定する物理学的情報を用いて散乱カーネルを推定することを含んでいる。

【0031】

さらにもう一つの実施形態では、1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152は、放射線遮蔽板80を用いずに複数のファントム画像を取得することを含んでいる。1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152はまた、純粋に散乱性である事象と、散乱X線フォトン及び一次X線フォトンの組み合わせによる事象との間でエッジ位置を推定すること、複数の乳房等価物質62及び68の間でエッジ位置を推定すること、並びに複数の乳房等価物質ファントム要素の高さ66及び60の間でエッジ位置を推定することを含んでいる。エッジ情報は、ファントム位置測定値から事前に利用可能となっている場合もある。散乱カーネル推定はまた、複数のエッジ位置を用いて散乱カーネルの台を推定し、カーネルの台の推定値を用いて一次及び散乱X線事象の空間的に変化する複数の寄与を推定して、散乱放射線及び一次放射線の観測値から一次推定の逆問題を解くことを含んでいる。

【0032】

放射線遮蔽板80を含む較正ファントム・システム50を用いる一実施形態では、1以上の前処理済の画像を用いて散乱カーネルを推定する工程152は、較正ファントム・システム50について一次X線事象のピクセル位置を決定し、空間依存型エッジ検出、閾値処理、及びモルフォロジー演算子の組み合わせを用いて一次X線の底面積を生成することを含んでいる。

【0033】

一次X線の底面積を用い、また散乱カーネルが円形対称であるとの仮定を用いると、カーネル推定手順について r_T （ここで r はデカルト座標の極形態でありすなわち $r = (x^2 + y^2)^{1/2}$ である）の有用な範囲を決定することができる。一実施形態では、図3を参照すると、ファントム要素52についての r_T の範囲は、幅100を2で除算したもの又は長さ102を2で除算したものよりも小さくなる。利用時には、 r_T はまた、ピンホール直径86を2で除算したもの（ここでは r_p と呼ぶ）よりも大きくなる。代替的には、 r_T は、特定の較正業務に応じて可変的に選択してよい。

【0034】

一実施形態では、 r_T の有用な範囲は r を用いて決定され、ここで、 $y(r)$ にわたって平均した平均信号レベル $y(r)$ は $r = r_p$ の内部でその平均値のR%まで低下するものとする。一実施形態では、散乱カーネル・パラメータの推定のための r の有用な範囲は $r < r_p$ であり、 $y(r)$ は $r < r_p$ についてはよりも大きい。例えば、散乱カーネル推定に有用な信号レベルの一つの選択肢は、平均信号レベルが $r = r_p$ の内部で $y(r)$ の平均信号レベルの $R = 5\%$ 未満で変化する場合の半径であってよい。

【0035】

さらに、 r_T の有用な範囲を用いて散乱カーネルのパラメトリック・モデルが決定される

。一実施形態では、散乱カーネルのパラメトリック・モデルは、

$$K_g(r) = a_1 G(r; 0, \sigma_1) + a_2 G(r; 0, \sigma_2) + \dots + a_n G(r; 0, \sigma_n) \quad (\text{式 1})$$

である。ここで、 $K_g(r)$ は極座標での散乱カーネルのパラメトリック・モデルであり、 $g(x; \mu, \sigma)$ は平均 μ 及び標準偏差 σ を有する x についての二次元円対称ガウス関数である。ここに記載するパラメトリック・モデルでは、観測される平均信号は、すべて原点を中心として、異なる振幅 a_k 、及び分散 σ_k を有する放射対称ガウス関数の $r = r_p$ の円の内部での定数項の和となる。

【0036】

もう一つの実施形態では、散乱カーネルのパラメトリック・モデルは、

$$K_e(r) = a_e \exp(-r/\sigma_e) \quad (\text{式 2})$$

であり、ここで、 $K_e(r)$ は極座標での散乱カーネルのパラメトリック・モデルであり、 a_e は空間時間定数 σ_e による放射対称減衰指数関数の振幅である。一実施形態では、 K_e 及び K_g のみが散乱カーネルのパラメータ化についての唯二つの選択肢となる。代替的な実施形態では、散乱カーネルの空間的に変化する特性を捉える任意のパラメータ化を用いることができる。

【0037】

一実施形態では、本書に記載した散乱カーネルを用いると、散乱のモデルは、

$$y_c = P + P * K + \dots \quad (\text{式 3})$$

となる。ここで、 y_c は観測される画像であり、 P は一次 X 線すなわち散乱していない X 線によるフォトン数データの確定的成分であり、 K で畳み込みした P は確定的であるが未知の散乱フォトン数データ成分であり、 \dots は系雑音（量子雑音及び電子雑音）である。利用時には、この推定アプローチを一般的な散乱カーネル K について用いることができるので、式 1 及び式 2 の K_e 若しくは K_g に適用することもできるし、又は他の任意のカーネル表現に適用することもできる。極座標における P の一つのモデルは、 $r < r_p$ では $P =$ であり、 $r > r_p$ では $P = 0$ である。

【0038】

図 7 は、EM 散乱カーネル・パラメータ推定を示すプロット図である。一実施形態では、散乱カーネル・パラメータの識別に対して最尤 (ML) 推定アプローチを用いる。一実施形態では、一次事象及び散乱事象の ML 推定は、期待値最大化 (EM) アルゴリズムを用いて行なわれる。EM アルゴリズムは、E 段階、M 段階、及び初期化の定義を必要とする。

【0039】

一実施形態では、EM アルゴリズムは、第 j 回の繰り返しにおいて、この繰り返しでの完全データの期待値 $\hat{y}_c^j = E[y_c | y_c, K^{j-1}]$ を算出する (E 段階) ことにより決定することができる。ここで、 \hat{y}_c^j は、E 段階からの一次線に対応する r_p の内部の定数信号レベルの推定値である。 \hat{y}_c^j は、一次線のみによる観測信号の推定値である。例えば、 $K =$ 式 1 の K_g と設定すると E 段階は $\hat{y}_c^j = E[y_c | y_c, a_k^j, \sigma_k^j]$ となり、代替的には、 $K =$ 式 2 の K_e と設定すると E 段階は $\hat{y}_c^j = E[y_c | y_c, a_e^{j-1}, \sigma_e^{j-1}]$ となる。 \hat{y}_c^j が与えられたら、散乱の期待値が与えられたときの散乱カーネル・パラメータの尤度を最大化 (M 段階) し、すなわち $a_k^j, \sigma_k^j = \arg \max_p (a_k^{j-1}, \sigma_k^{j-1} | y_c, \hat{y}_c^j)$ とする。一般的には、E 段階は、散乱カーネルが与えられた場合に一次 X 線事象を推定することに対応する。M 段階は、一次事象が既知であると仮定して散乱カーネル特性を推定することに対応する。この概念を図 7 に示す。

【0040】

全 EM を初期化するために、一次事象の初期推定値を決定する。一実施形態では、この初期化は、

【0041】

【数 1】

10

20

30

40

$$\beta^0 = \frac{1}{\pi r_p^2} \int_0^{r_p} y_c(r) \cdot r \cdot dr \cdot d\vartheta \quad (\text{式4})$$

【 0 0 4 2 】

であり、ここで β^0 は開口内での平均フォトン数に対応する。代替的には、散乱カーネルの M L 推定値への収束を可能にする任意の初期化を用いてよい。

【 0 0 4 3 】

E M アルゴリズムを用いて、ファントム要素パラメータから利用可能な事前情報を用いた E M アルゴリズムの第 j 回の繰り返しについて、散乱カーネル・モデルのカーネル・パラメータを更新することができる。事前情報は、ピンホール被覆孔が半径 d mm の円であるとするならば、ピンホール中心の直上に点源が位置しておりピクセル・ピッチ = 1 0 0 ミクロンであると仮定して $r_p = 5 d$ となる等の情報を含んでいる。2 p ピクセルの場合等の代替的なピクセル・ピッチ・サイズについても同じ解析を適用することができ、ここで、d 及び p は mm 単位でのピンホール直径及びピクセル・ピッチである。ピンホール中心と点源とを結ぶ線が検出器に垂直でない場合の射線については、一次及び散乱 X 線底面積に対して適当な幾何学的変換を施す。利用時には、この変換によって、検出器空間において観測される底面積が、ピンホール中心の直上に位置する点源について検出器空間において予期される底面積に歪む。

【 0 0 4 4 】

一実施形態では、所望の忠実度に応じて、第一近似として幾何学的変換を省略することもでき、 β^j は、

【 0 0 4 5 】

【数 2】

$$\beta^0 = \frac{1}{\pi r_p^2} \int_0^{r_p} y_c(r) - \beta^{j-1} p_{r_p}(r) * K(r) r \cdot dr \cdot d\vartheta$$

【 0 0 4 6 】

を用いて推定することができる。ここで、 $p_a(r)$ は $r = 0$ から $r = a$ までの幅 a の矩形パルスであり、K は散乱カーネルであり、 K_e 、 K_g 又は第 j 回の繰り返しからのその他任意の散乱カーネル推定値を K として用いることができる。例えば、 $K(r) = K_g(r; a_i, r_i)$ である場合には、 a_i 及び r_i は E M アルゴリズムの前の繰り返しで推定された散乱カーネルのガウス成分の振幅及び標準偏差の推定値となる。代替的に、 $K(r) = K_e(r)$ である場合には、 a_e 及び r_e は前の繰り返しから得られた振幅及び r_e の推定値となる。

【 0 0 4 7 】

M 段階では、E 段階からパラメータ推定で算出された開口を通過する一次放射線の推定値によって不完全データ g の定義が「完全化」されることを必要とする。M 段階は、

【 0 0 4 8 】

【数 3】

$$g^j = y_c(r) - \beta^{j-1} p_{r_p}(r) \quad (\text{式6})$$

【 0 0 4 9 】

である。

【 0 0 5 0 】

図示のように、不完全データは、前の繰り返しでの開口における一次放射線成分の期待値を観測値から減算したものとなる。次いで、散乱カーネル・パラメータの推定に対する M L アプローチを用いる。この過程は、フーリエ空間又はウェーブレット空間のような変換空間でアプローチすることもできるし、又は空間領域自体でアプローチすることもでき

る。一実施形態では、正則化フーリエ解析を用いて散乱カーネルの推定値を先ず求める一アプローチがある。例えば、 $G(\cdot)$ を $g^j(r)$ の空間周波数表現とし、 (\cdot) を開口を通過する一次放射線Pの空間周波数推定値であるとする、理論的な散乱カーネル周波数領域表現は、

【0051】

【数4】

$$\tilde{K}(r) = \tau^{-1} \left[\frac{G(\omega)}{\Phi(\omega)} \right] \quad (\text{式7})$$

【0052】

となる。ここで、 τ^{-1} は逆フーリエ変換を示す。利用時には、散乱カーネル推定は、一次放射線の周波数領域表現 (\cdot) におけるゼロによって複雑化する。公知の正則化アプローチを適用してこの問題点を改善することができる。一実施形態では、 (\cdot) のフーリエ係数について下限値を設定する一アプローチがある。 (\cdot) のフーリエ係数が下限値未満に低下するときには、比における対応する係数をゼロに設定する。このようにして、 $K(r)$ の推定値を (\cdot) の特定の形態に対して不感受性にする。 $K(r)$ の推定値が与えられれば、すなわち K_0 及び K_g の場合のように K が実際にパラメータ化されれば、複数のパラメータ・フィッティング・ルーチンをカーネル・パラメータに適用することができる。代替的には、次の繰り返しについての $K(r)$ の正則化した推定値を用いることもできる。例えば、複数のMLガウス混合フィッティング・ルーチンを適用して、M段階でのパラメータ推定に対するEMアプローチのように、式1における散乱カーネルについてのパラメータを推定することができる。従って、所載のEMアプローチは入れ子式EMアプローチとなる。

【0053】

一実施形態では、追加の制約でアプローチを精密化することができる。例えば、 $a_k > 0$ と制約し、且つ散乱カーネル平均をゼロに制約すると、関心のあるカーネルに対するパラメータ検索空間が精密化する。この方式で a_k 及び μ_k の組を推定することができる。M段階に対する代替的なアプローチには、緩和フーリエ解析、エネルギー最小化アプローチ、及び繰り返し式条件付き期待値アプローチがある。代替的には、カーネル・パラメータのML推定値を与える任意のアプローチを用いてよい。EM散乱カーネル・パラメータ推定手順を図7に線図で示す。

【0054】

散乱カーネル推定値を用いて検出器上での一次X線事象を推定する工程154は、本書で前に決定した散乱カーネル推定値、及びファントム要素構成についての事前情報を用いることを含んでいる。一次事象は複数の方法で推定することができる。一実施形態では、散乱推定は必要ではなく、放射線遮蔽板による遮蔽の開きのコリメーションによって開口内部での散乱の寄与が大幅に減少するので、X線開口の底面積内又は検出器内での平均数データによって一次推定値を近似することができる。代替的には、散乱の寄与は既知であるが散乱カーネル推定値Pが特に必要とされない場合には、X線開口内の平均数データの何らかの部分数を用いて一次放射線の寄与を推定することもできる。代替的には、散乱カーネル推定における一次線の推定に対するEMアプローチからのE段階の任意の実施形態を用いてもよい。幾つかの実施形態では、散乱を無視することができ、散乱を推定する必要も測定数から減算する必要もない。

【0055】

1以上の散乱補正した画像を用いてX線ピクセル雑音を推定する工程156は、一次放射線の寄与及び散乱放射線の寄与の推定値が与えられた場合に、一次放射線の寄与及び散乱放射線の寄与から雑音寄与を推定して、一次線についての雑音を算出することを含んでいる。代替的には、画像から直接雑音パラメータを推定するのではなく、X線事象のポアソン分布を用いたモデル化によって散乱カーネル領域に予期される雑音を決定することもできる。雑音推定についてのもう一つの代替的な方法は、放射線遮蔽板80を取り外して、

10

20

30

40

50

別のX線画像を取得し、この画像を用いて雑音を推定するものである。雑音推定についてのもう一つの代替的な方法は、物質ブロック組成の関数として雑音をモデル化し、これらの推定値を用いて組織組成推定値に対するエラー・バー（error bar）を算出するものである。利用時には、画像自体から雑音を推定する場合又は物質ブロック組成に基づいて理論値として推定する場合には、フォトン数の小領域についての標準偏差、分散、ロバスト統計、及びハウスドルフ尺度を含めた複数の尺度を用いて、ばらつきを定量化することができる。

【0056】

一実施形態では、雑音分散を用いる。所定の画像の小領域を用いると共に、較正ファントムの既知の幾何学的形状すなわちX線開口底面積を用いて、散乱雑音寄与及び一次雑音寄与の単純なモデルを用いて雑音を推定することができる。例えば、被覆板80を用いると、フォトン数雑音を下記の式8を用いて推定することができる。

【0057】

【数5】

$$\sigma_p^2 = \frac{1}{\pi_T^2} \int_0^{r_T} \int_0^{2\pi} \frac{[y(r, \theta) - (E(y(r, \theta)))]^2}{E(y(r, \theta))} \cdot r \cdot dr \cdot d\theta \quad (\text{式8})$$

【0058】

ここでは、変数 r_T を用いて雑音パワー推定に有用な半径を記述している。

【0059】

1以上の処理済のファントム画像から複数の較正值を抽出して較正曲線を作成する工程138は、一次事象及び雑音推定値を用いて較正曲線を作成することを含んでいる。利用時には、各々のファントム要素による検出器における一次X線事象（フォトン数）を算出する。第iの物質ブロックについての減弱係数を下記の関係を用いて推定することができる。

【0060】

【数6】

$$\bar{\mu}_i = \frac{d \log(\beta_i(T))}{dT} \quad (\text{式9})$$

【0061】

ここで、 $\beta_i(T)$ は特定の物質ブロック組成についての厚みの関数としてのフォトン数データである。例えば、脂肪及び腺の両方についての減弱係数を式9を用いて推定することができる。利用時には、 $\beta_i(T)$ の連続形態は既知でないか、又は選択された数の厚みTにおいてのみ既知である場合があるため、多項式、スプライン、又は式9において導関数の算出に有用なその他の曲線に関数をフィッティングさせるとよい。

【0062】

様々な特定の実施形態によって本発明を説明したが、当業者であれば、特許請求の範囲及び要旨の範囲内の改変を施して本発明を実施し得ることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【図1】断層写真法イメージング・システムの見取り図である。

【図2】較正ファントム・システムの実施形態の一例の遠近図である。

【図3】図2に示すファントム・システムのファントム要素の実施形態の一例の遠近図である。

【図4】較正ファントム・システムの実施形態のもう一つの例の遠近図である。

【図5】較正ファントム・システムを撮像することを含む方法の流れ図である。

【図6】ファントム要素を前処理することを含む図5に示す方法の一部の流れ図である。

【図7】EM散乱カーネル・パラメータ推定を示すプロット図である。

【符号の説明】

10

20

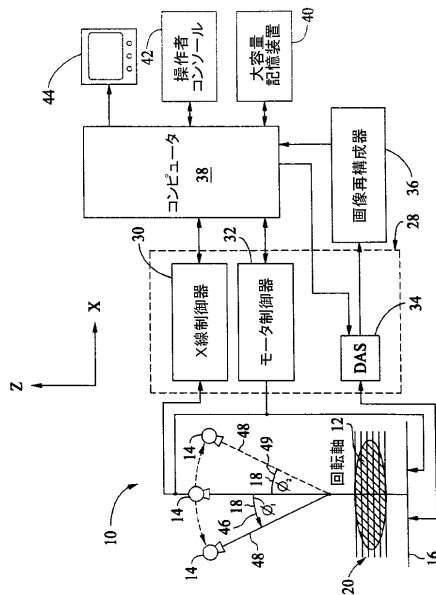
30

40

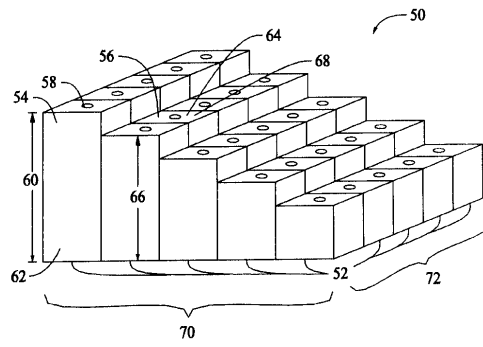
50

1 0	デジタル・イメージング・システム	
1 2	被撮像物体	
1 4	放射線源	
1 6	検出器アレイ	
1 8	投影角	
2 0	スライス平面	
2 8	制御機構	
4 4	表示器	
4 6、4 9	投影角	
4 8	放射線ビームの中心軸	10
5 0	非一体型校正ファントム・システム	
5 2	ファントム要素	
5 4	第一のファントム要素物質ブロック	
5 6	第二のファントム要素物質ブロック	
5 8	第一の表面	
6 0	第一の高さ	
6 2	第一の物質	
6 4	第二の表面	
6 6	第二の高さ	
6 8	第二の物質	20
7 0	ファントム要素の行	
7 2	ファントム要素の列	
8 0	放射線遮蔽板	
8 2	要素物質ブロック	
8 4	開口	
8 6	開口の幅	
8 6	遮蔽板の幅	
8 8	長さ	
9 0	第一の表面	
9 2	第二の表面	30
9 4	厚み	
9 6	金属物質	
1 0 0	要素物質ブロックの幅	
1 0 2	長さ	
1 0 4	第一の表面	
1 0 6	第二の表面	
1 0 8	高さ	
1 1 0	一体型校正ファントム・システム	
1 1 2	ファントム凸部	
1 1 4	ファントム凸部の第一の表面	40
1 1 6	第一の高さ	
1 1 8	第二の表面	
1 2 0	第二の高さ	
1 2 2	乳房等価物質	
1 3 0	校正の方法	

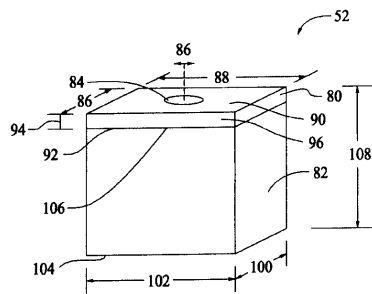
【 図 1 】



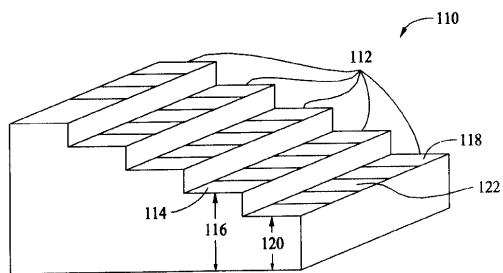
【 図 2 】



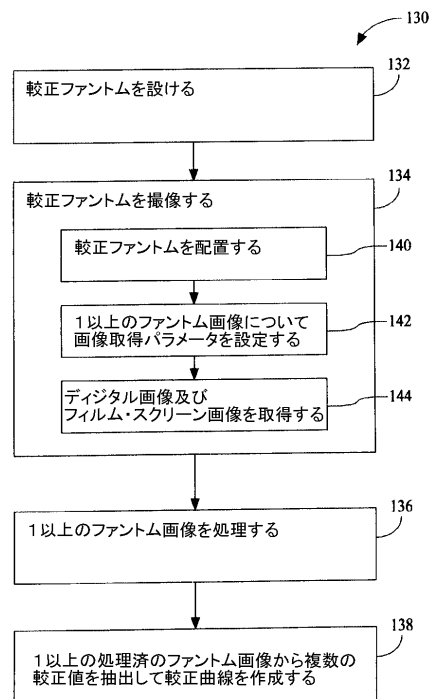
【 図 3 】



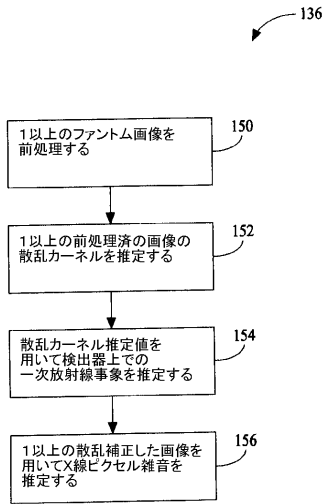
【圖 4】



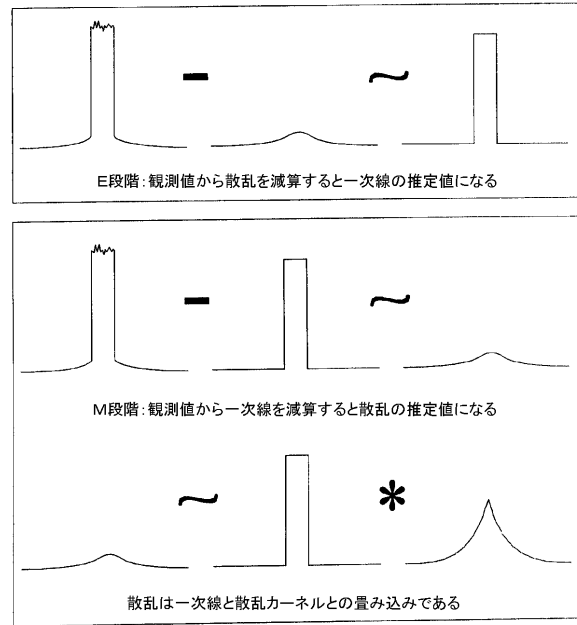
【 図 5 】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジョン・パトリック・カウフホールド
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、アルタモント、ウエスタン・アベニュー・ビルディング・1 -
1、2568番
- (72)発明者 ジョン・エリック・トカチク
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、デランソン、バートン・ヒル・ロード、154番
- (72)発明者 ディンコ・イー・ゴンザレス・トロッター
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフトン・パーク、パトナム・レーン、7番
- (72)発明者 ジェフリー・ウェイン・エーベルハルト
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、オールパニ、バルサム・ウェイ、7番
- (72)発明者 ジェフリー・エー・トマス
アメリカ合衆国、メリーランド州、ベテスダ、ジョーンズ・ブリッジ・ロード、4301番

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平07-308313(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00