

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5657658号  
(P5657658)

(45) 発行日 平成27年1月21日 (2015. 1. 21)

(24) 登録日 平成26年12月5日 (2014. 12. 5)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)**  
 A 6 1 B 6/03 3 6 0 E  
 A 6 1 B 6/03 3 3 0 B

請求項の数 18 (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2012-520629 (P2012-520629)	(73) 特許権者	512012311
(86) (22) 出願日	平成22年7月16日 (2010. 7. 16)		デイヴィッド ピー. ローラー
(65) 公表番号	特表2012-533337 (P2012-533337A)		アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 2 2
(43) 公表日	平成24年12月27日 (2012. 12. 27)		シェーカーハイツ ベルヴォアブルバード 3 1 2 0
(86) 国際出願番号	PCT/US2010/002006	(73) 特許権者	512012322
(87) 国際公開番号	W02011/008296		スティーヴン エイチ. アイゼン
(87) 国際公開日	平成23年1月20日 (2011. 1. 20)		アメリカ合衆国 オハイオ州 4 4 1 2 0
審査請求日	平成25年7月12日 (2013. 7. 12)		シェーカーハイツ アルダーサイドドラ
(31) 優先権主張番号	61/271, 150		イブ 1 6 6 1 9
(32) 優先日	平成21年7月17日 (2009. 7. 17)	(73) 特許権者	512012333
(33) 優先権主張国	米国 (US)		トーマス エル. トス
(31) 優先権主張番号	61/278, 954		アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 5 3
(32) 優先日	平成21年10月14日 (2009. 10. 14)		0 0 5 ブルックフィールド ローラレー
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ン 1 5 8 1 0

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線画像システム用拡張型低コントラスト検出能

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

特定の患者に対する、特定の放射線画像システムに対する、特定の画像用途についてプロトコルを選択する方法であって、

放射線画像システムの拡張型低コントラスト検出能性能関数を求める工程と、

所望のコントラスト指数に対応する前記拡張型低コントラスト検出能性能関数を参照することによってフラックス指数を選択する工程と、

前記フラックス指数から特定の患者に対する特定の画像用途についてのプロトコルを求める工程と、を包含し、

1つ以上の放射線画像システム上で、1つ以上の動作モードで、画質ベースのプロトコル選択基準として、あるコントラスト指数レベルを利用する、方法。

10

【請求項 2】

前記プロトコルの独立パラメータとしてスライス厚を求める工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記プロトコルを選択するために患者の水等価直径を求める工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記プロトコルを選択するために患者の水等価経路長を求める工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

20

## 【請求項 5】

前記プロトコルを選択するために患者減衰を求める工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 6】

前記プロトコルのそれぞれで、複数のオブジェクトを含むファントムを撮像することにより、画質およびコントラスト指数を求める工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 7】

選択されたプロトコルは、操作者によって手動で適用される、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 8】

選択されたプロトコルは、前記放射線画像システムによって自動的に適用される、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 9】

前記拡張型低コントラスト検出能性能関数を用いてプロトコル設定を求める目的で、特定の患者に対する特定の画像用途についての臨床的画質要件に対応して、所望のコントラスト指数を選択する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 10】

前記臨床的画質要件は、患者サイズの関数として記述される、請求項 9 に記載の方法。

## 【請求項 11】

前記所望のコントラスト指数は、患者サイズの関数として記述される、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 12】

前記臨床的画質要件はコア動作モードを含む、請求項 9 に記載の方法。

## 【請求項 13】

前記拡張型低コントラスト検出能性能関数を参照することによって、放射線画像システムのプロトコルを選択する工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 14】

拡張型低コントラスト検出能性能関数を参照することによって、あるコントラスト指数要件について最適化された放射線量に対する放射線画像システムのプロトコルを選択する工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 15】

前記拡張型低コントラスト検出能性能関数に応じて、所望のコントラスト指数に対応するフラックス指数を選択する工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 16】

前記拡張型低コントラスト検出能性能関数に応じて、所望のフラックス指数に対応するコントラスト指数を選択する工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 17】

前記放射線画像システムプロトコルの独立パラメータとしてスライス厚を用いる工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【請求項 18】

放射線画像システムプロトコルのために患者の水等価経路長を利用する工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、広義には放射線学の分野に属し、より具体的には放射線画像の分野に属する。

## 【背景技術】

## 【0002】

本願は、本願明細書中に援用する 2009 年 7 月 17 日に提出された米国仮出願第 61

10

20

30

40

50

/ 2 7 1 , 1 5 0 号および本願明細書中に援用する 2 0 0 9 年 1 0 月 1 4 日に出願された米国仮出願第 6 1 / 2 7 8 , 9 5 4 号に基づく優先権を主張する。

【 0 0 0 3 】

コンピュータ断層撮影 ( C T ) を含む放射線画像は、小さな低コントラストの特徴部分を検出することが可能であるので、医師が脳および肝臓を含む柔組織の解剖学的部位における低コントラストの腫瘍および病変を検出することを可能にし、放射線医療に欠かせないものとなっている。低コントラスト検出は、診断的 X 線画像方法の重要な特徴である。今日の放射線学における重要な問題の 1 つは、画質を妥協することなく、いかに C T 検査中の放射線量を低減するかである。一般に、より高い放射線量を用いればより低コントラストのより小さなオブジェクトを検出することができるようになり、より低い線量を用い

10

【 0 0 0 4 】

本特許中の説明はコンピュータ断層撮影 ( C T ) に焦点を当てているが、ここに記載する技術の適用範囲は C T に限られない。ここに記載する技術は他の放射線画像システムにも適用可能であり、本特許中における「 C T 」または「 C T スキャナ」という記載は、他の放射線画像システムにも適用されるものとして解釈される。

【 0 0 0 5 】

ある C T システムが低コントラストオブジェクトをバックグラウンドから区別する能力は、その C T システムの低コントラスト検出能 ( L C D ) で測定される。 L C D は、様々なサイズの低コントラストオブジェクトを含むファントムを用いて測定される。密度が異なる複数の材料を用いることによって低コントラストオブジェクトを生じるファントムは、従来のエネルギー蓄積型 C T スキャナをテストするのに有用である。エネルギー感知材料を用いた低コントラストオブジェクトを生じるファントムは、デュアルエネルギー

20

【 0 0 0 6 】

C T スキャナの低コントラスト分解能は、概ね、所与のコントラストレベルおよび線量で検出可能な最少のオブジェクトとして定義される。コントラストレベルは、通常、水の線減衰係数の百分率として記述される。現行の方法での記述値の一例は、例えば「コントラスト 0 . 3 % 、スライス厚 1 0 m m 、 C T D I v o l 線量 3 0 m G y で 4 m m 」である。ファントムの外表面で測定される表面線量のような他の線量測定基準が用いられる場合

30

【 0 0 0 7 】

現行の L C D 記述値は、以下の 2 つの方法のうちのどちらかによって、単一プロトコルで得られる。

【 0 0 0 8 】

1 . 人間による観察 - 再構成された画像を 1 人以上の人間の観察者が見て、その観察者の意見として、目に見える最小のピンを決定する。

【 0 0 0 9 】

2 . 統計学的方法 - 自動化されたアルゴリズムにより、平坦な「水」画像から、特定の信頼区間で所与のサイズのピンを検出するのに必要なコントラストを予測する。

40

【 0 0 1 0 】

ここでは、現行の L C D 記述値が 1 つのプロトコルのみで C T スキャナの性能を特性決定する点で不十分であり、例えばスキャナの全動作範囲などの拡張された範囲にわたって性能を特性決定する必要があることを示す。

【 0 0 1 1 】

コントラスト指数

低コントラスト検出能の測定を拡張するために、 1 つの方法として例えば等式 1 で定義される新しいコントラスト測定値 M ( 「コントラスト指数」と呼ぶ ) を用いることが可能である。

【 0 0 1 2 】

50

【数 1】

$$M = \frac{M_0}{cp} \quad (1)$$

【0013】

等式 1 において、 $p$  は、ハウンスフィールド単位 (HU) (但し、1 ハウンスフィールド単位は水の減衰の 0.1 % に相当する) で測定されるコントラストレベル  $c$  で目に見える、ミリメートル単位で測定される最小ピンサイズであり、 $M_0$  は測定値  $M$  を適当な数値範囲に入れるための任意定数である。重要な点として、この定義におけるコントラストレベル  $c$  は、後に大文字の  $C$  を用いて示す測定コントラストレベルではなく、オブジェクトの公称または予測コントラストレベルであることに留意されたい。この例において、0.3 % で 2 mm という現行の最良コントラスト記述値をコントラスト測定値 1000 にマッピングするためには  $M_0 = 6000$  である。例えば、「コントラスト 0.3 %、スライス厚 10 mm、CTDIvol 30 mGy で 4 mm」という記述値では、コントラスト測定値は 500 となる。

10

【0014】

【数 2】

$$M = \frac{6000}{(3)(4)} = 500 \quad (2)$$

20

【0015】

フラックス指数

市販の CT スキャナは、典型的に、それぞれ異なるコントラスト特性を有し得る広範囲のプロトコルで動作する。コントラストに影響を与えるプロトコルパラメータには、(1) スキャン時間、(2) 管電流 (mA)、(3) スライス厚、(4) オブジェクト直径、(5) 管電圧 (kVp)、および (6) X 線フィルタがある。また、コントラストは、非線形再構成方法、ならびに、再構成ピクセルサイズおよび再構成フィルタによって大きな影響を受ける。以下では、管電圧、X 線フィルタ、スキャン径および再構成方法 (これらが全体としてコア動作モードを構成する) は固定されており、そのコア動作モードにおいてスキャナは CTDIvol 線量指数で特性決定できるものとする。この時、検出に利用可能な X 線フラックスに直接影響するパラメータは、以下の通りである。

30

【0016】

1. スキャン時間 (0.25 ~ 2.0 秒 / 回転)
2. X 線管電流 (20 ~ 400 mA)
3. スライス厚 (0.5 ~ 10.0 mm)
4. オブジェクト直径 (20 ~ 50 cm)
5. 線量指数 (CTDIvol)

【0017】

相対フラックス測定値 (「フラックス指数」と呼ぶ) は、これらの 5 つのパラメータを以下のように組み込んでいる。

40

【0018】

【数 3】

$$FluxIndex = \frac{CTDIvol}{CTDIvol_{ref}} * mA * sliceThick * scanTime * \frac{e^{-objDiam * attWater}}{e^{-refDiam * attWater}} \quad (3)$$

$$refDiam = 20.0cm$$

【0019】

50

CTDIvolは、100mAs当たりの値であり、CTDIvol<sub>ref</sub>は、テストされるコア動作モード毎に決められる100mAs当たりの任意定数線量基準値である。これらのパラメータの現実的な組み合わせにおいて、フラックス指数の範囲は約[0.1~7, 000.0]である。現行のLCD記述値の一例は、「0.3%、10mmスライス、90mAsで4mm」となり得る。この例は20cmCATphanのものであるので、フラックス指数は900となる。

#### 【0020】

上記の相対フラックス指数は、オブジェクト直径が関わる要素を除いて、線量と線形的に関係している。CTに関して現在認められている線量指数は、IEC60601-2-44で定義されているCTDIvolである。所与のオブジェクトサイズおよびスライス厚について、線量はフラックスに線形的に関係している。本明細書で論ずるコントラスト測定値は、概して、オブジェクト中央において得られるものである。この理由から、ExLCD法の導出および説明は、現時点において相対フラックス指数に基づいている。

#### 【0021】

##### ExLCDグラフ

上記のように、CTスキャナのフラックス指数の範囲は約[0.1~7, 000.0]である。対応するコントラスト指数の範囲が約[0.5~1000.0]であることは実証可能である。これらの範囲は、図27に両対数形式で示すExLCDグラフの範囲を規定する。

#### 【0022】

より大きなコントラスト指数値は、より良い画質、または、より小さな、より低コントラストのオブジェクトを検出できることを示す。より小さなコントラスト指数値は、より悪い画質、または、より大きな、より高コントラストのオブジェクトしか検出できないことを示す。

#### 【0023】

より大きなフラックス指数値は、より高い線量、または、より小さな患者サイズを示す。より小さなフラックス指数値は、より低い線量、または、より大きな患者サイズを示す。

#### 【0024】

現行のLCD法は、多くの場合、CATphanファントム(図4)のCTP515低コントラストモジュール(図5)を用いる。[The Phantom Laboratory, [http://www.phantomlab.com/pdf7CATphan600\\_download.pdf](http://www.phantomlab.com/pdf7CATphan600_download.pdf)]複数の「上スライス」コントラスト組を用いるが、典型的には、最も低い0.3%コントラスト組のみが報告される。

#### 【0025】

市販のCTスキャナでは、現在、2つのLCD測定方法が用いられている:(1)人間の観察者による方法、および、(2)統計学的方法。複数の大手CT製造業者から最近報告された測定値をまとめ、それらを表1に集めた。[NHS Purchasing and Supply Agency, Buyer's Guide, Computer Tomography Scanners, Reports CEP08007, CEP08027, CEP08028]。

#### 【0026】

10

20

30

40

【表 1】

コントラスト指数	スキャナ	コントラスト	ピンサイズ	線量	スライス厚	mAs	カラーコード	フラックス指数
500	A	0.3%	4 mm	10 mGy	10 mm	90	赤	900
400	B	0.3%	5 mm	16 mGy	10 mm	180	青	1,440
1,000	C	0.3%	2 mm	40 mGy	10 mm	350	緑	3,600
400	D	0.3%	5 mm	7.3 mGy	10 mm	105	黄	657
情報源: NHS Purchasing and Supply Agency, Buyer's Guide, CT Scanners								

表 1：大手CT製造業者から最近報告されたLCD測定値

## 【0027】

10

これらの報告された測定値をコントラスト指数およびフラックス指数値に変換し、E x LCDコントラスト指数およびフラックス指数の上記の定義に基づいてE x LCDグラフ（図6）上に示すことは有益である。

## 【0028】

## 人間の観察者による方法

現在、LCDは、選択されたプロトコル技術の下でCATphanをスキャンして、画像を再構成することによって求められている。その後、この画像を、1人または複数人の人間の観察者に提示して、目に見えらると思う最小のオブジェクト（ひいては0.3%コントラスト組で検出可能な最小のオブジェクト）について、意見を出してもらう。上記の報告された測定値では、1人の観察者を使ったのか、複数人の観察者を使ったのかは明らかでない。また、どのように特定のプロトコルを選択して報告された記述値を導き出したのかも明らかではない。現時点では、1社を除く全てのCT製造業者が観察者による方法を用いていると思われる。

20

## 【0029】

## 統計学的方法

現時点では、1社のCT製造業者のみが統計学的方法を用いていると思われる。LCDの統計学的方法は、人間の観察者に付き物の問題を回避する。この方法は、再構成におけるノイズ測定値のみを利用している。実際のコントラストオブジェクトを持つファントムを用いない。画像ノイズを特定の方法で解析し、これにより、バックグラウンド上で所与の直径を持つオブジェクトを明記された信頼レベルで検出するのに必要なコントラスト量を求める。評価が人間の観察者ではなくコンピュータによって行われるので、この方法は反復性および再現性が高い。

30

## 【0030】

しかし、統計学的方法では、ノイズ画像のみが評価されるので、非線形再構成方法に起因するコントラスト性能を区別することができない。元々の低コントラストオブジェクトがどれほど良く保存されているのかに関するシステムの性能を決定することはできない。後ほど詳述するが、このことは、実際のオブジェクトを測定しないあらゆる解析方法に当てはまる。

## 【0031】

## 量子ノイズ制限

あらゆる実用的な目的において、唯一の画像ノイズ源が有限X線量子の統計である場合、その画像システムは「量子ノイズが制限されている」と言われる。等式13の文脈において、量子ノイズ制限システムとは、電子ノイズが無い、即ち、...である場合のシステムである。図3のプロットは、相対X線フラックス指数の関数としてのS/Nを示している。両対数プロットにおいて、量子ノイズ制限システム（緑線）のS/N比は、傾き1Aの直線によって表されるであろう。電子ノイズ（システムノイズ）が有る場合、図3において赤線によって示すように、より小さなフラックス値についてのみ全体的なS/Nが大きな影響を受けるであろう。

40

## 【0032】

スキャナプロトコルおよび体格の全範囲におけるコントラスト測定値は、図3に示すよ

50

うな S / N に類似した形状となるであろうと予測することは妥当である。例えば、あるスキャナが、図 7 の上段のプロットに示すようなコントラスト測定値を示すかもしれない。その場合、その CT スキャナのコントラスト性能は、図 7 の下段のプロットに示す赤線のような曲線で正確に特性決定することができるであろう。

#### 【 0 0 3 3 】

しかし、現行の LCD 法の場合、図 8 の上段のプロットにおける赤い太線の + および垂直な点線によって示す単一プロトコルで得られるたった 1 つのコントラスト測定値を用いてスキャナを特性決定する。この単一の測定値では、そのスキャナのコントラスト性能は特性決定されない。実は、これでは、そのスキャナの真のコントラスト性能を大きく見誤ってしまう。図 8 の下段のプロットに示すように、単一プロトコル測定値は、図 8 の下段 10 のプロットの破線によって示すような単一測定値によって規定される量子ノイズ制限曲線を追従するコントラスト性能を含意する。単一プロトコルコントラスト性能曲線の不正確性を図 9 に示す。さらに、現行の LCD 法では、システムぼやけ、即ち、変調伝達関数 ( M T F )、の影響を受けるより小さなピンを適切に処理できない。図 10 のプロファイルは、より小さなピンの問題を示している。図 10 において、15、7、5、3 および 2 mm のピンサイズのみを示す。

#### 【 0 0 3 4 】

統計学的方法、ノイズパワースペクトル、単純ピクセル標準偏差または整合フィルタ標準偏差などのノイズ解析のみに基づいた従来の検出能方法は全て、テストオブジェクトのコントラストを変更する再構成処理の性能を課題評価する可能性がある。ノイズおよびオブジェクトの両方の空間バンド幅を制限する再構成処理の場合、従来の検出能方法では、仮定されたオブジェクトの変化が説明できない。例えば、LCD テストファントム内の小さなピンが、ちょうど直径 2 mm、コントラスト 0.3 % の円筒であるとする。完璧に再構成されれば、このピン領域内の画像ピクセルの平均コントラストは 0.3 % となり、その領域外のピクセルは全て 0 % となる。しかし、このシステムの M T F がピンを特にそのエッジにおいてぼやけさせ、そのコントラストの一部を元々の幾何学的境界線外のピクセルに拡げるであろう。これにより、このピン領域内の平均コントラストが低下する。

#### 【 発明の概要 】

#### 【 発明が解決しようとする課題 】

#### 【 0 0 3 5 】

上記の話から、我々は、単一プロトコル LCD 法的不正確性についてある直感を得る。これらの不正確性は、本書において後ほど詳述する、以下の理由の 1 つ以上によって生じる。

#### 【 0 0 3 6 】

1. 人間の観察者のばらつき
2. 有限なピンサイズ選択
3. プロトコルの選択
4. システム ( 電子 ) ノイズの存在
5. より小さなピンに対するシステムぼやけ ( M T F ) の影響

#### 【 0 0 3 7 】

ある CT システムの低コントラスト検出能 ( LCD ) 性能は、そのスキャナが最低限の X 線線量で高画質画像を生成する能力を表す指標を提供する重要な性能特性である。今日の CT スキャナにおいてより低い線量プロトコルを用いる事はますます重要であるので、プロトコルおよび体格の全範囲において LCD が測定可能である事は今重要である。

#### 【 0 0 3 8 】

図 7 の下段のグラフに、典型的な ( 模擬 ) CT スキャナの E x LCD コントラスト性能曲線を示す。CT システムは、以下のシステム特性によってコントラスト性能が異なる：

1. 全体線量 / 量子効率
2. システム / 電子ノイズ
3. システムぼやけ ( M T F )

#### 4. 非線形再構成方法

##### 【0039】

図11の上段のプロットの点線および破線は、いかにコントラスト性能曲線がこれらのシステム特性のいくつかに影響されるのかを定性的に示している。下段のプロットは、線量に対する性能曲線のばらつきの重要性を示している。このプロットにおいて、赤線の交点は、各スキャナで同様の画質を得るために必要な相対線量を示している。

##### 【0040】

図12の上段のプロットの3つの色つきまたは影つき線は、3つの代表的なCTスキャナの比較例を示している。下段のプロットにおいては、代表的なCTスキャナの性能曲線を単一プロトコルコントラスト方法の誤差領域に重ねることで、現行のLCD法の不正確性がCTスキャナ間でコントラスト性能を正しく区別することを実効的に阻害していることを示す。

##### 【課題を解決するための手段】

##### 【0041】

本願開示内容およびこれに係る発明は、X線線量を普遍的な画質測定基準と関連付けるロバストな能力を提供する拡張型低コントラスト検出能（本明細書中、「EXLCD」または「拡張型LCD」とも称する）コントラスト測定システムおよび方法に関する。本開示内容およびこれに係る発明によれば：

1. あらゆる放射線画像システムのコントラスト性能をその動作範囲にわたって、あらゆる患者サイズについて、オフラインキャリブレーションに基づいて特性決定し、これにより、放射線画像システムのコントラスト性能を経時的に記録できる能力を含む、QAパフォーマンステストを行う能力を提供し、

2. 例えばCTスキャナの場合の非線形または逐次再構成によって影響を受けるコントラスト性能を含む、2つ以上の放射線画像システムのコントラスト性能を比較し、

3. 各システムにおいて等価コントラスト指数レベルに関係するプロトコルを特定することによって、異なる放射線画像システム間でプロトコルを標準化し、

4. ある臨床的シナリオにおいて特定の患者について所望のコントラスト指数レベルを得るべく、特定の放射線画像システムのスキャンプロトコルを最適化し、これにより、放射線画像システムによって良い画質で低線量スキャンを行うことを可能にすることができる。

##### 【0042】

本願開示内容の拡張型低コントラスト検出能（EXLCD）技術に従って単数または複数のコントラスト性能曲線が得られれば、上記各特徴が実現する。

##### 【0043】

本開示内容およびこれに係る発明のある局面において、実際に再構成された画像を用いて、放射線画像システムのコア動作モードの動作範囲について、フラックス指数とコントラスト指数との関係として拡張型低コントラスト検出能性能関数を求める方法であって、実質的に前記放射線画像システムの動作範囲にわたって分布している複数のプロトコルを選択する工程と、前記プロトコルのそれぞれで、複数のオブジェクトを含むファントムを撮像する工程と、各オブジェクトについて検出能を算出し、これにより、各オブジェクトについて、相対フラックスおよびコントラスト指数の順序対を一組求める工程と、各コントラスト組について検出可能な最小オブジェクトサイズを求める工程と、各コントラスト組について、各プロトコルについて、コントラスト指数を算出する工程と、前記フラックス指数およびコントラスト指数の順序対を利用して、前記放射線画像システムの拡張型低コントラスト検出能性能関数を求める工程と、を包含する方法が提供される。

##### 【0044】

本開示内容およびこれに係る発明の別の局面において、放射線画像システム用の前記放射線画像システムの拡張型低コントラスト検出能性能データの放射線画像システムプロトコル選択基準は、実質的に前記放射線画像システムの動作範囲にわたって分布している複数のプロトコルを選択する工程と、前記プロトコルのそれぞれで、複数のオブジェクトを



含むファントムを撮像する工程と、各オブジェクトについて検出能を算出し、これにより、各オブジェクトについて、相対フラックスおよびコントラスト指数の順序対を一組求める工程と、各コントラスト組について検出可能な最小オブジェクトサイズを求める工程と、関係のある各コントラスト組について、各プロトコルについて、コントラスト指数を算出する工程と、前記フラックス指数およびコントラスト指数の順序対のデータを収集して、これにより、前記放射線画像システムの前記拡張型低コントラスト検出能性能データのプロトコル選択基準を提供する工程と、によって生成される。

【 0 0 4 5 】

本開示内容およびこれに係る発明の別の局面において、特定の患者に対する特定の画像用途についてプロトコルを選択する方法であって、実質的に前記放射線画像システムの動作範囲にわたって分布している複数のプロトコルを選択する工程と、前記プロトコルのそれぞれで、複数のオブジェクトを含むファントムを撮像する工程と、各オブジェクトについて検出能を算出し、これにより、各オブジェクトについて、相対フラックスおよびコントラスト指数の順序対を一組求める工程と、各コントラスト組について検出可能な最小オブジェクトサイズを求める工程と、各コントラスト組について、各プロトコルについて、コントラスト指数を算出する工程と、前記フラックス指数およびコントラスト指数の順序対を利用して、前記放射線画像システムの拡張型低コントラスト検出能性能データを求める工程と、前記拡張型低コントラスト検出能性能データを参照することによって、最適化された線量およびコントラスト指数を選択する工程と、前記拡張型低コントラスト検出能性能データから前記コントラスト指数に対応するフラックス指数を選択する工程と、によって、使用する放射線画像システム用の拡張型低コントラスト検出能性能データを得る工程を包含する方法が提供される。

【 0 0 4 6 】

また、本開示内容およびこれに係る発明の別の局面において、拡張型低コントラスト検出能ファントムであって、バックグラウンド材を用いた少なくとも2つの複数の直径寸法を有するボディと、前記ボディ内に含まれ、それぞれがサイズの異なる複数のオブジェクトを含む、複数のコントラスト組と、を備え、前記コントラスト組および前記バックグラウンド材は、拡張型低コントラスト検出能方法の要件を満たすように配置されている、拡張型低コントラスト検出能ファントムが提供される。

【 0 0 4 7 】

ここで、本開示内容およびこれに係る発明の上記およびその他の局面を添付図面を参照しながらさらに説明する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 8 】

【図 1】図 1 は、最適プロトコル選択のデータフローの一例である。

【図 2】図 2 は、画像データ（左側）または投影データ（右側）からの患者減衰の決定である。

【図 3】図 3 は、量子ノイズ制限システムにおける信号対ノイズ（緑線）および電子ノイズ有り（赤線）である。

【図 4】図 4 は、CATphanファントムを示す。

【図 5】図 5 は、CTP515 低コントラストモジュールの図（左側）と代表的な再構成画像（右側）である。

【図 6】図 6 は、大手CT製造業者からのEXLCD測定値である。

【図 7】図 7 は、全フラックス範囲にわたるコントラスト測定値（上側）およびそれらのコントラスト測定値から導き出したコントラスト性能曲線（下側）である。

【図 8】図 8 は、（上側）赤色の+は、マルチ測定法に対して現行の単一プロトコル測定値を示し、（下側）赤色の破線は、単一プロトコル測定値から得られる仮想コントラスト性能曲線を示す。

【図 9】図 9 は、単一プロトコルコントラスト性能曲線とEXLCDコントラスト性能曲線の比較である。

【図 10】図 10 は、ピンのぼやけによるコントラスト低減を示しており、（上側）は頭部スキャンにおけるぼやけ、（下側）は全身スキャンにおけるぼやけである。

【図 11】図 11（上側）は、システム特性がコントラスト性能曲線に与える影響を示し、（下側）は、3つの異なるコントラスト性能曲線について等コントラスト検出能を得るための線量の比較を示している。

【図 12】図 12（上側）は、3つの代表的なCTスキャナについてのコントラスト性能曲線比較であり、（下側）は、3つの代表的なCTスキャナについてのコントラスト性能曲線を単一プロトコルコントラストにおける誤差に重ねたものである。

【図 13】図 13 は、E x L C D 法のブロック図である。

【図 14】図 14 は、ピンサイズサンプリングおよびコントラスト組サンプリングであり、各色は異なるコントラスト組を示し、各コントラスト組の最小ピンが次に低いコントラストレベルの4番目および5番目のピンの間に位置するように各コントラスト組はインターリーブされている（点線）。

【図 15】図 15 は、2つの異なる直径および9個の異なるコントラスト組を示すE x L C D ファントムの構成である。

【図 16】図 16 は、E x L C D（模擬）ファントムの断面であり、20 cm 断面（左側）および40 cm 断面（右側）を示している。

【図 17】図 17 は、各プロトコルにおけるコントラスト組であって、橙色の領域は概ね必要なカバー範囲を示している。

【図 18】図 18 は、可視度マッピングを示しており、各ピンに最大から最小の順で1～9の番号を付けている。

【図 19】図 19 は、選択された最小ピンからE x L C D コントラスト測定値プロットへのマッピングを示す。

【図 20】図 20 は、統計学的方法から導き出したE x L C D コントラスト測定値を示す。

【図 21】図 21 は、R o s e 基準検出能指数（上側）および対応するE x L C D コントラスト測定値（下側）である。

【図 22】図 22 は、整合フィルタ検出能解析を示しており、再構成画像ノイズフィールド（上段）をピンの理想的な再構成画像と合成し、15個の理想的な再構成されたピンの配列をフィルタリングされたノイズフィールドと組み合わせて（中段）、特定の閾値を超える可視度を達成するために必要なコントラストの強さ示す画像を作成している（下段）。

【図 23】図 23（上側）は、一組の順序対 [ 相対フラックス、コントラスト測定値 ] であり、（下側）は、2パラメータ等式への最小二乗フィットである。

【図 24】図 24 は、3つのスキャナについてのコントラスト性能曲線の比較である。

【図 25】図 25（上側）は、ピン > 2.5 mm の大きなピンのコントラスト性能曲線であり、（下側）は、小さなピンのコントラスト性能曲線（赤 = 2.5 mm、緑 = 2 mm）である。

【図 26】図 26 は、大きなピン（青）および小さなピン（赤）のコントラスト性能の比較である。

【図 27】図 27 は、E x L C D グラフであり、コントラスト指数は検出能 / 画質を表し、フラックス指数は線量 / 患者サイズを表す。

【図 28】図 28 はグラフであり、緑色の「X」点は、所与のコントラストレベルにおける各オブジェクトサイズの検出能値を示し、太い灰色の線は、検出能値の線形フィットを示し、場所「A」は、閾値を超える最小可視オブジェクトに基づいた最小オブジェクトサイズを示し、場所「B」は、全オブジェクトサイズを用いたフィットに基づいた最小オブジェクトサイズを示す。

【図 29】図 29 は、2つの異なるスキャナ間で標準化されたプロトコルを開発する方法を示す。

【図 30】図 30 は、E x L C D 検出能アルゴリズムの好適な実施形態である。

10

20

30

40

50

【図 3 1】図 3 1 は、E x L C D ファントムの代替実施形態の二次元断面である。

【図 3 2】図 3 2 は、9 個のコントラストレベルのうち 3 つのみを用いた E x L C D ファントムの 2 つの代替実施形態を三次元で示し、上図では円柱オブジェクトを示しており、下図では、水平 2 D 断面においてオブジェクトの中心のトレースが螺旋状になる。

【発明を実施するための形態】

【0049】

図面に関して、色の指定に以下の記号を用いる。

【0050】

G = 緑

G R = 灰色

R = 赤

B = 青

P = 紫

O = 橙

T = 青緑

D G = 深緑

M = マゼンタ

【0051】

明細書内で言及する際には、混乱を避けるために、各色の通常名を用いる。

【0052】

図面において、「E x L C D 性能関数」の代わりに、「E x L C D コントラスト性能曲線」または「コントラスト性能曲線」を用いる場合がある。

【0053】

図 1 は、本開示内容およびこれに係る発明による最適プロトコル選択プロセスの代表的なデータフロー例を示す。スキャナあるいは特定の放射線画像システムについて E x L C D 性能関数が利用可能だとする。臨床的画質要件に基づいて所望のコントラストレベルを選択する。この例では、所望のコントラスト指数は 30 . 0 である (40 ハウンスフィールド単位 (H U) のコントラストレベルで 5 mm ピンに対応)。そして、最適プロトコル選択によって、所望のコントラスト指数に対応するコントラスト性能曲線上の位置を求める。E x L C D 性能関数は常に単調であるので、図 1 のグラフに図示するようにコントラスト指数値と E x L C D 性能関数との交点に対応する特異フラックス指数値が存在する。この例の場合、求められるフラックス指数値は 3 . 8 である。そして、この特異フラックス指数値を用いて最適プロトコルを求めることができる。

【0054】

スライス厚は独立パラメータとして選択されるものとする。また、下記の患者の水等価直径 ( $D_{weq}$ ) を求める方法のような、患者の体の直径 D を求める方法があるものとする。図 1 の例の場合、患者の直径は 40 cm、スライス厚は 5 mm であり、これにより、所望の画質を得るための最適フラックスとしての算出 m A s は 41 . 5 となる。

【0055】

図 2 9 は、2 つ以上のスキャナ間で臨床プロトコルを標準化するための代表的なデータフロー例を示す。「赤スキャナ」がプロトコルを開発した際のベースラインスキャナであるとして、この方法によれば、「青スキャナ」のための対応臨床プロトコルがロバストに求められる。赤スキャナの各所望プロトコルについて、(1) 赤スキャナプロトコルのための対応フラックス指数を求め、(2) 赤スキャナの E x L C D 性能関数の対応コントラスト指数をルックアップし、(3) 青スキャナの E x L C D 性能関数の等価コントラスト指数値を見つけ、(4) 青スキャナの E x L C D 性能関数に基づいて対応フラックス指数をルックアップし、これにより、青スキャナのための等価臨床プロトコルを求める。

【0056】

患者の水等価直径

スキャンされたオブジェクトの全体的な減衰は、C T 画像から水等価面積として計算で

10

20

30

40

50

きる（図2）。 $I(x, y)$ の合計が水等価面積である（ただし、 $I(x, y)$ は画像ピクセルから得られ、各ピクセルの相対減衰で重み付けされて面積に換算される）。水等価面積の平方根が減衰単位（AU）と定義される。

【0057】

【数4】

$$D_{weq} = 2 \times \sqrt{\sum I(x, y) / \pi} \quad (4)$$

$$I(x, y) = (image(x, y) / 100 + 1) \times PixelArea \quad (5)$$

10

【0058】

水等価直径は、投影面積および適切なスキャナ依存換算係数（例えば、市販のマルチスライススキャナの場合0.557）を用いて、図2のスキャン投影放射線写真から推定することもできる。

【0059】

【数5】

$$D_{weq} = 2 \times 0.557 \times \sqrt{\sum P(i) / \pi} \quad (6)$$

20

【0060】

放射線写真が示す体の境界線を用いて患者の情報が得られる場合もある。この方法では、場合によっては、プロトコルを最適化するために、体の直径とともにボディマス指数を組み込むことが重要である。

【0061】

その患者の $D_{weq}$ は等式（7）においてオブジェクト直径として用いられる。

【0062】

【数6】

$$mAs = \frac{FluxIndex}{sliceThick} e^{(D_{weq} - D_{ref}) * \mu_{water}} \quad (7) \quad 30$$

【0063】

フラックス指数が分かれば、患者の直径 $D_{weq}$ はスライス厚と共に既知であるので、その患者について、所望の画質を得るためのスキャンのための必要 $mAs$ を計算することができる。

【0064】

等式（7）におけるオブジェクト直径および $\mu_{water}$ の両方を求める別の方法は、最も経路が長くなる方向（通常は横方向）からのスキャン投影放射線写真の水ビーム硬化補正平均強さ（50個のサンプルの平均）を用いることである。画像ノイズは最もノイズの大きい投影に概ね影響されるので、この方法は、水等価面積から求められた $D_{weq}$ を用いるよりも一定したコントラスト性能を提供するであろう。

40

【0065】

例えば、

- 1．スライス厚
- 2．X線ビームエネルギー（デュアルエネルギーを含む）
- 3．非線形再構成

について、所与のスキャナが2つ以上のEXLCD性能関数を持つ場合もあり得る。

【0066】

対応プロトコルパラメータが入力として提供されれば、このアルゴリズムは複数のEX

50

LCD性能関数の場合に有効である。

【0067】

臨床的設定において所望のコントラスト指数を求める方法を持つておくことは重要である。1つの簡単な方法は、ハウンスフィールド単位およびオブジェクトサイズで、所望のオブジェクトコントラスト区分を記述することである。すると、 $E \times LCD$ コントラスト指数は等式1から直ちに算出できる。より洗練された方法が開発される（例えば、実際の臨床画像から導き出される）ことが予測される。例えば、 $E \times LCD$ キャリブレーションされたスキャナを用いた特定の臨床タスクにおいて様々な線量レベルで様々な患者から得られた臨床画像の利用可能性を放射線専門医らが定性的に各付けし、その後、 $E \times LCD$ を用いて各患者の画像のコントラスト指数を求める。これにより、 $E \times LCD$ 性能関係式に臨床的な意見を関連付けることができる。放射線専門医による十分な数の定性的な研究が行われれば、最終的には、臨床の実践で用いる適切なコントラスト指数が解き明かされるであろう。 $E \times LCD$ は、どのカリブレーション済スキャナでも、どの患者についても、要求される結果を再現するための方法を提供する。

10

【0068】

患者の副作用の可能性の観点からは最小限の造影剤濃度を用いるほうが良いが、所望の画質を得るのに十分なコントラストを用いることは重要である。放射線画像システムに用いる造影剤の濃度を最適化するべく、 $E \times LCD$ 法を拡張することも可能である。

【0069】

非線形または逐次再構成によって影響を受けるコントラスト性能を記録するためには、再構築オブジェクトコントラストを測定する必要がある。従って、 $E \times LCD$ 法においては、実際の再構築コントラストが測定される。測定コントラストを用いた場合、高度にフィルタリングされたノイズスペクトルを用いた再構成処理は、元々のオブジェクトの空間的幾何学形状を保持しながらノイズをフィルタリングできる再構成処理よりも $E \times LCD$ コントラスト指数が低くなるオブジェクトスムージングを引き起こすであろう。

20

【0070】

本開示内容の $E \times LCD$ 法は、図13のブロック図に示す4つの主要構成要素に分けることができる：（1）様々なコントラスト/直径断面を有する $E \times LCD$ ファントム、（2） $E \times LCD$ 測定に用いられるスキャンプロトコルおよび画像スライスの組、（3）検出能の決定、（4）コントラスト指数関数発生器およびパラメータ計算。

30

【0071】

本明細書中、用語「拡張型低コントラスト検出能」および「 $E \times LCD$ 」とは、ある範囲の動作条件および患者サイズ（フラックス指数）にわたって数値で表されるLCD値（コントラスト指数）を与える放射線画像システムについての普遍的な性能関係式のことである。「拡張型低コントラスト検出能関数」、「 $E \times LCD$ 関数」および「 $E \times LCD$ 性能関数」および「 $E \times LCD$ 性能曲線」および「コントラスト性能曲線」とは、コントラスト指数対フラックス指数の関係式を表す何らかのデータまたはこれを実体的に表したものである。

【0072】

本明細書中、検出に利用可能なX線フラックスに直接影響を与えるプロトコルパラメータまたは画像性能再構成パラメータを組み込むために、コア動作モード内の各プロトコルバリエーションについてフラックス指数値を規定する。フラックス指数値は、コア動作モードに対して「相対的」である。即ち、あるコア動作モードに対するフラックス指数値は、別のコア動作モードに対するフラックス指数値とは直接比較できない。この特定のコア動作モードに対する相対フラックス指数値は、検出に利用可能なX線フラックスに比例する何らかの数式である。CTスキャナについての1つの可能な定義は、等式3およびそれに付随する説明によって与えられている。

40

【0073】

本明細書中、コントラスト指数値は、等式1およびそれに付随する説明によって定義されている。それは、コア動作モード内の各プロトコルおよび各関連コントラスト組に対し

50

て測定および計算によって求められる。所与のコア動作モードについて、各組のコントラストオブジェクトには、公称コントラストレベル  $c$  が割り当てられ得る。このコントラストレベルは、ファントム設計およびそのコア動作モードについて行われたファントムキャリブレーションによって決定されるファントムの製造特性によって設定される。そして、そのコア動作モード内の各プロトコルについて、検出可能な最小オブジェクトサイズ  $p$  が求められる。他の場所で説明しているように、 $E \times L C D$  アルゴリズムは、そのプロトコルについて生成された画像を調べ、そして、検出能閾値以上の検出能値に対応する最小オブジェクトサイズ  $p$  を決定することによって、そのコントラスト組において各オブジェクトサイズについて検出能値を決定する。

#### 【 0 0 7 4 】

10

その組の中の一部のオブジェクトが検出可能である場合、または、そのコントラスト組中の全てのオブジェクトが検出可能もしくはそのコントラスト組中の全てオブジェクトが検出可能ではない場合、コントラスト組は所与のプロトコルパラメータ組について関連がある。検出可能な最小オブジェクトサイズは、そのコントラスト組中のオブジェクトの検出能測定値から外挿または内挿によって確実に推定できる。

#### 【 0 0 7 5 】

本開示内容によれば、所与の放射線画像システムについて複数のキャリブレーションを行ってもよい。例えば、完全な  $E \times L C D$  スキャナ特性決定は、以下の要素を含む：

1．各コア動作モードについて新しい  $E \times L C D$  キャリブレーションが行われる。コア動作モードは、例えば以下のコア動作パラメータが変更されたときに変わる。

20

- a．X線管エネルギー
- b．ソースフィルタおよびコリメータ
- c．再構成モード、例えば、非線形再構成

2．最新の線量測定

3．製造公差およびスキャナスペクトル特性を補償するための  $E \times L C D$  ファントムのキャリブレーション

#### 【 0 0 7 6 】

本明細書中、 $E \times L C D$  性能曲線または  $E \times L C D$  性能関数は、その放射線画像システムについて、あらゆるコア動作モードに対する  $E \times L C D$  アルゴリズムの出力の形式またはフォーマットの1つである。 $E \times L C D$  性能曲線は、そのコア動作モードについて、フラックス指数の範囲にわたって、フラックス指数およびコントラスト指数の関係式を具現化する。フラックス指数およびコントラスト指数値の配列、または、その他の適切なパラメータ表示によって表されてもよい。この関係式は、あらゆる所望のフラックス指数についてコントラスト指数を求める、または逆に、あらゆる所望のコントラスト指数およびあらゆる患者サイズについてプロトコルパラメータを求める、(オンラインの)能力を提供するように具現化される。

30

#### 【 0 0 7 7 】

本明細書中、放射線画像システムは、画像を作り上げるために電磁放射線(X線、ガンマ線など)を利用するあらゆる画像システムである。ここに記載した  $E \times L C D$  システムおよび方法の用途において、放射線画像システムは、これらに限定はされないが、CTスキャナ、デジタル放射線装置、マンモグラフィ装置、核画像装置、SPECT装置を含む。

40

#### 【 0 0 7 8 】

本明細書中、上記様々な検出方法は、画像解釈作業の質を確かなものにするように設計されたファントム画像および方法のシステムを含む。検出能方法の一部は以下のものあるいは以下のものの組み合わせを含む：固定オブジェクトファントムにおけるオブジェクトの視覚的な質に関する人間の意見(最も悪い方法)、画像中におけるオブジェクトの有無をどれほど正確に決定できるかに関する人間による作業に基づく観察(例えば、強制選択法)、何らかの画像ノイズ測定値を用いてオブジェクトの検出能を推定する統計学的ノイズ解析法、オブジェクトの空間周波数を求めてそれらを用いてこれら空間周波数内のノイ

50

ズを解析する整合フィルタ法、理想的ベイズ観測者信号対ノイズ解析、非前置白色化整合フィルタ信号対ノイズ比 (NPWMFSNR) など (例えば、本願に援用する国際放射線単位測定委員会 (ICRU) レポート 54 「Medical Imaging - The Assessment of Image Quality」にさらに記載されている)。NPWMFSNR が、客観的な人間による作業に基づく評価に最も近いことが分かっている。従って、他の方法を用いることも可能であるが、NPWMFSNR が E x L C D 検出方法の好適な選択肢である。NPWMFSNR の 1 つのバリエーションは、ノイズの空間周波数を低減させるが入力オブジェクトの空間周波数は維持するようなシステムがより高い NPWMFSNR スコアとなるように、システムの MTF に起因するオブジェクトのコントラストの低減を測定することである。

10

【0079】

#### デュアルエネルギー

本明細書中に開示した E x L C D の概念は、空間的考慮を行った上で、エネルギー蓄積型画像法と同じく、エネルギー弁別型放射線画像法に適用することが可能である。ファントム内のオブジェクトは、カルシウムハイドロキシアパタイトのようなエネルギー感知材料でできていなければならない。ファントムオブジェクトに用いるエネルギー感知材料の割合は様々である。概念としては、エネルギー感知材料オブジェクトの複数の濃度組を構築することである。そうすれば、ファントムオブジェクトは、エネルギー弁別獲得および放射線画像装置に採用されている再構成方法に対して敏感になるであろう。

【0080】

20

エネルギー弁別型システムは、様々な種類の画像を提供することができる。デュアルエネルギー CT について言えば、以下のものが含まれる：従来の画像と同様の高 k V および低 k V 画像；カルシウム画像および水画像 (選択された基礎材料がカルシウムおよび水の場合) のような 1 組の基礎材料画像；基礎材料画像からのデータまたは基礎材料投影データの適切な組み合わせによって生成される選択 k e V での単色画像。これらの画像のいずれかまたは全てを、エネルギー感知ファントムを用いた E x L C D で評価することができる。

【0081】

#### E x L C D ファントム

E x L C D ファントムは、フラックス範囲にわたってコントラスト測定を行うことをサポートしなければならない。現在の C A T p h a n と同様のファントム径 20 cm の場合、所望の範囲の高フラックス側のフラックス値はサポートするものの、最も低いフラックス範囲値はサポートしない。従って、適切なスキャンパラメータを用いれば所望の範囲の最低フラックス値を達成できる第 2 のファントム径 40 cm を設ける。

30

【0082】

検出されたフラックスが所望の範囲の下側端である場合、現在の C A T p h a n におけるコントラストレベルは見えないであろう。従って、低いフラックス範囲において検出可能となるように追加のコントラスト組を導入する。

【0083】

E x L C D ファントムは 9 個の異なるコントラスト組を含む。各コントラスト組は 9 個のオブジェクト (「ピン」とも呼ばれる) を含む。図 14 に示すような対数コントラストレベル軸に沿って均一なサンプルが生成されるようにピンサイズを選択する。均一なサンプルは、以下の公式によって導き出される：

40

サンプル数を  $N$  とし、 $V_1$  および  $V_N$  を最初の要素および最後の要素とする。

【0084】

$ramp = 1, 2, 3 \dots N$

$V_1$  および  $V_N$  は以下のように書くことができる：

【数 7】

$$V_1 = a^{b+1}$$

$$V_N = a^{b+N}$$

$$b+1 = \log_a(V_1) = \frac{\ln(V_1)}{\ln(a)} \dots \dots \dots (1)$$

【0085】

10

同様に、

【数 8】

$$b+N = \log_a(V_N) = \frac{\ln(V_N)}{\ln(a)} \dots \dots (2)$$

【0086】

等式 1 および 2 を解くと：

【数 9】

20

$$a = e^{\left(\frac{\ln(V_N) - \ln(V_1)}{N-1}\right)}$$

$$b = \frac{\ln(V_1)}{\ln(a)} - 1$$

となる。よって、等間隔でサンプリングされた  $V_{ec}$  は以下のように定義される。

【0087】

【数 10】

$$vec = a^{(b+ramp)}$$

30

【0088】

コントラスト組は、対数コントラストレベル軸に沿ったサンプリングレートが実効的に倍になるように設計する。即ち、コントラスト組は、グラフ中に点線で示すようにインターリーブされる。具体的には、各コントラスト組（コントラスト値が最も低い組を除く）の最小ピンが次にコントラスト値が低いコントラスト組の 4 番目および 5 番目のピンの間に位置する。

【0089】

具体的なピンサイズおよび具体的なコントラストレベル値を表 2 に示す。各コントラストレベルについて、そのコントラストレベルが、20 cm 径で必要なのか、40 cm 径で必要なのか、その両方で必要なのかが示されている。

40

【0090】



【表 2】

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
ピンサイズ (mm)	2.00	2.57	3.31	4.26	5.48	7.05	9.06	11.66	15.00
コントラスト組 No	1			2			3		
コントラスト レベル (HU)	1.00	2.41	5.83	14.08	33.99	82.07	198.17	478.49	1155.35
20cm径で使用	✓	✓	✓	✓	✓	✓			
40cm径で使用				✓	✓	✓	✓	✓	✓

表 2：ピンサイズ値およびコントラストレベル値

10

## 【0091】

表 2 に基づいて、ファントムは、図 1 5 に示すように構成することができる。ファントム内に縦向きに配置された複数の棒片（参照符号 1 ～ 9 で示され様々な影および / または番号が付けられている）によって、異なる複数のコントラストレベルが表現されている。図面中、参照符号 4、5 および 6 で示されている真中の 3 つのコントラスト組は、2 つの直径の両方において使用できるように配置されている。

## 【0092】

代表的な断面を図 1 6 に示す。左側の画像は 20 cm 径断面を示し、右側の画像は 40 cm 径断面を示す。同じ断面およびコントラスト組の複数のスライスができるようにファントムを設計する。複数スライスから得た測定値を組み合わせることで、再構築オブジェクトの実際のコントラストをより正確に測定することができる。

20

## 【0093】

さらに、ファントムは、ノイズ標準偏差およびノイズパワースペクトルが測定可能な領域を有していなければならない。ファントムには、システム MTF の測定をサポートする領域およびオブジェクトも必要であり得る。

## 【0094】

本書に記載の具体的な設計は、測定を達成し得る多数の設計のうちの 1 つである。2 つの E x L C D ファントム代替実施形態は、図 3 1 に示す断面を有する。この図において、それぞれの色または影が異なるコントラストレベルを表している。本実施形態においては、各断面に、全てのコントラストレベルおよびピンサイズが現れる。この設計を使用する場合、再構成時のノイズ応答を半径の関数として組み込む必要があるであろう。図 3 2 は、図 3 1 に示す断面を共に有する 2 つの実施形態を示している。両図において、明瞭さのために、9 個のコントラスト組のうちの 3 つのみを示している。図 3 2 の上半分に図示したファントムは、円柱オブジェクトからなる。これらのファントムピンはスライス間で一貫したオブジェクトを提供し、これらの一貫したオブジェクトは、患者の体内で軸方向に向いている管類を表したものと類似している。これにより、スライス間の一貫性をうまく利用し得る非線形再構成処理をテストする手段が得られる。図 3 2 の下半分に図示したファントムは螺旋状円柱のオブジェクトで構成されている。即ち、各オブジェクトについて、水平二次元断面における円形プロファイルの中心は螺旋を形成する。これによりスライス間の一貫性は低減し、スライス毎のばらつきが存在する場合、これを利用して性能キャリブレーションを行うことができる。これにより、スライス間の一貫性をうまく利用し得る非線形および逐次再構成処理をテストする手段が得られる。いずれのファントムも、図 1 5 に示すように 20 cm 径または 40 cm 径で用いることができる。

30

40

## 【0095】

E x L C D プロトコル

20 個の異なるプロトコルサンプルがあり、ここでは、これらは 0.09 および 7, 200.0 の間から選択され、対数相対フラックス軸上に均一に分布している。相対フラックスの具体的な値を対応スキャンパラメータおよびファントム径と共に表 3 に示す。

## 【0096】

50

【表 3】

No	相対 フラックス	m A s	スライス厚 (mm)	直径 (c m)
1	0.092	5	1	40
2	0.183	10	1	40
3	0.275	15	1	40
4	0.549	30	1	40
5	1.099	60	1	40
6	1.832	100	1	40
7	3.297	90	2	40
8	6.044	110	3	40
9	10.989	200	3	40
10	19.781	360	3	40
11	36.631	400	5	40
12	63.006	430	8	40
13	60.000	60	1	20
14	40.000	20	2	20
15	20.000	20	1	20
16	10.000	10	1	20
17	115.000	115	1	20
18	200.000	200	1	20
19	360.000	360	1	20
20	660.000	330	2	20
21	1200.000	150	8	20
22	2160.000	270	8	20
23	3840.000	480	8	20
24	7200.000	900	8	20

表 3：選択プロトコルに対する相対フラックス値

## 【 0 0 9 7 】

チェックマーク（レ）の数によって示されるように、12個の異なるE×LCDファントムのスライス（断面）がある。これら12個の各スライスを20個の各プロトコルでスキャンして、結果的に240個の画像スライスを得ることが可能である。しかし、図17を見てみると、240個の可能な画像スライスのうち比較的小さなサブセットのみしか関連がないことが分かる。図中の影付き領域は、必要とされるおおよそのカバー範囲、換言すれば、関連のあるコントラスト組を表している。公称選択スライスと真のスライス選択性プロファイルの間には大きな差があり得るので、フラックス指数を正確に求めるためにはスライス厚を測定する必要があるであろう。

## 【 0 0 9 8 】

この分析に基づいて、表4に示すE×LCD測定値処理には44個の画像スライスを含めた。

## 【 0 0 9 9 】

【表 4】

N o	相対 フラックス	mA s	スライス厚 (mm)	直径 (c m)	コントラスト組
1	0.092	5	1	40	2
2	0.183	10	1	40	2
3	0.275	15	1	40	2
4	0.549	30	1	40	2
5	1.099	60	1	40	2
6	1.832	100	1	40	2
7	3.297	90	2	40	2
8	6.044	110	3	40	2
9	0.092	5	1	40	3
10	0.183	10	1	40	3
11	0.275	15	1	40	3
12	0.549	30	1	40	3
13	1.099	60	1	40	3
14	1.832	100	1	40	3
15	3.297	90	2	40	3
16	6.044	110	3	40	3
17	10.989	200	3	40	1
18	19.781	360	3	40	1
19	36.631	400	5	40	1
20	63.006	430	8	40	1
21	60.000	60	1	20	1
22	40.000	20	2	20	1
23	20.000	20	1	20	1
24	10.000	10	1	20	1
25	10.989	200	3	40	2
26	19.781	360	3	40	2
27	36.631	400	5	40	2
28	63.006	430	8	40	2
29	60.000	60	1	20	2
30	40.000	20	2	20	2
31	20.000	20	1	20	2
32	10.000	10	1	20	2
33	115.000	115	1	20	1
34	200.000	200	1	20	1
35	360.000	360	1	20	1
36	660.000	330	2	20	1
37	1200.000	150	8	20	1
38	2160.000	270	8	20	1
39	3840.000	480	8	20	1
40	7200.000	900	8	20	1
41	115.000	115	1	20	2
42	200.000	200	1	20	2
43	360.000	360	1	20	2
44	660.000	330	2	20	2

表 4：E x L C D測定値処理のために選択された画像スライスE X L C Dアルゴリズム

## 【 0 1 0 0 】

## E X L C Dアルゴリズム

E x L C D検出能方法は、実際の測定コントラストを組み込む能力とともに、上記検出方法の1つ以上を含む。ピン画像コントラストは以下のようにして測定できる：

1．ファントムのキャリブレーションを行って、ピンの実効的な平均コントラストを求める。

2．カリブレーション済ファントム画像を用いて、各ピンの幾何学的領域内のピクセル位置のマッピングを規定する。

3. ピン領域マップを用いて、各テスト条件について平均コントラストを測定する。
4. 幾何学形状およびコントラスト組が同一である複数スライスから得た値を平均する。

#### 【0101】

図18は、表4においてテスト32と記載されている再構成画像スライスについて検出能を求めた結果を示す。3つの各コントラスト組における検出可能な最小ピンはチャートに示すように特定されている。特定されたピン番号に基づいて、対応ピンサイズおよび対応コントラストレベルは、この再構成画像の測定の生データである。

#### 【0102】

例えば、図18において、3つのE x L C Dコントラスト測定値は、等式1の定義を用いて記録されてもよい。

#### 【0103】

#### 【数11】

$$\left[ \frac{6000}{9.06 \times 14}, \frac{6000}{2.56 \times 34}, \frac{6000}{2.0 \times 82} \right] = [47, 69, 37] \quad (8)$$

#### 【0104】

最小(2.0 mm)ピンは、それが検出可能な最小ピンであるのかどうか確認する術がないので、現時点では、E x L C Dコントラスト測定プロットには取り込んでいない。従って、この例については、図18に示すように、最初の2つのコントラスト測定値[47, 69]を、表4中のテスト32に示すフラックス指数位置(10.0)においてE x L C Dコントラスト測定プロットに取り込んでいる。図19に、一組の順序対を、その一組の順序対に対する最小二乗フィットであるコントラスト性能曲線と共に示す。

#### 【0105】

#### E x L C D 検出能

例えば図30に示すように、E x L C D処理には、上記の検出能方法のあらゆる組み合わせを組み込むことができる。E x L C Dアルゴリズムを用いた様々な検出能方法の効力の比較は後述する。

#### 【0106】

現在の単一プロトコルL C D法と同様に、単一または複数の観察者による方法をE x L C D処理と共に用いてもよい。これは、人間の観察者1人1人が、44個の各画像を調べて、3つの各コントラスト組について検出可能な最小ピンを評価することを意味している。観察者1人で、平均、30分以内に44個の画像を完了することができる。

#### 【0107】

複数の人間の観察者が様々なE x L C D実験を分析した結果、人間の観察者らの結果間に大きなばらつきがあることが分かった。実は、観察者間のばらつきは、予測されるC T スキャナ間の測定ばらつきに概ね同等であることが証明されている。

#### 【0108】

単一プロトコルL C D法による統計学的方法をE x L C D処理に適用する。これは、例えば、本願明細書中に援用する、J i a n g H s i e hによる書籍「C o m p u t e d T o m o g r a p h y : P r i n c i p l e s , D e s i g n , A r t i f a c t s a n d R e c e n t A d v a n c e s」に記載されている。これは、A S T M 1 6 9 5 - 9 5に記載されているコントラスト弁別ファクタ(C D F)のバリエーションである。そこに記載されているアルゴリズムをE x L C D処理のために生成された44個の各画像に適用する。各コントラストレベルにおいてバックグラウンド分離を達成する最小ピンをそのコントラスト組について選択する。即ち、理想的なコントラスト値が、そのピンサイズについて算出されたノイズ標準偏差以上である場合、そのピンについてのコントラスト測定値およびそのコントラストレベルを、図20に示すようなE x L C Dコントラスト測定値グラフに入れる。

#### 【0109】

10

20

30

40

50

統計学的方法は最も一貫性のあるコントラスト性能曲線を生成するが、以下の2つの問題を抱えている：(1)より高いコントラスト測定値の全ての結果にバイアスを与えてしまう、(2)非線形または逐次再構成を用いた時に正確なコントラスト測定値を生成できない。

【0110】

R o s e 基準は、ホワイトノイズバックグラウンドに埋もれた低コントラストオブジェクトの画像検出能解析を、例えば、当該分野で周知のR o s e 基準導出によって、行うためのロバストな基準である。これは、検出能指数  $v$  を確立する公式で、(1)オブジェクトサイズ、(2)測定されたオブジェクトコントラスト、および(3)バックグラウンドノイズ(ピクセル標準偏差)を関連付ける。

10

【0111】

【数12】

$$v = \frac{Cp \sqrt{\pi}}{\sigma \ 2S} \quad (9)$$

【0112】

但し、 $C$  は測定されたオブジェクトコントラスト、 $p$  はピン径、 $S$  は画像ピクセルサイズ、および、 $\sigma$  はバックグラウンドノイズの測定された標準偏差である。この公式において、測定されたコントラストレベルは大文字の  $C$  で表し、小文字の  $c$  で表す等式1の公称コントラストレベルと区別している。

20

【0113】

利用可能な44個の画像スライスのそれぞれについて、各コントラストレベルについて検出能値を算出する。検出能閾値以上の検出能値を「検出可能」として選択する。R o s e 基準導出では閾値を4としているが、我々によれば、閾値は5の方がより人間の観察者による結果と一貫性があった。選択した検出能値を図21の上段のプロットに示す。検出可能なピンのそれぞれについて、等式(1)に従ってE x L C Dコントラスト指数値を算出し、その値をE x L C Dコントラスト測定値グラフにプロットする(図21の下段のプロット)。

【0114】

R o s e 基準の定義では、検出能指数を計算する際、明らかに測定コントラストを利用している。しかし、測定コントラストの代わりに理想的または公称コントラストを用いるのであれば、R o s e 検出能方法の挙動を研究することは有益である。即ち、R o s e 理想的検出能指数は、以下の公式で定義され得る。

30

【0115】

【数13】

$$v_1 = \frac{cp \sqrt{\pi}}{\sigma \ 2S} \quad (10)$$

【0116】

整合フィルタ検出能方法は、理想的ベイズ観察者(I B O)の公式を利用している。理想的な観察者とは、データ解析能力が最高である観察者のことである。整合フィルタ検出能方法は、I B O 理想的意志決定者の公式を利用している。

40

【0117】

【数14】

$$SNR^2 = K^2 \int \frac{|f(\tau)|^2 MTF^2(\tau)}{W_n(\tau)} d\tau \quad (11)$$

【0118】

但し、 $f$  は理想的なオブジェクトのフーリエ変換であり、 $K$  は大面積変換係数であり、 $MTF$  はシステム変調伝達関数( $MTF$ )であり、 $W_n$  はノイズパワースペクトルである

50

。

【 0 1 1 9 】

等式 1 1 において、

【 数 1 5 】

$$|f(\tau)|^2 MTF^2(\tau)$$

の項は、実効的に、ノイズの無い再構築オブジェクトのパワースペクトルである。この公式は線形シフト不変システムに有効であるが、非線形再構成方法をモデル化した場合には不十分である。非線形の場合について等式 ( 1 1 ) を一般化するために、

10

【 数 1 6 】

$$|f(\tau)|^2 MTF^2(\tau) \text{ を } |\hat{f}_o(\tau)|^2 \text{ (理想的なオブジェクト } o \text{ のオブジェクト依存再構成のパ}$$

ワースペクトル)

に置き換える。これにより、

【 数 1 7 】

$$SNR_o^2 = K^2 \int \frac{|\hat{f}_o(\tau)|^2}{W_n(\tau)} d\tau \quad (12)$$

20

が得られる。また、整合フィルタ検出能指数  $v_o$  は以下のように書くことができる。

【 0 1 2 0 】

【 数 1 8 】

$$v_o = SNR_o = K \sqrt{\int \frac{|\hat{f}_o(\tau)|^2}{W_n(\tau)} d\tau} \quad (13)$$

30

$v_o$  が所定の閾値よりも大きければ、オブジェクト  $o$  は「目に見える」。

【 0 1 2 1 】

図 2 2 に示す画像およびグラフィックを用いて整合フィルタ法を直感的に説明する。

【 0 1 2 2 】

本物の画像データで  $v_o$  を計算するのは、数学的に大きな困難を伴う。全体的なコントラスト  $K$  は、我々の E x L C D 処理において陰 ( i m p l i c i t ) であり、C T スキャナと共に変化しない。ノイズパワースペクトル  $W_n$  は、大きな均一ノイズピクセル領域の 2 D フーリエ変換の動径平均として算出できる。この領域が、小さなカップリング、バンド、リングさえも無く、非常に均一であることが重要である。無論、結果は、ピクセルサイズおよびピクセル数に応じて適切にスケーリングしなければならない。

40

【 0 1 2 3 】

オブジェクト

【 数 1 9 】

$$|\hat{f}_o(\tau)|^2$$

のオブジェクト依存フーリエ変換は、再構築オブジェクトの 2 D フーリエ変換の動径平均として算出される。ノイズ混入を低減するために、オブジェクトを含む小さなピクセル領域を選択することが重要である。ノイズパワースペクトルと同様に、結果は、ピクセルサイズおよびピクセル数に応じて適切にスケーリングしなければならない。

50

## 【 0 1 2 4 】

## E x L C D 性能関数

上述したように、44個の画像スライスに適用した上記いずれの検出能方法の出力も、各適用可能なコントラストレベルについて「検出可能」な最小ピンに対応する一組の順序対 [ フラックス指数 , コントラスト指数 ] となる。この一組の順序対は、図 23 の上段のプロットに示すように両対数スケール上にプロットして、これを用いて E x L C D 性能関数を生成することができる。1つの方法としては、その後、データポイントを ( 1 ) 量子検出効率、および、( 2 ) システム / 電子ノイズを含む 2 パラメータ等式にフィッティングする。図 23 の下段のプロットは、最小二乗フィットによって生成した曲線である。

## 【 0 1 2 5 】

非線形再構成方法が無ければ、E x L C D コントラスト指数が信号対ノイズに概ね比例することが分かる。

## 【 0 1 2 6 】

## 【 数 2 0 】

$$M \cong K \frac{pJ}{\sqrt{pJ + e^2}} \quad (14)$$

## 【 0 1 2 7 】

但し、[ J , M ] は順序対 [ フラックス指数 , コントラスト指数 ] を表す。各一組の順序対について、我々は、測定された順序対に最良にフィットする p および e の値を求めることができる。結果および実験の箇所で報告する分析において、p はコントラストゲイン係数に対応し、e はシステム / 電子ノイズの標準偏差に対応する。

## 【 0 1 2 8 】

パラメータ p および e は、C T スキャナの決定的な特性決定を提供し得る。結果および実験の箇所において、我々は、異なる検出能方法が、p および e に影響する特定のスキャナの変化に対してどのように反応するかを示す。明らかに、E x L C D 処理がコントラストゲインに対してより高い値を示し、電子ノイズに対してより低い値を示す場合に、スキャナの性能は良くなる。例えば、図 24 の比較プロットから、次のことが分かる：

- 1 . スキャナ 2 のコントラストゲインは、スキャナ 1 よりも高い ( より良い )
- 2 . スキャナ 3 のコントラストゲインは、スキャナ 2 よりも低い ( より悪い )
- 3 . スキャナ 3 の電子ノイズは、スキャナ 1 よりも低い ( より良い )

## 【 0 1 2 9 】

図 10 に示すように、比較的小さなピンがシステム M T F によってぼやける場合、これに対応してコントラスト低下がおり得る。即ち、高度にフィルタリングされたノイズスペクトルと高度にフィルタリングされたオブジェクトの場合、高度にフィルタリングされたノイズスペクトルを生成する再構成処理 ( 例えば、非線形再構成 ) よりも検出能スコアは低くなるが、元々のオブジェクトの空間的幾何学形状を維持することが可能である。この現象は、典型的には、より小さなコントラストピンについてのみ観察され、測定される。従って、E x L C D 法は、M T F に影響されるピンを含むコントラスト測定から推定される小さなピンの性能曲線を含む。図 25 において、大きなピン ( 上側 ) および小さなピン ( 下側 ) についてのコントラスト測定値を示す。図 26 に比較を示す。

## 【 0 1 3 0 】

## ファントムキャリブレーション

それぞれの物理的な E x L C D ファントムは、間違いなく、そのファントム設計からいくらか変位しているであろう。従って、E x L C D 処理は、実際のコントラスト値および実際のピン位置値を決定および記録するキャリブレーション要素を組み込む。キャリブレーションによって求められる実際のコントラスト値は、その後、全ての E x L C D 測定値について公称コントラスト値 ( 小文字の c ) として用いられる。あらゆる観察者によらない検出能の決定において、実際のピン位置値を用いて、測定コントラスト値 ( 大文字の C

10

20

30

40

50

)の正確性を向上する。

【0131】

キャリブレーション要素は、実効的に、スキャナ間のX線スペクトル変動を補償する。また、キャリブレーション要素には、ファントム製造公差チェックが含まれるであろう。ファントムスライスが、コントラスト、ピンサイズ、または、ピン位置において公差外であった場合、これを報告する。

【0132】

結果および実験

E x L C D 処理の値を評価するために、我々は、様々なスキャナ構成をシミュレーションした。我々は、フル機能ファンビームCTスキャンシミュレータを用いてCT測定データ

10

【0133】

【表5】

パラメータ	値
照射源検出器距離 (cm)	115
照射源半径 (cm)	62.5
検出器ピッチ (cm)	0.1
検出器高さ (cm)	0.1
X線スペクトル	モノエネルギー
40 cmファントムスキャン直径	50.0
20 cmファントムスキャン直径	25.0
ビュー間隔 (度)	0.45
再構成画像サイズ	512×512
再構成画像半径 (cm)	11.0

20

表5：シミュレーション実験のスキャンおよび再構成パラメータ

【0134】

表6において、人間の観察者、Rose、Rose理想、および、統計学的方法について、コントラストゲインおよび電子ノイズの両方について、全ての構成を列挙し、結果を記録する。コントラストゲインは量子効率の平方根として変化すると予想されるが、我々は、電子ノイズは模擬電子ノイズに伴って直接的に変換すると予想する。

30

【0135】



【表 6】

回 目	量 子 効 率	電 子 ノ イ ズ	コントラストゲイン							電子ノイズ									FP
			観 察 者					Rose	Rose 理想	統計	観 察 者					Rose	Rose 理想	統計	
			1	2	3	4	平均				1	2	3	4	平均				
1	BL	無	15.6	13.9	21.4	20.6	17.9	18.4	23.8	28.2									1
2	半	無						13.3	16.3	20.0									1
3	倍	無						26.7	33.4	39.6									1
4	BL	BL	20.2	19.6	31.9	21.4	23.3	20.2	26.1	28.7	34.8	36.8	61.8	29.7	40.8	35.3	61.0	50.9	2
5	半	BL						14.1	18.4	21.4						30.8	54.0	54.7	2
6	倍	BL						26.5	36.1	40.5						24.3	53.6	54.3	2
7	BL	半						20.8	25.5	27.6						20.1	28.3	25.3	2
8	BL	無	15.7	13.8	21.3	20.1	17.7	18.2	24.3	27.9	5.3	3.1	7.0	2.2	4.4	4.1	6.4	4.1	2
9	半	無						12.9	16.8	20.0						2.2	5.6	4.0	2
10	倍	無						26.1	34.1	38.9						4.0	8.4	4.1	2
空欄：未処理																			
			空欄：データ無し							空欄：データ無し									

\*BL：ベースライン \*FP：フィッティングパラメータ

表 6：人間の観察者、Rose、Rose 理想、および、統計学的方法の様々な実

験のコントラストゲインおよび電子ノイズフィッティング

【0136】

表 6 の 8 行目～10 行目のフィッティングの測定誤差を算出する。これらの誤差の標準偏差をコントラストゲイン単位で表 7 に示す。

【0137】

【表 7】

量子効率	電子ノイズ	誤差の標準偏差						
		観察者				Rose	Rose 理想	統計
		1	2	3	4			
ベースライン	無	3.18	2.74	3.29	2.67	2.79	1.59	2.25
半	無					3.28	1.54	2.28
倍	無					2.43	1.58	2.36

表 7：表 6 の 8 行目～10 行目のフィッティングの測定誤差

【0138】

上記より、以下のことが開示され、また明白である：

1．EXLCD 処理は、CT スキャナのコントラスト性能を全フラックス範囲にわたってうまく特性決定することができる。デジタル放射線写真法、マンモグラフィ、核医学および SPECT のような他の放射線写真用途にも適用可能である。

2．(1) 比較的低い線量での全身スキャン、(2) 大きな体のスキャン、(3) 速いスキャンを含む比較的低いフラックス領域において、単一 LCD 測定は、スキャナのコントラスト性能について何ら情報を与えない。

3．EXLCD 処理によれば、人間の観察者による検出能の決定は、統計学的方法および Rose といった自動的な方法のいずれよりも大幅に一貫性が無い。実際、観察者による検出能の決定は、典型的な市販のスキャナ間でコントラスト性能を区別するのに不十分である。

4．EXLCD 処理によれば、Rose 法は、統計学的方法よりも人間の観察者による結果に大幅に近い。

5．Rose 法および統計学的方法の両方は、電子ノイズが有っても無くても、予想されるコントラストゲインの変化を正確に記録する。

6. R o s e 法の場合、電子ノイズパラメータは量子効率の変化に対して一貫性を有していない。統計学的方法の場合、電子ノイズパラメータは量子効率の変化に対して 8 % 以内で一貫性を有する。

7. 統計学的方法の場合、電子ノイズパラメータは、予測される電子ノイズの変化を正確に記録する。

8. E x L C D コントラスト測定値の視覚的分析に基づいて、R o s e 法は、R o s e 理想および統計学的方法と比べて非常にノイズが多い。これは、R o s e 法が、そのピンの既知位置における画像において測定した各ピンのコントラスト値を用いるからである。これは、複数のスライス間でコントラスト値の平均をとる必要があることを示している。

【 0 1 3 9 】

10

また、本開示内容に係るシステムおよび方法は、以下の機能、特徴および利点を提供する：

システムの動作範囲にわたって検出能を特性決定する放射線画像システム（C T など）の性能関数。

【 0 1 4 0 】

線量の利用に関する臨床的性能に関連付けできる性能関数。

【 0 1 4 1 】

E x L C D 性能関数は自動的に計算される。

【 0 1 4 2 】

計算方法は、非線形および逐次画像再構成方法に応答する。

20

【 0 1 4 3 】

ある特別なファントムまたは 1 組のファントムを、可能なフラックス条件の最低から最高までを含む範囲をカバーするように設計された様々なサイズおよびコントラストを有する幅広いオブジェクトに用いることができる。

【 0 1 4 4 】

検出可能な最小オブジェクトを求めるべく所与のコントラストレベルについて全てのオブジェクトサイズを用いることによって、図 2 8 に示すように E x L C D 法を改良することができる。この概念は、複数の点を線にフィッティングし、そのフィッティングした線が検出能閾値とどこで交差するのかを求めることにより、「最小ピンサイズ」を検出する正確性を改善し得る。

30

【 0 1 4 5 】

製造ばらつきに対処するために、E x L C D 法ではファントムをカリブレーションすることが必要である。

【 0 1 4 6 】

E x L C D ファントムのカリブレーション方法は、ファントムをスキャンして、線形再構成方法を用いて画像を再構成することを含む。そして、各ファントム画像内の各テストオブジェクトをシステムの M T F を用いて分解し、これにより、オブジェクトの信号対ノイズ比が高くなるように複数の画像を用いて入力オブジェクトを表したものを得る。

【 0 1 4 7 】

スキャナ動作範囲中における戦略的な複数の点において 1 組のプロトコルで良好な S N R 性能となるようにカリブレーション済ファントムを複数回スキャンしてもよい。

40

【 0 1 4 8 】

検出能計算は、各オブジェクト、および、検出能の閾値を含むコントラストレベル帯内の複数組のオブジェクトのノイズスペクトルを分析する。

【 0 1 4 9 】

オブジェクト信号がオブジェクトコントラスト低減係数によって低減される場合、検出能計算は、非前置白色化整合フィルタ信号対ノイズ比を用いてもよい。

【 0 1 5 0 】

性能関数を用いて、既に特性決定されたスキャナ上のあらゆる患者について臨床的性能を再現することができる。

50

## 【 0 1 5 1 】

性能関数は、定性的な臨床画像のための客観的な定量化可能なスコアスケールを提供する。

## 【 0 1 5 2 】

医療研究者らによって、様々な臨床的問題について、最低臨床的画質スコアを決定し割り当てることができる。特定の患者および臨床的問題について、これらのスコアを用いて、既に特性決定されたスキャナの厳密な必要動作条件を求めることができる。

## 【 0 1 5 3 】

付記

本開示は、以下の項目に記載の方法、放射線画像システムプロトコル選択基準、プロトコル選択基準のデータベース、ファントムおよび装置を含む。

10

## 【 0 1 5 4 】

## [項目 1]

再構成画像を用いて、放射線画像システムのコア動作モードの動作範囲について、フラックス指数とコントラスト指数との関係式として拡張型低コントラスト検出能性能関数を求める方法であって、

実質的に前記放射線画像システムの動作範囲にわたって分布している複数のプロトコルを選択する工程と、

複数のオブジェクトの検出能を算出して、これにより、各オブジェクトについてのフラックス指数とコントラスト指数との関係式を求める工程と、

20

前記フラックス指数とコントラスト指数との関係式を利用して、前記放射線画像システムの拡張型低コントラスト検出能性能関数を求める工程と、を包含する方法。

## [項目 2]

各プロトコルについて、各コントラストレベルについて、検出可能な最小オブジェクトサイズを求める工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

## [項目 3]

各プロトコルについて、各オブジェクトサイズについて、検出可能な最小コントラストを求める工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

## [項目 4]

複数のオブジェクトを含むファントムを 1 つ以上撮像する工程であって、前記オブジェクトの少なくともいくつかは検出可能オブジェクトのサブセットである工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

30

## [項目 5]

1 つ以上のファントムを撮像する工程であって、前記オブジェクトの少なくともいくつかは外寸法が異なる複数のファントム内にある工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

## [項目 6]

約 0 . 0 9 から約 7 2 0 0 の範囲において複数のプロトコルフラックス指数サンプルを選択する工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

## [項目 7]

前記オブジェクトを撮像する工程は、前記オブジェクトのそれぞれの測定平均コントラストを正確に特性決定するのに十分な画像数を有する、項目 1 に記載の方法。

40

## [項目 8]

測定コントラストを用いて各オブジェクトについて検出能を算出する工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

## [項目 9]

1 つ以上のオブジェクトをキャリブレーションし、これにより、前記オブジェクトの平均測定コントラストを求め、

オブジェクト画像をキャリブレーションし、これにより、オブジェクトのピクセル位置のマップを規定し、

50

前記マップから合成コントラストを測定し、複数の画像からの値を組み合わせる、  
ことによって、各オブジェクトについてオブジェクト画像コントラストを算出する工程  
をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

[項目 1 0]

前記放射線画像システムについての拡張型低コントラスト検出能性能データを表示する  
工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

[項目 1 1]

前記拡張型低コントラスト検出能性能関数のデータポイントを用いて、これにより、量  
子検出効率およびシステムノイズを含むモデルに対する最適フィットを求める工程をさら  
に包含する、項目 1 に記載の方法。

10

[項目 1 2]

システムばやけにより影響を受ける選択されたオブジェクトの性能関数を別途算出する  
工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

[項目 1 3]

実際のオブジェクトコントラスト測定値を記録し、カリブレーション済オブジェクトコ  
ントラスト値を、拡張型低コントラスト検出能コントラスト指数の公称オブジェクトコ  
ントラスト値として用いることによって 1 つ以上のオブジェクトをキャリブレーションする  
工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

[項目 1 4]

オブジェクト位置値を記録し、各オブジェクトの検出能を算出する際に前記記録された  
オブジェクト位置値を用いることによって 1 つ以上のオブジェクトをキャリブレーション  
する工程をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

20

[項目 1 5]

前記放射線画像システムの複数のプロトコルは、これらに限定はされないが、k V p、  
m A s、スライス厚、ピッチ、オブジェクト寸法、コントラスト組、再構成方法、および  
、フラックス指数のうちの 1 つ以上のバリエーションを含む、項目 1 に記載の方法。

[項目 1 6]

前記各オブジェクトについて検出能を算出する工程は、人間による観察、信号対ノイズ  
、標準偏差、統計学的、R o s e 基準、R o s e 理想または整合フィルタからなる群より  
選択された少なくとも 1 つ以上の検出能方法によって行われる、項目 1 に記載の方法。

30

[項目 1 7]

2 つ以上の放射線画像システムの前記拡張型低コントラスト検出能性能関数を求め、前  
記複数の放射線画像システムの前記拡張型低コントラスト検出能性能関数を比較する工程  
をさらに包含する、項目 1 に記載の方法。

[項目 1 8]

複数の放射線システムおよび / または動作モードにわたって均等な画質性能となるよう  
に、1 つ以上の放射線画像装置上で、1 つ以上の動作モードで、あるコントラスト指数レ  
ベルを用いる、方法。

[項目 1 9]

放射線画像システム用の前記放射線画像システムの拡張型低コントラスト検出能性能デ  
ータの放射線画像システムプロトコル選択基準であって、

40

実質的に前記放射線画像システムの動作範囲にわたって分布している複数のプロトコル  
を選択する工程と、

複数のオブジェクトの検出能を算出して、これにより、各オブジェクトについてのフラ  
ックス指数とコントラスト指数との関係式を求める工程と、

各コントラスト組について検出可能な最小オブジェクトサイズを求める工程と、

各コントラスト組について、各プロトコルについて、コントラスト指数を算出する工程  
と、

前記フラックス指数とコントラスト指数との関係式を利用して、前記放射線画像システ  
ムの拡張型低コントラスト検出能性能データを求める工程と、

50

前記フラックス指数とコントラスト指数との関係式のデータを収集して、これにより、前記放射線画像システムの前記拡張型低コントラスト検出能性能データのプロトコル選択基準を提供する工程と、によって生成される放射線画像システムプロトコル選択基準。

[項目 2 0]

前記プロトコル選択基準は、放射線画像システムの複数の動作モードのためのものである、項目 1 9 のプロトコル選択基準のデータベース。

[項目 2 1]

前記プロトコル選択基準は、複数の放射線画像システムのためのものである、項目 1 9 のプロトコル選択基準のデータベース。

[項目 2 2]

前記プロトコル選択基準は、異なる臨床現場の複数の放射線画像システムのためのものである、項目 1 9 のプロトコル選択基準のデータベース。

[項目 2 3]

再構成方法は、これらに限定はされないがユーザーが選択した k V 値における単色画像および基礎材料画像を含む複数のエネルギー獲得画像の再構成を含む、項目 1 9 に記載のプロトコル選択基準のデータベース。

[項目 2 4]

拡張型低コントラスト検出能ファントムであって、複数のセクションを有するボディであって、各セクションが減衰バックグラウンド材を用いた 1 つ以上の外寸法を有するボディと、

前記ボディ内に含まれる 1 つ以上のコントラスト組であって、放射線画像装置の全動作範囲にわたって検出能を求めるために、バックグラウンド材減衰性およびバックグラウンド減衰材寸法に関して一貫性を有するコントラスト組と、を備えたファントム。

[項目 2 5]

前記バックグラウンドは 2 つ以上の減衰材でできている、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 2 6]

前記コントラスト組は、サイズおよび/またはコントラストレベルが異なる複数のオブジェクトである、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 2 7]

バックグラウンド減衰材のコントラスト組および寸法は、拡張型低コントラスト検出能方法の要件を満たすように配置されている、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 2 8]

前記コントラスト組は、複数のエネルギー獲得システムを評価するの好適である、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 2 9]

前記コントラスト組を複数のエネルギー獲得システムにとって好適にするために用いられる材料の 1 つはカルシウムハイドロキシアパタイトである、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 3 0]

前記ファントムボディの断面は円形である、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 3 1]

前記ファントムボディの断面は非円形である、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 3 2]

前記ファントムの形状は擬人的である、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 3 3]

断面の実効的な水等価寸法は、約 1 0 c m から約 4 5 c m の範囲である、項目 2 4 に記載のファントム。

[項目 3 4]

前記ボディ内に 9 個のコントラスト組を備えている、項目 2 4 に記載のファントム。

10

20

30

40

50

[ 項目 3 5 ]

前記ボディ内に 5 個のコントラスト組を備えている、項目 2 4 に記載のファントム。

[ 項目 3 6 ]

各コントラスト組内に 9 個のオブジェクトを備えている、項目 2 4 に記載のファントム

。

[ 項目 3 7 ]

各コントラスト組内に 7 個のオブジェクトを備えている、項目 2 4 に記載のファントム

。

[ 項目 3 8 ]

前記コントラスト組は円柱状オブジェクトからなる、項目 2 4 に記載のファントム。

10

[ 項目 3 9 ]

複数の円柱状オブジェクトは直径が約 2 mm から約 1 5 mm の範囲である、項目 2 4 に記載のファントム。

[ 項目 4 0 ]

前記コントラスト組は螺旋状オブジェクトからなる、項目 2 4 に記載のファントム。

[ 項目 4 1 ]

ゼロあるいはそれ以上のセクションにおいてコントラストオブジェクトが無い、項目 2 4 に記載のファントム。

[ 項目 4 2 ]

複数のオブジェクトのコントラスト組は、1 つ以上のファントムボディサイズ区画にフィットする挿入物の中に含まれている、項目 2 4 に記載のファントム。

20

[ 項目 4 3 ]

あらゆる放射線画像システムで特定の患者サイズについて所望の標準化された画質レベルを達成する方法であって、

特定の放射線画像システムについて拡張型低コントラスト検出能性能関数を得る工程と

、

前記所望の標準化された画質レベルについての前記拡張型低コントラスト検出能性能関数からフラックス指数を選択する工程と、

前記選択されたフラックス指数および前記特定の患者サイズに基づいてプロトコルを求める工程と、を包含する方法。

30

[ 0 1 5 5 ][ 項目 4 4 ]

様々な放射線レベルで複数の放射線撮像装置から得られた複数の放射線画像に関連付けられたフラックスレベルと画質との関係式に対応する関係式データを格納するメモリと、

選択された画質測定基準に対応する画質選択データを受信するように動作可能な入力と

、

前記複数の放射線撮像装置のそれぞれに対応する装置データを受信するように動作可能な入力と、

前記画像選択データおよび前記放射線撮像装置のそれぞれの装置データを前記関係式データに適用した結果に応じて、前記放射線撮像装置のそれぞれについて特異線量管理信号を算出するように動作可能なコンピュータと、

40

各線量管理信号を前記複数の放射線撮像装置のうちの関連付けられた放射線撮像装置に中継するように動作可能な出力と、

を備えた、装置。

[ 項目 4 5 ]

前記放射線撮像装置の少なくとも 1 つを備えた C T スキャナをさらに備えた、項目 4 4 に記載の装置。

[ 項目 4 6 ]

前記 C T スキャナは、複数の撮像モードで動作可能である、項目 4 5 に記載の装置。

[ 項目 4 7 ]

50

前記関係式データは、データ関係式テーブルで構成される、項目 4 4 に記載の装置。

[ 項目 4 8 ]

前記コンピュータはさらに、予め選択された関係式曲線に応じて前記関係式データを生成するように動作可能である、項目 4 4 に記載の装置。

[ 項目 4 9 ]

前記関係式曲線は、所定の関数に関連付けられている、項目 4 8 に記載の装置。

[ 項目 5 0 ]

前記画質測定基準は、少なくとも 1 つの生理学的状態の検出能に関連付けられている、項目 4 4 に記載の装置。

[ 項目 5 1 ]

前記画質測定基準は、少なくとも 1 つの画像アーチファクトに関連付けられている、項目 4 4 に記載の装置。

[ 項目 5 2 ]

前記画質選択データは、画質と患者サイズとの関係式で構成される、項目 4 4 に記載の装置。

[ 項目 5 3 ]

患者サイズは、水等価直径で構成される、項目 5 2 に記載の装置。

[ 項目 5 4 ]

様々な放射線レベルで複数の放射線撮像装置から得られた複数の放射線画像に関連付けられたフラックスレベルと画質との関係式に対応する関係式データを、関連付けられたメモリに格納することと、

選択された画質測定基準に対応する画質選択データを受信することと、

前記複数の放射線撮像装置のそれぞれに対応する装置データを受信することと、

前記画像選択データおよび前記放射線撮像装置のそれぞれの装置データを前記関係式データに適用した結果に応じて、前記放射線撮像装置のそれぞれについて特異線量管理信号を、関連付けられたコンピュータにおいて算出することと、

各線量管理信号を前記複数の放射線撮像装置のうちの関連付けられた放射線撮像装置に出力することと、

を包含する、方法。

[ 項目 5 5 ]

C T スキャナ内に配置された複数の放射線撮像装置から前記装置データを受信することとをさらに包含する、項目 5 4 に記載の方法。

[ 項目 5 6 ]

前記 C T スキャナを複数の撮像モードで動作させることをさらに包含する、項目 5 5 に記載の方法。

[ 項目 5 7 ]

算出の前に、前記メモリ内のデータ関係式テーブルから前記関係式データを取り出すことをさらに包含する、項目 5 4 に記載の方法。

[ 項目 5 8 ]

予め選択された関係式曲線に従って、前記メモリから前記関係式データを取り出すことをさらに包含する、項目 5 4 に記載の方法。

[ 項目 5 9 ]

所定の関数に関連付けられた前記予め選択された関係式曲線に従って、前記メモリに格納された前記関係式データを取り出すことを包含する、項目 5 8 に記載の方法。

[ 項目 6 0 ]

前記画質測定基準は、少なくとも 1 つの生理学的状態の検出能に関連付けられている、項目 5 4 に記載の方法。

[ 項目 6 1 ]

前記画質測定基準は、少なくとも 1 つの画像アーチファクトに関連付けられている、項目 5 4 に記載の方法。

10

20

30

40

50

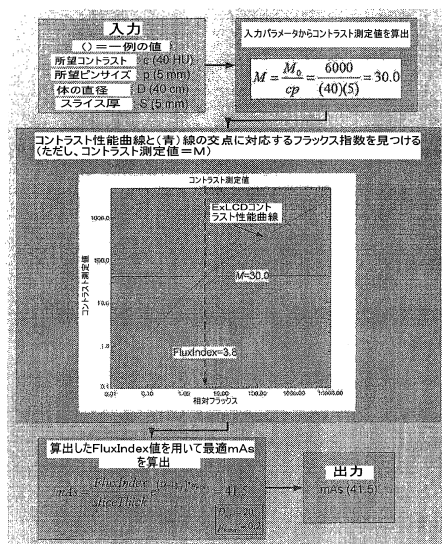
## [ 項目 6 2 ]

前記質選択データは、画質と患者サイズとの関係式で構成される、項目 5 4 に記載の方法。

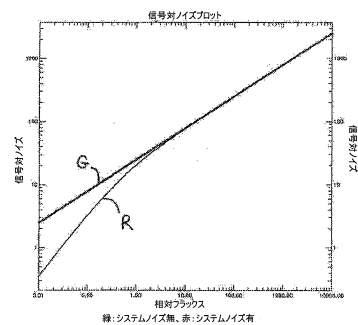
## [ 項目 6 3 ]

患者サイズは、水等価直径で構成される、項目 6 2 に記載の方法。

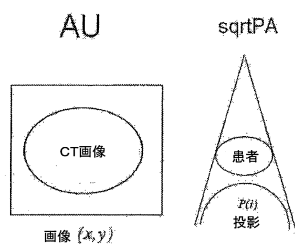
【 図 1 】



【 図 3 】



【 図 2 】





【図 4】

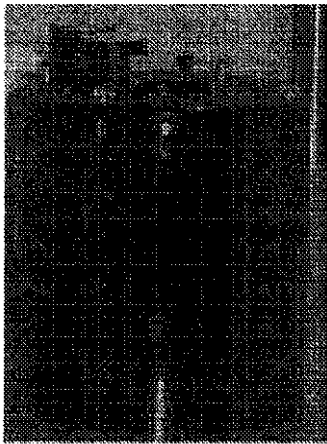
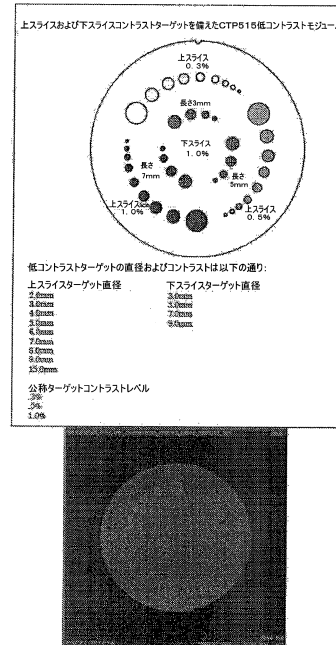
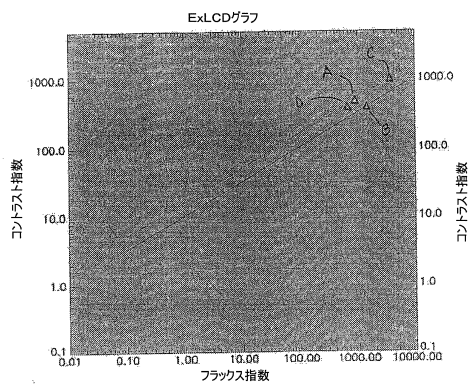


FIG. 4

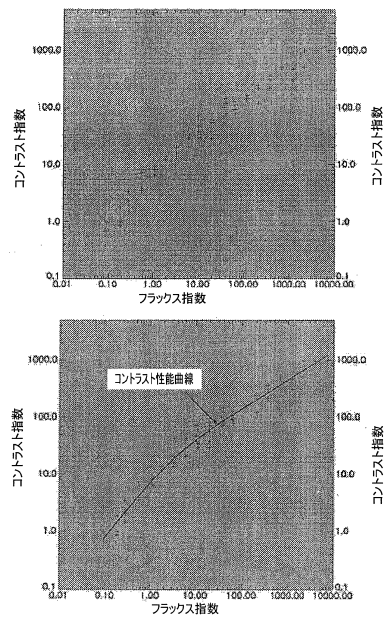
【図 5】



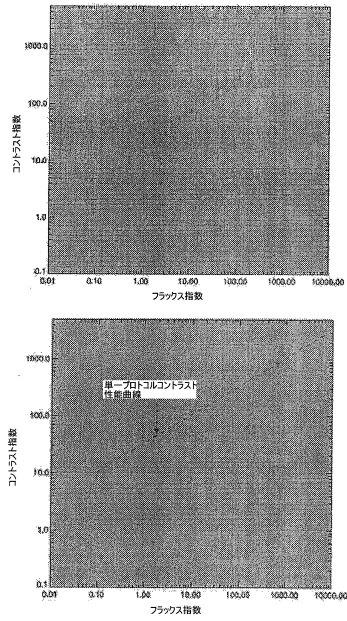
【図 6】



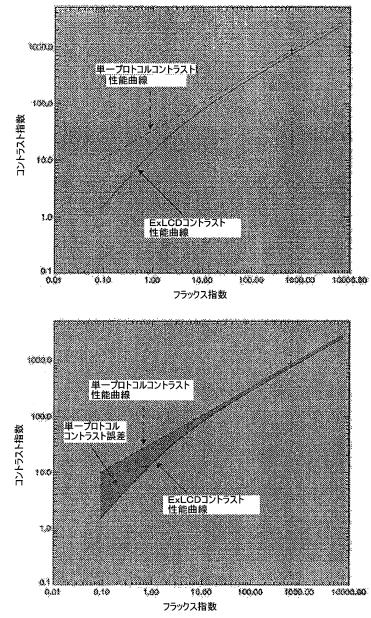
【図 7】



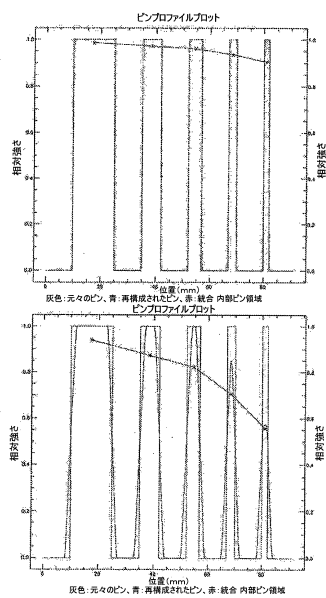
【図 8】



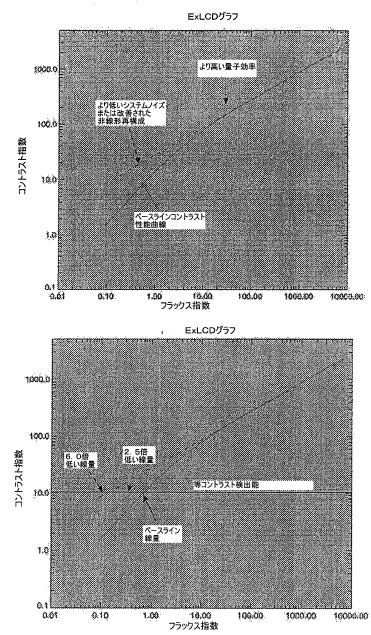
【図 9】



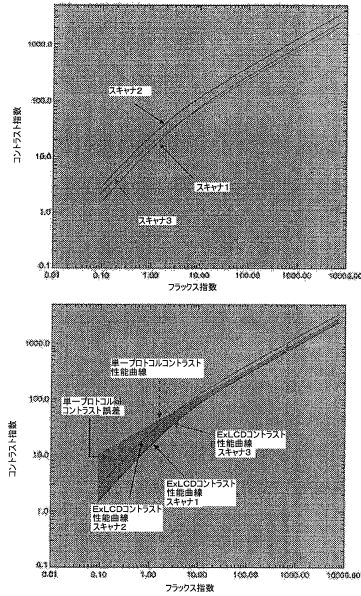
【図 10】



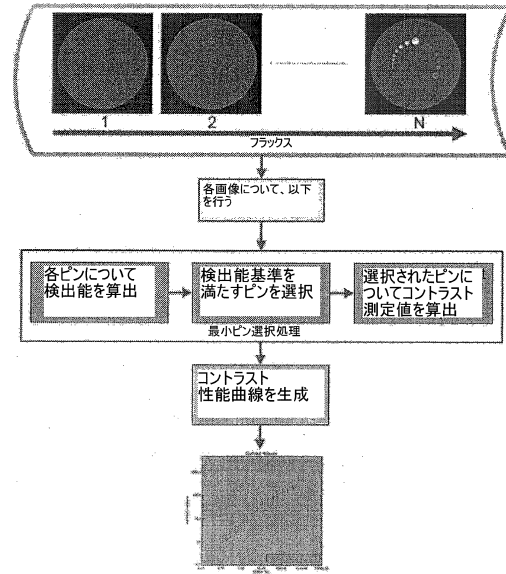
【図 11】



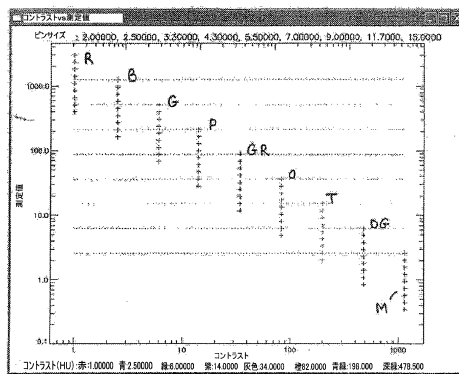
【図 12】



【図 13】



【図 14】



【図 16】

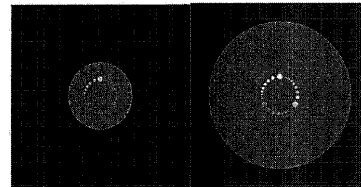
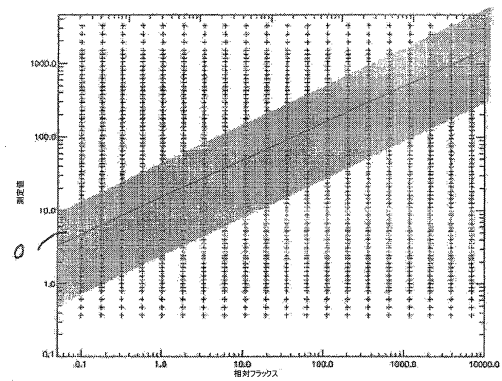


FIG. 16

【図 17】



【図 15】

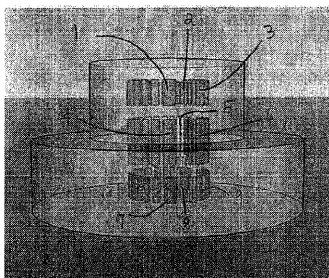
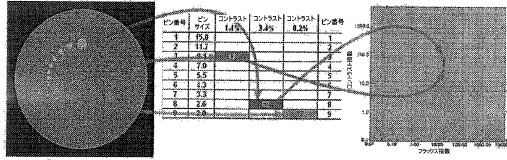
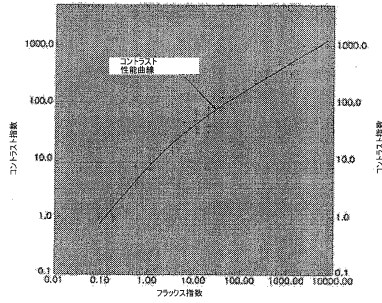


FIG. 15

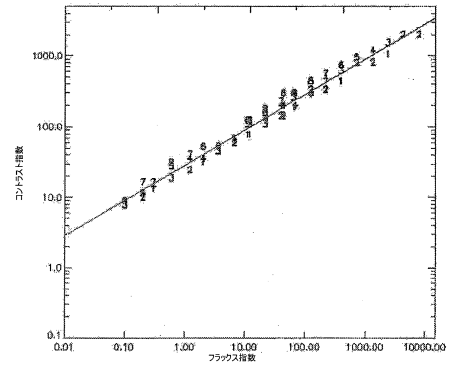
【図 18】



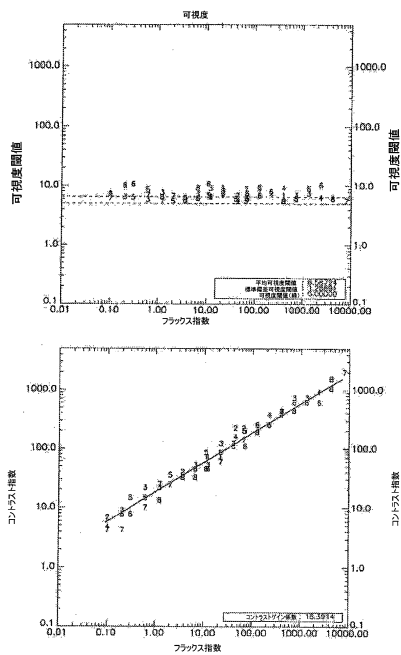
【図 19】



【図 20】



【図 21】



【図 22】

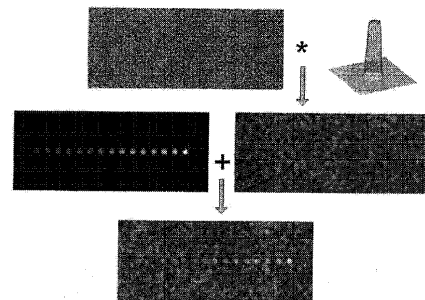
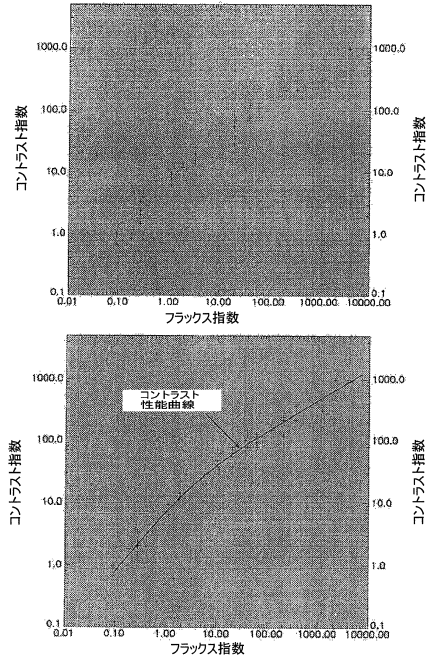
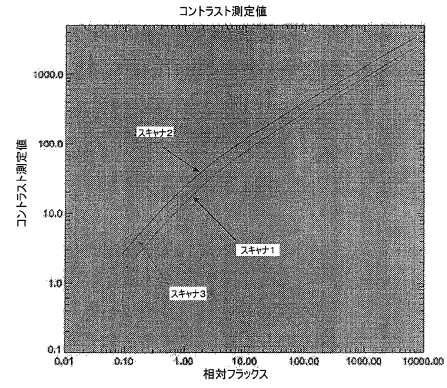


FIG. 22

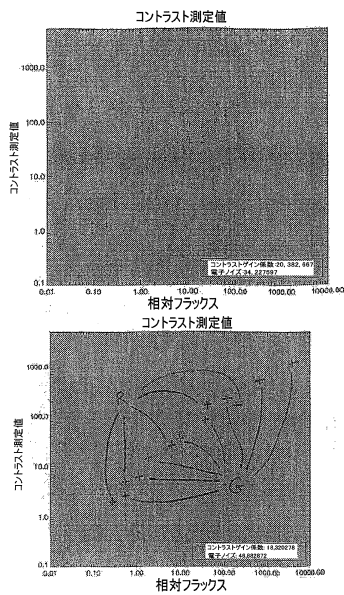
【図 23】



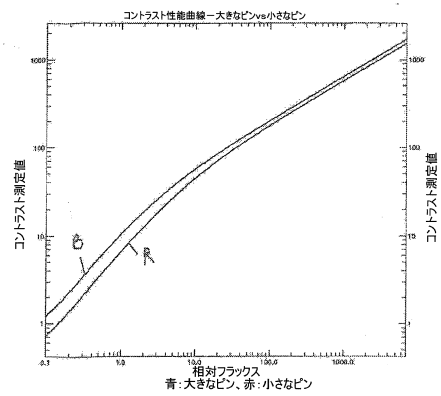
【図 24】



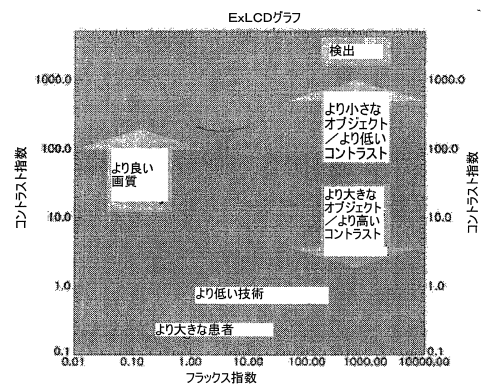
【図 25】



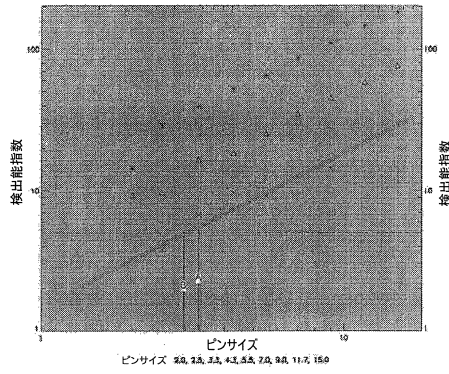
【図 26】



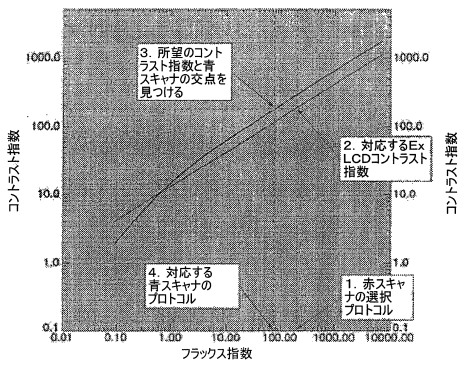
【図 27】



【図 28】



【図 29】



【図 31】

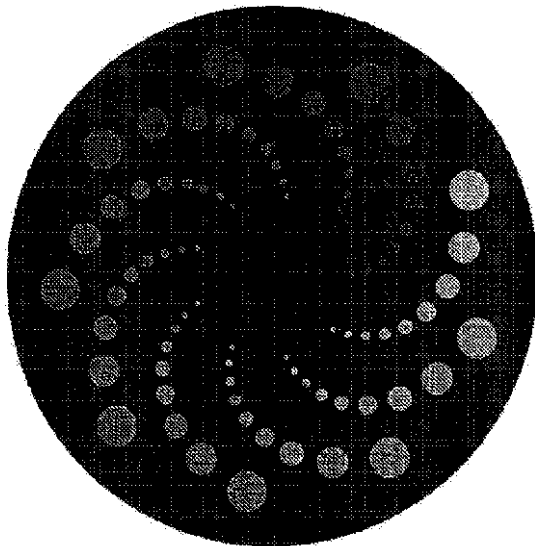
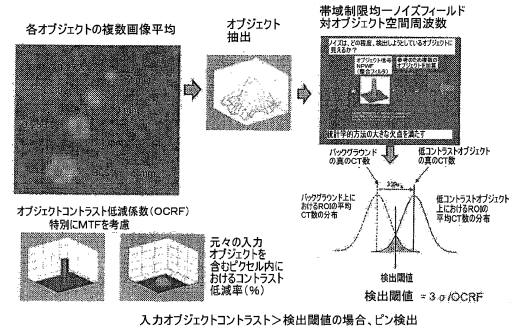


FIG. 31

【図 30】



【図 32】

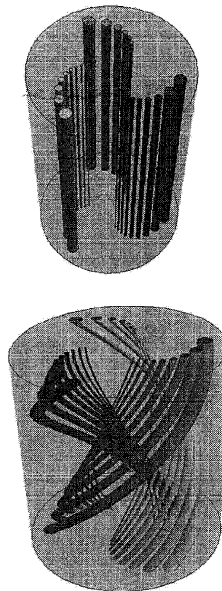


FIG. 32

## フロントページの続き

(73)特許権者 512012344

アージャン ケイ・マニエダス

アメリカ合衆国 オハイオ州 44087 ツインズブルグ ダローパークドライブ アパート1  
18 エフ 9965

(73)特許権者 512012355

トーマス イー・デカント

アメリカ合衆国 オハイオ州 44023 チャグリンフォールズ パーチヒルドライブ 179  
60

(74)代理人 100101683

弁理士 奥田 誠司

(72)発明者 デイヴィッド ピー・ローラー

アメリカ合衆国 オハイオ州 44122 シェーカーハイツ ベルヴォアブルバード 312  
0

(72)発明者 スティーヴン エイチ・アイゼン

アメリカ合衆国 オハイオ州 44120 シェーカーハイツ アルダーサイドドライブ 166  
19

(72)発明者 トーマス エル・トス

アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 53005 ブルックフィールド ローラレーン 1581  
0

(72)発明者 アージャン ケイ・マニエダス

アメリカ合衆国 オハイオ州 44087 ツインズブルグ ダローパークドライブ アパート1  
18 エフ 9965

(72)発明者 トーマス イー・デカント

アメリカ合衆国 オハイオ州 44023 チャグリンフォールズ パーチヒルドライブ 179  
60

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 国際公開第2007/138979(WO, A1)

特開2009-000225(JP, A)

特開2009-090014(JP, A)

特開2004-097778(JP, A)

特開2008-220452(JP, A)

国際公開第2006/090877(WO, A1)

特開2004-057831(JP, A)

特開2006-055635(JP, A)

特開2003-033346(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14