

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4518632号
(P4518632)

(45) 発行日 平成22年8月4日 (2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月28日 (2010.5.28)

(51) Int. Cl.

F I

G O 6 T 1/00 (2006.01)

G O 6 T 1/00 2 9 O A

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 O M

請求項の数 10 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2000-188562 (P2000-188562)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成12年6月23日 (2000.6.23)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2001-56854 (P2001-56854A)		GENERAL ELECTRIC CO
(43) 公開日	平成13年2月27日 (2001.2.27)		MPANY
審査請求日	平成19年6月21日 (2007.6.21)		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	09/344190		クタデイ、リバーロード、1 番
(32) 優先日	平成11年6月24日 (1999.6.24)	(74) 代理人	100137545
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	ケネス・スコット・カンブ
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワー
			ケシャー、クレストウッド・ドライブ、6
			1 4 番
		審査官	岡本 俊威
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用デジタル画像のダイナミック・レンジを決定するための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用イメージング・システム用の、臨床領域を含む医用デジタル画像のダイナミック・レンジを決定するための方法であって、
医用デジタル画像を所定の幅をもつ少なくとも2つのバンドに分割するステップ、
前記所定の幅をもつ前記少なくとも2つのバンドの各々に対してプロファイルを作成するステップ、
前記プロファイルに基づいて、前記少なくとも2つのバンド内の前記医用デジタル画像が非臨床領域を含むか否かを決定するステップ、
前記非臨床領域に対するグレイスケール最大値および最小値のうちの少なくとも1つに基づいて、前記非臨床領域をマスクするステップ、
前記少なくとも2つのバンドの各々に含まれる臨床領域に対するダイナミック・レンジを算出するステップ、
を含み、
前記非臨床領域が生放射線領域およびコリメートされた領域の少なくとも一方を含み、
前記非臨床領域をマスクするステップが、
前記少なくとも2つのバンドの各々に対して微分グレイスケール・プロファイルを作成するステップ、
該微分グレイスケール・プロファイルにおける第1の正のピーク(126)を特定するステップ、

10

20

該第 1 の正のピーク (1 2 6) から第 1 の方向に前記微分グレイスケール・プロファイル
をスキャンして微分ベクトルがゼロに等しい第 1 の点 (1 2 5) を特定するステップ、
前記第 1 の正のピーク (1 2 6) から前記第 1 の方向と反対の方向である第 2 の方向に前
記微分グレイスケール・プロファイルをスキャンして第 1 の負のピーク (1 2 9) と微分
ベクトルがゼロに等しい第 2 の点 (1 3 0) を特定するステップ、
前記微分ベクトルがゼロに等しい第 1 の点 (1 2 5) と前記微分ベクトルがゼロに等しい
第 2 の点 (1 3 0) の間で前記マスクをオンにするステップを含む、方法。

【請求項 2】

前記分割するが、前記医用デジタル画像を水平および垂直方向バンドに分割するステ
ップを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

さらに、医用デジタル画像のヒストグラムを作成するステップを含み、前記マスクす
るステップが、所定の上方および下方閾値を超えるグレイスケール・レベルを該ヒストグ
ラムからマスクする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

さらに、非臨床領域に対するグレイスケール最大値および最小値のうちの少なくとも 1
つに基づいて、非臨床領域をマスクするステップを含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

臨床領域および非臨床領域を含む表示しようとする医用デジタル画像のダ
イナミック・レンジを制御するための医用診断イメージング・システムであって、
医用デジタル画像内の臨床領域と、少なくともコリメートされた領域を含む非臨床領域
とを特定するための細分割モジュールと、
前記医用デジタル画像を 2 つのバンドに分割するプロセッサと、
前記医用デジタル画像の臨床領域に基づいて該臨床領域のダイナミック・レンジを決定
するダイナミック・レンジ・モジュールと、を備え、
前記プロセッサが少なくとも 1 つの非臨床領域に対するグレイスケール最大値および最小
値のうちの少なくとも 1 つに基づいて、前記少なくとも 1 つの非臨床領域をマスクし、
前記非臨床領域が生放射線領域およびコリメートされた領域の少なくとも一方を含み、
前記ダイナミック・レンジ・モジュールが前記少なくとも 2 つのバンドの各々に含まれる
臨床領域に対するダイナミック・レンジを決定し、該ダイナミック・レンジに基づいてダ
イナミック・レンジ画像特性を作成し、
該ダイナミック・レンジ画像特性が前記医用デジタル画像の調整のために使用され、
前記プロセッサは、
前記少なくとも 2 つのバンドの各々に対して微分グレイスケール・プロファイルを作成し
、
該微分グレイスケール・プロファイルにおける第 1 の正のピーク (1 2 6) を特定し、
該第 1 の正のピーク (1 2 6) から第 1 の方向に前記微分グレイスケール・プロファイル
をスキャンして微分ベクトルがゼロに等しい第 1 の点 (1 2 5) を特定し、
前記第 1 の正のピーク (1 2 6) から前記第 1 の方向と反対の方向である第 2 の方向に前
記微分グレイスケール・プロファイルをスキャンして第 1 の負のピーク (1 2 9) と微分
ベクトルがゼロに等しい第 2 の点 (1 3 0) を特定し、
前記微分ベクトルがゼロに等しい第 1 の点 (1 2 5) と前記微分ベクトルがゼロに等しい
第 2 の点 (1 3 0) の間で前記マスクをオンにする、医用診断イメージング・システム。

20

30

【請求項 6】

さらに、臨床領域および非臨床領域を有する医用デジタル画像を獲得するためのディ
ジタル検出器、を備える請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記細分割モジュールが、医用デジタル画像のグレイスケール・レベルの変動に基づ
いて非臨床領域を特定する請求項 5 に記載のシステム。

【請求項 8】

40

50

前記細分割モジュールが、少なくとも１つのグレイスケール閾値に基づいて非臨床領域を識別する請求項５に記載のシステム。

【請求項９】

非臨床領域に関連するグレイスケール・レベルを特定するために、医用デジタル画像の少なくとも一部分のヒストグラムを作成し、前記医用デジタル画像のダイナミック・レンジに基づいて少なくとも１つの閾値を算出するためのプロセッサを含み、前記細分割モジュールが、前記閾値に基づいて非臨床領域を識別する請求項５に記載のシステム。

【請求項１０】

さらに、非臨床領域を特定するために、医用デジタル画像に対する最大および最小グレイスケール・レベルのうちの少なくとも１つを算出するプロセッサを含む請求項５に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、全般的には医用診断イメージングに関し、具体的には表示しようとする医用デジタル画像のダイナミック・レンジを決定するための方法および装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

Ｘ線イメージングは、医学診断用ツールとして長く認められてきている。Ｘ線イメージング・システムは、医師が正確な診断をするのに必要な情報を含むことが多い、たとえば胸部、頸部、脊椎、頭部および腹部などの画像を捕捉するために用いられるのが普通である。たとえば胸部Ｘ線画像を撮影する場合、患者はその胸部をＸ線センサにあてて立ち、Ｘ線技術者はこのＸ線センサおよびＸ線源を適当な高さに位置決めする。次いで、線源により発生されたＸ線が、身体の異なる部位によって様々な程度に減衰を受けて、Ｘ線センサにより検出される。検出されたＸ線エネルギーは付属の制御システムによってスキャンされて、ディスプレイ上に対応する診断用画像を作成する。任意選択で、そのＸ線センサを半導体デジタル画像検出器とすることができる。Ｘ線センサが従来のスクリーン／フィルム構成である場合には、スクリーンによりＸ線を光に変換し、この光にフィルムを曝露させる。

【０００３】

従来の放射線写真イメージング・システムでは、Ｘ線技法はオペレータにより選択される。照射されたフィルムで所望の光学濃度を得るために、オペレータまたは自動照射制御システムによって、選択したスクリーン／フィルム構成に対する所望の照射量を選択または決定する。光学濃度は、Ｘ線に曝露されたのちのスクリーン、検出器またはフィルムの「明るさ」や「暗さ」を表すものである。Ｘ線に対し曝露させる様式（たとえば、照射時間や照射方向など）を、検出器、スクリーンまたはフィルムにより制御することによって、フィルムの明るさや暗さを変化させることができる。放射線写真画像を分析する際の医師による診断および検査を容易にするため、様々な照射量の間で一貫した光学濃度を達成することが好ましい。患者が異なる、フィルムのタイプが異なる、医用イメージング・システムが異なる、方向が異なるなどによって照射量は違ってくる。

【０００４】

従来では、様々な照射量（たとえば、患者が異なる、フィルムが異なる、システムが異なる、患者角度が異なるなど）の場合、本来的な差違のために均一の光学濃度を維持することは極めて困難である。たとえば、各患者は若干異なる大きさおよび解剖学的構造を有するため、患者の内部臓器は検出器またはスクリーン／フィルムに対して異なる位置にくる。たとえば、胸部のＸ線画像を得ようとする場合、各患者の肺および胸郭は大きさが異なる。さらに、肺の位置は幾分か未知であり、これにより結果的に照射量に大きなバラツキを生ずる。さらに、患者の位置は厳密に制御されておらず、このため検出器またはスクリーン／フィルム構成に対して各患者が配置される位置や向きは若干異なることになる。さらに、患者の位置および方向のバラツキにより結果的に照射量のバラツキを生ずる。さら

10

20

30

40

50

に、患者を透過したX線により追跡する具体的な病変により、また患者の体内の異物（たとえばペースメーカーなど）により、さらには患者の厚さやこのために生じる散乱パターン特性の違いにより、その光学濃度は様々な値となる。

【0005】

照射されたフィルムの光学濃度を制御しようとする試みの中で、放射線写真システムと共に使用するための自動照射制御が提案されてきた。自動照射制御システムでは、検出器やスクリーン/フィルム構成に近接した位置にあり、検査中は患者の具体的な解剖学的部位に近接するように配置させた、X線を検知する電離箱を使用するのが普通である。たとえば、具体的なある検査形態では、その間、患者の肺に近接するように算出した検出器またはスクリーン/フィルム構成の領域内に電離箱を位置させることができる。別法として、

10

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、自動照射制御システムには問題がある。特に、電離箱を検出器、スクリーンまたはフィルムに近接させて配置する時点では、個々の患者の肺の位置は未知である。したがって、患者が異なれば結果として電離箱に対する照射量のバラツキは大きいままである。たとえば実際に、ある種の患者では肺や縦隔に近接して電離箱を配置することができない。肺や縦隔以外の解剖学的部位に近接して電離箱を配置した場合、自動照射制御は不正確な計測に基づいて照射を終了させてしまう。胸部フィルムでは、ある割合で画像が明るすぎるか、暗すぎるかのいずれかになる。画像が明るすぎたり、暗すぎたりすると、X線検査を繰り返し医用画像の再撮影が必要となることがある。医用画像の再撮影には極めて時間がかかる。フィルム現像には、比較的長い時間が（たとえば5分から15分）かかることがあり、その間患者は画像取得収集区域に留められることがある。

20

【0007】

さらに、医用画像の最終的な表示は、検出器やフィルム/スクリーン構成のタイプを所望のX線技法と組み合わせて選択することによって決定される。検出器やスクリーン/フィルム構成のタイプが異なると、画像ノイズの量も異なる。従来では、ノイズは、入力照射時間を変更することによりその一部を補正していた。しかし、照射量が異なっても光学濃度を一定に維持するためには、検出器、フィルムまたはスクリーンのタイプを変更したときに、この新しい検出器やスクリーン/フィルム構成の固定したダイナミック・レンジに見合うように、その照射時間を変更する必要がある。検出器、スクリーンまたはフィルムを変更することは極めて面倒であり、したがってめったに行われな

30

【0008】

つい最近では、放射線写真イメージングと共に使用するデジタル検出器が提案されている。デジタル検出器は従来のスクリーン/フィルム構成と比べかなり広い（通常は2倍から3倍の）ダイナミック・レンジを提供することができる。これまでは、検出器のより広くしたダイナミック・レンジに対応させてデジタル検出器の照射量を限度内とするために、自動照射制御やオペレータに依存する必要があった。

40

【0009】

放射線写真イメージングなどの医用デジタル・イメージングと共に使用するための、改良型のダイナミック・レンジ検出/制御方法およびその装置に対するニーズが存在している。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明の好ましい実施形態では、医用イメージング・システム用の医用デジタル画像のダイナミック・レンジを決定するための方法および装置が提供される。医用画像は臨床領域(clinical region) および非臨床領域(non-clinical region) を含む。この方法および装置は、医用デジタル画像の非臨床領域を特定し、この非臨床領域を医用デジタル画

50

像からマスクし、臨床画像を表示するための自動コントラスト制御を提供する。非臨床領域をマスクしたのち、この方法および装置により臨床画像のダイナミック・レンジを決定する。

【0011】

別の実施形態では、医用デジタル画像を所定の幅をもつバンドに分割し、各バンド内で非臨床領域の位置を探し出すことにより非臨床領域を特定する。このバンドは、医用デジタル画像内で水平方向および/または垂直方向に整列させることができる。特定の際に、医用デジタル画像のバンドを微分し、閾値で識別し、水平方向バンドまたは垂直方向バンドに対応するプロファイルに沿ったグレイスケールの変化を特定する。医用デジタル画像に対する微分プロファイル内の最大および最小ピークに基づいて、非臨床領域をマ

10

【0012】

別の実施形態では、非臨床領域は医用デジタル画像からヒストグラムを作成したのちに特定される。閾値は医用デジタル画像のダイナミック・レンジに基づいて得ることができ、この閾値を用いてヒストグラム内の非臨床領域に対応する最大および最小グレイスケール値を特定する。ヒストグラム内で非臨床領域に対応するとして特定された最大値および最小値に基づいて、非臨床領域はマスクされる。

【0013】

本発明のさらに別の実施形態では、医用診断イメージング・システムによって、表示しようとする医用デジタル画像のダイナミック・レンジを決定できる。医用デジタル画像を得るために、デジタル検出器を設けることができる。医用デジタル画像は、臨床領域および非臨床領域を含む。このシステムは細分割モジュールおよびダイナミック・レンジ・モジュールを含む。細分割モジュールにより、医用デジタル画像内の非臨床領域を特定する。非臨床領域を細分割したのちに、ダイナミック・レンジ・モジュールにより医用デジタル画像の臨床領域のダイナミック・レンジを決定する。細分割モジュールにより、生放射線領域および/またはコリメートされた領域を非臨床領域として特定することができる。

20

【0014】

別の実施形態では、その細分割モジュールは、医用デジタル画像のグレイスケール・レベルの変動に基づいて非臨床領域を特定する。非臨床領域を特定するために、この細分割モジュールは、医用デジタル画像の少なくとも一部分に対して微分および閾値検出を行う。別の実施形態では、その細分割モジュールにより医用デジタル画像に対するヒストグラムを作成し、少なくとも1つのグレイスケール閾値を利用して非臨床領域を識別する。

30

【0015】

医用デジタル画像のダイナミック・レンジに基づいて少なくとも1つの閾値を算出するためのプロセッサを含むことがある。ダイナミック・レンジ・モジュールは、臨床領域のダイナミック・レンジを決定するときに非臨床領域をマスクするためのプロセッサを含むことができる。非臨床領域を特定するために、医用デジタル画像の最大および最小グレイスケール・レベルのうちの少なくとも1つを算出するためのプロセッサをさらに設けることができる。さらに、ダイナミック・レンジを決定するために、プロセッサにより臨床領域の最大および最小グレイスケール・レベルのうちの少なくとも1つを算出する。

40

【0016】

本発明の少なくとも1つの好ましい実施形態では、患者が異なり、フィルムが異なり、またシステムが異なっても均一の表示出力濃度を得るために、システムは患者の位置決め技法およびX線収集技法に頼らずに済む。本発明の好ましい実施形態のダイナミック・レンジ管理の方法およびシステムは、一般放射線写真への応用においても同じく有用であり、様々な照射量や様々な平均グレイスケール・レベルに関して拡張可能である。結果の画像表出法により、画像の全体コントラストを変化させることなく、信号対雑音比特性を向上させることができ、これにより、デジタル検出器の広いダイナミック・レンジを活用す

50

ることができる。

【 0 0 1 7 】

医用デジタル画像の診断 / 臨床ダイナミック・レンジを検出する能力を備えることによって、線量レベルや患者のタイプに関して特定の知識は不要となる。任意選択では、線量レベルおよび / または患者のタイプを利用して性能を向上させることができる。本発明の好ましい実施形態によるダイナミック・レンジ管理方法およびシステムにより、様々な画像間、患者間、線量間およびシステム間で画像品質、並びに一貫した表示を保証しつつ、画像の表出操作および画像の収集操作を独立に実行することができる。さらに、本発明の好ましい実施形態により、スクリーン / フィルムの全体コントラスト曲線をシミュレーションする能力を備える。

10

【 0 0 1 8 】

【 発明の実施の形態 】

図 1 は、本発明の好ましい実施形態に従って構成した医用イメージング・システムの図である。医用システム 8 は、ダイナミック・レンジ決定システム 10 および患者検査サブシステム 12 を含む。患者検査サブシステム 12 は、制御回路 14 により制御される線源 16 を含む。線源 16 は放射線などの媒体を放出し、患者 20 を透過する。デジタル検出器 22 は、患者 20 を透過した媒体 18 を検出する。検出器出力回路 24 は、デジタル検出器 22 により蓄積した情報を、ダイナミック・レンジ制御決定システム 10 内のプロセッサ 26 で処理できる電子フォーマットに変換する。プロセッサ 26 は、検出器出力回路 24 から入力を受け取り、これに基づいてメモリ 27 に生デジタル画像 28 を格納する。生デジタル画像 28 は臨床領域および非臨床領域を含む。

20

【 0 0 1 9 】

プロセッサ 26 は、以下に記載する技法に従って生画像 28 内で非臨床領域を臨床領域から識別し、細分割された画像 30 を形成する。細分割画像 30 は、非臨床領域をマスクした状態で、メモリ 27 に格納されると共に、この細分割画像は臨床領域のみを含む。次に、プロセッサ 26 は細分割画像 30 内の臨床領域のダイナミック・レンジを算出し、これに基づいてダイナミック・レンジ画像特性 32 を作成する。ダイナミック・レンジ画像特性 32 はメモリ 26 に格納される。

【 0 0 2 0 】

図 2 について説明すると、医用デジタル画像のダイナミック・レンジを決定するためプロセッサ 26 により実行することができる処理シーケンスを表している。先ずステップ 50 において、プロセッサ 26 は、検出器 24 またはメモリ 27 のいずれかより生デジタル画像 28 を獲得する。ステップ 52 において、プロセッサ 26 は、生デジタル画像 28 をピクセルからなる水平方向バンドおよび / または垂直方向バンドに分割する。バンドの例を図 3 および 4 に示す。図 3 は、 2000×2000 のピクセル・アレイなど、ピクセル値よりなるアレイで構成することができる生デジタル画像 70 の図である。ステップ 52 において、デジタル画像 70 は、画像の最上部 73 から最下部 75 までの広がりをもち、あらかじめ定めた垂直方向バンド幅 74 を有する複数の垂直方向バンド 72 に分割される。一例として、各垂直方向バンド幅 74 は、垂直方向バンドの各行 83 ~ 85 内に 100 個などのように、同じ偶数個のピクセルをもつ。したがって、 2000×2000 のデジタル画像 70 内では、各々が 100 ピクセルの幅をもつ垂直方向バンド 72 を 20 バンド利用することになる。

30

40

【 0 0 2 1 】

別法として、あるいは追加として、図 4 に示すように、ステップ 52 において、デジタル画像 70 を水平方向バンド 76 に分割することができる。水平方向バンド 76 は、デジタル画像 70 の左端 77 から右端 79 までの広がりをもち、あらかじめ定めた水平方向バンド幅 78 を有する。一例として、水平方向バンド幅 78 は、水平方向バンドの各列 80 ~ 82 内においても 100 ピクセルである。水平方向バンド 76 はデジタル画像 70 の一方の端からもう一方の端までの広がりをもつ。

【 0 0 2 2 】

50

ステップ 5 2 において水平バンド 7 6 および / または垂直方向バンド 7 2 を作成したのち、プロセッサ 2 6 は水平バンド 7 6 および垂直バンド 7 2 の各々の幅の全体にわたって平均グレイスケールピクセル値を算出する (ステップ 5 4)。一例として、水平方向バンド 7 8 は幅が 1 0 0 ピクセルで、長さが 2 0 0 0 ピクセルである。ステップ 5 4 において、プロセッサは、水平方向バンドの各列 8 0 ~ 8 2 内の各 1 0 0 ピクセルの組を順次に処理する。水平方向バンドの列 8 0 内の 1 0 0 ピクセルに対する平均ピクセル値が算出され、また水平方向バンド列 8 1 および 8 2 内の 1 0 0 ピクセルの組に基づいて別の平均ピクセル値が算出される。各水平方向バンド 7 8 に対してサブサンプルされたベクトルが各 1 つ形成されるまでこの処理が反復される。図 4 の例では、各サブサンプル・ベクトルは、プロファイルの全体または水平方向バンド 7 8 の長さ方向の全体にわたり 2 0 0 0 個の平均ピクセル値を含む。別のサブサンプル・ベクトルは各水平方向バンド 7 8 および / または各垂直方向バンド 7 4 に対して算出される。サブサンプル・ベクトルを算出したのち、各水平バンド 7 8 および垂直方向バンド 7 4 の各々に対して水平プロファイルおよび / または垂直プロファイルを作成する。

【 0 0 2 3 】

図 5 は、例示的な垂直バンド 7 4 または水平方向バンド 7 8 に関するプロファイル 9 0 をグラフとして示したものである。図 5 のプロファイル 9 0 の水平軸 9 2 は、対応する垂直バンド 7 4 または水平方向バンド 7 8 の長さに相当する。垂直軸 9 4 は、対応する垂直バンド 7 4 の各行 8 3 ~ 8 5 または水平方向バンド 7 8 の各列 8 0 ~ 8 2 のうちの 1 つの内部の各ピクセルからなるグループに対応するサブサンプル・ベクトルの平均ピクセル値のグレイスケール・レベルに相当する。水平方向バンド 7 8 の長さが 2 0 0 0 ピクセルで幅が 1 0 0 ピクセルである上記の例では、対応するプロファイル 9 0 は、プロファイル 9 0 の水平軸 9 2 の長さ全体にわたり 2 0 0 0 個の平均ピクセル値を含むことになる。

【 0 0 2 4 】

図 5 に示す平均ピクセル値の例示的プロファイル 9 0 は、患者の胸部の X 線スキャンからのものである。このプロファイル 9 0 は、ゼロに近いグレイスケール・レベルを有する先導部分 9 5 および末尾部分 1 1 0 を含む。先導部分 9 5 および末尾部分 1 1 0 は、検出器のうちの、放射線の大部分を阻止するコリメータにより覆われた領域に相当することがある。生放射線ピーク 9 6 および 1 0 8 は放射線への曝露が大きい部分に相当し、ディジタル検出器に対して直に曝露した生放射線を表すことがある。組織の谷 9 8 および 1 0 6 は、胸部の左脇および右脇に沿った患者の各組織部分に相当する。中間肺ピーク 1 0 0 および 1 0 4 は患者の肺に相当し、また縦隔の谷 1 0 2 は患者の中心部すなわち縦隔に相当する。

【 0 0 2 5 】

プロファイル 9 0 を作成したのち、ステップ 5 6 において、各バンドに対するサブサンプル・ベクトルのプロファイル 9 0 を微分し、プロファイル 9 0 に沿った各位置でのグレイスケールの変化を特定するための微分グレイスケール・プロファイルを得る。対応する垂直バンド 7 4 または水平バンド 7 8 の長さに水平軸 1 2 2 が相当するようにして、図 6 に微分グレイスケール・プロファイル 1 2 0 を示す。微分グレイスケール・プロファイル 1 2 0 の垂直軸 1 2 4 により、対応するバンド 7 2、7 4 に沿った単位距離あたりのグレイスケール・レベルの正の変化および負の変化が特定される。たとえば、ピーク 1 2 6 は、プロファイル 9 0 の最大傾斜を有する点 9 7 に対応する。生放射線部分 9 6 のピーク 9 9 は、微分したグレイスケールがゼロに等しい、微分グレイスケール・プロファイル 1 2 0 の点 1 2 8 に相当する。微分グレイスケール・プロファイル 1 2 0 がゼロと交差する各点 1 3 0 ~ 1 3 6 は、グレイスケール・プロファイル 9 0 ではそれぞれ点 1 4 0 ~ 1 4 6 に相当する。

【 0 0 2 6 】

次に、図 2 のステップ 5 8 において、プロセッサ 2 6 は微分グレイスケール・プロファイル 1 2 0 内でピークを特定するために利用できる閾値を算出する。ステップ 6 0 において、プロセッサ 2 6 は、微分した各バンドを識別し、たとえば生放射線やコリメータに対応

10

20

30

40

50

する非臨床領域の開始点および終了点を特定する。一例として、微分グレイスケール・プロフィール 120 を解析し非臨床領域の開始点および終了点を特定するために、生放射線探索アルゴリズムを実行することができる。

【0027】

一例として、プロセッサ 26 は、先ず微分グレイスケール・プロフィール 120 を左から右にスキャンすることにより開始し、プロフィール 120 の第 1 の正のピーク 126 を特定することができる。ピーク 126 を特定したのち、プロセッサ 26 はスキャンの方向を逆転させ、プロセッサ 26 は、微分ベクトルがゼロに等しい点を特定するまでプロフィール 120 の左端に向かって探索する。次いでプロセッサ 26 は、微分ベクトルがゼロに等しい点（すなわち点 125）に対応する点でデジタル画像 28 のマスクをオンにする。また、微分プロフィールが第 1 の負のピーク（点 129）に対してスキャンを受ける際には、このマスクはオンのままである。ピーク 126 および 129 は、ピーク閾値 121 および 123 を微分プロフィール 120 に当てはめることにより特定することができる。負のピーク 129 を特定したのち、プロセッサ 26 は、微分したベクトルがゼロに等しくなるまで（すなわち点 130 まで）そのスキャンを続ける。マスクは点 130 の位置でオフにされる。

【0028】

プロセッサ 126 は、プロフィール 120 が再び正のピーク閾値 121 を超えるまで（たとえば点 150 の位置まで）、微分プロフィール 120 をスキャンし続ける。ピーク 150 を特定したら、プロセッサ 26 はスキャン方向を逆転させ、微分ベクトルがゼロに等しい点（点 134）が特定されるまで探索し、マスクを再びオンにする。スキャンは再び右に向けられ、プロセッサ 26 が閾値 123 を超える負のピーク（たとえば点 151 の位置）を探索する間続けられる。負のピーク 151 を特定したのち、次いでゼロに等しい次の点（点 136）を求めて微分ベクトル 120 をスキャンする。点 136 の位置で、マスクを再びオフにする。

【0029】

上記の微分技法により、医用デジタル画像の点 130 に先行する部分および点 134 の後続の部分を効果的に除去できる。

【0030】

図 5 に戻ると、上記の微分技法は医用デジタル画像の点 140 に先行する部分および点 144 に後続する部分を除去する、または無視する効果を有する。プロセッサにより、非臨床領域、すなわち生放射線およびコリメータ領域に相当する、点 140 に先行するすべておよび点 144 に後続するすべてを効果的に特定できる。プロフィール 90 の点 140 と点 144 の間にある残りの区間は、肺に相当する肺のピーク 100 および 104、並びに縦隔に相当する縦隔の谷 102 を含む。プロフィール 90 の点 140 と点 144 の間の領域は、ダイナミック・レンジ決定システム 10 のメモリ 27 に格納された細分割画像 30 に相当する。

【0031】

次に、ステップ 64 において、プロセッサ 26 は、細分割画像 30 の相加平均値（mean）、中央値（median）、最頻値（average）、標準偏差、最大および最小グレイスケール値などの所望の画像特性を計算する。図 5 に示すように、最大および最小グレイスケール値は点 141 ~ 143 に相当し、臨床領域のダイナミック・レンジを規定する。細分割画像 30 の最大および最小グレイスケール値などの所望の画像特性を決定したのち、ステップ 66 において、プロセッサ 26 により医用診断イメージング・システムのダイナミック・レンジを調整し画像特性に基づいてダイナミック・レンジを調整した画像を形成する。このダイナミック・レンジ調整済み画像および / またはダイナミック・レンジ画像特性 32 はメモリ 26 に格納される。

【0032】

任意選択では、入力ピクセル値と所望の出力ピクセル値とを相互関連させるルックアップ・テーブルに対し、元の生デジタル画像 28 の臨床領域を参照させて、出力画像の細分

10

20

30

40

50

内に当該生デジタル画像をマッピングすることによってダイナミック・レンジ調整済み画像を得ることができる。たとえば、ルックアップ・テーブル内に格納された入力および出力ピクセル値は、互いに線形関係、S字状関係などの関係であることがある。最大および最小グレイスケール値などのステップ64において算出された画像特性を利用して、ルックアップ・テーブル内のマッピング関数の傾斜または形状は調整することができ、これによりこのシステムが処理したすべてのデジタル画像に対して、フィルム、患者、照射量、システムの違いによらず一定のダイナミック・レンジが保持できる。

【0033】

医用デジタル画像のすべてが非臨床領域を含むとは限らないことに留意すべきである。この場合、ステップ60における識別の解は、ヌル (null) すなわち空となる (たとえば、開始点および終了点をもたない)。非臨床領域を含まない医用デジタル画像は、ステップ64において細分割画像として処理されることになり、ステップ62は事実上スキップされることになる。

10

【0034】

次に、図7に示す非臨床領域を細分割するための別の実施形態について検討する。まずステップ200において、プロセッサ26は再び生デジタル画像28を獲得する。この生デジタル画像28から、ステップ202においてヒストグラムが作成される。ステップ204において、このヒストグラム内の非臨床領域に対応するグレイスケール・レベルに対するグレイスケール閾値が算出される。ステップ206において、このグレイスケール閾値を用いてヒストグラム内の非臨床領域に相当するピークを特定する。ステップ206で非臨床領域を特定したのち、ヒストグラムの非臨床領域に対応するグレイスケール・レベルにマスクをかけ、デジタル画像からの残りのグレイスケール・レベルにより臨床領域に相当する細分割画像30を形成する。ステップ210において、プロセッサは、この細分割画像30に対するダイナミック・レンジ特性を決定する。ステップ212において、医用診断イメージング・システムのダイナミック・レンジを調整し、ステップ210で算出されたダイナミック・レンジ特性に基づいて診断レンジ調整済み画像を形成する。

20

【0035】

図7の処理シーケンスは、図8と関連させるとより明確に表せる。図8は、ステップ202で作成したヒストグラム300を、グレイスケール・レベルを水平軸302に沿って示し、各グレイスケール・レベルでのピクセルのカウント数を垂直軸304に沿って示したものである。ヒストグラム300は、極めて低いグレイスケール・レベルを有する先端領域306を含む。部分領域306はコリメータ領域に相当することがある。さらに、ヒストグラム300は、極めて高いグレイスケール・レベルで多くの数のピクセルを有する末尾領域308を含む。領域308は、デジタル画像28の生放射線領域に相当することがある。中間領域310は、肺および縦隔に対応するグレイスケール・レベルを含む臨床領域に相当する。

30

【0036】

動作において、ステップ204においてグレイスケール閾値312および314を算出し、これを用いて非臨床領域に相当するピーク (すなわち領域306および308) を特定する。ステップ208において、領域306および308内のグレイスケール・レベルにマスクをかけて対応する非臨床領域を隠蔽し、中間領域310からのグレイスケール値を有する臨床領域のみを含む細分割画像30を形成する。次に、ステップ210において、中間領域310内の最大および最小グレイスケール値を算出し、ステップ212においてこれを用いて医用システムのダイナミック・レンジを調節する。

40

【0037】

好ましい実施形態のダイナミック・レンジ管理システムにより、患者のすべてに対して所望の出力光学濃度を得ることができる。この際、使用するフィルム、スクリーンまたは検出器のタイプによらず、照射量によらず、線量によらず、またスキャンを受ける個々の患者によることがない。

【0038】

50

本発明に関する具体的な要素、実施形態および応用について図示し説明してきたが、当業者により、特に上記の教示に照らして、修正が可能であることから、もちろん本発明はこれらに限定されるものではないと理解される。したがって、添付の特許請求の範囲は、本発明の精神および範囲内に属するこれらの特徴を組み入れた修正を包括するように企図している。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の好ましい実施形態の略図である。

【図 2】本発明の好ましい実施形態に従って実行される処理シーケンスである。

【図 3】本発明の好ましい実施形態に従って作成される垂直バンドに分割された医用デジタル画像の略図である。

10

【図 4】本発明の好ましい実施形態に従って作成される水平バンドに分割された医用デジタル画像の略図である。

【図 5】本発明の好ましい実施形態に従って作成された医用デジタル画像の水平バンドまたは垂直バンドのグレースケール・プロフィールである。

【図 6】本発明の好ましい実施形態に従って作成された図 5 のプロフィールに対応する微分グレースケール・プロフィールである。

【図 7】本発明の別の実施形態に従って実行される処理シーケンス図である。

【図 8】本発明の別の実施形態に従って作成されたグレースケール・ヒストグラムである。

【符号の説明】

20

8 医用イメージング・システム

10 ダイナミック・レンジ決定システム

12 患者検査サブシステム

14 制御回路

16 線源

18 媒体

20 患者

22 デジタル検出器

24 検出器出力回路

26 プロセッサ

30

27 メモリ

28 生デジタル画像

30 細分割画像

32 ダイナミック・レンジ画像特性

70 生デジタル画像

72 垂直バンド

73 画像の最上部

74 垂直方向バンド幅

75 画像の最下部

76 水平方向バンド

40

77 画像の左端

78 水平方向バンド幅

79 画像の右端

80 ~ 82 水平方向バンドの列

83 ~ 85 垂直方向バンドの行

90 グレースケール・プロフィール

95 先導部分

96 生放射線ピーク

97 最大傾斜を有する点

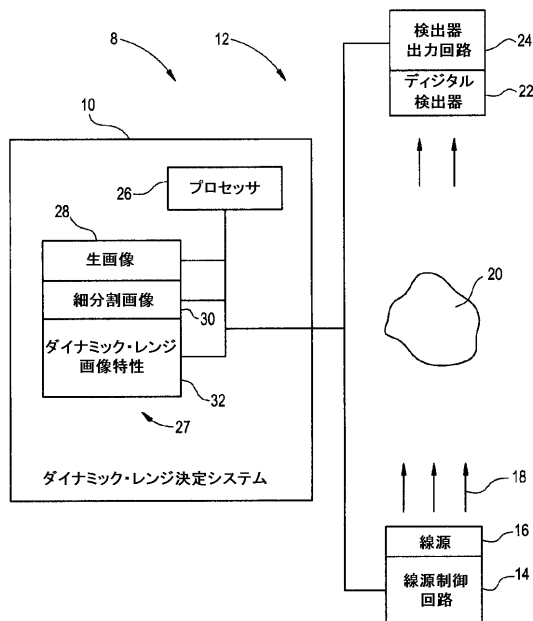
98 組織の谷

50

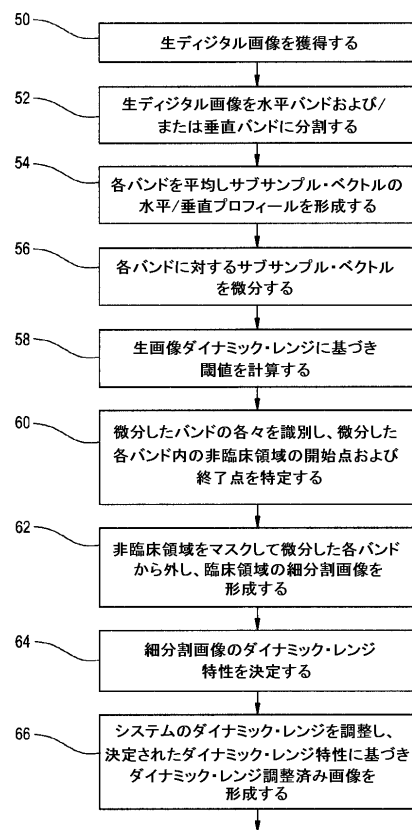
9 9 ピーク
 1 0 0 肺ピーク
 1 0 2 縦隔の谷
 1 0 4 肺ピーク
 1 0 6 組織の谷
 1 0 8 生放射線ピーク
 1 1 0 末尾部分
 1 2 0 微分グレイスケール・プロフィール
 1 2 6 正のピーク
 1 2 9 負のピーク
 3 0 0 ヒストグラム
 3 0 6 先導領域
 3 0 8 末尾領域
 3 1 0 中間領域
 3 1 2 グレイスケール閾値
 3 1 4 グレイスケール閾値

10

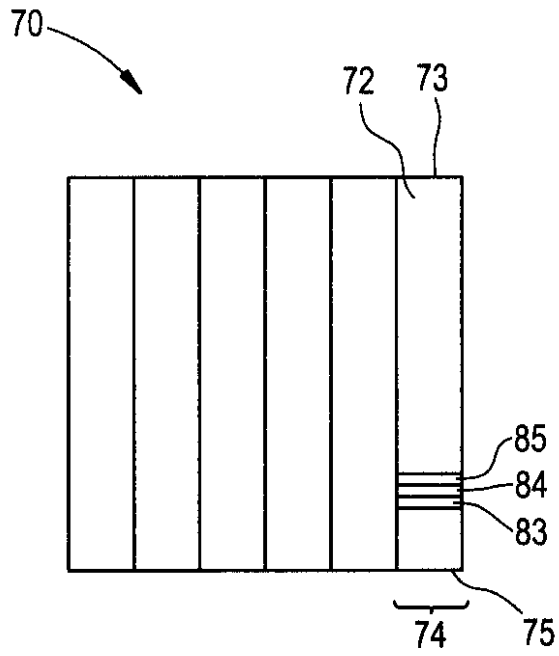
【図 1】



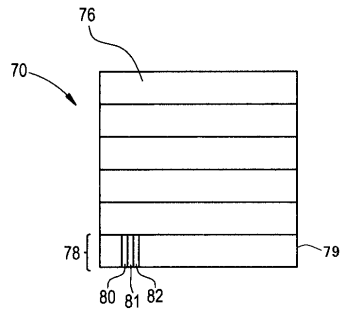
【図 2】



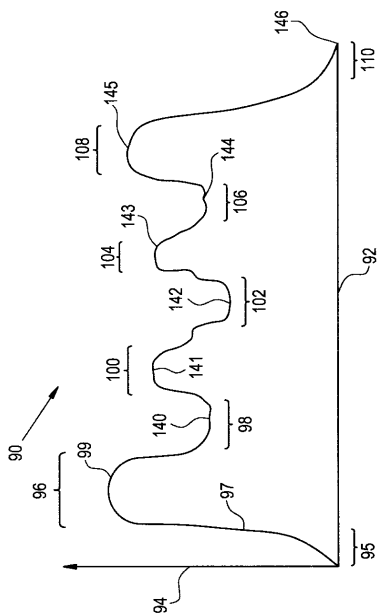
【図 3】



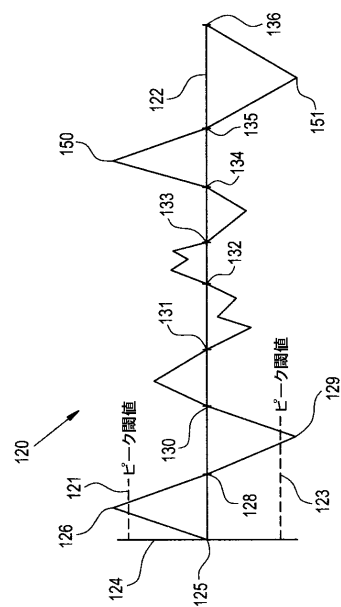
【図 4】



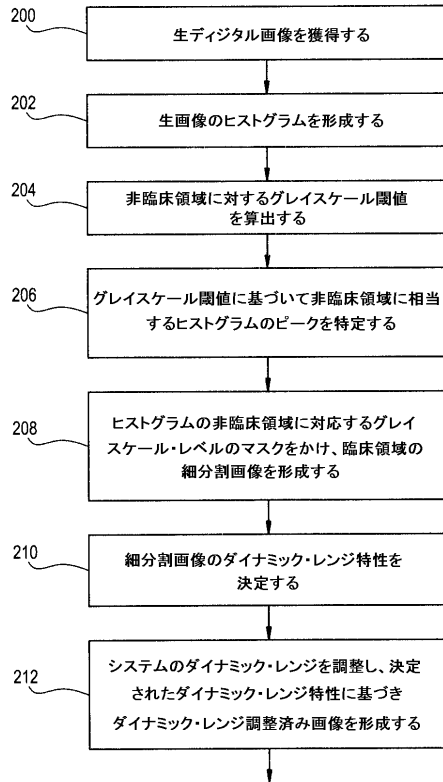
【図 5】



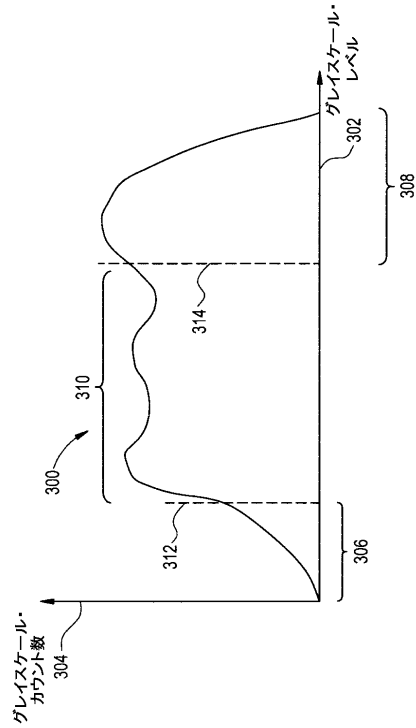
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 4 - 1 4 1 1 5 4 (J P , A)
特開平 1 1 - 0 9 6 3 8 0 (J P , A)
特開平 0 5 - 0 8 4 2 3 5 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 6 2 7 5 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
G06T 1/00-5/50
A61B 6/00-6/14