

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4545291号  
(P4545291)

(45) 発行日 平成22年9月15日 (2010. 9. 15)

(24) 登録日 平成22年7月9日 (2010. 7. 9)

(51) Int. Cl.

F I

**A 6 1 B** 6/00 (2006. 01)  
**G 0 6 T** 1/00 (2006. 01)  
**G 0 6 T** 5/00 (2006. 01)  
**H 0 4 N** 1/407 (2006. 01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 M  
 G 0 6 T 1/00 2 9 0 A  
 G 0 6 T 5/00 1 0 0  
 H 0 4 N 1/40 1 0 1 E

請求項の数 10 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2000-213618 (P2000-213618)  
 (22) 出願日 平成12年7月14日 (2000. 7. 14)  
 (65) 公開番号 特開2001-86410 (P2001-86410A)  
 (43) 公開日 平成13年3月30日 (2001. 3. 30)  
 審査請求日 平成19年7月5日 (2007. 7. 5)  
 (31) 優先権主張番号 09/354111  
 (32) 優先日 平成11年7月15日 (1999. 7. 15)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ  
 GENERAL ELECTRIC CO  
 MPANY  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタデイ、リバーロード、1 番  
 (74) 代理人 100137545  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタル診断画像のダイナミック・レンジを制御する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用診断画像のダイナミック・レンジを制御する医用診断システムであって、  
 原医用画像を受け取る第 1 の入力と、  
 前記原医用画像を露出対光学濃度特性が異なる複数の種類のフィルムにプリントするプリ  
 ンタ ( 3 8 ) と、  
 操作者から、前記複数の種類のフィルムの中から特定のフィルム種別の選択を受け取る第  
 2 の入力と、  
 前記原医用画像のダイナミック・レンジと目標ダイナミック・レンジとの間の関係を定義  
 する表示マップを複数記憶するメモリであって、前記表示マップの各々が前記複数の種類  
 のフィルムの各々の露出対光学濃度特性に対応する、前記メモリと、  
 前記特定のフィルム種別に対応する表示マップに基づいて前記原医用画像から表示画像を  
 形成する CPU と、  
 前記表示画像を表示するモニタ ( 3 6 ) と、  
 を備えている医用診断システム。

【請求項 2】

前記原医用画像のグレイ・レベルと、前記原医用画像に関連する所望の出力医用画像に  
 ついての前記目標ダイナミック・レンジの目標光学濃度との間の関係を定義するグレイ・  
 レベル - 光学濃度モデルを算出するモジュールを更に含んでいる請求項 1 に記載のシステ  
 ム。

## 【請求項 3】

前記グレイ・レベル - 光学濃度モデルは、選択された解剖学的構造についてのN個の選択された光学濃度に基づいて定められている請求項2に記載のシステム。

## 【請求項 4】

前記原医用画像の前記ダイナミック・レンジを、解剖学的構造について利用者が選択した光学濃度及び測定された光学濃度に基づいて前記目標ダイナミック・レンジに相関させるモデルを算出するモジュールを更に含んでいる請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 5】

医用診断システムにより形成される医用診断画像のダイナミック・レンジを制御する方法であって、  
露出対光学濃度特性が異なる複数の種類のフィルムの中から特定のフィルムを特定する工程と、

前記原医用画像のダイナミック・レンジと目標ダイナミック・レンジとの間の関係を定義する表示マップであって、該表示マップが前記特定のフィルムの露出対光学濃度特性に対応する前記表示マップを生成する工程と、

前記表示マップ及び前記原医用画像に基づいて前記目標ダイナミック・レンジを有する表示画像を作成する工程と、

を有する方法。

## 【請求項 6】

前記表示マップを生成する工程は、前記原医用画像に関連する所望の出力医用画像についての前記目標ダイナミック・レンジの目標光学濃度と前記原医用画像のグレイ・レベルとの間の関係を定義するグレイ・レベル - 光学濃度モデルを算出する工程を更に含んでいる請求項5に記載の方法。

## 【請求項 7】

1つのフィルム種別についての最大及び最小光学濃度特性を得る工程を更に含んでおり、前記表示マップを生成する工程は、前記最大及び最小光学濃度特性に基づいて前記表示マップの前記関係を定義する請求項5に記載の方法。

## 【請求項 8】

出力装置について前記表示画像のグレイ・レベルを較正する出力装置較正関数を得る工程を更に含んでおり、前記表示マップを生成する工程は、前記出力装置較正関数に基づいて前記表示マップの前記関係を定義し、

前記グレイ・レベル標準表示関数の逆関数を算出する工程を更に含んでおり、前記表示マップを生成する工程は、前記グレイ・レベル表示関数の前記逆関数に基づいて前記表示マップの前記関係を定義する請求項5に記載の方法。

## 【請求項 9】

解剖学的構造について利用者が選択した光学濃度及び測定された光学濃度に基づいて、前記原医用画像の前記ダイナミック・レンジを前記目標ダイナミック・レンジに相関させるモデルを算出する工程を更に含んでいる請求項5に記載の方法。

## 【請求項 10】

グレイ・レベルと光学濃度との間の関係の特徴を表わす感光曲線を記憶するルックアップ・テーブルを定義する工程を更に含んでおり、前記表示マップを生成する工程は、前記ルックアップ・テーブルに基づいて前記表示マップの前記関係を定義する請求項5に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は一般的には、医用診断撮像に関し、具体的には、表示されるデジタル医用画像のダイナミック・レンジを調節する方法及び装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

X線撮像は、予めから広く認められている医用診断ツールである。X線撮像システムは、医師が正確な診断を下すのに必要な情報をしばしば含んでいる画像、例えば、胸部、頸部、脊椎、頭部及び腹部の画像を撮影するのに広く用いられている。例えば、胸部X線画像を撮影しているときには、X線技師がX線センサ及びX線源を適当な高さに配置すると、患者が胸部をX線センサに押圧して立つ。

次いで、X線センサは、線源によって発生されて人体の異なる部分によって様々な程度に減弱したX線エネルギーを検出する。付設されている制御システムが、検出されたX線エネルギーを悉く走査して、表示器上の対応する診断画像を準備する。選択によっては、X線センサは、ソリッド・ステート型デジタル画像検出器であってもよい。X線センサが伝統的なスクリーン/フィルム構成である場合には、スクリーンがX線を光に変換し、この光にフィルムを露出する。

10

#### 【0003】

従来の放射線撮像システムにおいては、X線手法は操作者によって選択されている。露出されるフィルムの望ましい光学濃度を得るために、操作者又は自動露出制御システムが、選択されたスクリーン/フィルム構成に望ましい露出を選択し又は決定する。光学濃度は、一度X線に露出されて得られたフィルムの「明るさ」又は「暗さ」を表わす。検出器又はスクリーン/フィルムのX線への露出の態様（例えば、時間、配向等）を制御することにより、フィルムの明るさ又は暗さが変化する。医師が放射線画像を解析して診断及び検査を行うのを支援するためには、1つの露出と次の露出とでは一貫した光学濃度を達成することが好ましい。スクリーン/フィルム・コンビネーション系は、X線への露出に対して線形の応答を有している訳ではなく、非線形であって、特定のスクリーン/フィルム・コンビネーションについてのX線感光曲線によって定義される。感光曲線は、入射線への露出を得られる光学濃度に関連付ける。スクリーン/フィルム・コンビネーションの非線形応答は、露出レンジの中央に位置する露出レベルで所望の画像コントラストを与える。非線形応答は、中央レンジの外部の画像コントラストを圧縮する。スクリーン/フィルム・コンビネーションのダイナミック・レンジは「固定」されている。操作者は（又は自動露出制御システムを介して）、診断領域の透過X線への露出がスクリーン/フィルムの限定された中間ダイナミック・レンジの範囲内に納まるように露出を調節しようとする。1人の患者と次の患者、1つのフィルム種別と次のフィルム種別、1つの医用撮像システムと別の医用撮像システム、また1つの配向と次の配向とではそれぞれに異なる露出が生ずる。

20

30

#### 【0004】

従来、1つの露出と次の露出では（例えば、各患者毎に、各フィルム毎に、各システム毎に、また各患者角度毎に）、固有の差のため一貫した光学濃度を維持するのは極めて困難であった。例えば、各々の患者は僅かに異なる体格及び解剖学的構造を有し、これにより、患者の体内器官は異なるX線減弱量を有することになり、また、各々の患者の解剖学的構造は検出器又はスクリーン/フィルムに対して異なる位置に位置する可能性がある。例えば、胸部画像のX線を得ようとする場合に、各々の患者の肺及び胸郭は、異なる寸法を有している。結果的に生ずるX線減弱量のばらつきにより、露出間で大きなばらつきが生ずる。更に、患者の位置及び配向が変化する場合には露出間でばらつきが生ずる。露出間でばらつきにより、特定の露出についての診断用露出レンジが検出器の「望ましい」露出レンジの外部になり、また診断用ダイナミック・レンジを圧縮する可能性がある。結果として得られる光学濃度は、患者の特定の病状、患者の体内の異物（例えば、ペースメーカー等）、患者の体厚差、並びにX線取得パラメータ（例えば、X線エネルギー、線量及び照射時間等）の差により変動し得るものとなる可能性がある。

40

#### 【0005】

露出レンジと、露出されたフィルムの結果的な光学濃度とを制御する試みとして、放射線システムに併設した自動露出制御が広く用いられている。自動露出制御システムは典型的には、検出器又はスクリーン/フィルム・コンビネーションに近接して且つ患者に近接して配置されているX線感受性電離箱を用いる。例えば、操作者は、患者の肺が胸部検査用

50

に選択された電離箱に近接するように患者を配置する。自動露出制御は、所定の線量が測定されたときにX線照射を停止する。

【0006】

しかしながら、自動露出制御システムには難点がある。具体的には、個々の患者の肺の正確な位置は未知であるのに、電離箱の位置は固定されている。従って、患者が異なると検出器の結果的な露出に絶えず大きなばらつきが生じる。例えば、電離箱は実際には、患者によっては肺に近接して配置されていないかも知れない。電離箱が肺以外の解剖学的構造に近接して配置されていると、自動露出制御は誤った測定値に基づいて照射を停止する。胸部フィルムのうち何らかの百分率のものが過度に暗い又は過度に明るい画像のいずれかを形成する。画像が過度に暗いか又は過度に明るい、医用画像をあらためて撮影するためにX線検査を繰り返す必要が生じ得る。医用画像をあらためて撮影するのは非常に時間浪費的である。また、フィルムの現像には例えば5分乃至15分と比較的長時間が必要であり得、その間、患者は画像取得域に放置される可能性がある。

10

【0007】

更に、医用画像の結果的な表示は、所望のX線手法と組み合わされる検出器又はフィルム/スクリーン構成の種別の選択によって決定される。検出器及びスクリーン/フィルム構成の種別が異なると、画像コントラストの量、信号対ノイズ比(SNR)及びダイナミック・レンジが異なってくる。従来は、SNRは入射線への露出を変化させることにより修正されている。しかしながら、露出レベルを変動させつつ一定の光学濃度を維持するためには、所期のダイナミック・レンジに適合するように検出器、フィルム又はスクリーンの種別を変更しなければならない。検出器、スクリーン又はフィルムを変更するのは極めて煩雑であり、従って減多に行われない。

20

【0008】

更に近年には、放射線撮像と共に用いられ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/フィルム構成よりもかなり大きいダイナミック・レンジを提供し、典型的には、2倍乃至3倍もの大きさとなっている。現在のところ、相対的に大きいが有限な検出器のダイナミック・レンジに対応するようにデジタル検出器の露出を制限するためには、依然として自動露出制御及び/又は操作者に頼らねばならない。デジタル式で検出された画像は、フィルムと同様の所期の感光曲線を達成するように画像処理され得る。すなわち、ダイナミック・レンジはコントラスト・ルックアップ・テーブルを介してマッピングされて、プリント時又は目視時に望ましいコントラスト及び光学濃度を達成している。

30

【0009】

更に、エレクトロニクス及びデジタル技術の出現により、検査のために医師に対して医用画像の「ソフト・コピー」を提供することが望ましくなっている。

ソフト・コピーとは、医用画像が画像処理された後のテレビジョン及びコンピュータ・スクリーン等での医用画像の表示を指す。ソフト・コピー医用画像は、多くの場合には、従来ならば露出されたX線フィルム上に形成されていたもののような医用画像のハード・コピーに代わるものである。ハード・コピーX線フィルムは、医師による検査のためにバック・ライト式の光を当てるように支持される。電子的な医用画像は、検査を行う医師に対してハード・コピーよりも迅速に届けられ、また、より大きな目視柔軟性を提供する。

40

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、ソフト・コピー医用画像には幾つかの欠点がある。例えば、電子的に表示されるときに医用画像のコントラスト又は光学濃度が、医用画像のコントラスト又は光学濃度と大幅に異なっている場合がある。コントラスト又は光学濃度の差は、ハード・コピーを解析することに慣れてきた医師にとっては望ましくない可能性がある。また、医師がソフト・コピー及びハード・コピーを交互に利用するときには、一貫した両者のコントラスト又は光学濃度を維持することが望ましかろう。加えて、医師にとっては、患者の特定の解剖学的構造に対応する領域の部分集合においてダイナミック・レンジを最適化するこ

50

とが望ましい場合もある。迅速なアクセスを提供するために、限定された数のコントラスト／光学濃度設定をプリセットする機構が必要である。

【 0 0 1 1 】

更に、デジタル検出器を用いた従来のシステムでは、医用画像のダイナミック・レンジの非理想的な圧縮が見受けられている。デジタル検出器は典型的には、各々のピクセル位置毎に 8 ビット乃至 16 ビットの値を記憶する。従って、14 ビットの検出器は、約 1 乃至 16,000 のダイナミック・レンジを提供する。しかしながら、実際の診断用レンジでは検出器のダイナミック・レンジの部分集合のみが用いられる可能性がある。つまり、出力装置すなわちモニタ又はデジタル・フィルム・プリンタのダイナミック・レンジは典型的には、8 ビット、10 ビット又は 12 ビットのデータ値をサポートしている。

10

【 0 0 1 2 】

従来のデジタル・システムは、全ての検出器ピクセル値を医用画像のピクセル値にマッピングする固定されたダイナミック・レンジ関係を用いている。従って、検出された画像からデジタル画像が形成されるときには、出力される医用画像は、検出器のダイナミック・レンジよりも遥かに小さいダイナミック・レンジに制限される。例えば、画像処理後の医用画像は、8 ビットのピクセル値に制限されたピクセル値を含んでいる。これにより、1 乃至 256 のグレイ・スケール値から成るダイナミック・レンジを提供することができる。従って、画像処理システムは、ピクセル当たり 14 ビットの値からピクセル当たり 8 ビットの値へ画像のダイナミック・レンジを圧縮する。ダイナミック・レンジを圧縮すると、一般に、不均等な光学濃度が生ずる。従来のシステムの固定されたダイナミック・レンジ関係は、ダイナミック・レンジ圧縮について補正されていない。

20

【 0 0 1 3 】

放射線撮像等のデジタル医用画像撮像と共に用いるための改善されたダイナミック・レンジの検出及び制御の方法及び装置が必要とされている。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

本発明の好適実施例によれば、医用診断撮像システムのためにデジタル医用画像のダイナミック・レンジを制御する方法及び装置が提供される。まず、特定の解剖学的構造について、フィルム種別が光学濃度と共に選択される。システムは、多数のフィルム種別及び／又は多数の解剖学的構造に関連した特性を記憶することができる。一旦、特定のフィルム種別が選択されると、メモリからこのフィルム種別についての最大及び最小光学濃度が取得される。次に、原医用画像について、画像全体にわたって又は画像の部分領域においてのいずれかで統計的方法を用いて、検出された医用画像のダイナミック・レンジを表わす特性が取得される。検出された画像についてのダイナミック・レンジ特性、選択されたフィルムの特性及び特定の解剖学的構造についての光学濃度を用いて、原医用画像のグレイ・レベルと所望の出力表示医用画像についての目標光学濃度との間の関係を定義する「感光度」モデルを形成する。プリンタ又はモニタ等を介して利用者に表示される表示画像のグレイ・レベルを較正するために、出力装置の特性曲線（グレイ・レベル表示関数）の逆関数が算出される。感光度モデルを、この特性曲線又はグレイ・レベル表示関数と関連した逆関数と組み合わせて、原医用画像のダイナミック・レンジと原医用画像から形成されるべき所望の表示画像についての目標ダイナミック・レンジとの間の関係を定義する自動コントラスト・マップを形成する。次いで、原医用画像は自動コントラスト・マップを通過して最終表示画像を形成し、最終表示画像は、ライト・ボックス上のプリントされたフィルム又はモニタ等を介して利用者に対して表示される。

30

40

【 0 0 1 5 】

システムは、特定の患者に関連した原医用画像を取得するためにデジタル検出器を用いてもよいし、又はフィルム／スクリーン構成を用いてもよい。

【 0 0 1 6 】

一実施例によれば、グレイ・レベル対光学濃度モデルは、予め定義されている最大及び最小光学濃度と、特定の解剖学的構造に関連する N 個の選択された光学濃度と、原医用画像

50

から得られる測定グレイ・レベルであって、N個の光学濃度に関連した選択された解剖学的構造に相関している測定グレイ・レベルとに基づいている。これらのグレイ・レベルは、較正可能な関数を用いて対数露出領域へ変換される。グレイ・レベル対光学濃度モデルは、S字形の曲線又は線形の曲線に相当し得る。選択によっては、グレイ・レベル対光学濃度モデルは、特定の解剖学的構造について利用者が選択した光学濃度及び/又は測定された光学濃度に基づいて、原医用画像のダイナミック・レンジを目標ダイナミック・レンジに相関させてもよい。グレイ・レベルと光学濃度との間の関係の特徴を表わす感光曲線を記憶するためにルックアップ・テーブルを用いることができる。ルックアップ・テーブルを用いてグレイ・レベル対光学濃度モデルを定義し、次いで、グレイ・レベル対光学濃度モデルを用いて自動コントラスト・マップを形成することができる。

10

#### 【0017】

選択によっては、複数のフィルム種別及び/又は解剖学的領域についてのフィルム特性を記憶しておいてもよく、操作者が所望のフィルム種別を選択すると、これらのフィルム特性のうち1つが選択される。これらのフィルム特性は、関連するフィルム種別についての最大及び最小光学濃度特性を含み得る。また、自動コントラスト・マップは、ルックアップ・テーブルとして記憶されてもよい。

#### 【0018】

代替的な実施例では、利用者が医用画像内で特定の解剖学的構造に関連した関心領域を選択する場合に、グレイ・レベル対光学濃度モデルを局在化された特性曲線で置き換えてもよい。局在化された特性曲線は、原医用画像についてのダイナミック・レンジの一部と特定の解剖学的構造についての拡張された目標ダイナミック・レンジとの間の関係を定義する。自動コントラスト・マップは、局在化された特性曲線及び出力装置グレイ・レベル表示関数の逆関数から形成される。

20

#### 【0019】

##### 【発明の実施の形態】

図1は、本発明の好適実施例に従って構成されている医用撮像システムを示している。医用撮像システム8は、画像取得ワークステーション10と、患者検査サブシステム12とを含んでいる。患者検査サブシステム12は、制御回路14によって制御される線源16を含んでいる。線源16は、放射線等の媒体18を患者20を通して放出する。デジタル検出器22が、患者20を通過した媒体18を検出する。検出器出力回路24が、ディジタル検出器22によって記憶された情報を、画像取得ワークステーション10によって処理可能な電子形態へ変換する。画像取得ワークステーション10は、検出器出力回路24からの入力を受け取って、この入力に基づいて、生のディジタル画像をダイナミック・レンジ検出サブシステム26へ渡す。

30

#### 【0020】

ダイナミック・レンジ検出サブシステム26は、ディジタル検出器22によって取得されたディジタル医用画像の全部又は部分のダイナミック・レンジを算出する。代替的には、ダイナミック・レンジ検出サブシステム26は、ディジタル検出器22によって取得された医用画像内の関心領域又は特定の解剖学的構造のダイナミック・レンジを算出してもよい。少なくとも1つのダイナミック・レンジ検出サブシステムの詳細な具現化形態が、1999年6月24日出願の、発明者Kenneth Kumpによる米国特許出願第09/344190号、発明の名称「ディジタル医用画像のダイナミック・レンジを決定する方法及び装置(Method and Apparatus for Determining A Dynamic Range of A Digital Medical Image)」に記載されている。なお、この出願は、本出願人に譲渡されている。ダイナミック・レンジ検出サブシステム26は、ディジタル医用画像の全部又は部分のダイナミック・レンジを表わす少なくとも1つのダイナミック・レンジ特性を生成する。ダイナミック・レンジ検出サブシステム26によって生成されるダイナミック・レンジ特性は例えば、ディジタル医用画像全体、ディジタル医用画像内の臨床的区域、解剖学的構造又は関心領域についての最大及び最小グレイ・レベルであり得る。代替的には、ダイナミック・レンジ特性は、医用画像全体、解剖学的構造、臨床的区域又は関心領域等の領域についての平均

40

50

グレイ・レベル、メジアン・グレイ・レベル、相加平均グレイ・レベル及びグレイ・レベルの標準偏差等に相当し得る。この領域は、自動的に選択されてもよいし、利用者が描線してもよいし、又は何らかの利用者制御式インタフェースを介して選択されてもよい。

#### 【0021】

画像取得ワークステーション10は更に、表示器28と、ユーザ・インタフェイス30とを含んでおり、それぞれ操作者に対して情報を表示し、また操作者からの情報を取得する。画像取得ワークステーション10は、取得された医用画像のダイナミック・レンジを制御するために後述する処理系列を実行する少なくとも1つのCPU32とメモリ34とを含んでいる。画像取得ワークステーション10は、ダイナミック・レンジ調節の後の処理済医用画像を表示する遠隔モニタ36に接続されている。モニタ36に表示される医用画像は、医用画像の「ソフト・コピー」に相当しており、より一般的には、フィルムにプリントされて、ハード・コピーとしてバック・ライト式ボード上で医師によって目視される。画像取得ワークステーション10は、ライト・ボックス上に配置して解析するためのフィルムを形成するデジタル・レーザ・カメラ等のプリンタ38に接続されていてもよい。

10

#### 【0022】

画像取得ワークステーション10は、原医用画像を受け取る入力を含んでいる。画像取得ワークステーション10には、原医用画像のダイナミック・レンジと目標ダイナミック・レンジとの間の関係を定義する表示マップが記憶されている。画像取得ワークステーション10内のCPUは、内部に記憶されている表示マップに基づいて原医用画像から表示画像を形成する。画像取得ワークステーション10への入力は、デジタル検出器であってもよい。画像取得ワークステーション10は、原医用画像のグレイ・レベルと、原医用画像に関連する所望の出力医用画像についての目標ダイナミック・レンジの目標光学濃度との間の関係を定義するグレイ・レベル - 光学濃度モデルを算出するモジュールを含み得る。このモデルは、所望のフィルム種別のフィルム特性、選択された解剖学的構造について選択された光学濃度、及び原医用画像について測定されたダイナミック・レンジ等に基づくものであり得る。算出用モジュールは、解剖学的構造について利用者が選択した光学濃度及び測定された光学濃度に基づいて、原医用画像のダイナミック・レンジを目標ダイナミック・レンジに相関させるグレイ・レベル - 光学濃度モデルを算出することができる。ルックアップ・テーブルが、グレイ・レベルと光学濃度との間の関係の特徴を表わす感光曲線を記憶することができる。表示マップの関係は、ルックアップ・テーブルに記憶されている感光曲線に基づいていてもよい。画像取得ワークステーション10内のメモリは、多数のフィルム種別についてのフィルム特性を記憶することができる。表示マップの関係は、メモリに記憶されている多数のフィルム種別のうち1つのフィルム種別について記憶されているフィルム特性に基づいていてもよい。表示マップは、ルックアップ・テーブルに記憶することができる。表示マップは、自動コントラスト・マップ46(図1)を含み得る。算出用モジュールは、図1のCPU32を含み得る。

20

30

#### 【0023】

画像取得ワークステーション10は更に、フィルム露出と光学濃度との間の予め決定されている関係を定義する方程式又はルックアップ・テーブル等のフィルム特性40の組を記憶するメモリを含んでいる。フィルム特性40の各々の組は、例えばKodakのInsight系列のスクリーン/フィルム・コンビネーションすなわちRegular Screen/IT Film、High Contrast Screen/IT Film及びVery High Contrast Screen/ITC Film等の特定の種別のアナログ・フィルムに関連付けられている。800スピード、400スピード及び200スピード等のように異なるスピードを有するフィルム毎に別個のフィルム特性を記憶することができる。フィルム特性は、市販のフィルムに対応している必要はなく、その代わりに、目標のフィルム、理論的なフィルム又は仮想的なフィルムであってもよい。異なる種別のフィルムは、露出と光学濃度との間に異なる関係を呈する。フィルムの特性は、メーカー、フィルムのスピード(例えば、800、400、200)、フィルムのコントラスト及びフィルム種別に依存し得る。

40

50

## 【 0 0 2 4 】

好適実施例によれば、画像取得ワークステーション 1 0 はグレイ・レベル - 光学濃度モデル 4 2 を生成する。モデル 4 2 は、ディジタル検出器 2 2 のグレイ・レベルと予め定義された又は操作者によって定義された所望の光学濃度との間の具体的な関係を定義している。例えば、操作者は、特定のフィルム種別と、特定の解剖学的構造について所望の光学濃度とを選択することができる。画像取得ステーション 1 0 においては、表示較正関数の逆関数 4 4 もまた生成される。表示較正関数の逆関数 4 4 は、グレイ・レベルと、モニタ 3 6 又はプリンタ 3 8 等の出力装置の光学濃度又は輝度 (luminance) との間の関係を定義する。関心領域又は臨床的区域についてディジタル検出器 2 2 によって検出された原グレイ・レベルを、モニタ 3 6 又はプリンタ 3 8 等の較正済出力装置へ送ることのできる表示グレイ・レベルを包含する目標ダイナミック・レンジへマッピングするために、画像取得ワークステーション 1 0 によって自動コントラスト・マップ 4 6 が生成される。画像取得ワークステーション 1 0 は、取得された医用画像を自動コントラスト・マップ 4 6 に通過させて、フィルムを模擬する結果を与える医用画像を較正済のプリンタ又はモニタ上にプリント又は表示する。患者の胸部を検査する場合には、プリント又は表示される医用画像は、所定の所望の肺用光学濃度を有する肺野と、所定の所望の横隔膜用光学濃度を有する横隔膜 (脊椎) とを含むものとなる。

10

## 【 0 0 2 5 】

プリンタ 3 8 は、Barten較正関数に従って較正することができる。Barten較正関数は表示較正関数であり、この関数から、表示較正関数の逆関数 4 4 を算出することができる。Barten較正関数は D I C O M 規格の一部として定義されている周知の関数に相当する。Barten較正関数は、グレイ・レベルと輝度との間の標準的な関係を記述するものであり、輝度は光学濃度へ変換することができる。

20

## 【 0 0 2 6 】

画像取得ワークステーション 1 0 は、ディジタル検出器 2 2 によって取得されたディジタル医用画像内の臨床的に意味のある区域又は関心領域についてのグレイ・レベルのダイナミック・レンジを取り扱う。画像取得ワークステーション 1 0 は、ディジタル検出器 2 2 によって取得された医用画像についての診断用レンジの差を調整する。画像取得ワークステーション 1 0 は更に、プリンタ 3 8 によってプリントされ又はモニタ 3 6 によって表示される医用画像に、プリンタ種別又はモニタ種別に独立に一貫した光学濃度を保証する。プリンタ 3 8 によって形成される制御された光学濃度を有するフィルムにバック・ライトを当てることにより発生される輝度は、モニタ 3 6 上に表示される画像の輝度に対応したものとなる。画像取得ワークステーション 1 0 は、利用者に対して、特定の解剖学的構造について所望の光学濃度を選択し且つ / 又は各々の応用について所望のフィルム種別を選択する能力を与える。加えて、利用者は、解剖学的領域に対応して関心領域を選択したり、又は自動的に算出された目標値を操作したりすることができる。

30

## 【 0 0 2 7 】

図 2 は、例示的なフィルムについての露出と光学濃度特性との間の関係のグラフ図を示している。例えば、フィルムは Kodak の VHC Screen / ITC Film コンビネーションに相当し得る。図 2 のグラフは、横軸に沿って対数尺度でフィルムの相対露出を示している。縦軸は、フィルムの光学濃度を示している。図 2 の例示的なフィルムは、相対的なグレイ・レベルと光学濃度との間に S 字形の関係を呈しており、最初の圧縮された下端部 1 0 0 と、後部の圧縮された上端部 1 0 2 とを有している。グラフの中央には実質的に線形の部分 1 0 4 が位置している。

40

## 【 0 0 2 8 】

図 3 は、異なるスピード及びコントラストを有する例示的なフィルムに関連した 1 組の曲線を示している。ここでも、横軸は対数尺度に沿って相対露出を表わしており、縦軸は各々の露出に関連付けられた光学濃度を示している。特性曲線 1 0 6、1 0 8 及び 1 1 0 は、異なるフィルム・コントラスト、例えば、超高コントラスト、高コントラスト及びレギュラーに対応している。曲線 1 1 2 は、曲線 1 0 6、1 0 8 及び 1 1 0 よりも低いスピー

50

ドのコンビネーションに相当している。選択によっては、特定のフィルムについての露出対光学濃度特性を表わすこの１組の曲線を、画像取得ワークステーション１０内にフィルム特性４０の組として記憶しておいてもよい。特性曲線１０６～１１２は、ルックアップ・テーブルとして記憶されてフィルム特性４０を形成していてもよい。代替的には、特性曲線１０６～１１２は、特定の曲線をフィルム特性４０として定義する方程式として記憶されていてもよい。更なる代替的な方法としては、曲線に沿った最大点及び最小点等の各々の曲線１０６～１１２に沿った幾つかの点のみを記憶してもよい。

【００２９】

図４は、露出－光学濃度関数１１８を示しており、この関数１１８は、画像取得ワークステーション１０内に露出－光学濃度モデル４２として記憶しておくことができる。露出－光学濃度関数１１８は、デジタル検出器２２によって得られる医用画像のグレイ・レベルと、医師若しくは操作者によって定義されるか又は履歴データ若しくは利用者の好みに基づいて予め設定されている目標光学濃度との間の関係を定義するフィルムと同様のモデルに相当し得る。デジタル検出器は一般的には、入射線への露出に対して非線形の応答を有する。従って、グレイ・レベルから対数露出空間への変換が対数型関数（ $\log$ ）を介して行われる。この関数を較正することもできるし、又は指定することもできる。図４の露出／光学濃度関数は、横軸に沿って、デジタル検出器２２によって検出された原取得医用画像の対数露出又は $\log$ （グレイ・レベル）を示している。縦軸は、操作者によって望まれるか又は利用者の好みに基づいて予め設定されている光学濃度に対応している。図４は、最初の下端部１２０と後部の上端部１２２とを有するＳ字形の関数を示している。下端部１２０及び上端部１２２は、幾分か線形の部分１２４によって分離されている。図４に示す例示的な関数では、縦軸に沿った光学濃度（ $OD$ ）は、次の方程式に従って定義される。

【００３０】

$$OD = p_2 + p_3 * \left[ \frac{\{1 - \exp(-(\log E + p_1) / p_0)\}}{\{1 + \exp(-(\log E + p_1) / p_0)\}} \right] \quad (式1)$$

式１では、 $\log E$ は露出の１０を底とする対数を表わしている。

【００３１】

式１によれば、光学濃度は、露出の１０を底とする対数値又はデジタル検出器２２における特定のピクセルの $\log$ （グレイ・レベル）の関数である。光学濃度はまた、変数 $p_0$ 、 $p_1$ 、 $p_2$ 及び $p_3$ の関数でもある。ここで、 $p_0 \sim p_3$ は、次の方程式を用いて解かれる。

【００３２】

$$p_2 = 0.5 * (Max OD + Min OD) \quad (式2)$$

$$p_3 = 0.5 * (Max OD - Min OD) \quad (式3)$$

【００３３】

【数１】

$$\begin{bmatrix} p_0 \\ p_1 \end{bmatrix} = (C^T C)^{-1} C^T Lg \quad (式4)$$

【００３４】

ここで、

【００３５】

【数２】

10

20

30

40

$$C = \begin{bmatrix} c1 & 1 \\ \vdots & \vdots \\ cN & 1 \end{bmatrix}, \quad ci = \ln \left( \frac{2 * p3}{ODi - p2 + p3} - 1 \right), \quad (\text{式 } 5)$$

$$Lg = \begin{bmatrix} flog(g1) \\ \vdots \\ flog(gN) \end{bmatrix}.$$

10

【 0 0 3 6 】

である。測定データのN個の対すなわち  $[g_i, ODi]$ ,  $i = 1, \dots, N$  を用いてパラメータ  $p_0$  及び  $p_1$  を推定する。このとき、フィッティング誤差の全平均平方は最小化されている。 $[g_1, OD_1]$  及び  $[g_2, OD_2]$  という2つの対を用いる場合には ( $N = 2$ )、(式4)を次のように単純化することができる。

【 0 0 3 7 】

$$p_0 = [flog(g1) - flog(g2)] / [c2 - c1] \quad (\text{式 } 6)$$

$$p_1 = [c1 * flog(g2) - c2 * flog(g1)] / [c2 - c1] \quad 20$$

$$= -c1 * p_0 - flog(g1) \quad (\text{式 } 7)$$

値  $MaxOD$  及び  $MinOD$  は、予め決定されているフィルムの最大及び最小光学濃度値に対応している。関数  $flog(\quad)$  は、グレイ・レベルを対数露出へ変換するものであり、固定されていてもよいし、又は較正されてもよい。値  $MaxOD$  及び  $MinOD$  は、フィルム特性40として又はフィルム特性40に基づいて記憶され得る。値  $MaxOD$  及び  $MinOD$  は、利用したい所望のフィルムの種別に基づいている。選択されたフィルムについての最大及び最小光学濃度は、フィルムの光学濃度についての最大値及び最小値を含めた具体的なフィルム動作特性を記載したフィルムのメーカーによって供給されるデータ・シートから得ることができる。

30

【 0 0 3 8 】

値  $OD_1$  及び  $OD_2$  は、操作者によって選択されるか又は予め定義されている第1及び第2の解剖学的光学濃度に対応している。例として述べると、解剖学的光学濃度  $OD_1$  及び  $OD_2$  は、所与の検査種別において目視したい特定の解剖学的構造、例えば肺及び脊椎に対応したものとすることができる。医師は、胸部X線を目視するときに、結果として得られる表示画像内の肺が特定の光学濃度、例えば2.5を有することを望むかも知れない。医師は更に、結果として得られる表示画像内の脊椎が異なる特定の光学濃度、例えば0.7を有することを望むかも知れない。このように、第1及び第2の解剖学的光学濃度  $OD_1$  及び  $OD_2$  を肺及び脊椎について選択することができる。代替的には、 $OD_1$  及び  $OD_2$  は、骨及び軟組織等のような異なる解剖学的構造に対応していてもよい。代替的には、医師が光学濃度  $OD_1$  及び  $OD_2$  を選択しなくてもよい。その代わりに、 $OD_1$  及び  $OD_2$  をシステムにおいて予め定義して、履歴情報並びに/又は過去の医師及び操作者の好みに基づいてメモリ34に記憶しておくことができる。

40

【 0 0 3 9 】

グレイ・レベル値  $g_1$  及び  $g_2$  は、上記の米国特許出願において詳細に説明されているように、ダイナミック・レンジ検出システム26によって供給される測定されたグレイ・スケール値に対応している。例として述べると、測定されたグレイ・レベル  $g_1$  及び  $g_2$  は、デジタル検出器22によって得られた医用画像からの臨床的領域又は関心領域につい

50

ての最大及び最小グレイ・レベルに相当し得る。関数  $f \log$  は、グレイ・レベルを対数露出へ変換する。１つの具現化形態では、検出器は露出に対して線形であってもよく、関数は単純な 10 を底とした対数であってもよい。後に説明するように、一旦、画像取得ワークステーション 10 によって Max OD、Min OD、OD 1、OD 2 並びに  $g_1$  及び  $g_2$  が決定されたら、デジタル検出器 22 によって取得される特定の原医用画像について式 1 ~ 式 7 に従ってグレイ・レベル - 光学濃度モデル 42 を定義することができる。

#### 【 0 0 4 0 】

図 7 A 及び図 7 B は、例示的なグレイ・スケール標準表示関数及びその具現化形態を示している。図 7 A は、横軸に沿って、例えば 0 と 256 との間にある出力装置のグレイ・レベルのデジタル値を示している。図 7 A の縦軸は、出力装置が 0 と 256 との間にある対応するグレイ・レベル・デジタル値を受け取ったときに特定のピクセルにおいて生成される輝度のレベルを示している。グラフ 200 は、一般的な容認された「標準」を示しており、この標準に関して表示装置は動作すべきである（例えば、装置は 0 ~ 256 のビット値を受け取るとグラフ 200 に従って輝度を出力すべきである。）。グラフ 202 は、例示的な出力装置を較正する際に測定される一連の輝度値を示している。プリンタ及びモニタ等の出力装置は、経時的変化及び消耗等が装置性能に影響を与えるので、予め決定されている一定の輝度を装置の全寿命にわたって提供する訳ではない。従って、装置は輝度と入力グレイ・レベルとを相関させるように較正されねばならない。曲線 202 に沿っている測定されたデータ点は、出力装置が較正されていない場合に、出力装置によって特定のグレイ・レベルの受け取りにตอบสนองして生成される輝度を示している。例えば、出力装置が 64 のグレイ・レベルを受け取った場合には、出力装置は約 1.6 の輝度（点 204）を有するピクセルを形成する。

しかしながら、装置が理想的に誤差なく動作していれば、64 のグレイ・レベル入力を受け取った場合には約 4.0 の輝度（点 206）を有するピクセルを形成するものと期待される。

#### 【 0 0 4 1 】

標準表示関数は出力装置を較正するのに用いられ、この較正は、各々の入力グレイ・レベルについて、所望の輝度値を生成するような較正された又は補正されたグレイ・レベルを算出することにより行われる。図 7 A の例では、グレイ・レベル 64 が較正されていない装置に入力された場合には、標準表示関数は、所望の輝度（点 206）を識別して、出力装置に入力された場合に所望の輝度を生成する補正されたグレイ・レベル（点 208）を識別する。図 7 A の例では、点 208 における較正されたグレイ・レベルは約 98 に対応している。図 7 A に示す点 204 ~ 点 208 の間での補正処理は、各々のピクセル値毎に繰り返されて、図 7 B に示すようなグレイ・スケール標準表示関数に相当し得る較正曲線 210 を形成する。

#### 【 0 0 4 2 】

図 7 B は、横軸に沿って、入力医用画像に関連した 0 と 256 との間にあるグレイ・レベルを示している。縦軸は、較正後の出力装置のグレイ・レベルを示している。較正曲線 210 は、入力画像の各々のグレイ・レベルと補正後のグレイ・レベルとの間の関係を定義しており、所望の輝度を得るためには補正後のグレイ・レベルを出力装置に供給しなければならない。図 7 A 及び図 7 B の例では、原入力画像からのグレイ・レベル 64 は、図 7 A において較正後のピクセル値 98 に対応するように決定されていた。従って、較正曲線 210 は、原画像からのグレイ・レベル 64 を出力装置に供給されるべきグレイ・レベル 98 に関連付ける点 212 を含んでいる。

#### 【 0 0 4 3 】

図 5 は、本発明の好適実施例に従って実行される処理系列を示している。ステップ 300 で開始すると、利用者は、フィルム種別と、特定の解剖学的構造についての目標光学濃度とを選択する。選択されるフィルム種別は、医師の好みのフィルムの種別であってもよいし、一般に用いられているフィルムの種別であってもよい。目標光学濃度は、肺及び脊椎等の特定の関心区域に基づいて、記憶されている値から自動的に決定することができる。

選択によっては、目標光学濃度は、予め定義されて、操作者が後に利用中に選択するようにメモリ34に記憶しておいてもよい。一旦、操作者がフィルム種別を選択したら、ステップ302において、CPU32は、選択されたフィルムについての最小及び最大光学濃度値を取得する。最小及び最大光学濃度は、画像取得ワークステーション10に記憶されているフィルム特性40から取得される。

#### 【0044】

ステップ304において、目標光学濃度が第1及び第2の光学濃度OD1及びOD2へ変換される。光学濃度OD1及びOD2は、関心のある解剖学的構造に一致している関心区域についてのダイナミック・レンジの上限及び下限に対応し得る。例えば、肺及び脊椎は、関心区域についての目標ダイナミック・レンジの両端に位置する光学濃度を有し得る。ステップ304での変換は単純に、システムのモードに基づいて、又はユーザ・インタフェース30を介して操作者によって行われる選択に基づいてメモリからOD1及びOD2の値を得ることに対応していてもよい。次に、ステップ306において、CPU32は、ダイナミック・レンジ検出サブシステム26から、デジタル検出器22において得られた医用画像についてのダイナミック・レンジを表わす測定されたグレイ・レベルg1及びg2を取得する。測定されたグレイ・レベルg1及びg2は、医用画像の臨床的区域についての最小及び最大のグレイ・レベルに対応し得る。測定されたグレイ・レベルg1及びg2は、OD1及びOD2に対応していてもよい。代替的には、グレイ・レベルg1及びg2は、デジタル検出器22によって取得された医用画像全体の最小及び最大のグレイ・レベルに単に対応していてもよく、これらのグレイ・レベルはデジタル検出器22の全ダイナミック・レンジよりも小さくてもよい。グレイ・レベルg1及びg2は、臨床的区域のダイナミック・レンジに対応している場合には、肺及び横隔膜又は脊椎にそれぞれ関連しているグレイ・レベルに相当し得る。代替的には、グレイ・レベルg1及びg2は、骨及び軟組織等のその他の解剖学的構造に対応していてもよい。ダイナミック・レンジ検出サブシステム26は、実行したい特定の試験に基づいて、又は操作者の好みに基づいて、異なる解剖学的構造に関連したグレイ・レベルg1及びg2を取得することができる。

#### 【0045】

ステップ308において、CPU32は、ステップ306、304及び302においてそれぞれ得られた測定されたグレイ・レベルg1及びg2、目標光学濃度OD1及びOD2、並びに光学濃度の最大値及び最小値MaxOD及びMinODに基づいてグレイ・レベル-光学濃度モデル42を生成する。グレイ・レベル-光学濃度モデルは、前述の式1～式7に従って算出される。グレイ・レベル-光学濃度モデル42は、図4に示すS字形関数に類似したものであってもよい。選択によっては、グレイ・レベル-光学濃度モデル42は、必ずしも露出又はグレイ・レベルと光学濃度との間のS字形の関係を定義するものでなくてもよい。その代わりに、グレイ・レベル-光学濃度モデル42は、グレイ・レベルと光学濃度との間の線形の関係に対応するものであってもよい。

#### 【0046】

ステップ310において、CPU32は、標準表示関数の逆関数、例えば、図7Bの較正曲線210の逆関数を算出する。例えば、医用画像をデジタル・レーザ・カメラによってプリントしたい場合には、「Barten較正関数」等の較正関数を得て、この較正関数を用いてその逆関数を算出することができる。標準表示関数(図7A及び図7B)は、グレイ・レベル値を輝度(例えば、光学濃度)にマッピングする。較正関数の逆関数44は、光学濃度をグレイ・レベルにマッピングするためにステップ310において算出される。ステップ312において、CPU32は、グレイ・レベル-光学濃度モデル42と、較正関数の逆関数44とを組み合わせ、自動コントラスト・マップ46を構築する。グレイ・レベル-光学濃度モデル42は、原医用画像のグレイ・レベルを目標光学濃度へマッピングする。較正関数の逆関数44は、目標光学濃度を出力装置用の較正後のグレイ・レベル入力へマッピングする。

#### 【0047】

グレイ・レベル - 光学濃度モデル 4 2 と較正関数の逆関数 4 4 とを組み合わせることにより、画像取得ワークステーション 1 0 は、デジタル検出器 2 2 によって取得された原医用画像におけるグレイ・レベルと、選択された出力装置、すなわちプリンタ 3 8 及びモニタ 3 6 等に関連した較正後のグレイ・レベル入力との間の関係を定義する。自動コントラスト・マップ 4 6 は、ルックアップ・テーブル及び多項式等として記憶しておくことができる。最後に、ステップ 3 1 4 において、デジタル検出器 2 2 によって取得されたデジタル医用画像は自動コントラスト・マップ 4 6 を通過して、操作者の好みに基づいて調節されたダイナミック・レンジを有する較正された画像を形成し、この較正画像は、表示器 2 8、プリンタ 3 8 又はモニタ 3 6 にて表示される。

#### 【 0 0 4 8 】

図 6 は、図 5 の処理に従って実行されるグレイ・レベル空間と光学濃度空間との間の変換を更に詳細に示すことを目的とした図である。デジタル検出器 2 2 によって取得され、ピクセル値の 2 次元アレイとして記憶されている原医用画像に対応するものとして生画像グレイ・レベル空間 3 5 0 が示されている。例として述べると、ピクセル値は 1 4 ビットの値であり、0 ~ 1 6 K のデジタル検出器用のダイナミック・レンジを提供することができる。デジタル医用画像は、デジタル検出器の 1 6 K のダイナミック・レンジ全体に広がる露出又はグレイ・レベルを含んでいる訳ではない。その代わりに、デジタル医用画像は、デジタル検出器 2 2 の 1 6 K のレンジよりも小さいダイナミック・レンジに相当する数千の別個のグレイ・レベルのみを含んでいる可能性がある。ダイナミック・レンジ検出サブシステム 2 6 は、所望のダイナミック・レンジを測定する。目標光学濃度空間 3 5 2 は、医師又は操作者に対してデジタル医用画像を表示する際に望ましい出力媒体に関連した目標光学濃度又は輝度に対応している。較正後のグレイ・レベル空間 3 5 4 は、出力装置から所望の輝度値を達成するために補正されたグレイ・レベルを有する画像に対応している。

#### 【 0 0 4 9 】

処理時には、画像取得ワークステーション 1 0 は、グレイ・レベル空間 3 5 0 から目標光学濃度空間 3 5 2 へ原デジタル医用画像を変換するのに用いられるグレイ・レベル - 光学濃度モデル 4 2 を算出する。目標光学濃度空間 3 5 2 は、操作者が所望のフィルム種別及び特定の解剖学的構造についての光学濃度を選択したときに定義される光学濃度値に対応している。例えば、グレイ・レベル空間 3 5 0 におけるデジタル医用画像は、図 4 に示す関係に従って目標光学濃度空間 3 5 2 へマッピングされ得る。

#### 【 0 0 5 0 】

次に、目標光学濃度について補正された画像は、所望の出力媒体（例えば、プリンタ又はモニタ）に従って較正される。目標光学濃度画像は、光学濃度空間 3 5 2 に位置している目標光学濃度画像を較正関数の逆関数 4 4 に通過させて、較正後のグレイ・レベル空間 3 5 4 に位置する較正された画像を形成することにより較正される。

#### 【 0 0 5 1 】

代替的には、露出 - 光学濃度モデル 4 2、較正関数の逆関数 4 4 及び較正関数を組み合わせて、原画像グレイ・レベル空間 3 5 0 と、プリンタ 3 8 又はモニタ 3 6 等の所望の出力媒体に関連した較正後のグレイ・レベル空間 3 5 4 との間の関係を定義する単一のマップとしてもよい。結果として得られるマップを自動コントラスト・マップ 4 6 として記憶しておくことができる。一旦、自動コントラスト・マップ 4 6 が算出されたら、C P U 3 2 は、デジタル検出器 2 2 によって取得された原医用画像をグレイ・レベル空間 3 5 0 から自動コントラスト・マップ 4 6 を介して較正されたグレイ・レベル空間 3 5 4 へ直接通過させることができる。

#### 【 0 0 5 2 】

図 8 A ~ 図 8 E は、図 5 と関連して前述した処理系列を実行する際に画像取得ワークステーション 1 0 によって利用され得る例示的なグラフを示している。図 8 A は、特定のフィルム種別に関連しており、露出と光学濃度との間の対数的な関係によって定義されている特性曲線を示している。図 8 D は、図 8 A と同じフィルムの特性曲線を示しているが、線

10

20

30

40

50

形の尺度での露出対光学濃度を示している。図 8 B は、一旦、アナログ・フィルムが露出 - 光学濃度モデル 4 2 に従ってスケージングされた後にアナログ・フィルムが適合する特性曲線を示している。図 8 B の特性曲線は、入力グレイ・レベルとフィルムの光学濃度との間の関係を示している。図 8 E は、入力グレイ・レベルと、Barten 較正規格に従って較正されたデジタル・レーザ・カメラの光学濃度との間の関係を定義するスケージング後の Barten 較正曲線を示している。図 8 C は、デジタル検出器 2 2 によって取得された原医用画像のグレイ・レベルと、プリンタ等の特定の出力媒体に関連している光学濃度値との間の関係を定義する自動コントラスト・マップ 4 6 を示している。

#### 【 0 0 5 3 】

図 9 は、本発明による代替的な実施例の動作を示している。図 9 によって表わされている代替的な実施例では、通常のデジタル医用画像によって提供される完全なレンジよりも小さいグレイ・レベル・ダイナミック・レンジを有する特定の関心領域に焦点を合わせる又は局在化することが望ましい場合等に、グレイ・レベル - 光学濃度モデル 4 2 を省略することができる。例えば、操作者が先ず、表示器 2 8 上でデジタル医用画像を目視して、ユーザ・インタフェース 3 0 を介してデジタル医用画像から関心領域を選択することができる。例えば、利用者は、マウス、ライト・ペン又はキーパッドを用いて、関心領域を包囲する頂点を選択してもよいし、又は関心領域の周囲を描線してもよい。一旦、関心領域が選択されたら、ダイナミック・レンジ検出サブシステム 2 6 は、関心領域のダイナミック・レンジを識別する。関心領域は、表示器 2 8、モニタ 3 6 又はプリンタ 3 8 上に表示することが可能な全ダイナミック・レンジよりも幾分小さいダイナミック・レンジを有する可能性がある。図 9 にグラフで示す実施例では、画像取得ワークステーション 1 0 は、関心領域のダイナミック・レンジを拡張又は伸長して、関心領域内のグレイ・レベルの間によりよいコントラストを与えている。

#### 【 0 0 5 4 】

図 9 は、入力画像のダイナミック・レンジ（横軸）と、出力画像の伸長又は拡張されたダイナミック・レンジ（縦軸）との間の予め定義されている関係を表わす「局在化された」曲線 2 5 0 を示している。局在化された曲線 2 5 0 を、グレイ・レベル - 光学濃度モデル 4 2 の代わりに記憶することができる。局在化された曲線 2 5 0 は、線形であってもよいし又は非線形であってもよく、また、1 つ又はこれよりも多い特性によって定義されていてもよい。

#### 【 0 0 5 5 】

選択によっては、例えばフィルム特性 4 0 の代わりに、局在化された特性の多数の組を記憶してもよい。局在化された特性の各々の組は、肺、骨、軟組織、又は全解剖学的構造等のように、特定の解剖学的構造に対応し得る。各々の解剖学的構造についての局在化された特性の組は、該特定の解剖学的構造に関連するダイナミック・レンジ・ウィンドウの中心を定義するパラメータを含み得る。各々の局在化された特性の組は更に、対応する構造に関連するダイナミック・レンジの上限及び下限を定義するダイナミック・レンジ・ウィンドウ幅を含み得る。例えば、肺設定についての特性の組は、ダイナミック・レンジ・ウィンドウ中心グレイ・レベルとして 1 0 , 0 0 0、及びダイナミック・レンジ・ウィンドウ幅として 4 , 0 0 0 を含み得る。こうすると、肺についての例示的なダイナミック・レンジは 8 , 0 0 0 と 1 2 , 0 0 0 との間となる。同様に、骨設定についての局在化された特性の組も、対応するダイナミック・レンジ・ウィンドウについての予め定義された中心グレイ・レベルと幅とを有し得る。

#### 【 0 0 5 6 】

図 9 の例では、ダイナミック・レンジ・ウィンドウの上限及び下限は、特定の解剖学的構造に関連したダイナミック・レンジ・ウィンドウについての最小及び最大のグレイ・レベルに相当する  $Min\ GL$  及び  $Max\ GL$  に対応している。グレイ・レベル  $Min\ GL$  及び  $Max\ GL$  は、特性 4 0 として記憶されていてもよい。図 9 の実施例によれば、ダイナミック・レンジ検出サブシステム 2 6 が、原医用画像内の解剖学的構造、臨床的領域又は関心領域のダイナミック・レンジを指定するグレイ・レベル  $g_1$  及び  $g_2$  を供給する。図 9

の実施例によれば、画像取得ワークステーション 10 が、ダイナミック・レンジ検出サブシステム 26 から供給されたグレイ・レベル  $g_1$  及び  $g_2$ 、並びに特性の組 40 として記憶されている最小及び最大グレイ・レベル  $MinGL$  及び  $MaxGL$  に基づいて、局在化された特性曲線 250 を定義する。加えて、所望のダイナミック・レンジについての中心グレイ・レベル・パラメータを特性 40 と共に記憶しておき、曲線 250 の生成を容易にするためにこのパラメータをレベル  $CGL$  (中心グレイ・レベル) として用いてもよい。

【0057】

一旦、画像取得ワークステーション 10 が局在化された特性曲線 250 を定義したら、曲線 250 をグレイ・レベル - 光学濃度モデル 42 の代わりに記憶して、図 5 の処理に従って、較正関数の逆関数 44 と組み合わせて、自動コントラスト・マップ 46 を定義し、自動コントラスト・マップ 46 が究極的には、原医用画像のグレイ・レベルを較正後のグレイ・レベル空間 354 (図 6) にマッピングする。図 9 に示す局在化された特性曲線 250 は、入力グレイ・レベル空間を出力グレイ・レベル空間にマッピングする。従って、較正関数の逆関数 44 は、所望の自動コントラスト・マップ 46 を正確に形成するように修正されることを理解されたい。

【0058】

本発明の特定の構成要素、実施例及び応用について図示すると共に記述したが、当業者は、特に以上の教示に照らせば改変を施し得るから、言うまでもなく、本発明はこれらの構成要素、実施例及び応用に限定されている訳ではないものと理解されたい。従って、特許請求の範囲は、本発明の要旨及び範囲に含まれる特徴を組み入れたような改変を網羅しているものとする。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の好適実施例のブロック図である。

【図 2】本発明の好適実施例に従ってフィルムの露出と光学濃度との間で感光曲線を呈する特定のフィルム種別についての例示的なグラフである。

【図 3】本発明の好適実施例に従って異なるスピード及びコントラストを有するフィルム種別に関連する多数の感光曲線を示す図である。

【図 4】本発明の好適実施例に従って対数露出すなわち対数型関数  $flog$  (グレイ・レベル) と目標光学濃度との間の例示的な関係を定義する露出対光学濃度モデルを示す図である。

【図 5】本発明の好適実施例に従って実行される処理系列を示す図である。

【図 6】本発明の好適実施例に従ってグレイ・レベル空間を光学濃度空間に関係付ける概念的なマップを示す図である。

【図 7A】入力グレイ・レベルを理想的な出力装置及び実際の例示的な出力装置の出力輝度に関係付ける測定された曲線及び理想的な曲線を示す図である。

【図 7B】入力グレイ・レベルと、例示的な出力装置についての較正後に出力されるグレイ・レベルとを相関させるグレイ・レベル表示関数を示す図である。

【図 8A】本発明の好適実施例に従って露出及び光学濃度を互いに関係付ける例示的なグラフである。

【図 8B】本発明の好適実施例に従ってグレイ・レベル及び光学濃度を互いに関係付ける例示的なグラフである。

【図 8C】本発明の好適実施例に従ってグレイ・レベル及び光学濃度を互いに関係付ける例示的なグラフである。

【図 8D】本発明の好適実施例に従って露出及び光学濃度を互いに関係付ける例示的なグラフである。

【図 8E】本発明の好適実施例に従ってグレイ・レベル及び光学濃度を互いに関係付ける例示的なグラフである。

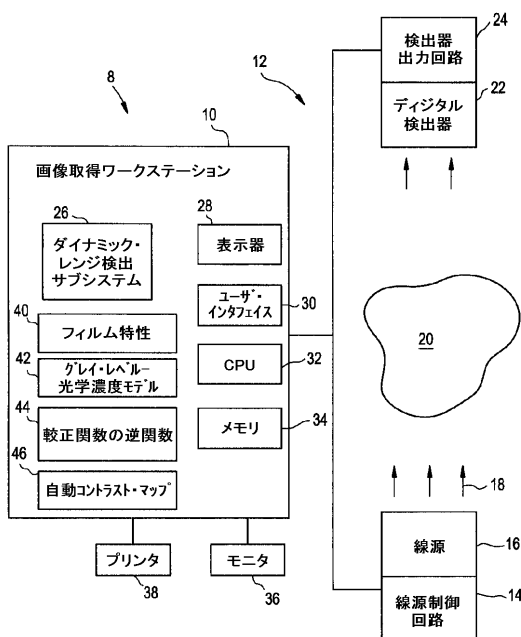
【図 9】本発明の好適実施例に従って利用される入力ダイナミック・レンジと出力ダイナミック・レンジとの間の関係を定義する局在化された特性曲線を示す図である。

【符号の説明】

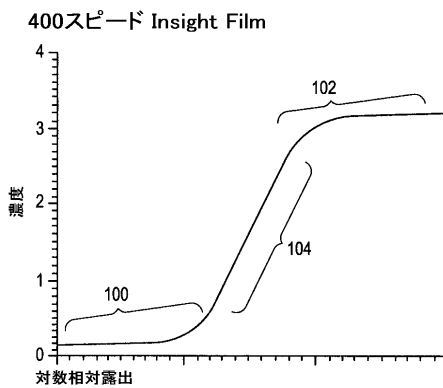
- 8 医用撮像システム
- 12 患者検査サブシステム
- 18 媒体
- 20 患者
- 100、120 圧縮されている下端部
- 102、122 圧縮されている上端部
- 104、124 線形部
- 106、108、110、112 フィルム特性曲線
- 118 露出 - 光学濃度関数
- 204 校正前の輝度
- 206 理想的な輝度
- 208 補正後のグレイ・レベル
- 210 校正曲線
- 212 グレイ・レベルの校正点
- 250 局在化された特性曲線

10

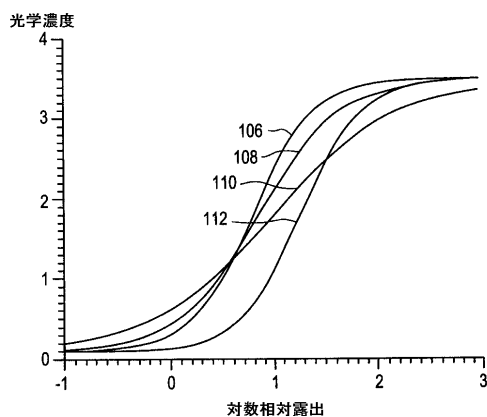
【図 1】



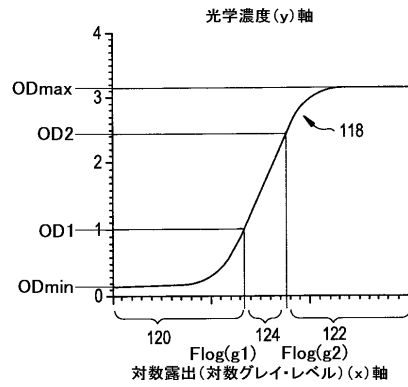
【図 2】



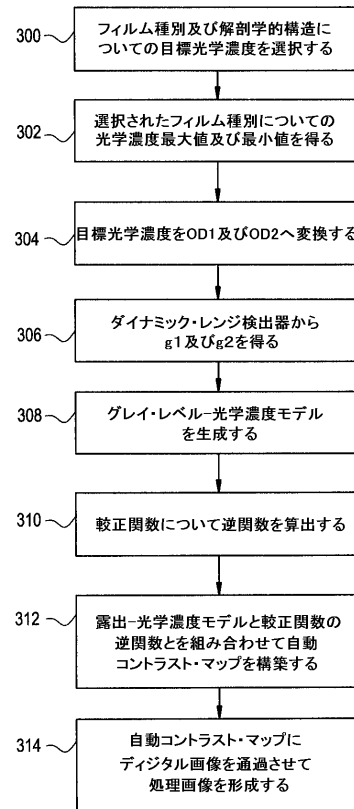
【図 3】



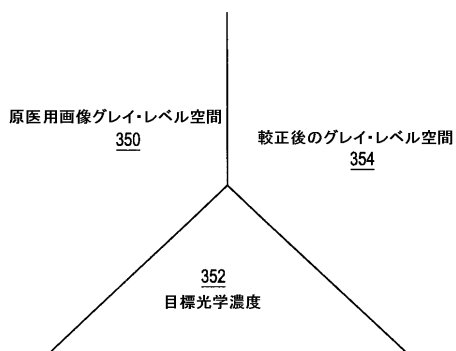
【 図 4 】



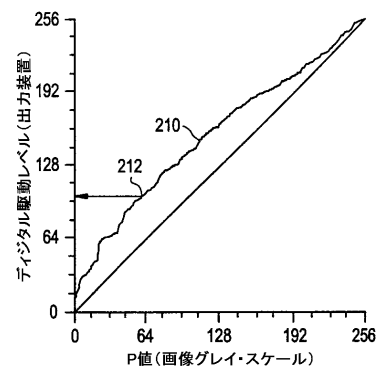
【 図 5 】



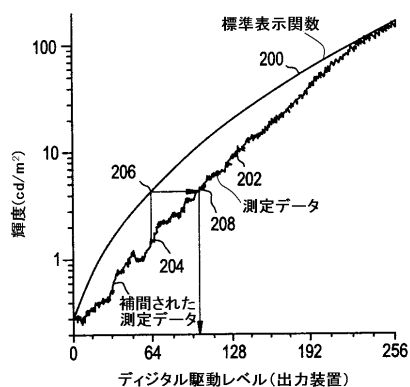
【 図 6 】



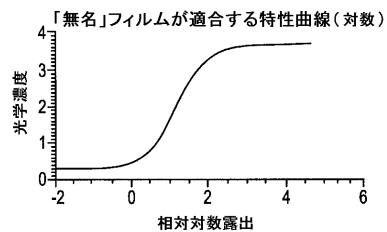
【圖 7 B】



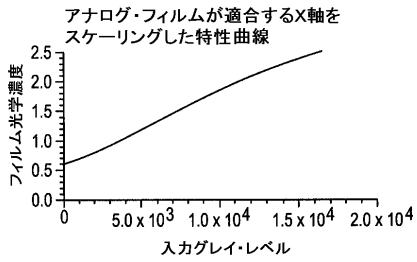
【 図 7 A 】



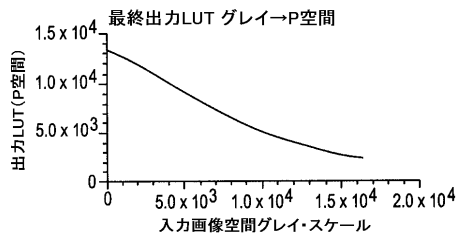
【 図 8 A 】



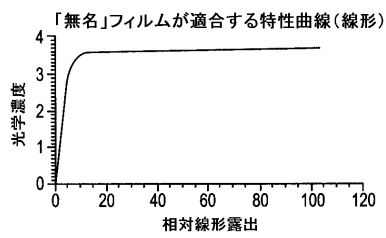
【図 8 B】



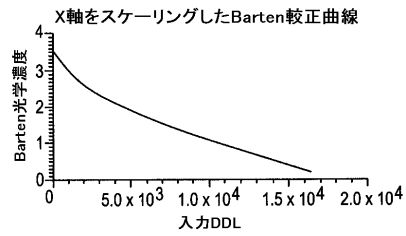
【図 8 C】



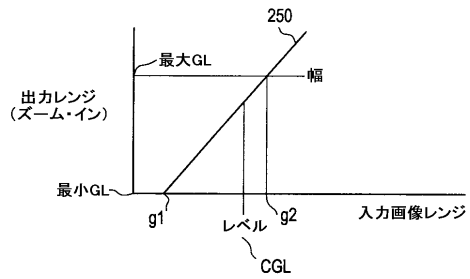
【図 8 D】



【図 8 E】



【図 9】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ピン・シュー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワーケシャー、ナンバー 25、デラフィールド・ストリート  
、 820 番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平05 - 244508 (JP, A)

特開平11 - 009578 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14

G06T 1/00

G06T 5/00

H04N 1/407