(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3590655号
(P3590655)
(45)発行日　平成16年11月17日(2004.11.17)　(24)登録日　平成16年8月27日(2004.8.27)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
A61B 6/10	A61B	6/10	303
G21K 5/00	G21K	5/00	A

請求項の数 5　(全 14 頁)

(21)出願番号　特願平6-204541
(22)出願日　平成6年8月5日(1994.8.5)
(65)公開番号　特開平7-75635
(43)公開日　平成7年3月20日(1995.3.20)
審査請求日　平成13年7月16日(2001.7.16)
(31)優先権主張番号　93202390.6
(32)優先日　平成5年8月16日(1993.8.16)
(33)優先権主張国　ドイツ(DE)

(73)特許権者　591023136
アグファ・ゲヴェルト・ナームロゼ・ベンノートチャップ
AGFA-GEVAERT NAAMLOZE VENNOOTSCHAP
ベルギー国モートゼール、セプテストラート　２７
(74)代理人　100059694
弁理士　安達　光雄
(74)代理人　100103816
弁理士　風早　信昭
(72)発明者　ピエテ・ヴィルステク
ベルギー国モートゼール、セプテストラート　２７　アグファ・ゲヴェルト・ナームロゼ・ベンノートチャップ内
最終頁に続く

(54)【発明の名称】有効に付与された放射線量を制御する方法ならびに装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

透過放射線の照射光源から照射され被写体の透過により低減された放射線量が光刺激性蛍光スクリーンに保存され、その光刺激性蛍光スクリーンを刺激光線にて走査することにより発光した光量を読取装置で検知して電気信号に変換する装置における前記照射光源からの有効放射線量を制御する方法において、設定放射線量について、所定の放射線量に対する読取装置の対応調整値であって、前記調整値は対応する値によって調整される読取装置によって前記放射線量に露光された光刺激性蛍光スクリーンから読み取られた平均信号値が規定値y_eと等しくなるような調整値が保管されているテーブルから前記読取装置のための対応する調整値を決定する工程と、前記選定調整値で前記読取装置を制御する工程と、前記光刺激性蛍光スクリーンから画像を読み取る工程と、前記画像の診断部位を示す信号値y_aを算定する工程と、所望の放射線量から有効放射線量の偏差である差値$y_a - y_e$を計算する工程と、その差値を出力する工程とを含む、有効放射線量の制御方法。

【請求項２】

前記検知する手段は光電子増倍管であって、前記テーブルは設定放射線量に対応する光電子増倍管電圧値を含むことを特徴とする、請求項１記載の有効放射線量の制御方法。

【請求項３】

前記規定値y_eは、$y_a = y_e$となる正しい放射線量が付与された場合に、y_{min}とy_{max}がそれぞれ読み取ることができる最小値と最大値であって、y_0とy_1が診断部位での信号範囲のそれぞれの限界値である条件において、$y_{max} - y_1$の差値が$y_0 - y$

$_{min}$の差値と等しくなるような値であることを特徴とする、請求項１記載の有効放射線量の制御方法。

【請求項４】

前記限界値y_0とy_1を算定する方法は、前記画像のヒストグラムを算出する工程と、ヒストグラム頻度の最大値を算定する工程と、前記ヒストグラム頻度最大値より小さい値ｔを選択する工程と、ｔより大きい対応ヒストグラム頻度をもつ連続信号値範囲として単数あるいは複数のヒストグラムピークを決定する工程と、ピーク内の信号値に対応する全ヒストグラム頻度の総和が最大となるヒストグラムピークを最も関連するヒストグラムピークと判断する工程と、その最も関連するヒストグラムピーク内の最小信号値と最大信号値を算定する工程と、信号範囲の限界値を小さなオフセット値d_0分減少された前記最小信号値と小さなオフセット値d_1分増加された前記最大信号値で示す工程とを含むことを特徴とする、請求項３記載の有効放射線量の制御方法。

【請求項５】

光刺激性蛍光スクリーンに保存された放射線画像を読み取る装置であって、前記光刺激性蛍光スクリーンを刺激光線にて走査する手段と、光線刺激により発光した光量を検知して電気信号表示に変換する検知手段と、多くの放射線量に対する前記検知手段の対応調整値であって、前記調整値は対応する放射線量に露光された光刺激性蛍光スクリーンから保管された値に調整された検知手段で読み取られた平均信号値が規定値y_eと等しくなるような値である調整値が保管されているテーブルを有する手段と、前記テーブルから所要放射線量の対応調整値を検索する手段と、その検索された調整値により前記検知手段の検知感度を制御する手段と、前記画像の診断部位域内の複数の信号値を代表する信号値y_aを算定する手段と、$y_a - y_e$の差値を計算する手段と、その差値$y_a - y_e$または信号値y_aまたは規定値y_eの少なくとも一つを出力する手段とを含む、放射線画像読取装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【産業上の利用分野】

本発明は、デジタル放射線写真技術分野に関する。詳しく言えば、本発明は、被写体を放射線画像に記録するための処理時間における被写体に露光される放射線量を制御する方法に関する。

【０００２】

【従来の技術】

Ｘ線などの放射線を患者に照射する場合、患者に有害な放射線被爆を防止するため、患者への放射線の露光量を正確に制御することが重要であることは、よく知られている。

【０００３】

そのためには、放射線の照射源からの放射量の変動、つまり所定放射量から有効照射成分の偏差量を正確に監視して、必要に応じて調整する必要がある。

【０００４】

従来の照射画像を放射線写真フィルムに記録する放射線写真技術では、画像の診断部位が放射線写真フィルム上に最高画像濃度で再生できるよう、放射線の照射量が、増感スクリーンとフィルムとの組合せに従って決定されるような関係が確立されている。

【０００５】

そして現在では、各放射線量において最大再生効果を達成させるような、増感スクリーンとフィルムの様々な組合せが開発されている。各増感スクリーンとフィルムの組合せは、個々の検査体や検査体グループに特に適している。

【０００６】

所定の増感スクリーンとフィルムの組合せに適した放射線量は、「感度」と呼ばれる放射線写真特性の一つであるＳ値で決められる。その増感スクリーンとフィルムの組合せにおいて、下記の式の感度値から最大放射線量が演繹算定される。

【０００７】

放射線量がその算定値に設定されると、カブリに１．０加えた値とベース濃度の和である

光学濃度で所定フィルム上に画像診断部位が記録される。
【０００８】
この感度値は、下記の式から算定できる。
【数１】

$$S = \frac{10^{-3}\ Gy}{K_s}$$

ただし、K_s はフィルム上にカブリに１．０加えた値とベース濃度の光学濃度を作成するための露光放射線量であり、前記K_s 値はG_y でも表示される。
【０００９】
例えば、照射画像を記録する増感スクリーンとフィルムの組合せが感度１００とすると、検出媒体（つまり放射線写真フィルム）での平均放射線量値が診断部位域でほぼ10^{-5} G_y 、すなわち露光値が１．１４ｍＲとなるような放射線量が決定される。また、感度２００の場合は、放射線量が半分となる。
【００１０】
従来の放射線写真技術では、放射線量が、選定された増感スクリーン／フィルム組合せの感度の定義から決まる値に設定されるので、フィルム上の画像が常に同じで予測どおりの濃度パターンを描く。
【００１１】
それゆえ、放射線量が正しく所要値に設定されている場合の、所定の感度設定における放射線写真フィルム上の露光部分の濃度パターンの再生状況が、熟練した放射線技師にとっては予測可能となる。さらに、ハードコピー濃度値から判断して放射線照射光源の設定不備による診断部位の可視再生物の異常を指摘することもできる。その結果、被写体つまり患者を透過した線量と放射線写真フィルム上の濃度との間の直接的な関係によって、実際に照射された放射線量が所要量と違うという事実が、直ちに、かつ、ほぼ自動的に技師に告知されるのである。
【００１２】
【発明が解決しようとする課題】
しかし、そのような直接的な関係は、デジタル式放射線写真技術においては存在しないものであり、それを以下に説明する。
【００１３】
デジタル放射線写真技術分野では、１９９２年９月１６日付けヨーロッパ特許出願番号５０３７０２や米国特許出願０７／８４２６０３号に記述されているような、光刺激性蛍光部から成るスクリーンを使って被写体の放射線画像を作成する方法が開発されている。
【００１４】
照射光源から照射されたＸ線などの透過放射線に露光されると、上記の特許出願に記述されているような光刺激性蛍光スクリーンはエネルギーを蓄える。蓄積されたエネルギーは、所定波長のレザー光線などの刺激光線を使ってスクリーンを走査することにより発散される。スクリーンの入射放射線吸収量に比例する光量が刺激走査により発光し、その光量は光電子増倍管などの読取変換装置にて検知され電気信号に変換される。読取装置のゲイン値は、一般的には、光電子増倍管のカソード電圧を変えることにより、予定される放射光量値に調整される。そして、その読取信号がデジタル化されるのである。
【００１５】
アナログ電気画像信号は、アナログ／デジタル変換器に送られる前に、平方根演算増幅器にて圧縮処理されるのが望ましい。平方根関数による圧縮処理は、Ａ／Ｄ変換器のダイナミックレンジを最大限に利用できるため都合がよい。平方根関数の圧縮処理の結果、圧縮

信号の全帯域で一定ノイズレベルが得られる。量子化誤差も一定であるから、量子化ノイズと信号ノイズの比も一定となり、Ａ／Ｄ変換器のダイナミックレンジ域でのビット分布を最適にできる。

【００１６】

Ａ／Ｄ変換の後、Ｎビットの原画像信号が出力される。この原画像信号はハードコピー記録あるいは表示前に検査の各タイプに対して診断情報が最適条件にて再生できるよう画像処理を受けることができる。

【００１７】

画像処理の数あるアルゴリズムのうち、読取信号全範囲から診断関連の信号域だけを判断するために、いわゆるオートウィンドウ演算アルゴリズムと呼ばれるアルゴリズムが適用される。

【００１８】

この診断信号域のサイズや位置は、画像ヒストグラムの（最大、最小などの）有効点を使って自動的に算定できる。そのような有効点を判定する方法が、１９９１年１２月９日付けヨーロッパ特許出願番号５４６６００や米国特許出願０７／９７８７８６号に記述されている。

【００１９】

選定ウィンドウ内のデータは、記録材上や表示画面上の濃度範囲にマップ作成される。そのような信号から濃度へのマップ処理方法の一例が、１９９１年１２月９日付けヨーロッパ特許出願番号５４９００９や米国特許出願０７／９７８０９１号に記載されている。

【００２０】

信号値の濃度値への変換は、記録材の性質に制限されるものではなく、所定の適用例に合った特に制限のない多数の信号／濃度変換方法（つまりセンシトメトリー方法）から選ぶことができる。

【００２１】

ウィンドウ設定や再生センシメトリー選択が最善であると、ほとんどの状況下での高品位の画像再生が可能となる。そして、ハードコピー上の濃度パターンも、所定の放射線量と直接的な関連性をもたなくなり、放射線量設定値に対する実効放射線量の関係も、ハードコピー上の濃度から放射線技師により演繹算定される必要もなくなる。

【００２２】

光刺激性蛍光スクリーンを露光させるときに操作者が行う操作手順の例と、検出信号帯域でのその操作結果とを、以下に説明する。

【００２３】

操作手順は、放射線画像が所定の検査内容に適合した感度の放射線写真フィルム上に記録され、実際に照射される放射線量が上記式による感度値から演繹算定できるような従来の放射線写真装置に対する操作者の認識度合に基づいている。

【００２４】

所定感度のフィルムではなく光刺激性蛍光スクリーンに対する露光は、その感度のフィルムに対して適した等価の放射線量を照射することで行える。

【００２５】

露光の後、光刺激性蛍光スクリーンに蓄積された画像は、（所定波長のレザー光線などの）刺激光線によるスクリーンの走査と、光電子増倍管などの検知器による刺激操作時の蛍光の発光量の検出とで、読み取ることができる。検知器の検知感度は、検出可能信号範囲（読取装置のダイナミックレンジ）に対して、予定される読取信号帯域が中心にくるような値に設定されている。

【００２６】

例えば、実際の例の検出器は、制御可能電圧をもつ電子増倍管である。その光電子増倍管の検知感度は段階的に変更でき、各ステップは例えば因数２の分だけ異なっている。光電子増倍管の設定値は、従来の放射線写真フィルムに関して使われている感度特性と同じ意味の検知感度値と呼ばれているものである。

【００２７】
光電子増倍管の電圧は、予定される信号域が読取装置の信号域の最大値と最小値に対して同じマージン値をもてるような値に設定される。
【００２８】
データ入手は、ログＥ（　ｌｏｇ　Ｅ）目盛（Ｅは露光量である）での２．７の１０倍程度の範囲の１２ビット数で行われる。適用例によって異なるが、実際の被写体レベルは、ログＥ値での１．５の１０倍あるいはそれ以下に限定されるものではない。その結果、露光の過不足に対する安全マージン値が得られる。
【００２９】
画像処理アルゴリズムは、限られた範囲の露光不良の場合でも適正再生が達成できるが、それを以下に説明する。
【００３０】
つまり、画像処理アルゴリズムのおかげで、所定範囲内での露光過不足の場合でも適正再生が達成できるが、その結果値は実際に照射された放射線量に直接的に関係するものではなく、放射線技師つまり操作者は、患者に露光される放射線量が所定適用例において適当かどうかを、再生された濃度状態から判断することができない。操作者になにも警告が与えられないと、その同じ放射線量を引き続いて照射してしまう恐れがある。
【００３１】
実際上、フィルム感度が２００の場合は、４倍の露光過剰（感度５０の設定と同じ）や４倍の露光不足（感度８００の設定と同じ）に対応でき、どちらの場合でもログＥ値での変動幅は０．６に過ぎない。それゆえ、上記のどちらの場合でもデータは、ログＥ単位の２．７以内に収まる。そして、ログＥ値が２．７の１０倍程度で作用するよう設定されたオートウィンドウ処理アルゴリズムにより、データ範囲が選定される。この選定された信号範囲は濃度値に変換され、その結果、最良の再生や表示を行うことができる。
【００３２】
本発明の目的は、放射線画像が光刺激性蛍光スクリーンに保存され、前記光刺激性蛍光スクリーンを刺激光線にて走査することにより前記画像が読み取れるようなデジタル式放射線写真装置において、対象体に照射された放射線量を制御する方法を提供することである。
【００３３】
本発明の別の目的は、上記制御方法を実行できる装置を提供することである。
【００３４】
本発明のその他の目的は、下記の説明から明らかとなろう。
【００３５】
【課題を解決するための手段】
上記の目的を達成するための本発明の方法は、透過放射線の照射光源から照射され被写体の透過により低減された放射線量が光刺激性蛍光スクリーンに保存され、その光刺激性蛍光スクリーンを刺激光線にて走査することにより発光した光量を読取装置で検知して電気信号に変換する装置における前記照射光源からの有効放射線量を制御する方法において、設定放射線量について、所定の放射線量に対する読取装置の対応調整値が保管されているテーブルから前記読取装置のための対応する調整値を決定する工程（前記調整値は対応する値によって調整される読取装置によって前記放射線量に露光された光刺激性蛍光スクリーンから読み取られた平均信号値が規定値y_eと等しくなるようなものである）と、前記選定調整値で前記読取装置を制御する工程と、前記光刺激性蛍光スクリーンから画像を読み取る工程と、前記画像の診断部位を示す信号値y_aを算定する工程と、所望の放射線量から有効放射線量の偏差である差値$y_a - y_e$を計算する工程と、その差値$y_a - y_e$、信号値y_aまたは規定値y_eの少なくとも一つを出力する工程とを含む。
【００３６】
本発明の方法の別の実施例では、前記の差値$y_a - y_e$について少なくとも１回の閾

値処理が行われ、その差値が閾値t_oより大きくて露光過剰を示す場合や、閾値t_uより小さくて露光不足を示す場合は、警告信号が作成される。

【００３７】

また、差値$y_a - y_e$は、所望放射線量からの実際の照射線量の偏差を表しているので、必要な操作処理の初期化を行うためフィードバックされる。

【００３８】

規定値y_eは、前記テーブルから呼び出された所定露光値における値で前記検知手段を設定することにより、診断部位の信号域が読取装置のダイナミックレンジの最適位置にくるような、つまり、信号軸の画像ヒストグラムの診断部位域の両端にて安全マージン幅ができるような値に設定する。

【００３９】

そのような規定値y_eの位置は、例えば、差値$y_{max} - y_1$が差値$y_0 - y_{min}$に等しくなる場合に求められる。この式におけるy_{min}とy_{max}はそれぞれ読み出すことができる最小信号値と最大信号値であり、y_0とy_1は診断部位域での信号限界値（ログ露光値）である。

【００４０】

診断部位域とは、二つの限界値の間の全信号値の範囲であって、１９９１年１２月９日出願のヨーロッパ特許出願番号５４９００９や米国特許出願番号０７／９７８７８６に記載されている方法で算定できるものである。

【００４１】

その方法は、前記画像のヒストグラムを算出する工程と、ヒストグラム頻度の最大値を算定する工程と、前記ヒストグラム頻度最大値より小さい値ｔを選択する工程と、ｔより大きい対応ヒストグラム頻度をもつ連続信号値範囲として単数あるいは複数のヒストグラムピークを決定する工程と、ピーク内の信号値に対応する全ヒストグラム頻度の総和が最大となるヒストグラムピークを最も関連するヒストグラムピークと判断する工程と、その最も関連するヒストグラムピーク内の最小信号値と最大信号値を算定する工程と、信号範囲の限界値を小さなオフセット値d_0分減少された前記最小信号値と小さなオフセット値d_1分増加された前記最大信号値で示す工程とを含む。

【００４２】

有効放射線量が所望の放射線量と合っているかどうかの判断は、画像の診断部位域の信号値を代表する信号値y_aに基づいて行われる。

【００４３】

この信号値y_aは、好ましくは（上記のヨーロッパ特許出願番号５４６６００や米国特許出願番号０７／９７８７８６に記載の方法で算出できる前記限界値y_0とy_1の間の）診断部位信号範囲における信号値の平均値である。

【００４４】

あるいは、その信号値y_aは、前記範囲における信号値の中間値であってもよい。中間値が好ましいのは、ノイズを発生させる要因である信号異常に対して平均値よりも感答性が低いためである。

【００４５】

さらにまた、前記の信号値y_aは、上記のヨーロッパ特許出願番号５４６６００や米国特許出願番号０７／９７８７８６に記載のように特定された診断部位信号範囲の限界値の間にあるヒストグラム頻度の最大値をもつ信号値であっても構わない。

【００４６】

前記読取手段は光電子増倍管であって、その検知感度は光電子増倍管のカソード電圧を変更することにより制御できる。

【００４７】

前記のテーブルは、光電子増倍管電圧値に対応する放射線量の組合せから成る。そして、この放射線量は、従来の放射線写真技術おいては感度で示されるのと等価の放射線量値である（なお、感度という語の定義は、本明細書の最初の部分に記述してある）。つまり放

射線量は、その感度に対応する所要量が光刺激性蛍光スクリーンに照射されて、光電子増倍管電圧がテーブルから呼び出された対応電圧値に設定されているとき、読取信号の平均値が設定感度を表す規定値y_eと等しくなるような量である。

【００４８】

本発明の方法によれば、その出力値は、前記の差値、y_a値、y_e値のうちの少なくとも一つである。

【００４９】

この出力値は、予備監視モニターなどのモニター画面に表示することができるし、フィルム上に転写することもできる。

【００５０】

前記の画像ヒストグラムは表示あるいは転写することができ、値y_aおよび／またはy_eの位置がヒストグラムのグラフ図に明示される。また、差値$y_a - y_e$も印刷することができる。

【００５１】

あるいは、前記の$y_a - y_e$値、y_a値、y_e値の少なくとも一つを電子ファイル（以下ログファイルと呼ぶ）に書き込んで、必要に応じて読み出すこともできる。

【００５２】

また、その差値$y_a - y_e$を閾値処理にかけて、前述のように閾値処理の結果に応じて警告信号を作成することも可能である。

【００５３】

本発明に従って、上記の方法を実行するための装置も提供される。その放射線画像読取装置は、前記光刺激性蛍光スクリーンを刺激光線にて走査する手段と、光線刺激により発光した光量を検知して電気信号表示に変換する検知手段と、多くの放射線量に対する前記検知手段の対応調整値が保管されているテーブルを有する手段（前記調整値は対応する放射線量に露光された光刺激性蛍光スクリーンから保管された値に調整された検知手段で読み取られた平均信号値が規定値y_eと等しくなるような値である）と、前記テーブルから所要放射線量の対応調整値を検索する手段と、その検索された調整値により前記検知手段の検知感度を制御する手段と、前記画像の診断部位域内の複数の信号値を代表する信号値y_aを算定する手段と、$y_a - y_e$の差値を計算する手段と、その差値$y_a - y_e$または信号値y_aまたは規定値y_eの少なくとも一つを出力する手段とを含む。

【００５４】

本発明の前記装置の別の実施例では、前記の差値$y_a - y_e$を閾値処理して、その差値が第１閾値t_oより大きい場合には第１警告信号を作成し、第２閾値t_uより小さい場合は第２警告信号を作成する手段が備わっている。

【００５５】

また、前記の検出手段は光電子増倍管であって、光電子増倍管のカソード電圧を変化させることにより検知手段の検知感度を制御する手段も装備されている。

【００５６】

前記の信号値y_aは、診断のための信号域内の信号値の平均値あるいは中間値を計算する手段で算出することが望ましい。または、信号値y_aを算定する手段は、読取信号値のヒストグラムを算出して、そのヒストグラムの最大頻度をもつ値を算定する手段であっても構わない。

【００５７】

前記の診断部位域の定義は前述したとおりであるが、ヨーロッパ特許出願番号５４６６００にも説明されている。

【００５８】

さらにまた前記装置は、前記の$y_a - y_e$値、y_a値、y_e値のいずれか一つを出力する手段をも備えている。

【００５９】

好ましくは、この機能は、前記のy_aやy_eの位置や前記差値を示している読取画像

信号のヒストグラムを記録媒体上に記録する手段、あるいは、表示する手段で実行されるのが望ましい。

【００６０】

上記の信号値は、画像ヒストグラムの印刷なしでも転写することができる。

【００６１】

さらに追加あるいは別手段として、必要な場合にはいつでも検索や読出ができるよう、前記の信号値の少なくとも一つを電子ファイルに書き込む手段が装備されている。

【００６２】

また別の好ましい例では、前記の光刺激性蛍光スクリーンは、特定手段をもつカセットにて搬送される。特定手段とは、例えば、患者名や前検査方法などの患者に関係する情報を特定操作ステーションで書き込むことができる消去可能プログラム可能読出専用メモリー（ＥＥＰＲＯＭ）である。

【００６３】

ＥＥＰＲＯＭは、画像読取装置の操作に関係するパラメータを制御するために使うデータをも保管することができる。

【００６４】

また、ＥＥＰＲＯＭは、患者を露光するための放射線量のデータも記録できるが、例えば、フィルム感度なども保管できる。

【００６５】

露光済みの光刺激性蛍光スクリーンが封入されたカセットが読取装置へ挿入されると、ＥＥＰＲＯＭから情報が読み取られて、画像読取の制御に関係するデータが制御コマンド信号に変換されて、読取装置内のそれぞれの制御装置へ送られる。特に、ＥＥＰＲＯＭから読み取られた感度情報は、前述のようにルックアップテーブルを介して光電子増倍管電圧の対応信号値に連携させることができる。

【００６６】

【実施例】

本発明の方法および装置を、付随する図面を参照にして以下に詳細に説明する。

【００６７】

図１は、本発明の方法を実行する装置を説明する図である。

【００６８】

照射光源２から放射され被写体（図示しない）を透過したＸ線に光刺激性蛍光スクリーン３を露光させて、その光刺激性蛍光スクリーン３上に被写体の放射線画像が記録されている。

【００６９】

照射光源の調整は、所定感度に対する適正放射線量を演算し、（少なくとも理論的には）その演算値の放射線量が生成できるよう光源を制御して行う。

【００７０】

その光刺激性蛍光スクリーン３は、消去可能でプログラム可能な読出専用メモリー（ＥＥＰＲＯＭ）をもつカセットに入れられて搬送される。識別ステーション４で、患者の固有情報（名前、生年月日など）、感度設定値の如き露光に関するデータ、検査内容つまり診断箇所に関するデータなどの多様なデータがＥＥＰＲＯＭに書き込まれる。

【００７１】

図２に、放射線画像読取装置１の動作が図示されている。

【００７２】

まず最初に、ＥＥＰＲＯＭに記録されているデータが読み出される（図示しない）。続いて、選定されたフィルム感度値を使って、光電子増倍管の電圧値に対する照射光源の放射線量の（感度値で示された）数値列から成るテーブルから呼び出した基準値へ光電子増倍管の電圧を調節することにより、光電子増倍管の検知感度が決定される。

【００７３】

これら設定数値は、下記に説明する処理に先だって決定しておくものであって、読取装置

１のメモリー部内にルックアップテーブルとして記録保管されている。光電子増倍管８のカソード電圧は、照射光に露光されたスクリーンから読取装置にて読み取られた信号値の平均値あるいは中間値が規定値y_eと等しくなるような値である。

【００７４】

ルックアップテーブルに記録されている基準設定値は、最初に所定の感度値に従って露光され、次にカソード電圧が初期値に設定してある光電子増倍管により信号が検出されるという相互処理にて算定されたものである。その検出信号が高すぎるか、あるいは低すぎる場合は、光電子増倍管のカソード電圧を調整するが、同じ処理を繰り返してy_aがy_eと等しくなるようその電圧値を算定する。

【００７５】

上記の算定処理は、テーブルへの各入力値（露光値）毎に行われる。

【００７６】

そのようなルックアップテーブルの実施例が、図５に図示されている。感度設定値は、画像処理におけるパラメータの選定を管理するため、その適用例のデータと共に利用できるものである。

【００７７】

次に、光刺激性蛍光スクリーンに記録された放射線画像が、レザー装置８から照射されるレザー光線にてスクリーンを走査して読み取られる。走査光線は、ガルバノメータ屈折装置９にて主走査方向に屈折される。そして、光刺激性蛍光スクリーンを主走査方向と直角な矢印方向１０へ移動させて行う第２の走査が実行される。走査光線により発光された光量は、集光装置１１により光電子増倍管１２へ送られる。なお、レザー刺激にて発光した光量を集光装置１１の前面入光部へ向けるため、筒状ミラー（図示しない）が装備されている。続いて、光電子増倍管１２で検知された光量は、電気信号に変換される。この電気信号は、平方根関数をもつ増幅器１３で増幅され、サンプルホールド回路１４でサンプル処理される。その後に、電気信号はアナログ／デジタル変換機１５にて１２ビットのデジタル信号に変換される。

【００７８】

読取が終わると、光刺激性蛍光スクリーンは、（読取装置１の一部分である）消去部へ送られて、スクリーン上に留まっている残留画像成分が消去される。消去部は、２００マイクロメータから２．５マイクロメータまでの連続照射出力幅をもつ複数の水銀タングステンハロゲン灯から成る。

【００７９】

その後のデータ処理のフロチャートが、図３に図示されている。

【００８０】

デジタル画像信号は、生画像つまり原画像２０と呼ばれ、読取装置の画像処理装置（図１の７）へ送られて、その内部バッファに保管される。

【００８１】

また、デジタル画像信号は、修正を行わずその画像処理装置７から画像ワークステーション５へ送られて、一時的にハードディスクに保存される。このバックアップ操作の結果、たとえ装置の部品に故障が起こっても、画像信号が消失することを防止できるし、後で、その信号を異なったパラメータで処理する場合でも、簡単に呼び出すことが可能となる。さらに、このバックアップ処理は、露光状態不良や処理パラメータ選定不備のためオンライン処理の結果が良くない場合にも利用できる。

【００８２】

続いて、デジタル信号は、対数変換ルックアップテーブルを使って露光値の対数値から成る画像に変換される。

【００８３】

生画像のサイズは、フィルム上に転写したり、モニター画面上に表示するには大きすぎるので、診断部位のみのサイズに制限される。

【００８４】

診断部位を決めるため、最初に画像ヒストグラムが算定され、それに対応する信号範囲が、１９９１年１２月９日付けのヨーロッパ特許出願番号５４６６００に記載の画像ヒストグラムの評価操作に基づいた方法で選定される。

【００８５】

図４は、放射線画像ヒストグラムの典型的な例である。この図では、診断部位は、二つの限界値y_0とy$_1$の間の区域で示されている。（なお、上記ヨーロッパ特許出願では、S_0とS_1の間の区域である。）読取装置の所定仕様能力で読み取れる範囲は、マージン値y_{min}とy_{max}の間である。

【００８６】

本発明によれば、有効放射線量は、y_0とy$_1$で規定された診断部位区域内の信号値の平均値に等しい信号値y_aを算定することにより制御できる。

【００８７】

次に、$y_0 - y_e$の差が計算される。この差値は、照射されるべき所要放射線量に対する実際の放射線量の偏差を意味するものである。

【００８８】

続いて差値$y_0 - y_e$は二つの閾値と比較されて、その比較結果から、差値が閾値t_uより小さいか、または、差値がt_oより大きい場合には、操作者への警告信号が作成される。

【００８９】

どちらの場合でも、読取装置のユーザーインターフェイス部の表示画面にその可視信号が表示される。

【００９０】

図３に戻って、データ処理の以降の手順を説明する。

【００９１】

実際の放射線量を制御する操作と別に、選定ウィンドウ域内のデジタルデータは、１９９１年１２月９日付けのヨーロッパ特許出願番号５４９００９に記載の方法で作成されたセンシトメトリー分布曲線に従ってグレー値に変換される。

【００９２】

その記載方法における分布曲線は、下記の工程順序から作成される。

（１）　x_0とx_1値の間およびy_{min}とy_{max}の間の直交座標（ｘ，ｙ）内の正準単調非定数関数Ｙ（ｘ）を算定する。

（２）　最小濃度値D_{smin}と最大濃度値D_{smax}とを決める。

（３）　信号値がD_{smin}あるいはD_{smax}に割り当てられた範囲の外にあって、正準値で特定されるような曲線の傾きの範囲を形成する最小信号値S_{min}と最大信号値S_{max}とを決める。

（４）　下記の式から傾斜曲線を求める。

$D(s) = D_{smin} + (Y(x(s)) - y_{min}) \cdot (D_{smax} - D_{smin}) / (y_{max} - y_{min})$。ただし、Ｄ（ｓ）は信号値ｓの関数であって、再生時の濃度である。また、その関数は、ｓ値がs_{min}より小さいか、あるいは同じである場合は、$x(s) = x_0$で、ｓ値がs_{min}とs_{max}の間の場合は、$x(s) = x_0 + (s - s_{min}) \cdot (x_1 - x_0) / (s_{max} - s_{min})$、ｓ値が$s_{max}$より大きいか、または同じである場合は、$x(s) = x_1$である。

【００９３】

本実施例におけるs_{max}値は、s_{min}＋Ｌであって、Ｌは画像の再生時に使われる定数値である。また、s_{min}とs_{max}間の所定位置の信号値を$y_0 - dy_0$と$y_1 + dy_1$間の同じ位置の信号値と整合させると、s_{min}が得られる。なお、$y_1 - y_0$は診断部位の信号範囲であって、dy_0とdy_1とは－Ｌ／２とＬ／２の範囲にあるオフセット値である。

【００９４】

前記の処理方法の別の実施例を説明する。

【００９５】
データは出力記録装置に送られて、フィルム上に転写される。また、表示装置の画面に画像を表示することも可能である。
【００９６】
記録装置の好適例として、マルチフォーマット対応のレザー記録装置があるが、感熱プリンターなどのその他記録装置も同様に適用可能な出力装置である。
【００９７】
ハードコピーの構成は、放射線技師の要請に従って変えることができる。
【００９８】
一般的には、例えば、未処理画像の第１再生画像と、画像増強アルゴリズムで処理をしたデータによる第２の再生画像などの、一つの原画像からの少なくとも二つの再生画像を並列させてハードコピー上に転写することができる。
【００９９】
さらに、記録装置に入力される各画像について、通常サイズの再生画像に加えて、縮小サイズの再生画像を提供することも可能である。例えば、簡単な縮小例として、標準サイズのフィルム画面（１８×２４ｃｍ、あるい８×１０インチなど）上に、１４×１７インチの原画像を１７．５×２１．５ｃｍサイズに縮小した再生画像を転写できる。
【０１００】
この縮小再生画像は、多様な用途に適用可能である。そのうちの重要なものとして、鮮鋭度が悪くて低コントラストの陰影部を認識できる可能性を高める目的で、減光レンズを通して放射線写真やその一部分を調べる場合と同じ効果が期待できるので、放射線写真を調べるときの放射線技師の作業性を向上することができる。
【０１０１】
結果として、記録フィルム上に再生された縮小サイズ画像は、D_{max} が低いため画質に多少問題があるものの、コストを削減することができる。
【０１０２】
さらにまた、縮小画像により、全体の画質および／または放射線部門の生産性を向上させる効果もある。
【０１０３】
例えば、関係する医者との交信を改善する目的で使用することができる。つまり、検査の際のテキスト区域としてフィルムの空いた部分を利用して、その区域に付加情報を入れたり、再生済み部分にマークを入れたりして、放射技師によるより高品質データの作成が可能となる。フィルムに直接注釈を入れられるため、放射線技師のコメントを別紙に付け添える必要がなくなる。そのような記録オプション項目は、自動的に作動するようにしてもよいし、あるいは、特定処理ステーションで選定されるメニュー画面に接続させてもよい。テキスト区域は、検査および／または病院や放射線技師のデータに割り当てることもできる。
【０１０４】
本発明では、画像ヒストグラム（画素数に対するログＥ値）の表示データが、画像のフルサイズ再生画域のテキスト区域に付加されている。
【０１０５】
そのような画像ヒストグラムの一例が、図４に図示されている。図の画像ヒストグラムには、y_a とy_e の値の位置が明示されている。また、診断部位の信号域として選定されたデータ域［y_0 、y_1 ］の範囲がマーカーで示されている。またこの図に、読取信号値の濃度値への変換を示すセンシトメトリー分布曲線を付け加えることもできる。
【０１０６】
付加データを備えたこの画像ヒストグラムの表示は、放射線技師にとっての有力な道具となり、ログＥ値軸に対するヒストグラムの位置関係を当初に把握でき、y_a とy_e の値の位置判断から実際の放射線量がドリフトしているのか、調整不備なのかを最初に判断することができる。必要な場合は、この判断の後に照射光源の設定値を再調整してもよい

。

【０１０７】

前述の実施例の説明は、特定の画像処理操作を記述したものではなく、画像上で行われる信号／濃度関係変換や診断部位の信号範囲を算定するための操作を説明したものである。

【０１０８】

前記の画像データが、再生や表示のため記録装置や表示装置へ送られる前に、コントラスト増強やノイズ削減などの多様な周知の画像アルゴリズム処理されることは、当業者にとっては明白であろう。

【０１０９】

画像処理で使われるパラメータや処理法は、スクリーン搬送カセットのＥＥＰＲＯＭに書き込まれている情報により決まるものである。

【０１１０】

例えば、処理パラメータは、認識作業中にＥＥＰＲＯＭに入力された検査の種類に合ったルックアップテーブルから呼び出すことができる。

【０１１１】

また、使用するパラメータ同様に処理法も、診断内容に従って（例えば、ルックアップテーブルから）選択することができる。

【０１１２】

その他の様々なやり方があるのは、言うまでもない。

【０１１３】

そのような画像処理の例が、ヨーロッパ特許出願番号である１９９１年８月１４日受理のＥＰ５２７５２５や、１９９２年６月１９日出願のＥＰ５７４６９６や、あるいは１９９３年２月１１日出願の９３２００３７５．９に記載されている。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の方法が適用できる装置の概略図である。

【図２】光刺激性蛍光スクリーンに記録された画像を読み出す装置の概略図である。

【図３】データの伝送を示すブロック図である。

【図４】典型的な放射線画像のヒストグラム図である。

【図５】照射光源から放射された放射線量とそれに対する光電子増倍管の設定電圧値の関係を示すテーブル表である。

【図１】

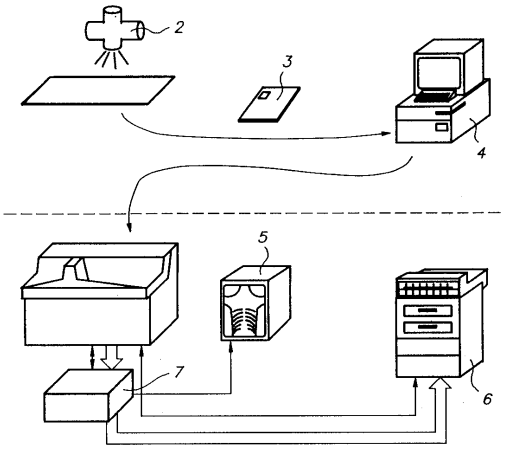

FIG. 1

【図２】

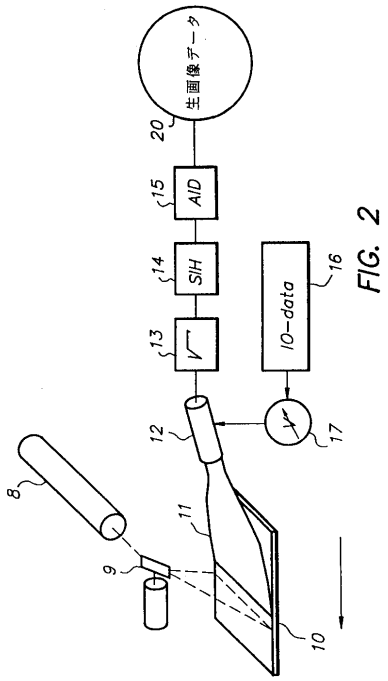

FIG. 2

【図３】

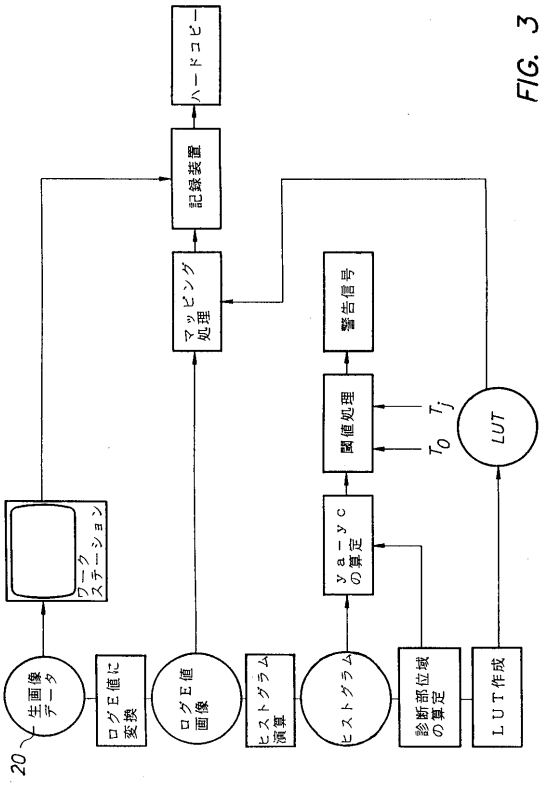

FIG. 3

【図４】

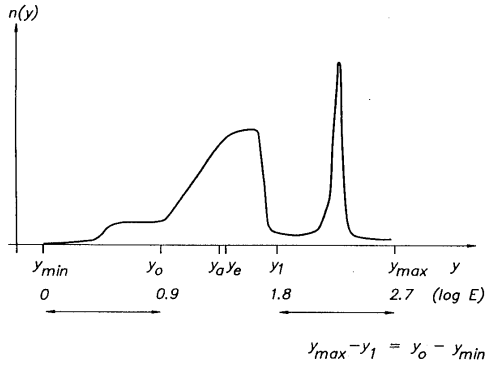

FIG. 4

【図５】

感度	光電子増倍管電圧(V)
25	541
50	596
100	657
200	725
400	799
800	881

FIG. 5

フロントページの続き

審査官　安田　明央

(56)参考文献　特開昭５６－０１１３４８（ＪＰ，Ａ）
特開昭６１－２３１４７６（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 6/00-6/14