(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3599376号
(P3599376)
(45)発行日　平成16年12月8日(2004.12.8)　(24)登録日　平成16年9月24日(2004.9.24)

(51)Int.Cl.[7]　F I
G03B 42/02　G03B 42/02　B

請求項の数 3　(全 15 頁)

(21)出願番号　特願平6-210378
(22)出願日　平成6年8月10日(1994.8.10)
(65)公開番号　特開平7-92588
(43)公開日　平成7年4月7日(1995.4.7)
審査請求日　平成13年7月17日(2001.7.17)
(31)優先権主張番号　93202389.8
(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】光刺激性蛍光スクリーンに記録された放射線画像を読み取るための装置の感度をモニターする方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

照射光に露光されて光刺激性蛍光スクリーンに記録されている被写体の放射線画像を読み取る装置の検知感度をモニターする方法であって、前記光刺激性蛍光スクリーンを刺激照射光にて走査する工程と、刺激走査により発光した光量を検知する工程と、検知した光量を電気信号に変換する工程と、前記電気信号を平方根増幅処理にて圧縮する工程と、圧縮された電気信号をデジタル化する工程と、前記放射線画像が作成された時点で設定されていた感度等級に対して、対応する期待ノイズ分散値σ_e^2をテーブルから選択する工程と（ただし前記テーブルは多数の所定感度等級について対応するノイズ分散値を含み、対応するノイズ分散値のそれぞれはその感度等級に校正設定されている前記装置で読み取られた画像内に存在するノイズの平均分散を示す）、その読取画像の有効ノイズ分散値σ_y^2を算定する工程と、σ_y^2 / σ_e^2の比率を計算する工程と、前記の比率値を閾値演算する工程と、前記比率値が閾値T_+を越えるか、閾値T_-より小さいかの、少なくともいずれかの場合に警告信号を発生する工程とを含む、放射線画像読取装置の検知感度のモニター方法。

【請求項２】

前記ノイズ分散値の算定方法は、ａ）前記放射線画像の各画素周囲の近傍域を設定して、近傍域内の統計値を基にした中央画素におけるローカル分散値を算定して、その放射線画像のローカル分散値ヒストグラムの入力値を更新するため、前記各画素のローカル分散値を利用する工程と、ｂ）前記放射線画像のノイズ分散値を前記ヒストグラム内の最大発生

件数に対応するローカル分散値として特定する工程とを含むことを特徴とする、請求項１記載の放射線画像読取装置の検知感度のモニター方法。

【請求項３】

光刺激性蛍光スクリーンに記録されている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照射光にて走査する走査手段と、刺激走査により発光した光量を検知して、検知した光量を電気信号に変換する読取手段と、前記電気信号を増幅するための平方根特性をもつ増幅手段と、多数の所定感度等級設定値について対応するノイズ分散値$\sigma^2_{e,i}$を含むテーブルを備える手段と（ただし前記ノイズ分散値のそれぞれは対応する感度等級に校正設定されている読取手段で読み取られた画像内に存在するノイズの平均分散を示す）、前記テーブルから所望する感度等級に対して対応するノイズ分散値をσ^2_eを検索する手段と、前記読取手段を特定感度等級に設定する校正手段と、光刺激性蛍光スクリーンに記録されている放射線画像を読み取る手段と、読取画像の有効ノイズ分散値σ^2_yを算定する手段と、そのσ^2_y / σ^2_eの比率を計算する手段と、前記比率値を閾値演算する手段と、前記比率値が閾値T_+を越えるか、閾値T_-より小さいかの、少なくともいずれかの場合に警告信号を発生する手段とを含む、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。特に、本発明は、刺激性蛍光スクリーンに記録された放射線画像を読み取るための装置の検知感度をモニターする方法に関する。

【０００２】

【従来の技術】

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。

【０００３】

照射光源から照射されたＸ線などの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検知装置にて検知され電気信号に変換される。そして、その読取信号がデジタル化されるのである。

【０００４】

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。

【０００５】

Ａ／Ｄ変換の後、Ｎビットの”生”画像信号が処理され、この“生”画像信号は検査の各種に対して診断情報が最適条件にて再生できるよう、ハードコピー記録あるいは表示の前に画像処理が施されることができる。

【０００６】

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決めるために、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。

【０００７】

この診断関連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

を使って自動的に決定できる。そのような有効点を判定する方法が、同発明者による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。

【０００８】

選定ウィンドウ内のデータは、記録材上や表示画面上で利用できる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変換してマップ処理する方法の一例が、同発明者による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。

【０００９】

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。

【００１０】

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高品位の画像再生が可能となる。

【００１１】

それゆえ、前記画像処理により、信号全域から診断部位の信号だけを抽出でき、抽出信号値をハードコピーの濃度範囲へ最適に割当分布できる。

【００１２】

また、その画像処理アルゴリズムによれば、対数信号軸上における画像信号域シフトの原因となる読取装置の全体検知感度のドリフトが発生した場合でも、関連する信号域が自動的に呼び出されて、適用濃度段階に最適に対応割当されるため、良好な再生を行うことができる。

【００１３】

そのため、再生出力状況や放射線画像の表示から、光学機器、レザー出力量、増幅機能、アナログ／デジタル変換機能などにおける偏差が原因の読取装置の検知感度の低下が発生することがない。

【００１４】

対数信号軸の画像ヒストグラムの位置を評価することにより、放射線技術者は全データ入手域に対する関連データ位置でのフィードバック処理を行って、装置の検知感度ドリフトの発生を確認できる。

【００１５】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、画像ヒストグラムの位置が予定の位置と一致していないことが確認されても、偏差が検知感度のドリフトに因るものなのか、あるいは、所定照射線量からの実際の照射線量の偏差など別の不良により対数信号軸上での信号域シフトが発生したのか、その原因を明白に判断することができない。

【００１６】

本発明の目的は、光刺激性蛍光スクリーンに記録されている被写体の放射線画像を、その光刺激性スクリーンを照射光で走査して、その照射走査時に発生する光量を検出することにより、読み取りできるような装置の検知感度をモニターする方法を提供することである。

【００１７】

本発明の別の目的は、装置の検知感度を、その装置の他のパラメータや調整値に影響されることなく制御できる方法を提供することである。

【００１８】

本発明のさらにまた別の目的は、上記の方法を実行する装置を提供することである。

【００１９】

本発明のその他の目的は、以下に記述した説明から明らかになるであろう。

【００２０】

【課題を解決するための手段】
上述の目的は本発明によれば照射光に露光されて光刺激性蛍光スクリーンに記録されている被写体の放射線画像を読み取る装置の検知感度をモニターする方法であって、前記光刺激性蛍光スクリーンを刺激照射光にて走査する工程と、刺激走査により発光した光量を検知する工程と、検知した光量を電気信号に変換する工程と、前記電気信号を平方根増幅処理にて圧縮する工程と、圧縮された電気信号をデジタル化する工程と、前記放射線画像が作成された時点で設定されていた感度等級に対して、対応する期待ノイズ分散値σ_e^2をテーブルから選択する工程と（ただし前記テーブルは多数の所定感度等級について対応するノイズ分散値を含み、対応するノイズ分散値のそれぞれはその感度等級に校正設定されている前記装置で読み取られた画像内に存在するノイズの平均分散を示す）、その読取画像の有効ノイズ分散値σ_y^2を算定する工程と、σ_y^2 / σ_e^2の比率を計算する工程と、前記の比率値を閾値演算する工程と、前記比率値が閾値T_+を越えるか、閾値T_-より小さいかの、少なくともいずれかの場合に警告信号を発生する工程とを含む、放射線画像読取装置の検知感度のモニター方法によって達成される。

【００２１】
本発明は、読取画像のノイズの分散値の評価により、読取装置の検知感度がモニターでき、かつ、装置の検知感度をノイズ分散値にてモニターすることにより照射線量の影響を解消することができるという、発明者の認識に基づいている。

【００２２】
例えば、被写体による減衰がない（減衰定数ａが１）場合の、光電子増倍管などの読取装置の検出器による検出フォトン数をｓとし、減衰値ａがある場合の検出器の検出フォトン数をｘとすると、ｓとａの積はｘである。

【００２３】
光電子増倍管にて検出されたフォトンの数の統計的分布はポアソン分布であると仮定すると、次の式が成り立つ。
$\sigma_x = x^{1/2} = (s \cdot a)^{1/2}$

【００２４】
上記の仮定は、照射線量が特に多すぎない限り成り立つもので、一般的に照射線量が感度等級（この用語の定義は２５から８００の範囲の値で後述する）で示されるような条件である。

【００２５】
読取装置の検知感度がＧで、読取装置にて信号値が平方根Ｅ値（Ｅは露光の頭文字）に変換されると考えると、以下の式が与えられる。
$y = (G \cdot x)^{1/2} = (G \cdot s \cdot a)^{1/2}$
ただし、ｙは１画素あたりのデジタル信号値である。さらに、
$\sigma_y = y'(x) \cdot \sigma_x = (G)^{1/2} \cdot (2(x)^{1/2})^{-1} \cdot \sigma_x = (G)^{1/2} / 2$

【００２６】
それゆえ、読取装置の有効感度は$4\sigma^2_y$で示せるが、σ^2_yは露光された光刺激性蛍光スクリーンから読み取られた画素値のノイズ分散値であり、平方根増幅演算される。

【００２７】
その結果、読取装置の検知感度は、σ^2_y値を評価判定することによりモニターできるのである。

【００２８】
本発明の方法で特定されている比率σ^2_y / σ^2_eは、相対感度誤差を示すものである。

【００２９】
感度等級：
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適画像濃度にて再生できるよう、各種類の放射線写真フィルムに対する最適放射線量を決定する対策が設定されている。

【００３０】
そして現在では、異なった放射線量においてそれぞれ最大再生効果を達成させるような、多様な放射線写真フィルムが開発されている。それらの多様な放射線写真フィルムの各々は、個々の検査や複数の検査群に特に対応させたものである。
【００３１】
所定の放射線写真フィルムに適した放射線量は、フィルムの「感応速度」と呼ばれる放射線写真特性の一つであるＳ値にて決められる。一つの放射線写真フィルムについては、下記の式の感応速度値から最適放射線量が演繹算定される。
【００３２】
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。
【００３３】
この感応速度値Ｓは、下記の式から算定できる。
【数１】

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

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、Ｇｙ値の決定にも使われている。
【００３４】
例えば、照射画像を記録する放射線写真フィルムの感度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}Ｇｙ、すなわち露光量が１．１４ｍＲとなるようなＸ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。
【００３５】
従来の放射線写真技術では、所定放射線量に見合った感応速度の放射線写真フィルムを使うことにより適用する放射線量が決定されるのである。
【００３６】
所定感応速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。
【００３７】
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、検知器による刺激操作時の発光量の検出とで、読み取ることができる。
【００３８】
例えば、実際の例の検出器は、読取装置の検知感度を変更するための制御可能電圧をもつ電子増倍管である。
【００３９】
適用される放射線量に見合った感応速度の放射線写真フィルムが使われる従来の放射線写真技術と違って、デジタル式読取装置では、装置の検知感度が実際の適用放射線量に従った対応値に変更されるのである。好適例における検知感度の設定はステップ段階で変更でき、各ステップは例えば２の因子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「感応速度」特性と同じ意味の「感度等級」と呼ばれている値に関連したものである。
【００４０】
校正装置：

本発明の方法は、いわゆる校正装置の利用を伴っている。

【００４１】

読取装置は、所定感度に適応した照射線量で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予め決められた値y_e　となるよう読取装置の検出器の検知感度が調整されている場合に、所定の感度等級に校正されているとみなされる。

【００４２】

この校正操作は、各選定検知感度に対する光電子増倍管の適切電圧値を示すテーブルから呼び出された値に、光電子増倍管電圧を調整設定することで可能となる。

【００４３】

所定の検知感度に対する適切な光電子増倍管電圧値のテーブルへの入力は、下記の手順に従って行われる。

（１）検知感度に適した放射線量で画像プレートを均一に露光する。

（２）画像プレートを読み取って、中間信号値y_m　を作成する。

【００４４】

上記操作手順の繰り返し動作は、ｙ値が所望の値y_e　に十分に近似したとき停止される。そうでない場合は、ｙ値がy_e　値より小さいか大きいかによって光電子増倍管電圧が上昇したり下降したりするので、上記の（１）と（２）の工程が繰り返される。

【００４５】

一般的に規定値y_e　は、読取装置のダイナミックレンジの中央に位置にあって、露光不足や露光過剰に対して十分マージン幅がもてるような値に選定される。

【００４６】

閾値演算と出力：

本発明の方法で使用される閾値演算は、多様な方法で実行可能である。

【００４７】

例えば、本発明の実施例の一つでは、σ_y^2/σ_e^2の比率値を、T_-　とT_+　で示される二つの閾値と比較する。σ_y^2/σ_e^2の比率値が所定閾値T_+　を越えると、警告出力信号（可視警告表示あるいは警告音など）が作成されて、読取装置の検知感度が高すぎる事実をその装置の操作者に警告する。同じように、前記比率値が閾値T_-　より小さい場合は、装置検知感度が低すぎるという警告信号を作成して操作者に提示する。

【００４８】

閾値は、制限測定精度や通常感度変動などによる小さな変化値が閾値を越えないような値であって、普通はT_-　＝０．７５およびT_+　＝１．２５である。

【００４９】

それゆえ出力値は、相対感度誤差σ_y^2/σ_e^2あるいはその$\log$値となる。この出力値は、モニター画面に表示、装置キー伝送路に表示、電子記録ファイルに記録、あるいは、読取画像が記録されている同じフィルム上に記録することができる。

【００５０】

本発明の別の実施例では、比率値σ_y^2/σ_e^2はＮ個の放射線画像（例えば、Ｎ個の直前までの連続した読取画像）について計算され、そのＮ個の画像の比率値の平均値を算定して、単数画像の場合と同様な閾値演算処理が行われる。

【００５１】

さらに別の実施例では、その比率値がＮ個の画像（例えば、Ｎ個の直前画像）について計算され、その値を平均するのではなく、線形回帰処理に掛けられている。

【００５２】

閾値演算は、その回帰直線の傾斜部の絶対値に対して行われ、その回帰直線の傾斜部の絶対値が閾値Ｔｒを越えれば、読取装置の検知感度が少しづつ低下しているという操作者への警告信号が作成される。

【００５３】

そして、感度変化（高すぎるか低すぎる）の原因を調べるため読取装置の成分評価を行って警告信号発生に対処して、所望の検知感度が得られるよう感度調整することは、操作者

の作業であることは言うまでもない。
【００５４】
ノイズ分散値：
本発明の方法は、ノイズ分散値を算定する工程を備えている。算定方法の例は、後に図面を参照して詳しく説明されている。
【００５５】
前記の方法では、例えば、コントラスト増強やノイズ削減などのその他画像処理の動作中に演算されたものとして、錐体分解画像信号がすでに作成されているのが望ましい。
【００５６】
本発明の発明は、さらに前記方法を実行する装置にも関する。本発明の装置は、前記光刺激性蛍光スクリーンを刺激照射光にて走査する走査手段と、刺激走査により発光した光量を検知して、検知した光量を電気信号に変換する読取手段と、前記電気信号を増幅するための平方根特性をもつ増幅手段と、多数の所定感度等級設定値について対応するノイズ分散値$\sigma^2_{e,i}$を含むテーブルを備える手段と（ただし前記ノイズ分散値のそれぞれは対応する感度等級に校正設定されている読取手段で読み取られた画像内に存在するノイズの平均分散を示す）、前記テーブルから所望する感度等級に対して対応するノイズ分散値をσ^2_eを検索する手段と、前記読取手段を特定感度等級に設定する校正手段と、光刺激性蛍光スクリーンに記録されている放射線画像を読み取る手段と、読取画像の有効ノイズ分散値σ^2_yを算定する手段と、そのσ^2_y / σ^2_eの比率を計算する手段と、前記比率値を閾値演算する手段と、前記比率値が閾値T_+を越えるか、閾値T_-より小さいかの、少なくともいずれかの場合に警告信号を発生する手段とを含む、放射線画像読取装置を含む。
【００５７】
前記装置は、さらに、前記比率値（あるいはその ｌｏｇ値）、または、前記閾値演算の結果値を出力する手段を備えている。
【００５８】
【実施例】
前記の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。
【００５９】
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。
【００６０】
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２させることによって、被写体の放射線画像は光刺激性蛍光スクリーン３上に記録される。
【００６１】
照射光源の調整は、所定感応速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を生成するように照射光源を制御することによって行われる。
【００６２】
その光刺激性蛍光スクリーンは、消去可能でプログラム可能読出専用メモリー（ＥＥＰＲＯＭ）をもつカセット３に入れられて搬送される。つまり、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）、感度等級設定値などの露光値関連データ、検査内容つまり診断データなどの多様なデータがＥＥＰＲＯＭに書き込まれる。
【００６３】
図２に、放射線画像読取装置１の動作が図示されている。
【００６４】
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、選定された感応速度値１６を使って、前記読取装置の複数の感度設定値に対する光電子増倍管電圧の調整値列から成るテーブルから呼び出した基準値を光電子増倍管のカソード電圧に割当設定１７することにより、光電子増倍管の検知感度が決定される。
【００６５】

これら調整値は、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のメモリー部においてルックアップテーブルの形で記録保管されている。

【００６６】

光電子増倍管のカソード電圧は、ある量の照射光に露光された光刺激性蛍光スクリーンから所定感度に調整された読取装置にて読み取られた信号値の平均値が規定値y_eと等しくなるような値である。

【００６７】

ルックアップテーブルに記録されている調整値は、最初に所定の感度値に従って露光がなされ、次いで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y_aが検出されるという反復処理にて算定されたものである。次に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、y_aがy_eと等しくなるまで光電子増倍管電圧値の検出および調整が繰り返される。

【００６８】

上記の算定処理は、テーブルにおける各入力値（露光値）毎に行われる。

【００６９】

そのようなルックアップテーブルの実施例が、図３に図示されている。

【００７０】

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することもでき、その方法は下記に説明されている。

【００７１】

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／デジタル変換器１５にて１２ビットのデジタル信号に変換される。

【００７２】

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、０．２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。

【００７３】

その後のデータ処理のフローチャートが、図４に図示されている。

【００７４】

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）へ送られる。

【００７５】

画像処理装置での操作は、画像信号を多解像度レベルの詳細画像成分と残留画像成分とに角錐分解する処理に基づいている。

【００７６】

詳細画像成分が変調されたあと、変調された詳細画像成分と前記の残留画像成分とは、最終的には可視画像（表示画面上やハードコピー）に変換される処理画像信号を作成するための再生アルゴリズム演算を行うことにより再合成される。

【００７７】

なお、前記の多解像度レベルの詳細画像成分と残留画像成分との信号列に角錐分解する原画像の分解処理や多解像度レベル画像信号に対する画像処理は、同発明者による１９９１

年８月１４日受理のヨーロッパ特許出願番号５２７．５２５や、１９９３年2月１１日付けのヨーロッパ特許出願番号９３２００３７５．９に記載されている。

【００７８】

分解処理の一例が、図５に説明されている。分解装置において、原画像２０は低域フィルター２１でフィルター処理されて、続いて、因数２でサブサンプル処理されるが、実際には、交互の列の一つおきの画素位置における低解像度の近似画像値ｇ１　を計算することにより実行される。最高解像度の詳細画像値ｂ０　は、低解像度近似値ｇ１　を行列の総数の２倍で補間して、原画像から補間画像を画素単位で差し引くことにより算出できる。

【００７９】

前記の補間操作は補間器２２で行われ、１行おきにゼロ値の列を挿入し、１列おきにゼロ値の列を挿入し、拡張画像値を低域フィルターで畳み込み処理するものである。また、前記の減算操作は、加算器２３で行うことができる。

【００８０】

原画像の代わりに前記の低解像度近似値g_1　にも同じ処理が行われ、低解像度近似値g_2　と詳細画像値b_1　が作成される。

【００８１】

すなわち、詳細画像値列b_i　（ただしｉ＝０…Ｌ－１）と残留低解像度近似値g_L　とは、前記の処理操作をＬ回繰り返せば算定できる。

【００８２】

最高詳細画像b_0　は、原画像と同じサイズである。次に少し解像度が荒い詳細画像b_1　は、最高詳細画像b_0　の行列数のほぼ半分の数を有している。反復操作の各段階で、ナイキスト定理に従って、詳細画像の最大空間周波数が一つ前の詳細画像の半分に減らされ、同時に、行列数も半分になる。最終段階が終わると、原画像の最低解像度近似値である残留画像g_L　だけが残る。最も極端な場合、最低解像度画像は、原画像の平均値を示す１画素から成る。

【００８３】

分解画像成分の画像処理法は、特定の変換法に従って詳細画像を変調するような処理などのような処理方法でも構わない。

【００８４】

そのような画像処理の例が、１９９３年２月１１日出願のヨーロッパ特許出願番号９３２００３７５．９３やＥＰ５２７．５２５、ＥＰ５７４．９６９に記述されている。

【００８５】

その後、再生や表示のため記録装置や表示装置へ転送する前に、コントラスト強調、ノイズ削減、その他の画像処理を行えることは、当業者にとっては明白であることは言うまでもない。

【００８６】

画像処理に使われるパラメータや画像処理手順は、光刺激性蛍光スクリーンを搬送するカセット内のＥＰＲＯＭに記憶されているデータ情報で特定することができる。

【００８７】

例えば、個人識別操作中にＥＥＰＲＯＭに入力された個々の診断のタイプに従って、ルックアップテーブルからパラメータを呼び出すことができる。

【００８８】

また別に、画像処理法や使用するパラメータは、予定する診断内容に応じて選択する（そして、同じくルックアップテーブルから呼び出す）ことも可能である。

【００８９】

分解画像信号の画像処理は、変調された詳細画像や残留画像を再生アルゴリズム処理して処理画像の再生を行うと同時に終了される。

【００９０】

図６に、前記の再生アルゴリズムが説明されている。

【００９１】

残留画像g_Lは、最初に補間器２６で補間されて元のサイズの２倍になり、その補間画像は加算器２７にて画素単位で最低解像度b'_{L-1}の詳細画像へ付加される。

【００９２】

その加算画像は、補間されて次に解像度が高い詳細画像へ付加される。非変調詳細画像b_{L-1}…b_0を使ってこの操作をＬ回繰り返すと、原画像２０が再生できる。一方、再生操作前に所定の関数にて詳細画像を変調すると、コントラストが強調された画像２８が作成される。なお、補間器の２６、２６’、２６”、２６”’は分解処理部のものと構成が同じである。

【００９３】

ここで、もう一度図４のデータの処理手順に戻る。

【００９４】

再生処理の後、画像信号は対数変換のルックアップテーブルを使って露光量の画像表示ｌｏｇ値に変換される。

【００９５】

画像のサイズは、普通はフィルム上に転写したり、モニター画面に表示するには大きすぎるものである。そのため、サイズを診断部位のみに制限する必要がある。

【００９６】

診断部位を決定するために、最初に画像ヒストグラムが算定され、次に、関連する信号範囲が、画像ヒストグラムの評価を基本にした方法である、本発明と同じ発明者によるヨーロッパ特許出願番号５４６６００に記載されている方法に従って選定される。

【００９７】

続いて、選定信号範囲のデジタル化されたデータは、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階調値に変換される。

【００９８】

その記載方法におけるセンシトメトリー分布曲線は、下記の工程順序から作成される。

（１）任意値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）における正準単調非定数関数Ｙ（ｘ）を規定する。

（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}の中間の場合は、$x(s)=x_0+(s-s_{min})\cdot(x_1-x_0)/(s_{max}-s_{min})$、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。

【００９９】

本実施例におけるs_{max}値は、s_{min}＋Ｌであって、s_{min}値は$s_{min}=y_0+dy_0+A(y_1+dy_1-y_0-dy_0)-A\cdot L$で表される。ただし$L_{min}$が$(y_1+dy_1-y_0-dy_0)$より大きい場合はＬは$L_{min}$となり、$L_{max}$が$(y_1+dy_1-y_0-dy_0)$より小さい場合はＬは$L_{max}$となり、あるいは、$y_1+dy_1-y_0-dy_0$が$L_{min}$と$L_{max}$の中間にある場合は$L=y_1+dy_1-y_0-dy_0$となる。および、Ａは、０と１の間の定数であって、$dy_0$と$dy_1$とは$-L_{max}/2$と$L_{max}/2$の範囲にあるオフセット値である。

【０１００】

胸部放射線写真例におけるの典型的値は、$dy_0=0$、$dy_1=0.1\log E$、Ａ

＝０、L_{min} ＝１．２ｌｏｇＥ、L_{max} ＝１．８ｌｏｇＥである。

【０１０１】

前記の特許出願５４９００９には、その他の例も説明されている。

【０１０２】

次に、前記の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。

【０１０３】

以上のように本発明によれば、全読取装置の有効検知感度は、読取画像のノイズ分散値を算定して、この実際のノイズ分散値とルックアップテーブルから呼び出されたノイズ分散値の基準値との比率を計算して、その比率値を閾値演算することにより、モニター可能となる。

【０１０４】

図８は、ノイズ分散値を算定する説明図である。図の工程順序は、画像強調処理などの目的で算出された多解像度画像信号のうちの少なくとも一つがすでに存在している場合に、特に有効である。

【０１０５】

演算部では、原画像から分解されて多解像度の詳細画像と残留画像の信号列に変換された結果の各詳細画像b_i が、その最低解像度画像から順番に画素単位で平方演算部６２へ送られる。そして、動平均演算器６４において、中央目標画素を中心とするＮ×Ｎ近傍域域（５×５画素マトリクスで十分妥当である）内の全平方画素値のすべて足して、その和を近傍域の画素数で割ることにより、各画素位置でのローカル分散値ｖが計算される。これらローカル分散値は、ヒストグラム演算部６７へ送られる。ヒストグラムは、ビンと呼ばれる要素の列からなり、各ビンはヒストグラム水平軸の信号範囲の固定サンプル間隔の幅をもつ。各ビンはメモリーセルを備えており、最初の画素値を受容する前にゼロに初期化されるものである。入力された各分散値に対して、ヒストグラム演算部６７が対応するビンのインデックス値を選択して、ビン値を１だけ繰上げる。所定解像度での分散値画像の全画素値がこのように処理された後、画像の各量子化分散値の生起状況がヒストグラムで示されることになる。

【０１０６】

このローカル分散値ヒストグラムは最大値位置決め部６９へ送られて、そこで、ヒストグラム内の最高生起率の分散値v_n が算定される。そしてこの分散値は、詳細画像におけるノイズ分散値の推定値として利用される。

【０１０７】

別の実施例では、ローカル分散値の各サンプルが、原（生）画像の対応位置における画素値が閾値より低い場合にヒストグラムを初期化するため使われる。

【０１０８】

この閾値は、信号値が照射放射線量の平方根値に比例しており、放射線量が２５から８００までの感応速度範囲であるという条件のとき、最大信号値のほぼ半分であることが望ましい。

【０１０９】

次に、有効ノイズ分散値とルックアップテーブルからのノイズ分散基準値との比率が、閾値演算処理にかけられる。

【０１１０】

前記のルックアップテーブルの基準値は、前述のような方法で予め規定されたものである。そのようなルックアップテーブルの一例が、図７に示されている。

【０１１１】

閾値演算は、算出比率値を、読取装置の検知感度の分散値の許容範囲の両限界値である二つの所定閾値のうちの片方と比較することにより実行される。

【０１１２】

前記比率値が閾値T_+ より大きくて感度が高すぎる場合にはその警告信号が作成され、

また、前記比率値が閾値Ｔ＿　より小さくて感度が低すぎる場合にも警告信号が作成される。警告信号は、読取装置のユーザー画面で可視表示される形態で作成されるものである。

【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】光電子増倍管のカソード電圧の制御数値に対する検知感度値のルックアップテーブルの図である。

【図４】データの伝送を示すブロック図である。

【図５】角錐式画像分解を実行する装置のブロック部である。

【図６】処理画像の再生を行う装置のブロック図である。

【図７】検知感度値と対応する予定ノイズ分散値の関係を示すルックアップテーブルの図である。

【図８】読取画像のノイズ分散値を算定する装置のブロック図である。

【図１】

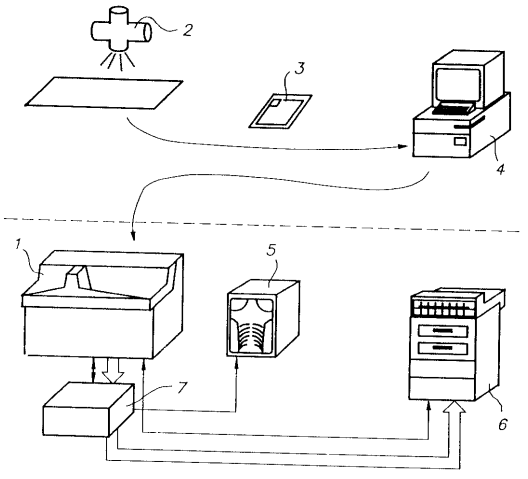

FIG. 1

【図２】

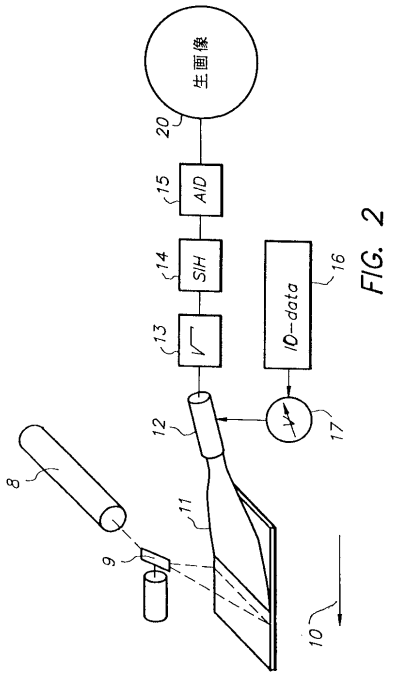

FIG. 2

【図３】

感度	PM電圧 (V)
25	541
50	596
100	657
200	725
400	799
800	881

FIG. 3

【図４】

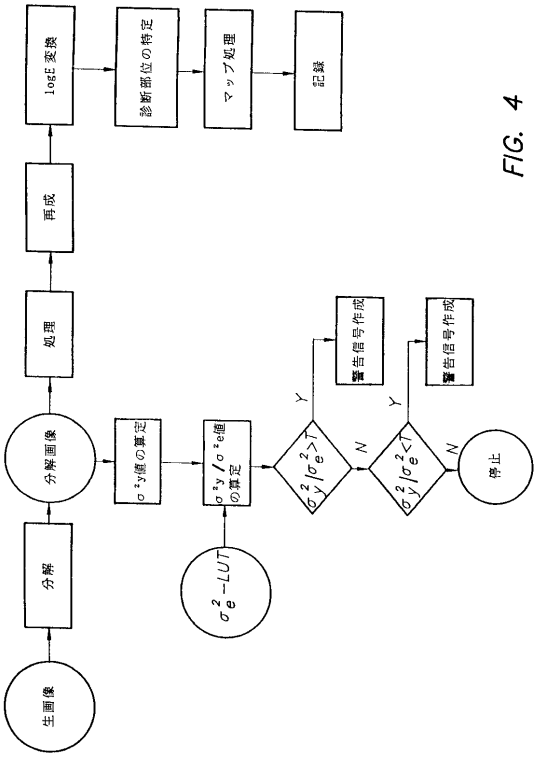

FIG. 4

【図５】

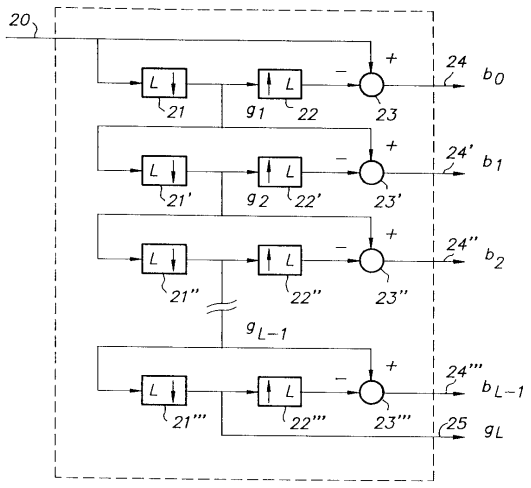

FIG. 5

【図６】

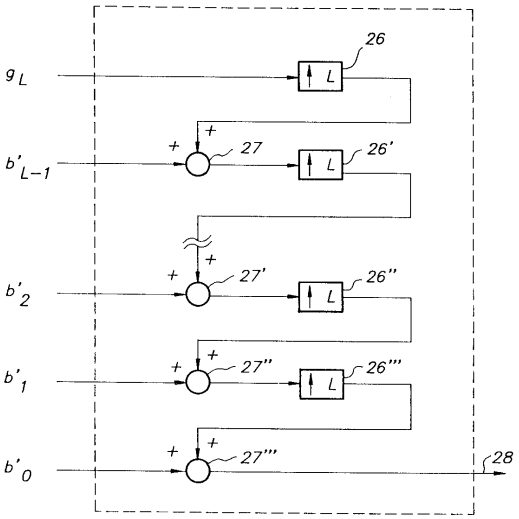

FIG. 6

【図７】

感度	σ_e^2
25	19
50	38
100	75
200	150
400	300
800	600

FIG. 7

【図８】

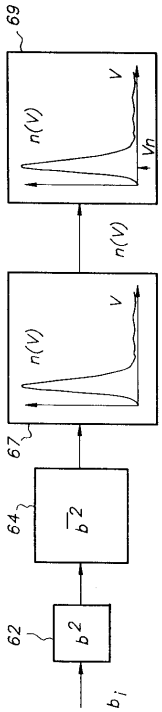

FIG. 8

フロントページの続き

審査官　森　竜介

(56)参考文献　特開平４－２４６９８２（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－１９６３５８（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－２５３４８１（ＪＰ，Ａ）
特開平２－３０５１９１（ＪＰ，Ａ）
特開平６－３４５６８（ＪＰ，Ａ）
国際公開第９７／２３９９３（WO，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
G03B42/02