

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4424758号
(P4424758)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 6/00 (2006.01)
H05G 1/64 (2006.01)A61B 6/00 320Z
A61B 6/00 303C
H05G 1/64 F
H05G 1/64 B

請求項の数 7 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願平10-529375
 (86) (22) 出願日 平成10年3月23日(1998.3.23)
 (65) 公表番号 特表2000-512799(P2000-512799A)
 (43) 公表日 平成12年9月26日(2000.9.26)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB1998/000426
 (87) 国際公開番号 WO1998/048600
 (87) 国際公開日 平成10年10月29日(1998.10.29)
 審査請求日 平成17年3月18日(2005.3.18)
 (31) 優先権主張番号 97201222.3
 (32) 優先日 平成9年4月24日(1997.4.24)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (72) 発明者 カンプス, ヒュベルト アナ ジョ
 オランダ国 5656 アーアー アインドーフェン プロフ・ホルストラーン 6

審査官 長井 真一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】露出制御システムを含むX線検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線像を受信するX線検出器と、

X線検査装置を調節する露出制御システムとを含むX線検査装置であって、
上記露出制御システムは、

- ・上記X線像の輝度値のヒストグラムを形成し、
- ・上記ヒストグラムから、ある限界値より低い輝度値を有する画素からなる、主として着目画像情報を表現する輝度値に関係する、画像成分を抽出する算術ユニットを含み、
- ・上記露出制御システムは、上記画像成分に基づいて当該X線検査装置を調節するよう構成されており、
- ・上記限界値は実質的にX線像全体の輝度値の平均値である、
ことを特徴とするX線検査装置。

【請求項2】

上記露出制御システムは、上記画像成分の平均輝度値に基づいてX線検査装置を調節するよう構成されていることを特徴とする請求項1記載のX線検査装置。

【請求項3】

上記露出制御システムは、上記完全なX線像の輝度値の変化のレンジよりも実質的に小さく上記画像成分の上記平均輝度値を含む間隔内の輝度値に基づいて当該X線検査装置を調節するよう構成されていることを特徴とする請求項2記載のX線検査装置。

【請求項4】

上記露出制御システムは、X線検査装置のフィルタ又はコリメータ素子が再生された上記X線像のマスクされた部分を検出する検出システムを含み、

上記露出制御システムは、上記検出された部分の外側にある上記X線像の一部分に基づいてX線検査装置を調節するよう構成されていることを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項記載のX線検査装置。

【請求項5】

上記検出システムは、

上記X線像内の所定の方向に局所最大変動を表す輝度値の最大傾斜を判定し、

上記X線像の所定の位置に対する上記最大傾斜の夫々の相対位置を判定し、

上記最大傾斜及び上記相対位置に基づいて上記マスクされた部分を抽出するよう構成され10していることを特徴とする請求項4記載のX線検査装置。

【請求項6】

上記検出システムは、上記輝度値の最大傾斜の位置の間にある上記X線像の一部分の輝度値を、上記ヒストグラムの上記画像成分の輝度値と比較するよう構成されていることを特徴とする請求項5記載のX線検査装置。

【請求項7】

X線像から光学像を得るX線検出器と、

上記光学像の輝度値を測定する光検出器を具備し、X線検査装置を調節するよう構成されている露出制御システムとを含むX線検査装置において、

上記露出制御システムは、

- ・上記光学像の輝度値のヒストグラムを形成し、
- ・上記ヒストグラムから、ある限界値を超える輝度値を有する画素からなる高輝度成分及び上記限界値より低い輝度値を有する画素からなる画像成分を抽出する算術ユニットを含み、

上記露出制御システムは、上記画像成分に基づいてX線検査装置を調節するよう構成されており、

上記限界値は実質的にX線像全体の輝度値の平均値である、

ことを特徴とする、X線検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、X線像を受信するX線検出器と、X線検査装置を調節する露出制御システムを含むX線検査装置に関する。本発明は、また、X線像から光学像を導出するX線検出器と、光学像の輝度値を測定する光検出器を備え、X線検査装置を調節するよう構成された露出制御システムとを具備したX線検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

上記の種類のX線検査装置は米国特許出願第5,461,658号により公知である。

【0003】

X線検査装置は、X線ビームで被検査対象、例えば、放射線検査を受ける患者を照射するX線源を含む。患者の体内のX線吸収率の局部的な差に起因して、X線像がX線検出器のX線感知面に形成される。X線検出器はX線像から画像信号を取り出す。画像信号は、例えば、信号のレベルがX線像の輝度値を表す電子ビデオ信号である。公知のX線検査装置は、X線像から光学像を導出するX線像増倍器を含む。また、公知のX線検査装置は、光学像から電子ビデオ信号を取り出すテレビジョンカメラを含む。X線像内の着目画像情報は、通常、X線像全体の輝度値のレンジより小さいレンジを有する。全く対策が講じられない場合、画像信号の信号レベルの値は、X線像内の画像情報を適切に可視的に再生するような画像信号の更なる処理のために適当ではない。

【0004】

従来のX線検査装置は、露出制御システムとして作動する補助光検出システムを含む。補

40

50

助光検出システムは、光学像の輝度を局所的に測定する C C D センサを含む。露出制御システムは測定された輝度値から制御信号を導出し、制御信号は、高い診断品質の X 線像が形成、表示されるように、すなわち、小さいディテールが X 線像に含まれ、適切に可視的に再生されるように X 線装置を調節するため使用される。補助光検出システムは、着目画像情報を表現する信号が高い診断品質を備えた着目画像情報を再生するために適当な値を有するように X 線検査装置を調節する。制御信号は X 線ビームの強度及び / 又はエネルギーを制御する。制御信号は画像信号の振幅を制御するためにも使用される。両方のステップは画像信号の信号レベルに直接又は間接的に影響を与える。

【 0 0 0 5 】

従来の X 線検査装置の補助光検出システムは、例えば、X 線源を調節するため光学像の局所輝度値を利用するが、高輝度の露出過剰領域が光学像に生ずることを常に考慮するわけではない。かかる露出過剰領域は、例えば、患者のような被検査対象物によって減衰されないか、若しくは、殆ど減衰されない X 線によって誘起される。その場合の X 線は、患者を通過しないか、或いは、低い X 線吸収率を有する組織、例えば、肺組織を通過する X 線である。かかる露出過剰領域は、画像情報を殆ど、或いは、全く含まないが、従来の X 線検査装置の調節に悪影響を与える。

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、X 線像内の着目した情報に基づいて X 線検査装置を調節するためより好適な露出制御システムを含む X 線検査装置を提供することである。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

上記本発明の目的は、請求項 1 記載の本発明による X 線検査装置を用いて達成される。ある例示的な実施形態によれば、X 線像の輝度値のヒストグラムを形成し、上記ヒストグラムから主として着目画像情報を表現する輝度値に関する画像成分を取り出す算術ユニットが設けられ、かつ、上記露出制御システムが上記画像成分に基づいて X 線検査装置を調節するよう構成される。

【 0 0 0 8 】

輝度値の別個の間隔に対し、ヒストグラムは、着目した間に輝度値を有する X 線像の夫々の画素数を収容する。画像成分及び高輝度成分はヒストグラム内で区別される。画像成分は、主として着目画像情報に関する輝度値を有する。高輝度成分は、主として露出過剰領域の輝度値を有する。画像成分は、限界値より低い輝度値を有する夫々の画素数により構成され、高輝度成分は限界値を超える輝度値を備えた夫々の画素数により構成される。露出制御システムは画像成分に基づいて X 線検査装置を調節するので、X 線像の露出過剰領域による調節への影響は、殆ど、若しくは、全く無くなる。

30

【 0 0 0 9 】

X 線像全体の輝度値の平均値は、ヒストグラム内で画像成分及び高輝度成分を互いに識別するため適当な限界値を表現する。上記平均値以下の輝度値は主として画像情報に関することが分かった。

40

【 0 0 1 0 】

X 線検査装置の好ましい実施例は請求項 2 及び 3 に記載されている。ヒストグラムの画像成分の平均輝度周辺の小さいレンジ内の輝度値は、画像情報を表現する限り、X 線像の輝度値の比較的正確な評価を構成する。画像成分の平均輝度値及び / 又は上記平均輝度値付近の輝度値に基づく X 線検査装置の調節は映像信号を生じ、これにより、画像情報が適切に可視的に再生され得る。

【 0 0 1 1 】

X 線検査装置の好ましい一実施例は請求項 4 に記載されている。フィルタ及び / 又はコリメータ素子は、X 線像に低輝度の領域を生じさせる。かかる低輝度の領域、すなわち、マスクされた領域は、着目画像情報を含まないが、ヒストグラムの画像成分に寄与する。か

50

かるマスクされた領域が検出システムによって検出され、ヒストグラムの抽出から除去されたとき、画像成分は実質的に着目画像情報だけに関係する。検出されたマスクされた領域がX線検査装置の調節に与える悪影響はかくして回避される。

X線像内でフィルタ及び／又はコリメータ素子に関係した領域を検出する方法は、特に欧洲特許第0

635804号（書類番号PHO93.103）により公知である。フィルタ及び／又はコリメータが再生されたX線像の領域を検出するステップは、特に興味深い。これらのステップは、例えば、検出されたマスクされた領域がX線像に再生されることを防止するため、X線検査装置の調節とは特に独立している。

【0012】

X線検査装置の好ましい一実施例は請求項5に記載されている。フィルタ又はコリメータが再生されたX線像内の領域は、両側で輝度値が著しく異なるエッジを有する。多数のアプリケーションにおいて、フィルタ及び／又はコリメータ素子はX線ビームの両側にX線ビームに関して対称に配置される。所定の位置、好ましくは、画像の中心に対して対称的な位置にある輝度値の局所最大傾斜は、屡々、このようなマスクされた領域のエッジに関係する。したがって、特に、フィルタ及び／又はコリメータ素子がX線ビームに関して対称的に配置されているアプリケーションの場合、フィルタ及び／又はコリメータ素子が再生されるX線像のマスクされた領域は、非常に複雑な計算を要求されることなく検出され得る。好ましくは、X線像の輝度値は画像マトリックス内に配置され、局所最大傾斜は画像マトリックスの個々の列及び／又は行の輝度値の合計の差から得られる。

【0013】

X線検査装置の好ましい一実施例は請求項6に記載されている。検査を受ける患者の組織に関係した画像情報は、比較に基づいてマスクされた領域から区別される。特に、フィルタ及び／又はコリメータ素子を表すX線像は、患者の両足が再生された画像から区別される。

【0014】

X線検査装置の好ましい一実施例は請求項7に記載されている。光学像はX線像に対応し、すなわち、X線像の輝度値は光学像の輝度値に対応する。そのため、ヒストグラムに基づくX線検査装置の調節は、ヒストグラムが光学像の輝度値から形成されたとき、或いは、X線像の輝度値から直接的に形成されたときに同じ結果を生ずる。

【0015】

本発明のX線検査装置の露出制御システムの機能は、好ましくは、適切にプログラミングされたコンピュータ又は専用（マイクロ）プロセッサを用いて実行される。

【0016】

本発明の上記面及び他の面は、以下の実施例に基づいて添付図面を参照して詳細に説明される。図面中、図1は本発明が使用されるX線検査装置を概略的に示す図である。

【0017】

X線検査装置は、X線ビーム11を用いて被検査対象物12、例えば、放射線検査を受ける患者を照射するX線源10を含む。患者の体内のX線吸収率の局部的な差に起因して、X線像がX線検出器1のX線感知面13に形成される。X線検出器はX線像から画像信号、例えば、電子ビデオ信号を取り出す。X線検出器1は、X線像増倍器14及びテレビジョンカメラ15を含む画像増倍器ピックアップ回路である。X線感知面は、X線像増倍器の入口スクリーン16の変換層13である。

【0018】

入口スクリーン16へのX線入射は、変換層13において青又は紫外線光に変換される。入口スクリーン16は、変換層13の青又は紫外線光に感応する光電陰極17を含む。変換層の青又は紫外線光は、光電陰極に電子ビームを放出し、電子ビームは光電系を用いて出口ウィンドウ19上の蛍光層18に案内される。

【0019】

光電系は、光電陰極17と、アライメント電極25と、陽極26とを有する。光電系は光

10

20

30

40

50

電陰極 17 を出口ウィンドウ 19 上の蛍光層 18 に映す。入射電子は、例えば、可視光又は赤外線光の光学像を蛍光層 18 に生成する。テレビジョンカメラ 15 は、光学像から映像信号、特に、電子ビデオ信号を取り出す。このため、テレビジョンカメラ 15 は、レンズ系 27 を介して出口ウィンドウ 19 に光学的に結合される。出口ウィンドウ上の光学像は、レンズ系及びカメラレンズ 50 を用いて画像センサ 51、例えば、電荷結合 (CCD) 画像センサに映像化される。レンズ系 27 は出口ウィンドウ 19 からの光を集光し、実質的に平行光ビーム 33 を形成し、カメラレンズ 50 と協働して、平行光ビーム 33 を画像センサ 51 上に集束させる。画像センサは、入射光を電荷に変換し、電荷から電圧を取り出す。可変増幅器 52 は電圧から電子ビデオ信号を導出する。電子ビデオ信号は、モニタ 28 又はバッファユニット 29 に供給される。X 線像に含まれる画像情報はモニタ 28 上に再生される。バッファユニット 29 に格納された映像信号は後段で更に処理され得る。

【 0020 】

X 線検査装置は、出口ウィンドウ上の光学像を捕捉する画像検出器 30 を具備した露出制御システム 2 を含む。これは、例えば、スプリット用プリズム又は部分反射ミラーのような光学素子 31 を用いてサブビーム 32 を光ビーム 33 から画像検出器 30 に案内することによって実現される。画像検出器は、例えば、電荷結合 (CCD) 画像センサである。画像検出器 30 は、光学像から光学像の輝度値を表す電子検出器信号を取り出す。電子検出器信号は、読み出し回路 31 を用いて画像検出器から読み出され、デジタル化され、算術ユニット 3 に供給される。算術ユニット 3 は、デジタル電子検出器信号から、光学像内の輝度値のヒストグラムを抽出する。

【 0021 】

このため、信号レベルの夫々の数が小さい間隔で計数される。検出器信号は光学像内の輝度値を表現し、光学像は X 線像に対応しているので、上記信号レベルの数は、夫々の間隔に輝度値を有する X 線像内の画素数を表現する。

【 0022 】

バス 33 を介して、ヒストグラムはファジー論理ユニット (F U Z) 34 に供給され、ファジー論理ユニット 34 は、ヒストグラムに基づいてカメラ制御信号 (CCS) 及び X 線制御信号 (XCS) を導出する。ファジー論理ユニット 34 は、カメラ制御信号をテレビジョンカメラの増幅器 52 の制御端子 54 に供給する。カメラ制御信号は増幅器 52 を適当な利得に調節し、着目画像情報が電子ビデオ信号によって鮮明に再生されること、特に、低コントラストの小さいディテールが適切に可視的な形で再生されることが保証される。特に、かかる利得は、着目画像情報の露出不足及び露出過剰が X 線像の表現中に防止されるように調節される。ファジー論理ユニット 34 は、X 線制御信号を高圧電源 53 に供給する。X 線制御信号は、X 線像内の着目画像情報が適当に処理され得る輝度値によって表現されるように X 線ビーム 11 の強度及びエネルギーを調節し、その結果として、着目画像情報が明瞭に再生される。

【 0023 】

平均値計算器 (< - >) 36 は、ヒストグラムの全体、若しくは、実際的に全部の信号レベルの平均値 G1 を計算する。レンジ判定装置 ([-]) 4 は、ヒストグラムの (必須的に) 全部の信号レベルのレンジ R を判定する。このため。レンジ判定装置 4 は、ヒストグラムの信号レベルの最高値及び最低値を探索する。

【 0024 】

選択ユニット (SEL) 5 はヒストグラムの画像成分を抽出し、このため、信号レベルが平均値 G1 以下である画素の数が選択される。カウンタ (#) 6 は、画像成分内の画素の数と、全ヒストグラム内の数とを計数する。カウンタ 6 は、上記数から画像成分内の画素の部分 A を抽出する。この部分 A は、画像成分内の画素の数と、完全なヒストグラムの画素の数との比である。

【 0025 】

ファジー論理ユニット 34 は、ファジー論理ルールに基づいて画像成分 B 及びレンジ R からカメラ制御信号及び X 線制御信号を導出する。ファジー論理ユニットは、ファジー論

10

20

30

40

50

理ルールに基づいて部分 A 及びレンジ R から所望のカメラ制御信号及び X 線制御信号を導出する。ファジー論理は、ファジー論理ルールに基づいて、ヒストグラムの画像成分が露出過剰部分を含む可能性があるかどうかを検査し、X 線像内のその部分の大きさを判定する。例えば、レンジ R が完全な X 線像の輝度値の範囲の約 1 / 6 の部分以下である場合、部分 A は約 0.55 よりも大きく、カメラ制御信号及び X 線制御信号は X 線検査装置の調節を全く変更しないか、又は、僅かしか変更しない。この状況において、X 線像の高輝度値は、殆ど独占的に露出過剰に与えられ、着目画像情報に関連した輝度値は、画像情報が適切に可視的に再生されるように容易に処理され得るレンジに含まれる。レンジ R が完全な X 線像の輝度値のレンジの 1 / 6 乃至 1 / 3 の部分にあり、部分 A が約 0.35 乃至 0.55 に収まるとき、カメラ制御信号及び X 線制御信号は、映像信号の信号レベルの比較的僅かに減少させる。その理由は、このような状況では、高輝度値は露出過剰だけに起因するのではなく、着目画像情報が適当な処理のためには僅かに高い輝度値に含まれることが分かったからである。レンジ R が完全な X 線像の輝度値のレンジの 1 / 4 以上に達し、部分 A が 0.15 未満に収まるとき、カメラ制御信号及び X 線制御信号は、映像信号の信号レベルのかなり実質的な減少を生じさせる。その理由は、このような状況では、高輝度値は殆ど露出過剰には起因せず、着目画像情報の輝度値は非常に高く適当な処理を行えないということが分かったからである。必要に応じて、(場合によっては重なり合う) レンジ R の値の間隔及び部分 A によって表される種々の状況がより詳細に区別され得る。ファジー論理ユニット 34 は、ファジー論理ルールに従って A 及び R の値に基づいてカメラ制御信号及び X 線制御信号を獲得する。

10

20

【0026】

特に、平均信号レベル G_b に基づいて、第 2 の平均値計算器 ($< \cdot >_2$) 7 は、画像成分の平均信号レベル G_b を計算する。ファジー論理ユニットはカメラ制御信号及び X 線制御信号を発生する。かくして、着目画像情報、例えば、検査を受ける患者の器官に関係した着目画像情報が明瞭に再生されるような X 線検査装置の調節が行われる。ファジー論理ルールに基づいて、ファジー論理ユニット 34 は、特に、レンジ R 及び部分 A を含む画像成分の平均信号 G_b から、着目画像情報に関係した輝度値に正確に対応する G_b 近傍の値を抽出する。例えば、レンジ R が小さく、最大 256 の信号レベルの中の約 90 レベルであるとき、画像成分がヒストグラムの画素の約 10 分の 1 の小さい部分 A を含む場合、X 線像には露出過剰領域が殆ど存在しないことが分かり、ファジー論理ユニットは、 G_b よりも 5 % 程度高くなるように補正された値 G_b' を調節する。また、レンジ R が小さくない場合、ファジー論理ユニットは、画像成分内のヒストグラムの画素の部分 A に依存したカメラ制御信号及び X 線制御信号を供給する。例えば、A が小さく、0 乃至 0.2 に収まるとき、ファジー論理ユニットは、 G_b よりも数パーセント高い値 G_b' を導出する。例えば、A が非常に大きく、0.3 乃至 0.7 に収まるとき、ファジー論理ユニット 34 は、 G_b よりも約 5 % 低い値 G_b' を導出する。値 G_b' は G_b の周辺の小さい間隔に収まり、X 線像の露出過剰領域の影響を更に減少させるため必要な G_b の補正であると考えられる。

30

【0027】

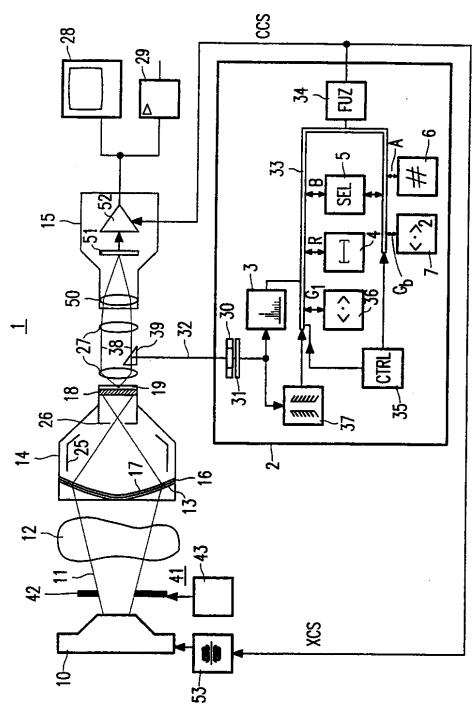
露出制御システム 2 は、コリメータ素子又はフィルタ素子が再生された X 線像の 1 個以上の領域を検出する検出システム 37 を更に有する。コリメータ / フィルタユニット 41 は、X 線ビーム 11 の一部を遮るか、或いは、部分的に減衰させる。このため、コリメータ / フィルタユニット 41 は、X 線を実質的に完全に吸収するコリメータ素子 42 と、X 線ビームの所定のエネルギーの一部を部分的に吸収するフィルタ素子 43 とを含む。調節ユニット 43 を用いることにより、コリメータ素子 42 は、検査を受ける患者の一部が必ず X 線ビームによって照射されるように X 線ビーム内に配置される。フィルタ素子は、患者の低吸収性の部位に達する高エネルギーの X 線の量が過剰にならないように X 線ビーム内に配置される。

40

【0028】

露出制御システム内のデータ伝送及び通信は、バス 33 を介して行われ、制御ユニット (C T R L) 35 によって制御される。

50



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09-106016(JP,A)
特開平03-206572(JP,A)
特開平07-153592(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00

H05G 1/64