

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-357296
(P2004-357296A)

(43) 公開日 平成16年12月16日(2004.12.16)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
H04N 5/325	A61B 6/00 350M	4C093
G06T 1/00	G06T 1/00 290A	5B057
G06T 5/00	G06T 5/00 100	

審査請求 未請求 請求項の数 27 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2004-155515 (P2004-155515)	(71) 出願人	300019238
(22) 出願日	平成16年5月26日 (2004.5.26)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(31) 優先権主張番号	0350179		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(32) 優先日	平成15年5月27日 (2003.5.27)	(74) 代理人	100093908
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		弁理士 松本 研一
		(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100106541
			弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

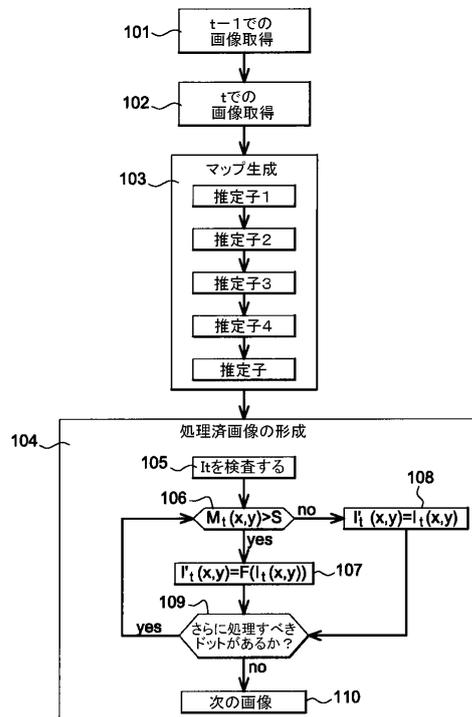
(54) 【発明の名称】 画像のコントラスト強調の方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】 医師が用いる探触針又はガイド形式の医療撮像用医療器具が運動している場合のフルオロスコピ雑音を低減する。

【解決手段】 処理対象画像及び画像系列において当該画像に先行する画像から生成される運動検出マップによってフルオロスコピ画像での物体の見易さを改善する。検出マップは処理対象画像と同じ寸法を有しており、画像の各々のドットに対して、処理に関わる2枚の画像の取得時刻の間に当該ドットにおいて運動が存在していた確率を関連付ける。検出マップを用いて、処理対象画像に適用される平均フィルタの効果を局所的に加重する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像のコントラストを強調する方法であって、

時刻 $t - 1$ に画像 I_{t-1} を取得する工程と、

$t - 1$ の後の時刻 t に画像 I_t を取得する工程であって、前記画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ空間領域に対応している、取得する工程と、

前記画像 I_t について、前記瞬間 $t - 1$ と t との間に前記空間領域で生じた運動をハイライトする検出マップを生成する手段により、前記画像 I_t 内に見える医療器具の局所的コントラストを強調する工程であって、前記検出マップは前記画像 I_t と同じ寸法を有しており、画像 I_t についての前記検出マップは、前記画像 I_t の座標 (x, y) を有するドットに対する運動の推定値 $E_t(x, y)$ の関連付けを、前記瞬間 $t - 1$ と t との間の該当点での運動の推定値である前記値 $E_t(x, y)$ を生成することが可能な運動推定子を介して、前記画像 I_t 及び I_{t-1} の内容の関数として与える、強調する工程と、

前記検出マップを用いて、式

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

により前記画像 I_t に対応する処理済画像 I'_t を形成する工程であって、式中、 $\mu'_t(x, y)$ は、前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_1 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、 $I_t(x, y)$ は、前記瞬間 t に取得された前記画像において前記座標 (x, y) を有するドットの強度であり、 α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta_t \cdot E_t(x, y)$$

を有しており、この場合に、 β_t を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる、形成する工程とを備えた方法。

【請求項 2】

$E_t(x, y)$ は 1 以上の最小単位推定子の結合の結果である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記最小単位推定子の結合は積である、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

最小単位推定子 E_{1t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{1t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス関数の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散である、請求項 2 又は請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

最小単位推定子 E_{2t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{2t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_2 のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ は前記ゾーン Z_2 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値である、請求項 2 乃至請求項 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】

最小単位推定子 E_{3t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{3t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2, (2 \cdot (V_t(x, y) - \mu_t(x, y))^2 + V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y)))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり

、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_3 のピクセル単位での寸法であり、 $V_t(x, y)$ は前記ゾーン Z_3 についての値 $I_t(x, y)$ の分散である、請求項2乃至請求項5のいずれか一項に記載の方法。

【請求項7】

最小単位推定子 E_{4t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{4t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M_{1t}(x, y) - M_{1t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_4 のピクセル単位での寸法であり、 $M_{1t}(x, y)$ は前記ゾーン Z_4 についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントである、請求項2乃至請求項6のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項8】

画像のコントラストを強調する方法であって、

時刻 $t-1$ に画像 I_{t-1} を取得する工程と、

$t-1$ の後の時刻 t に画像 I_t を取得する工程であって、前記画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ空間領域に対応している、取得する工程と、

前記画像 I_t について、前記瞬間 $t-1$ と t との間に前記空間領域で生じた運動をハイライトする検出マップを生成する生成により、前記画像 I_t 内に見える医療器具の局所的コントラストを強調する工程であって、前記検出マップは前記画像 I_t と同じ寸法を有しており、画像 I_t についての前記検出マップは、前記画像 I_t の各々のドットに対する前記画像 I_{t-1} に対して相対的な当該ドットの運動の推定値の関連付けを与え、この推定値は4個の推定子の積により得られ、

20

第一の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{1t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 $I_t(x, y)$ は前記瞬間 t に取得された前記画像において前記座標 (x, y) を有するドットの強度であり、

30

第二の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{2t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

式中、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_5 のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ は前記ゾーン Z_5 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、

第三の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{3t}(x, y) = 1 - G((2 \cdot (V_t(x, y) - \sigma^2) \cdot \sigma^2 + \sigma^4) / N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y))$$

式中、 $V_t(x, y)$ は、前記ゾーン Z_5 についての値 $I_t(x, y)$ の分散であり、

40

第四の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{4t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M_{1t}(x, y) - M_{1t-1}(x, y))$$

式中、 $M_{1t}(x, y)$ は前記ゾーン Z_5 についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントであり、

すると、前記画像 I_t の前記座標 (x, y) を有するドットについての運動の推定値は、

$$E_t(x, y) = E_{1t}(x, y) \cdot E_{2t}(x, y) \cdot E_{3t}(x, y) \cdot E_{4t}(x, y)$$

50

に等しくなる、強調する工程と、

前記検出マップを用いて、式

$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$
により前記画像 I_t に対応する処理済画像 I'_t を形成する工程であって、式中、 $\mu'_t(x, y)$ は、前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_1 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、 α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta_t \cdot E_t(x, y)$$

を有しており、この場合に、 β_t を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる、形成する工程とを備えた方法。

10

【請求項 9】

$n > 1$ とした場合に Z_n が前記座標 (x, y) を有するドットを中心として一辺が 7 ピクセルの正方マトリクスである、請求項 3 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

Z_1 は座標 (x, y) を有するドットを中心として一辺が 5 ピクセルの正方マトリクスである、請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

$E_t(x, y) > S$ である場合には

$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$
とし、 $E_t(x, y) \leq S$ である場合には $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$ とし、式中、 S は区間 $[0, 1]$ にある閾値である、請求項 1 乃至請求項 10 のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項 12】

$I_t(x, y)$ が周囲ドットよりも暗い場合には

$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$
とし、そうでない場合には $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$ とする、請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

画像のコントラストを強調する装置であって、

時刻 $t - 1$ に画像 I_{t-1} を取得する手段 (301) と、

$t - 1$ の後の時刻 t に画像 I_t を取得する手段 (301) であって、前記画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ空間領域に対応している、取得する手段 (301) と、

30

前記画像 I_t について、前記瞬間 $t - 1$ と t との間に前記空間領域で生じた運動をハイライトする検出マップを生成する手段により、前記画像 I_t 内に見える医療器具の局所的コントラストを強調する手段であって、前記検出マップは前記画像 I_t と同じ寸法を有しており、画像 I_t についての前記検出マップは、前記画像 I_t の座標 (x, y) を有するドットに対する運動の推定値 $E_t(x, y)$ の関連付けを、前記瞬間 $t - 1$ と t との間の該当点での運動の推定値である前記値 $E_t(x, y)$ を生成することが可能な運動推定子を介して、前記画像 I_t 及び I_{t-1} の内容の関数として与える、強調する手段と、

前記検出マップを用いて、式

$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$
により前記画像 I_t に対応する処理済画像 I'_t を形成する手段であって、式中、 $\mu'_t(x, y)$ は、前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_1 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、 $I_t(x, y)$ は、前記瞬間 t に取得された前記画像において前記座標 (x, y) を有するドットの強度であり、 α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

40

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta_t \cdot E_t(x, y)$$

を有しており、この場合に、 β_t を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる、形成する手段とを備えた装置。

【請求項 14】

50

$E_t(x, y)$ は 1 以上の最小単位推定子の結合の結果である、請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記最小単位推定子の結合は積である、請求項 14 に記載の装置。

【請求項 16】

最小単位推定子 E_{1t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{1t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス関数の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散である、請求項 14 又は請求項 15 に記載の装置。

10

【請求項 17】

最小単位推定子 E_{2t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{2t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_2 のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ は前記ゾーン Z_2 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値である、請求項 14 乃至請求項 16 のいずれか一項に記載の装置。

20

【請求項 18】

最小単位推定子 E_{3t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{3t}(x, y) = 1 - G((2 \cdot (V_t(x, y) - \sigma^2) \cdot \sigma^2 + \sigma^4) / N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_3 のピクセル単位での寸法であり、 $V_t(x, y)$ は前記ゾーン Z_3 についての値 $I_t(x, y)$ の分散である、請求項 14 乃至請求項 17 のいずれか一項に記載の装置。

30

【請求項 19】

最小単位推定子 E_{4t} が、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けし、

$$E_{4t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M_{1t}(x, y) - M_{1t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_4 のピクセル単位での寸法であり、 $M_{1t}(x, y)$ は前記ゾーン Z_4 についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントである、請求項 14 乃至請求項 18 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 20】

画像のコントラストを強調する装置であって、

時刻 $t-1$ に画像 I_{t-1} を取得する手段と、

$t-1$ の後の時刻 t に画像 I_t を取得する手段であって、前記画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ空間領域に対応している、取得する手段と、

前記画像 I_t について、前記瞬間 $t-1$ と t との間に前記空間領域で生じた運動をハイライトする検出マップを生成する生成により、前記画像 I_t 内に見える医療器具の局所的コントラストを強調する手段であって、前記検出マップは前記画像 I_t と同じ寸法を有しており、画像 I_t についての前記検出マップは、前記画像 I_t の各々のドットに対する前記画像 I_{t-1} に対して相対的な当該ドットの運動の推定値の関連付けを与え、この推定値は 4 個の推定子の積により得られ、

第一の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付

50

けし、

$$E 1_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \quad)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 $I_t(x, y)$ は前記瞬間 t に取得された前記画像において前記座標 (x, y) を有するドットの強度であり、

第二の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E 2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

式中、 N は前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン $Z 5$ のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ は前記ゾーン $Z 5$ についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、

10

第三の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E 3_t(x, y) = 1 - G((2 \cdot (V_t(x, y) - \sigma^2) \cdot \sigma^2 + \sigma^4) / N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y))$$

式中、 $V_t(x, y)$ は、前記ゾーン $Z 5$ についての値 $I_t(x, y)$ の分散であり、

第四の推定子は、次の値を前記画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E 4_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M 1_t(x, y) - M 1_{t-1}(x, y))$$

式中、 $M 1_t(x, y)$ は前記ゾーン $Z 5$ についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントであり、

20

すると、前記画像 I_t の前記座標 (x, y) を有するドットについての運動の推定値は、

$$E_t(x, y) = E 1_t(x, y) \cdot E 2_t(x, y) \cdot E 3_t(x, y) \cdot E 4_t(x, y)$$

に等しくなる、強調する手段と、

前記検出マップを用いて、式

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

により前記画像 I_t に対応する処理済画像 I'_t を形成する手段であって、式中、 $\mu'_t(x, y)$ は、前記座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン $Z 1$ についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、 α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

30

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta \cdot E_t(x, y)$$

を有しており、この場合に、 β を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる、形成する手段とを備えた装置。

【請求項 2 1】

$n > 1$ とした場合に $Z n$ が前記座標 (x, y) を有するドットを中心として一辺が 7 ピクセルの正方マトリクスである、請求項 1 5 乃至請求項 2 0 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 2】

$Z 1$ は座標 (x, y) を有するドットを中心として一辺が 5 ピクセルの正方マトリクスである、請求項 1 3 乃至請求項 2 1 のいずれか一項に記載の装置。

40

【請求項 2 3】

$E_t(x, y) > S$ である場合には

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

とし、 $E_t(x, y) \leq S$ である場合には $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$ とし、式中、 S は区間 $[0, 1]$ にある閾値である、請求項 1 3 乃至請求項 2 2 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 2 4】

$I_t(x, y)$ が周囲ドットよりも暗い場合には

50

$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \mu'_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$ とし、そうでない場合には $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$ とする、請求項 13 乃至請求項 21 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 25】

放射線装置を含んでいる請求項 13 乃至請求項 24 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 26】

コンピュータ上で実行されると請求項 1 乃至請求項 12 のいずれか一項の工程を実施するコード手段を備えたコンピュータ・プログラム。

【請求項 27】

コンピュータ上で実行されると請求項 1 乃至請求項 12 のいずれか一項の工程を実施するコードを担持した担体上のコンピュータ・プログラム。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像、特にフルオロスコピー等の放射線装置によって取得される画像のコントラストを強調する方法及び装置に関する。

【0002】

本発明の分野は撮像分野であり、さらに明確に述べると、画像のフルオロスコピー雑音低減の分野である。さらに具体的には、本発明の分野は、フルオロスコピー装置によって時系列で取得された画像の雑音低減の分野である。 20

【背景技術】

【0003】

スキャナ形式の画像取得装置は従来公知である。これらの装置は、生体、特に人体の体内画像を取得するのに用いられる。これにより、内部器官の画像を取得し、診断を下して、外科手術を施すことが可能になる。これらの画像は、患者を放射線で照射して、患者を透過した後の放射線を検出器上で受光することにより得られる。すると、検出器は画像を形成し、この画像を専門医が読影することができる。これらの画像は、フルオロスコピー雑音として知られる雑音を含んでいる。このフルオロスコピー雑音は、放射線の性質に起因する量子雑音と、検出器の性質に起因する電子雑音との合成雑音である。

【発明の開示】 30

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

フルオロスコピー雑音が画像に存在していると、画像に存在するペイロード (payload) 信号又は情報信号とも呼ばれる信号をスクランブルする。これにより、画像の読影が困難且つ不確実になり、場合によっては不可能になる。この問題点は、画像が物体例えば医師によって用いられる探触針又はガイド形式の医療撮像用医療器具を含んでいる場合、及びこの物体が運動している場合にさらに大きくなる。すると、フルオロスコピー雑音から物体の運動を識別することが困難になる。

【課題を解決するための手段】

【0005】 40

本発明の一実施形態はフルオロスコピー雑音を解消することを目的とする。本発明の一実施形態は、処理対象画像において、当該画像のドット毎に、当該画像及び画像の時系列において当該画像に先行する画像から運動の推定を行なう。この推定は特に、フルオロスコピー雑音の特性に基づいて行なわれる。フルオロスコピー雑音はその平均標準偏差によって全体として決定され、従ってモデル化される。この平均標準偏差自体は検出器によって受光されたフォトン数の平方根の関数である。フォトン数自体は、デジタル画像での濃淡レベルに関係する。

【0006】

推定の結果は、処理対象画像と同じ寸法を有する運動検出マップとなる。この検出マップから画像をフィルタ処理し、検出マップの係数を用いてフィルタ処理に加重する。 50

【0007】

従って、本発明の一実施形態は画像のコントラストを強調する方法であって、時刻 (date) $t - 1$ に画像 I_{t-1} を取得する工程と、 $t - 1$ の後の時刻 t に画像 I_t を取得する工程であって、ここで、画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ空間領域に対応している、取得する工程と、画像 I_t について、瞬間 $t - 1$ と t との間に上述の空間領域で生じた運動をハイライトする検出マップを生成することにより、画像 I_t 内に見える医療器具の局所的コントラストを強調する工程であって、検出マップは画像 I_t と同じ寸法を有しており、画像 I_t についての検出マップは、画像 I_t の座標 (x, y) を有するドットに対する運動の推定値 $E_t(x, y)$ の関連付けを、瞬間 $t - 1$ と t との間の該当点での運動の推定値である値 $E_t(x, y)$ を生成することが可能な運動推定子を介して、画像 I_t 及び I_{t-1} の内容の関数として与える、強調する工程と、検出マップを用いて、式

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

によって画像 I_t に対応する処理済画像 I'_t を形成する工程であって、式中、 $\mu'_t(x, y)$ は、座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_1 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、 $I_t(x, y)$ は、瞬間 t に取得された画像において座標 (x, y) を有するドットの強度であり、 α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta \cdot E_t(x, y)$$

を有しており、 β を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる、形成する工程とを備えている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明の実施形態は、以下の記載及び添付図面から理解されよう。これらの図面は単に表示のために掲げられており、如何なる意味でも本発明の範囲を制限するものではない。

【0009】

本発明の方法は、フルオロスコピー装置によって形成される画像の見易さを改善することを目的とする。フルオロスコピー装置はX線スキャナ形式の放射線装置である。以下、フルオロスコピー装置をスキャナと呼ぶ。この種のスキャナ301は通例、該スキャナによって生成される情報の処理のためのステーション302に接続されている。処理ステーションは、処理手段(マイクロプロセッサ、メモリ等)と、インタフェイス手段(画面303、キーボード304、マウス305、ネットワーク等)とを含んでいる。情報は画像を含む。従って、本方法の一実施形態は、スキャナ自体又はスキャナに接続された処理ステーションのいずれかによって具現化され得る。処理ステーションはスキャナの本体に組み入れられている場合もある。本書では、ある動作が装置に帰属しているときに、この動作は実際には、当該装置のメモリの命令コードによって制御される当該装置のマイクロプロセッサによって実行されるものとする。

【0010】

図1は、第一の画像 I_{t-1} の取得のためのステップ101、及び第二の画像 I_t の取得のためのステップ102を示す。ステップ101とステップ102との相違は、両ステップが同時に生じたのではないということである。実用時には、ステップ101及びステップ102の準備として、操作者が画像を得たい空間領域の指標をスキャナ301に与えるように、操作者はスキャナ301のパラメータを設定しておく。この空間領域は、スキャナ301の検出器に対して相対的に正確に配置されている生体の体内で位置決定される。操作者はまた、検査時間及び画像取得のための周波数を指定する。従って、検査結果はスキャナ301によって形成された画像の系列となる。

【0011】

これらの画像は、平面画像か又は立体画像のいずれかとなる。ここの例では、平面画像を考察する。但し、本発明は立体画像にも難なく拡張可能である。

【0012】

従って、ここの例では、画像はドットのマトリクス/テーブルとなり、各々のドットが

強度を有する。画像の寸法は $X_{max} \times Y_{max}$ である。 X_{max} 及び Y_{max} はスキャナ 301 の検出器の寸法によって変わる。強度は、1 バイト以上、実用時には 1 バイト ~ 4 バイトで符号化された数の形態で表現される。バイト数はスキャナの検出器のダイナミック・レンジに依存する。

【0013】

従って、時刻 t には、スキャナ 301 は寸法が $X_{max} \times Y_{max}$ の画像 I_t を形成し、画像 I_t の各々のドットが次のような強度 $I_t(x, y)$ を有する。

【0014】

$$\begin{aligned} 0 & x < X_{max}, \\ 0 & y < Y_{max}, \text{ 及び} \\ 0 & I_t(x, y) < 2^{8 \cdot N_o} - 1 \end{aligned}$$

10

ここで、 N_o は強度を符号化するのに用いられるバイト数である。

【0015】

ステップ 101 の終了時には、スキャナ 301 は画像 I_{t-1} を形成しており、ステップ 102 の終了時には、スキャナ 301 は画像 I_t を形成している。画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ画像系列に属している。ある画像系列の全画像が同じ空間領域に対応している。換言すると、画像系列の各画像が患者の身体の同じ領域を表わしている。スキャナ 301 による画像取得の周波数は、操作者が実行したパラメータ設定に依存する。標準的な周波数は秒当たり画像 30 枚であるが、本発明及びその実施形態の教示を、例えば秒当たり画像 10 枚又は 20 枚等のその他の取得周波数、中間周波数、又は秒当たり画像 40 枚までのさら

20

に高い周波数で適用してよい。また、患者の生理学的周期による運動を考慮に入れてさらに低い周波数を用いてもよい。このように、心臓については秒当たり画像 2 枚の画像取得周波数では、心臓は遥かに高速で運動しているので不適當である。

【0016】

実用時には、画像 I_{t-1} 及び I_t は画像系列内で連続している。換言すると、スキャナ 301 は瞬間 $t-1$ と t との間には他に画像を取得しない。本発明が最良の結果を与えるのはこれらの状態であるが、連続していない画像について本発明を具現化することもできる。一旦、画像が取得されたら、画像を処理ステーション 302 に送信して具現化する。

【0017】

図 2 は、画像 I_{t-1} 及び I_t が同じ空間領域に対応しているという意味でこれら 2 枚の画像が空間的に重ね合わせ可能であることを示す。ステップ 102 はステップ 103 に移って画像 I_t についての検出マップの生成を行なう。図 2 はこの種の検出マップ M_t を示す。検出マップは、該検出マップを生成した元の画像と同じ寸法を有するドットのマトリクス/テーブルである。従って、この例では、 M_t は $X_{max} \times Y_{max}$ ドットを含む。 M_t の各々のドットが、瞬間 $t-1$ から画像 I_t の該当点において運動が生じた確率 / 推定値に相当する関連する値を有している。

30

【0018】

ステップ 103 では、処理ステーション 302 は検出マップ M_t を生成するための運動推定子 E_t を具現化する。一例では、運動推定子 E_t は 4 個の最小単位推定子 (atomic estimator) の積である。本書では、運動推定子が運動の推定を可能にするが単純化され得ない場合にこの運動推定子を最小単位と呼ぶものとする。運動推定子が 2 以上の最小単位推定子の結合である場合には、この運動推定子は最早最小単位ではない。他の変化形態としては、1 個のみ、2 個又は 3 個の最小単位推定子を用いて、積又は線形結合で各最小単位推定子を結合することも可能である。同様に、所載以外の推定子を具現化することも可能である。一つの解決法は、高速処理と高品質運動推定との間で兼ね合いを取ることであり、従って、計算力が増大すれば、将来的にはさらに多数の最小単位推定子を結合したより複雑な運動推定子を具現化することが可能になる。

40

【0019】

この例では、

$$M_t(x, y) = E_{1t}(x, y) \cdot E_{2t}(x, y) \cdot E_{3t}(x, y)$$

50

・ $E 4_t(x, y)$

である。この表現から、画像 I_t の各々のドットはマップ M_t 内に当該ドットに関連付けられた値 / 推定値を有する。 $G(\sigma^2, \mu)$ は分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 $I_t(x, y)$ は瞬間 t に取得された画像において座標 (x, y) を有するドットの強度である。従って、 $I_{t-1}(x, y)$ は、瞬間 $t-1$ に取得された画像において座標 (x, y) を有するドットの強度である。ここで、フルオロスコピー雑音の一つの特性は、この雑音の平均標準偏差が検出器によって受光された光子数の平方根の関数であるとの事実にあることを想起されよう。光子数はその一部としてデジタル画像での濃淡レベルの数に関連し、従って $I_t(x, y)$ に関連する。

10

【0020】

また、

$$E 2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

について、式中、 N は座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン $Z_n(t)$ のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ はゾーン $Z_n(t)$ での値 $I_t(x, y)$ の平均値である。同じように、

$$\mu_{t-1}(x, y)$$

は、ゾーン $Z_n(t-1)$ についての値

$$I_{t-1}(x, y)$$

の平均値である。図2は、ゾーン $Z_n(t)$ すなわち時刻 t に取得された画像すなわち画像 I_t のゾーン Z_n を示す。一例では、ゾーン Z_n は、座標 (x, y) を有する点を中心として一辺が7ピクセルのマトリクスである。換言すると、ゾーン Z_n は、各対角線が (x, y) で交差する正方形である。この例では、マトリクスは一辺が7ピクセルである。換言すると、ゾーン Z_n は、頂点が座標 $(x-3, y-3)$ 、 $(x-3, y+3)$ 、 $(x+3, y+3)$ 及び $(x+3, y-3)$ を有する各ドットにあるゾーンのピクセルを含んでいる。この例では、ゾーン Z_n は49個のドットを含んでいる。従って、 N は49に等しい。図2は、座標 (a, b) を有するドットについてゾーン $Z_n(t)$ を示している。同図では、このドットについてのゾーン $Z_n(t)$ は、頂点が座標 $(a-3, b-3)$ 、 $(a-3, b+3)$ 、 $(a+3, b+3)$ 及び $(a+3, b-3)$ を有する各ドットにある。

20

30

【0021】

他の変化形態では、ゾーン $Z_n(t)$ は3個、5個、9個又はこれよりも多いピクセルを一辺とし、ここで、ゾーン $Z_n(t)$ は例えば円のような他の幾何学的形状を有する。

【0022】

図2はまた、画像 I_t にとってのゾーン $Z_n(t)$ に相当する画像 I_{t-1} にとってのゾーン $Z_n(t-1)$ を示している。座標を考えるならば、ゾーン $Z_n(t)$ 及びゾーン $Z_n(t-1)$ は同一であり、すなわち換言すると、ゾーン $Z_n(t)$ 及びゾーン $Z_n(t-1)$ は同じ空間領域に対応している。このため、 I_t 内のゾーン Z_n に言及するときには参照されているのは実際にはゾーン $Z_n(t)$ であり、 I_{t-1} 内のゾーン Z_n に言及するときには参照されているのは実際にはゾーン $Z_n(t-1)$ である。

40

【0023】

また、推定子 E_t において、

$$E 3_t(x, y) = 1 - G((2 \cdot (T_v(x, y) - \mu)^2 \cdot \sigma^2 + \sigma^4) / N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y))$$

が存在しており、式中、 $V_t(x, y)$ はゾーン $Z_n(t)$ についての値 $I_t(x, y)$ の分散である。実用時には、座標 (x, y) を有する点について推定子 $E 2_t$ 及び $E 3_t$ 毎にゾーン $Z_n(t)$ が異なってもよいが、好ましい例では同一とする。このため、 $E 3_t$ の計算に用いられるゾーン Z_n は、 $E 2_t$ の計算に用いられるゾーン Z_n と同じである。

【0024】

50

また、推定子 E_t において、

$$E_{4t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M_{1t}(x, y) - M_{1t-1}(x, y))$$

が存在しており、式中、 $M_{1t}(x, y)$ はゾーン Z_n についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントである。実用時には、座標 (x, y) を有する点について推定子 E_{2t} 、 E_{3t} 及び E_{4t} 毎にゾーン $Z_n(t)$ が異なってもよいが、好ましい例では同一とする。このため、 E_{4t} の計算に用いられるゾーン Z_n は、 E_{2t} 及び E_{3t} の計算に用いられるゾーン Z_n と同じである。

【0025】

このように、一実施形態では、区間 $[2, 5]$ に含まれる n についてゾーン Z_n は同一である。

【0026】

ここで、あるゾーンについての一次モーメントは、注目している点での偏差の絶対値の当該ゾーンでの平均値であることが想起されよう。

【0027】

より正式には、

【0028】

【数1】

$$M_{1t}(x, y) = 1/N \cdot \sum_{(u,v) \in Z_n} |I_t(x, y) - I_t(u, v)|$$

【0029】

となる。

【0030】

一旦、4個の推定子 $E_{1t}(x, y)$ 、 $E_{2t}(x, y)$ 、 $E_{3t}(x, y)$ 及び $E_{4t}(x, y)$ が評価されたら、これらの推定子の積を取って $M_t(x, y) = E_t(x, y)$ を求める。 $M_t(x, y)$ は、

$$0 < x < X_{max} \text{ 及び } 0 < y < Y_{max}$$

となるような全ての対 (x, y) について計算される。

【0031】

画像 I_t についてのステップ 103 の結果は、 I_t の各々のドットに対して運動推定値 $M_t(x, y)$ を関連付けしたマップ M_t となる。この推定値は区間 $[0, 1]$ に含まれている。このマップでは、最大値は運動が生じていた確率が最も高いドットに対応する。医療器具、探触針又はガイド等を用いている場合には、これらの器具は運動しており、従って、その運動は運動推定子によって検出される。このため、少なくとも医療器具の位置は決定されている。さらに、マップは他の運動も明らかにする。従って、これら他の運動、例えば処理済画像を形成する検査を受けている患者の生理学的周期に関係する運動の位置を決定することが可能である。

【0032】

ステップ 103 はステップ 104 に移り、実際に画像 I_t の処理の結果となる画像 I_t' の形成を行なう。ステップ 104 は、画像 I_t と、マップ M_t と、平均フィルタとを結合する。平均フィルタは画像 I_t のゾーン Z_1 での平均を算出する。各々のドット $I_t(x, y)$ について、

$$I_t'(x, y) = F(I_t(x, y)) = \mu_t'(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu_t'(x, y))$$

となるようにして $I_t'(x, y)$ を算出する。式中、 $\mu_t'(x, y)$ は座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_1 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、

α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta_t \cdot E_t(x, y)$$

を有する。この場合に、 β_t を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる。

実用時には、 β_t の値が大きいほどコントラスト強調も強くなる。 $\beta_t = 0$ の場合には、強調

10

20

30

40

50

は全く行なわれない。 $\alpha = 1$ の場合には、コントラストの倍増までのコントラスト強調が得られる。この強調は極めて明瞭に視覚的に識別される。実用時には、 α の値は区間 $[0 ; 3]$ にある。

【0033】

一例では、ゾーン Z 1 は一辺が 5 ピクセルのマトリクスである。マトリクスは座標 (x, y) を有するドットを中心とする。このため、座標 (x, y) を有するドットについて、ゾーン Z 1 は、頂点がドット $(x - 2, y - 2)$ 、 $(x - 2, y + 2)$ 、 $(x + 2, y + 2)$ 及び $(x + 2, y - 2)$ にある。但し、一変化形態では、ゾーン Z n について上で述べたように、ゾーン Z 1 について他の幾何学的構成を用いることも可能である。マトリクスの一辺が 5 ピクセルであるとの事実は、ハイライトされるべき物体の寸法に関する。このときの物体は画像 I_t において寸法が 3 ピクセルである。さらに物体が大きい場合には、マトリクスは大きくなり、マトリクスの一辺は 7 ピクセル、9 ピクセル又はこれよりも多いピクセルに等しくなる。

10

【0034】

ゾーン Z 1 に用いられる幾何学的構成が、医療器具の寸法に近い寸法を有するマトリクスの幾何学的構成となっていることから、コントラスト強調の後の位置判定を精密化することが可能になる。実際に、このようにして、画像 I_t の医療器具に対応しているゾーンのみコントラストが強調される。

【0035】

従って、本発明の一実施形態では、画像系列内で先行する 1 枚以上の画像を有する画像系列の全画像についてコントラスト強調を得ることが可能である。換言すると、本発明の方法の一実施形態は、系列の最初の画像以外の系列の全画像に適用することができる。

20

【0036】

本発明の一実施形態では、画像 I_t での位置の関数として及びマップ M_t の関数として平均フィルタを画像 I_t にさらに適用する。このため、ステップ 104 は、画像 I_t の条件検査 105 を含んでいる。座標 (x, y) を有する各々の画像ドット I_t について、値 $M_t(x, y)$ を閾値 S と比較する (ステップ 106)。 S は例えば $0.5 \pm 20\%$ に等しい。 $M_t(x, y)$ が S よりも大きい場合にはステップ 107 に進む。そうでない場合には、ステップ 108 に進む。ステップ 107 では、既に記載した値 $\mu'_t(x, y) + \mu'_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$ を $I_t(x, y)$ に割り当てる。ステップ 108 では、値 $I_t(x, y)$ を $I_t(x, y)$ に割り当てる。換言すると、ドット $I_t(x, y)$ はフィルタ処理されない。

30

【0037】

ステップ 107 及びステップ 108 からステップ 109 に進み、ここでは画像 I_t の次のドットに進む。画像 I_t 内で少なくとも 1 個のドットが走査されずに残っていれば、本方法はステップ 109 からステップ 106 に進む。他の場合には、ステップ 109 からステップ 110 に進み、画像 I_t が属している画像系列の次の画像の処理に進む。

【0038】

従って、本方法の一実施形態は、画像系列の 1 枚以上の画像の処理を可能にする。この処理の結果はコントラストを局所的に改善した画像となり、この改善の強さは運動推定マップによって決まる。従って、この改善は特に、画像系列において運動している物体、従って操作者が用いる器具に局所化される。

40

【0039】

一変化形態では、ステップ 106 は、画像 I_t のコントラストの試験を含む。例えば $I_t(x, y)$ がその直に接する周囲ドットよりも明るい場合すなわち例えば $I_t(x, y)$ が上で定義した $\mu'_t(x, y)$ よりも大きい場合には、 $I_t(x, y)$ には処理を適用せずにステップ 106 からステップ 108 に進む。そうでない場合には、メッセージはステップ 106 からステップ 107 に進む。もう一つの変化形態では、コントラストに対するこの試験を $M_t(x, y)$ の計算の前に行なってもよい。このようにすると、 $M_t(x, y)$ は、周囲ドットに対して相対的に負のコントラストを有する I_t のドットについての

50

みステップ103で計算される。この方法は、画像 I_t において相対的に暗いと考えられる物体をハイライトさせたい場合に適当である。

【0040】

本方法の実施形態は、 $E_t(x, y)$ が1以上の最小単位推定子の結合の結果であることを特徴とする。

【0041】

本方法の実施形態はまた、最小単位推定子の結合が積であることを特徴とする。本方法の実施形態はまた、最小単位推定子 E_{1t} が、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けすることを特徴とする。

$$E_{1t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス関数の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散である。本方法の実施形態はまた、最小単位推定子 E_{2t} が、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けすることを特徴とする。

$$E_{2t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_2 のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ はゾーン Z_2 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値である。

【0042】

本方法の実施形態はまた、最小単位推定子 E_{3t} が、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けすることを特徴とする。

$$E_{3t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 \cdot (V_t(x, y) - \sigma^2) \cdot \sigma^2 + \sigma^4) / N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_3 のピクセル単位での寸法であり、 $V_t(x, y)$ はゾーン Z_3 についての値 $I_t(x, y)$ の分散である。

【0043】

本方法の実施形態はまた、最小単位推定子 E_{4t} が、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有するドットに関連付けすることを特徴とする。

$$E_{4t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M_{1t}(x, y) - M_{1t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 N は座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_4 のピクセル単位での寸法であり、 $M_{1t}(x, y)$ はゾーン Z_4 についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントである。

【0044】

本発明の実施形態はまた、フルオロスコピー装置によって取得された画像のコントラストを強調する方法であって、時刻 $t-1$ に画像 I_t を取得する工程と、 $t-1$ の後の時刻 t に画像 I_t を取得する工程とを備えており、画像 I_{t-1} 及び I_t は同じ空間領域に対応しており、ここで、コントラストの強調は、画像 I_t について、瞬間 $t-1$ と t との間に上述の空間領域で生じた運動をハイライトする検出マップの生成によって、画像 I_t 内に見える医療器具において局所的に行なわれ、検出マップは画像 I_t と同じ寸法を有しており、画像 I_t についての検出マップは、画像 I_t の各々のドットに対して、画像 I_{t-1} に対して相対的な当該ドットの運動の推定値を関連付けし、この推定値は4個の推定子の積によって得られ、第一の推定子は、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{1t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y))$$

式中、 $G(\sigma^2, \cdot)$ は、分散が σ^2 である中央型ガウス曲線の関数としての値であり、 σ^2 はフルオロスコピー雑音の分散であり、 $I_t(x, y)$ は瞬間 t に取得された画像に

10

20

30

40

50

において座標 (x, y) を有するドットの強度であり、第二の推定子は、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{2t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$$

式中、 N は座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_5 のピクセル単位での寸法であり、 $\mu_t(x, y)$ はゾーン Z_5 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、第三の推定子は、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{3t}(x, y) = 1 - G((2 \cdot (V_t(x, y) - \sigma^2) \cdot \sigma^2 + \sigma^4) / N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y))$$

式中、 $V_t(x, y)$ は、ゾーン Z_5 についての値 $I_t(x, y)$ の分散であり、第四の推定子は、次の値を画像 I_t において座標 (x, y) を有する点に関連付けし、

$$E_{4t}(x, y) = 1 - G(\sigma^2 / N, M_{1t}(x, y) - M_{1t-1}(x, y))$$

式中、 $M_{1t}(x, y)$ はゾーン Z_5 についての値 $I_t(x, y)$ の一次モーメントであり、すると、画像 I_t の座標 (x, y) を有するドットについての運動の推定値は、

$$E_t(x, y) = E_{1t}(x, y) \cdot E_{2t}(x, y) \cdot E_{3t}(x, y) \cdot E_{4t}(x, y)$$

に等しくなり、検出マップを用いて、式

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

によって画像 I_t に対応する処理済画像 I'_t を形成し、式中、 $\mu'_t(x, y)$ は、座標 (x, y) を有するドットを含むドット・ゾーン Z_1 についての値 $I_t(x, y)$ の平均値であり、 α_t は、強調の強さを作用させることを可能にする係数 > 1 であり、 α_t は次の形式

$$\alpha_t(x, y) = 1 + \beta_t \cdot E_t(x, y)$$

を有しており、この場合に、 β_t を変化させることにより α_t を変動させることが可能になる。

【0045】

本方法の一実施形態はまた、 $n > 1$ とした場合に Z_n が座標 (x, y) を有するドットを中心として一辺が 7 ピクセルの正方マトリクスであることを特徴とする。

【0046】

本方法の一実施形態はまた、 Z_1 が座標 (x, y) を有するドットを中心として一辺が 5 ピクセルの正方マトリクスであることを特徴とする。

【0047】

本方法の一実施形態はまた、 $E_t(x, y) > S$ である場合には

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

とし、 $E_t(x, y) \leq S$ である場合には $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$ とし、式中、 S は区間 $[0, 1]$ にある閾値であることを特徴とする。

【0048】

本方法の一実施形態はまた、 $I_t(x, y)$ が周囲要素よりも暗い場合には

$$I'_t(x, y) = \mu'_t(x, y) + \alpha_t(x, y) \cdot (I_t(x, y) - \mu'_t(x, y))$$

とし、そうでない場合には $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$ とすることを特徴とする。

【0049】

当業者は、本発明の範囲から逸脱することなく開示した実施形態及びその均等構成について構造 / 方法及び / 又は機能及び / 又は方法及び / 又は結果及び / 又は工程の様々な改変を行ない又は提案することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の一実施形態による方法の工程を示す図である。

【図2】画像系列の画像の間で行なわれる結合を示す図である。

【図3】本方法の一実施形態を具現化した装置の図である。

【符号の説明】

10

20

30

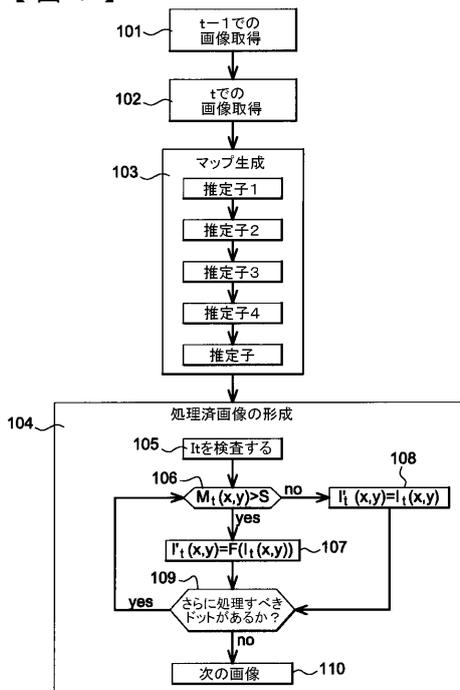
40

50

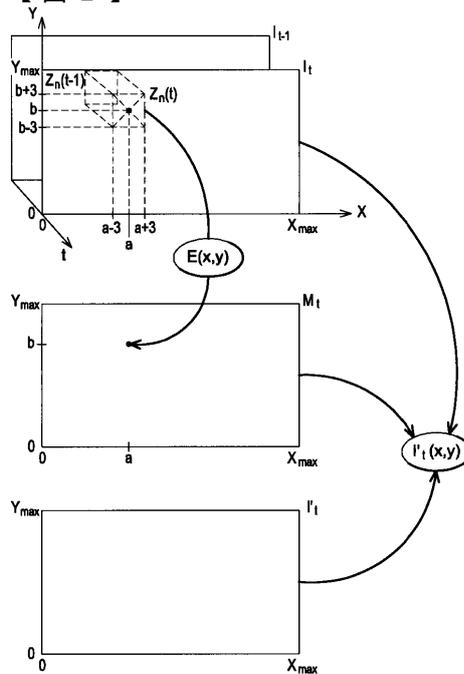
【 0 0 5 1 】

- 3 0 1 スキャナ
- 3 0 2 処理ステーション
- 3 0 3 画面
- 3 0 4 キーボード
- 3 0 5 マウス

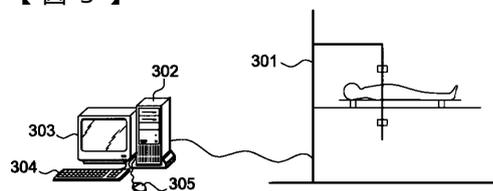
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 シリル・アルシェ

フランス、7 8 4 9 0・モンフォール・ラモーリー、アンパス・デ・ジャルダン、2番

Fターム(参考) 4C093 CA04 CA06 FF03 FF08

5B057 AA08 CA12 CA16 CB12 CB16 CE11 CH01