

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4436695号
(P4436695)

(45) 発行日 平成22年3月24日(2010.3.24)

(24) 登録日 平成22年1月8日(2010.1.8)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)
 A 6 1 B 6/00 3 5 0 M
 A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z
 A 6 1 B 6/00 3 9 0 A

請求項の数 10 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-36253 (P2004-36253)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成16年2月13日(2004.2.13)		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
(65) 公開番号	特開2004-248297 (P2004-248297A)		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
(43) 公開日	平成16年9月2日(2004.9.2)		
審査請求日	平成19年2月8日(2007.2.8)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	0301797		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成15年2月14日(2003.2.14)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		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】 画像のグレー・レベルを較正し補正する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

観察中の物体についての画像を補正する方法であって、
放射線撮影画像を取得することのできる装置によって相次いで取得された較正用デバイスの第1の系列の画像に含まれる第1の画像の関心区域における第1の平均のグレー・レベルを決定するステップと、
前記第1の系列の画像に含まれる第2の画像の関心区域における第2の平均のグレー・レベルを決定するステップと、
前記第1及び第2の平均のグレー・レベルの間の変動に対応した変動値を決定するステップと、
前記装置によって相次いで取得された前記物体の第2の系列の画像に含まれる第3の画像の関心区域における第3の平均のグレー・レベルを決定するステップと、
前記変動値と前記第3の平均のグレー・レベルに基づいて前記物体の第2の系列の画像に含まれる第4の画像を補正し、前記物体の補正された第4の画像を得るステップと、
 を含む方法。

【請求項2】

前記物体の補正された第4の画像を得るステップが、
前記変動値と前記第3の平均のグレー・レベルとを掛け合わせて、第1の値を得るステップと、
前記第4の画像から前記第1の値を減算して、前記補正された第4の画像を得るステップ

とを含んでいる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記物体の補正された第 4 の画像を得るステップが、
前記変動値と前記第 3 の平均のグレー・レベルとを掛け合わせて、第 1 の値を得るステップと、

前記第 1 の値と空間利得関数とを掛け合わせて、第 2 の値を得るステップと、
前記第 4 の画像から前記第 2 の値を減算して、前記補正された第 4 の画像を得るステップ
とを含んでいる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記較正用デバイスが、前記装置の取得の場内に配置されている、請求項 1 記載の方法。

【請求項 5】

前記較正用デバイスが、それぞれ第 1 及び第 2 の平均グレー・レベルを有する第 1 及び第 2 の関心区域を含んでいる、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

観察中の物体についての画像を補正する装置であって、
較正用デバイスの第 1 の系列の画像を相次いで取得する X 線検出器と、
前記第 1 の画像の関心区域における第 1 の平均のグレー・レベルを決定するプロセッサと
を備え、

前記プロセッサは更に、
前記第 1 の系列の画像に含まれる第 2 の画像の関心区域における第 2 の平均のグレー・レ
ベルを決定し、

前記第 1 及び第 2 の平均のグレー・レベルの間の変動に対応した変動値を決定し、
前記装置によって相次いで取得された前記物体の第 2 の系列の画像に含まれる第 3 の画像
の関心区域における第 3 の平均のグレー・レベルを決定し、
前記変動値と前記第 3 の平均のグレー・レベルに基づいて前記物体の第 2 の系列の画像に
含まれる第 4 の画像を補正し、前記物体の補正された第 4 の画像を得るように構成されて
いる、装置。

【請求項 7】

前記プロセッサが、
前記変動値と前記第 3 の平均のグレー・レベルとを掛け合わせて、第 1 の値を得て、
前記第 4 の画像から前記第 1 の値を減算して、前記補正された第 4 の画像を得るように構
成されている、請求項 6 記載の装置。

【請求項 8】

前記物体の補正された第 4 の画像を得て、
前記変動値と前記第 3 の平均のグレー・レベルとを掛け合わせて、第 1 の値を得て、
前記第 1 の値と空間利得関数とを掛け合わせて、第 2 の値を得て、
前記第 4 の画像から前記第 2 の値を減算して、前記補正された第 4 の画像を得るように構
成されている、請求項 6 記載の装置。

【請求項 9】

前記較正用デバイスが、前記装置の取得の場内に配置されている、請求項 6 記載の装置。

【請求項 10】

前記較正用デバイスが、それぞれ第 1 及び第 2 の平均グレー・レベルを有する第 1 及び第 2 の関心区域を含んでいる、請求項 6 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は画像のグレー・レベルを較正し補正する方法及び装置に関する。具体的に述べると、本発明は、一列(sequence)の放射線撮影画像を取得し、観察中の物体についての画像を補正することを対象とする。より具体的に述べると、本発明は、一列の放射線撮影画像を取得し、次いで該系列内の各々の画像から、同じ系列内の画像相互の間でのグレ

10

20

30

40

50

ー・レベルのスプリアス変動値を減算することによって、観察中の物体の画像の較正及び補正を行う方法及び装置に関するものである。本発明は特に医学分野において、例えば、乳房撮影及び癌性腫瘍の検出に使用することができる。

【背景技術】

【0002】

既知の放射線撮影装置は、コンソールと、検出手段の方向に放射線ビームを供給する手段を含んでいる。検出手段は、放射線ビーム供給手段と該検出手段との間でビーム内に設けられた観察空間内に配置された観察中の物体を通過した後の放射線を受け取る。既知の装置はまた、検出手段から送られた、物体についての一連の画像を取得して処理することのできる処理手段も含んでいる。

10

【0003】

観察中の物体の相異なる部分による放射線吸収の差は、物体の組成についての情報を得ることを可能にする。検出手段上に形成される像是相異なるグレー・レベルを含んでおり、これらのグレー・レベルから情報を導き出すことができる。従って、観察中の物体が身体の一部である場合、例えば、骨は検出器によって取得された画像に明瞭に現れて、筋肉によって形成された部分から明確に区別される。

【0004】

一般的に云えば、一連の放射線撮影画像の取得時に、常に該系列内の相次ぐ画像の間でグレー・レベルの変動が見出される。取得された一連の画像において、検出手段はグレー・レベルの変動の増加を測定する。この現象は一画像から他の画像への放射線撮影情報の持続分又は残存分(remanence)に起因しており、この持続分又は残存分によりグレー・レベルが画像相互の間で変動する。一連内でのグレー・レベルの変動は、観察している物体の厚さ及び組成に依存する。従って、第1の厚さを持つ観察対象の物体についての変動値対時間の曲線は、第1の厚さとは異なる第2の厚さを持つ物体についての曲線とは異なる。

20

【特許文献1】米国特許第5923722号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

グレー・レベルの変動は主に検出手段のフォトダイオードにおける電荷の捕捉に起因する。変動にはまた多数の原因があり得る。それは特に装置の相異なる要素の温度上昇の問題であることがある。

30

【0006】

全ての場合において、一画像から別の画像へのグレー・レベルの変動は、装置によって取得される測定値を摂動させる。残存分が大きい場合、すなわち、変動がかなり大きい場合、取得された画像の品質及び解釈がかなり劣化することがある。また、「ゴースト」又は複数の画像が現れること、すなわち、以前に取得された画像が物体についての新しい画像上に重畳することがある。残存分が小さくなってゴーストを出現させないとき、行われる測定が一画像から別の画像へのグレー・レベルのスプリアス変動によって同様に歪められる。変動値は、検出したい信号のグレー・レベルの変動の範囲と同じ程度の大きさになる可能性がある。

40

【0007】

ある特定の方法により、特殊なデバイスを使用して特殊な用途でこの残存分を除去することが可能である。ある特定の用途では、残存分が時間につれて減少していく法則を決定し、且つ系列内の画像の残存分を減算することが可能である。そのため、少なくとも1回のブラック(black)測定を2つの画像取得時点の間に行う。このブラック測定は、放射線を照射しないときに検出手段によって供給されるグレー・レベルに対応する。その結果、所与の第1の時点における残存分の値を知ることによって、残存分減少の法則を推測することができる。2つの取得の間の残存分減少の法則から、所与の第2の時点における残存分の値をその後の取得される画像について推測し、このようにして一連内の取得される

50

画像を補正することができる。

【0008】

画像系列を補正する方法は、ブラック測定を行うためのデバイスを使用することを前提としている。このようなデバイスは必ずしも常に入手可能であり又は従来の放射線撮影デバイスで利用可能であるとは限らない。このため、殆どの場合、一系列の相次ぐ画像におけるグレー・レベルの変動を補正できるようにすることは実際上不可能である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施形態では、画像におけるグレー・レベルを補正する方法及び装置を提供する。本発明の一実施形態は、一系列の放射線撮影画像における残存分を補正することを対象とする。この方法及び装置はブラック測定デバイスの利用を排除できる。

10

【0010】

本発明の一実施形態では、一系列の放射線撮影画像を取得することができるデバイスを較正する方法及び装置を提供する。較正は、観察中の物体についての一系列の放射線撮影画像におけるグレー・レベルの変動の影響を補正できるように行われる。

【0011】

本発明の一実施形態では、全ての繰返し得る変動事象、すなわち、一取得系列内の相次ぐ測定毎に同じ取得事象を維持しているときに一取得系列のうちの相次ぐ測定毎に繰り返す変動事象に適用可能である放射線撮影画像の較正及び補正方法及び装置を提供する。

【0012】

本発明の一実施形態では、一系列の放射線撮影画像を取得することのできる装置を較正し、且つ観察中の物体についての画像を補正する方法を提供する。

20

【0013】

該方法は、前記装置によって取得された一系列の各々の画像について、且つ前記系列の所与の取得頻度について、少なくとも1つの較正用デバイスについての現在の画像の中の少なくとも1つの関心区域におけるグレー・レベルの平均の変動値を決定することによって前記装置を較正するステップを含み、該変動値は各関心区域における前記系列内の第1の画像の平均グレー・レベルに対して決定される。

【0014】

該方法ではまた、較正用デバイスを使用して取得された一続きの画像系列について前記の変動値の決定ステップを繰り返して、系列毎に異なる平均グレー・レベルの第1の画像を求めることを含んでいる。

30

【0015】

該方法では更に、観察中の物体についての一画像系列内の各画像が、異なるグレー・レベルを有する観察区域を含んでいて、物体についての第1の画像に対する一グレー・レベルの変動値を現在の画像から減算することによって補正される。減算は各観察区域から考慮されたグレー・レベルの関数である。

【0016】

本発明はまた、本発明の一実施形態による方法を具現化して、一系列の放射線撮影画像を取得することのできる装置に関する。

40

【0017】

本発明の実施形態は以下の説明からより良く理解されよう。以下の説明は単に例示であって限定するものではなく、また以下の説明は添付の図面を参照して読みたい。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

既知の放射線撮影装置の一例が図1に概略的に示してある。図1において、装置1が、(ほぼ垂直な延長部を持つ)コンソール5と、検出手段2を含んでいるプレート7の方向に面している放射線ビーム・エミッタ3を構成する手段を含んでいる。検出手段2はフォトダイオード・マトリクスで構成してよい。検出手段2は、装置1のエミッタ3と検出器2との間のビーム4内に構成されている観察空間6の中に配置された観察中の物体を通過

50

した後の放射線、例えば、X線を収集する。エミッタ3及び検出器2の延長部は、例えば、水平であると共に、コンソール5に対して直角であるようにすることができるが、特にエミッタ3及び検出器2によって構成されたアセンブリが延長部のほぼ水平な軸線を中心として回転可能であることにより、任意の観察方向が可能である。装置1はまた、検出器2から送られた物体についての一連の画像を取得して処理することのできる処理手段8も含んでいてよい。

【0019】

前に述べたように、観察中の物体の相異なる部分による放射線の吸収の差は、物体の組成についての情報を得ることを可能にする。実際に、検出器2上に形成される像は異なるグレー・レベルを含んでおり、これらのグレー・レベルから情報を導き出すことができる。従って、観察中の物体が身体の一部である場合、例えば、骨は検出器によって取得された画像に明瞭に現れて、筋肉によって形成された部分から明確に区別される。

10

【0020】

前に述べたように、一般的に、一連の放射線撮影画像の取得時に、常に該系列内の相次ぐ画像の間でグレー・レベルの変動が見出される。従って、図2は、時点 t_1 、 t_2 、 t_3 で取得した一連の画像において、例えば、検出器がグレー・レベルの変動値Lの増加を測定することを示している。この事象は一画像から他の画像への放射線撮影情報の持続分又は残存分に起因し、これによりグレー・レベルが画像相互の間で変動する。図2のグラフにおいて、時点 t_1 で生じる画像のグレー・レベルの変動値Lは時点0で取得された第1の画像に対して相対表示されている。図2は同様に、一連におけるグレー・レベルの変動値Lが、観察している物体の厚さ及び組成に依存することを示している。従って、第1の厚さを持つ観察対象の物体については、曲線 L_1 で示され、また第1の厚さとは異なる第2の厚さを持つ観察対象物体については、第1の曲線とは異なる曲線 L_2 で示されている。

20

【0021】

前に述べたように、グレー・レベルの変動Lは主に検出器のフォトダイオードにおける電荷の捕捉に起因する。変動Lはまた、多数の原因で生じ得る。それは特にデバイスの相異なる要素の温度上昇の問題であることがある。

【0022】

前に述べたように、全ての場合において、一画像から別の画像へのグレー・レベルの変動は、デバイスによって取得される測定値を摂動させる。実際に、残存分が大きい場合、すなわち、変動がかなり大きい場合、取得された画像の品質及び解釈がかなり劣化することがある。実際に、「ゴースト」又は複数の画像が現れること、すなわち、以前に取得された画像が物体の新しい画像上に重畳することがある。残存分が小さくなってゴーストを出現させないとき、行われる測定が一画像から別の画像へのグレー・レベルのスプリアス変動によって同様に歪ませられる。変動は、検出したい信号のグレー・レベルの動的範囲と同じ程度の大きさになる可能性がある。

30

【0023】

前に述べたように、実際に、ある特定の用途では、残存分が時間につれて減少していく法則を決定し、且つ系列内の画像において前記残存分を減算することが可能である。図3は、時点 t_1 及び t_2 に行われる2つの画像取得の間に、決定することのできる指数分布に従って残存分が減少することを示している。そのため、2つの取得時点の間に、X線を照射しないときに検出器によって供給されるグレー・レベルに対応する少なくとも1つのブラック測定を行う。ブラック測定は、例えば、時点 t_m に行われて、その時点における残存分の値 L_m を決定することができる。その結果、例えば時点 t_1 と t_m における残存分の値を知ることによって、残存分減少の法則を推測することができる。2つの取得の間の残存分減少の法則から、時点 t_2 における残存分の値をその後の取得される画像について推測し、このようにして一連内の取得される画像を補正することができる。

40

【0024】

本発明の一実施形態は、一連の放射線撮影画像を取得することのできる装置の較正方

50

法であり、また一列の放射線撮影画像におけるグレー・レベルの変動の不所望な影響を補正することを可能にする観察中の物体の画像の補正方法である。

【0025】

本方法の実施形態を2つの方策に従って考察することができる。第1の方策では、観察中の物体についての一列の画像を取得する前に較正ステップを実行する。第2の方策では、観察中の物体について画像の取得と同時に較正を行うことができる。

【0026】

全ての図において、同様な要素又はステップには同じ参照符号を付してある。

【0027】

第1の方策を具現化する方法の一実施形態が図4に概略的に表してある。図4に表された方法は、2つの部分を含んでいる。第1の部分は、図4において3つのステップ(a)、(b)、(c)を含んでいる較正部分である。第2の部分は観察中の物体の画像の補正である。第2の部分は図4において3つのステップ(d)、(e)、(f)を含んでいる。

10

【0028】

較正部分を以下に説明する。ステップ(a)のときに、放射線撮影装置を使用して、一列の画像#1、#2、...、#Nを取得する。該系列の取得は較正用デバイス40を観察することによって行われる。較正用デバイス40は装置の検出器上の観察区域内に位置決めされていて、検出器表面のより大きい部分を占める。

【0029】

この系列は所与の取得頻度で取得される。例えば、取得頻度は30秒ごとに一画像の取得であるか又は60秒ごとに一画像の取得である。画像は不規則な時間間隔で取得することもできる。較正系列の取得頻度は、優先的に、観察中の物体についての画像の系列を取得するために使用すべき取得頻度と同じである。

20

【0030】

図4(a)は、従って、所与の厚さを持つ少なくとも1つの較正用デバイス40についての第1の系列の画像を概略的に表している。各々の較正用デバイス40は少なくとも1つのプレートを含んでおり、その厚さは1cm~8cmである。各々のプレートは、デバイスによって放出される放射線に対して、その後観察すべき物体とほぼ等しい吸収特性を有している。従って、乳房撮影に使用されるような既知のタイプBR12のプレートは、乳房のような腺組織と同じ減衰特性を有しているので利用することができる。明らかに、他の用途では、例えば、ルーサイト(Lucite)又はプレキシグラス(Plexiglas)のような他の材料を使用することができる。

30

【0031】

取得時に、各画像について、図4(a)に示されているように、選択された均質な関心区域41についての平均グレー・レベルを決定する。関心区域41の寸法は典型的には100画素×100画素である。区域41における平均グレー・レベルの測定精度を改善するために、較正用デバイスについての画像の取得を数回繰り返す。従って、典型的には、各系列は4~5回繰り返される。次いで、それらの結果の平均を決定する。

【0032】

次いで、異なる厚さを持つ複数の較正用デバイス40を使用して一続きの系列を取得する。このようにして、一続きの系列のうちの各々の系列の間で異なる関心区域41に関して平均グレー・レベルが得られる。

40

【0033】

前に述べたように、平均グレー・レベルは時間の関数として進展する、すなわち、同じ系列内の相次ぐ画像の間で変化する。従って、一続きの全ての系列の各画像の関心区域41における平均グレー・レベルが作成される。次いで、装置によって取得された一列内の各々のn番目の画像C⁽ⁿ⁾について、且つ関心区域41について、各装置内の処理手段を使用して、現在の画像と最初の画像との間でのグレー・レベルの平均変動値を決定する。この差をL⁽ⁿ⁾と記録する。これは下式に相当する。

50

【 0 0 3 4 】

【数 1】

$$\overline{L}^{(n)} = \overline{C}^{(n)} - \overline{C}^{(1)} \quad (1)$$

【 0 0 3 5 】

次いで、図 4 のステップ (b) に進む。ステップ (b) で、 n 番目の画像について、相対差

【 0 0 3 6 】

【数 2】

$$\overline{L}^{(n)} / \overline{C}^{(1)}$$

10

【 0 0 3 7 】

を決定する。次いで、

【 0 0 3 8 】

【数 3】

$$\overline{L}^{(n)} / \overline{C}^{(1)}$$

【 0 0 3 9 】

のグラフを

20

【 0 0 4 0 】

【数 4】

$$\overline{C}^{(1)}$$

【 0 0 4 1 】

の関数としてプロットする。こうして、この関数は直線によって近似できることが確認される。推定された差 $\overline{L}^{(n)}$ は下式に相当する。

【 0 0 4 2 】

【数 5】

$$\langle \overline{L}^{(n)} \rangle = \overline{C}^{(1)} \times [\alpha^{(n)} \cdot \overline{C}^{(1)} + \beta^{(n)}] \quad (2)$$

30

【 0 0 4 3 】

この式において、 $\alpha^{(n)}$ 及び $\beta^{(n)}$ はステップ (b) のときにプロットされ且つステップ (c) のときに計算される曲線の線形回帰係数である。

【 0 0 4 4 】

ステップ (c) は、装置に含まれている処理手段を使用して、画像 i の各々の線の起点に対する縦座標においてディレクタ係数にそれぞれ対応する回帰係数 $\alpha^{(i)}$ 及び $\beta^{(i)}$ を決定することを示している。これらの係数は、処理手段 8 内に含まれた装置のメモリを構成する手段に、又は装置の外部に配置された手段に記憶される。ステップ (c) の動作は較正を終了させる。

【 0 0 4 5 】

40

各々の線は、一方では、上付き添え字 (n) によって表されるような系列内の n 番目の画像の優先度に依存し、また他方では、系列の取得頻度に依存する。換言すれば、図 4 (b) で確認できるように、取得頻度が同じである場合、画像 # 2 と画像 # 3 の曲線は異なる。これはまた、取得頻度が異なる場合、それぞれの画像 # 2 の曲線が異なることを意味している。

【 0 0 4 6 】

一較正系列の画像の全てに対応する一組の曲線がプロットされる。

【 0 0 4 7 】

画像についての補正部分を以下に説明する。図 4 (d) は、観察中の物体 4 2 についての一連の画像が取得され、該系列が N 個の画像を含んでいることを概略的に表している

50

。補正がなされていない場合、不所望なグレー・レベルの変動が該系列の相次ぐ画像の間で観察される。従って、これらの不所望な変動を補正するために較正データが使用される。

【 0 0 4 8 】

未補正の n 番目の画像 $Y^{(n)}$ の座標 (i, j) の画素に対して補正を行うため、第 1 の画像の点 (i, j) を中心とした観察区域 $R(i, j)$ 、例えば、図 4 (d) の区域 4 3 における平均グレー・レベル

【 0 0 4 9 】

【 数 6 】

$$\overline{Y_{R(i, j)}}^{(1)}$$

10

【 0 0 5 0 】

を測定する。各々の観察区域 $R(i, j)$ は 2 5 画素 \times 2 5 画素の典型的な寸法を有している。各々の観察区域の寸法は、例えば、乳房撮影の分野における腫瘍のような観察できる最小寸法の物体に実質的に対応する。

【 0 0 5 1 】

次いで、画像 $Y^{(n)}$ に補正方法を適用して、物体の第 1 (最初) の画像に対するグレー・レベルの変動値を現在の画像から減算する。図 4 (e) は、ステップ (d) のときの平均グレー・レベル

【 0 0 5 2 】

【 数 7 】

$$\overline{Y_{R(i, j)}}^{(1)}$$

20

【 0 0 5 3 】

の決定値を使用し且つ較正データを使用することによって、

【 0 0 5 4 】

【 数 8 】

$$\overline{Y_{R(i, j)}}^{(1)}$$

【 0 0 5 5 】

の関数である変動値 $L^{(n)}$ を得ることができる。そこで、この値を現在のグレー・レベルの値から減算すればよい。

【 0 0 5 6 】

このようにして、複数の観察区域、例えば、図 4 (d) の観察区域 4 4 において同様に平均グレー・レベルの測定を行う。観察区域 4 4 の平均グレー・レベルは区域 4 3 の平均グレー・レベルから異なる可能性がある。

【 0 0 5 7 】

数学的には、補正済みの n 番目の画像 $Z_{i, j}^{(n)}$ が下記の公式を使用して求められる。

【 0 0 5 8 】

【 数 9 】

$$\begin{aligned} Z_{i, j}^{(n)} &= [Y_{i, j}^{(n)} - \langle L^{(n)} (\overline{Y_{R(i, j)}}^{(1)}) \rangle] \\ &= [Y_{i, j}^{(n)} - \overline{Y_{R(i, j)}}^{(1)} \times (\alpha^{(n)} \cdot \overline{Y_{R(i, j)}}^{(1)} + \beta^{(n)})] \end{aligned} \quad (3)$$

40

【 0 0 5 9 】

一系列内の一組の画像にこのような補正を適用することによって、その中のグレー・レベルの変動の全てが抑圧されるか又は少なくとも低減された一列が得られる。

【 0 0 6 0 】

これまでに示した等式において、画素 (i, j) の周囲の平均グレー・レベルの測定値が使用されている。考察しているグレー・レベルの関数として複数の代替案が可能である

50

。

【0061】

各々の観察区域における中間グレー・レベルの値を決定することもできる。従って、平均グレー・レベルはもはや考慮されない。一続きの値のうちの中間値は、昇順又は降順に配列された該一続きの値のうちの中央に位置する値である。

【0062】

この中央値の使用により、補正ステップで考慮されるグレー・レベルの値についての、測定した異常なグレー・レベルの影響が防止される。実際に、一続きの値のうちの高極端な値は中央値の計算に何ら影響を持たない。このような異常な値は、厚さの変化が大きい部分を持つ物体42の区域において、観察中の物体の厚さが急激に変化する付近で測定され得る。

10

【0063】

このような厚さの変化を持つ物体については、平均グレー・レベルの代わりに中央グレー・レベルが考慮される。較正ステップ並びに式(1)及び(2)は同じままにする。式(3)は、中央グレー・レベルが平均グレー・レベルの代わりに適用されるので、僅かに修正される。

【0064】

中央値の計算は一般に、装置の処理手段で行われる情報の処理時間を僅かに増大させる

。

【0065】

第2の代替案によれば、平均グレー・レベルはまた画素(i, j)のグレー・レベルの値 $Y_{i,j}^{(1)}$ と置き換えることができる。勿論、関心区域R(i, j)(例えば、区域43又は44)の値はもはや平均化されず、中央値は計算されない。

20

【0066】

第1の代替案については、方法のステップは同じに留まり、また式(3)のみが僅かに修正される。というのは、それが画素(i, j)のグレー・レベルの値 $Y_{i,j}^{(1)}$ に適用されるからである。

【0067】

第2の代替案は、第1の代替案と同様に、観察中の物体の厚さが急激に変化する区域付近に位置する画素におけるグレー・レベルの変動の良好な推定を行うことができる。第2の代替案は、第1の代替案とは対照的に、処理時間を短縮することができる。しかしながら、グレー・レベルの変動の値の決定は、量子ノイズ効果の増大があるので精度が悪くなる。量子ノイズの効果は平均化又は中央値の計算によって大幅に低減される。

30

【0068】

上述の全ての実施形態において、グレー・レベルの変動が装置の検出器の表面全体にわたって均一であると仮定している。係数 (n) 及び (n) は実際には単一の関心区域41においてのみ決定される。

【0069】

第1の方策の適応型方策を以下に説明する。適応型方策は装置の検出器の表面にわたるグレー・レベルの変動の不均一さを考慮に入れる。検出器は完全ではなく、しかも検出器上の位置に依存してグレー・レベルの変動に差異があると考えられる。

40

【0070】

適応型方策の幾つかのステップを図5に概略的に表している。適応型方策は、複数の関心区域41について較正を実行することによって、変動の不均一さを考慮に入れている。関心区域は較正用デバイスの表面にわたって規則的に分割されていて、検出器の表面を最大限にカバーする。

【0071】

従って、図5のステップ(a)のときに、検出器の上に配置された較正用デバイス40についての一画像系列を取得する。前と同様に、較正用デバイス40の厚さを変えるために、一続きの系列を取得する。次いで、各々の画像 $C^{(n)}$ について、残存分

50

【 0 0 7 2 】

【 数 1 0 】

 $L_{\Omega}^{(n)}$

【 0 0 7 3 】

が次式を使用して計算される。

【 0 0 7 4 】

【 数 1 1 】

$$L_{\Omega}^{(n)} = \{ Y_{k, l}^{(n)} = \overline{C_{k, l}^{(n)}} - \overline{C_{k, l}^{(1)}} \} \quad (k, l) \in \Omega$$

【 0 0 7 5 】

(この式は式(1)と同様である)、ここで、各々の $R_c(k, l)$ 、 (k, l) は座標 (k, l) を持つ画素を中心とした関心区域(41)を表し、 Ω は図5中の複数の関心区域(41)のそれぞれの中心を成す一組の画素である。同様に、

10

【 0 0 7 6 】

【 数 1 2 】

 $L_{\Omega}^{(n)} / \overline{C}^{(1)}$

【 0 0 7 7 】

が計算されて、

【 0 0 7 8 】

【 数 1 3 】

 $\overline{C}^{(1)}$

【 0 0 7 9 】

の関数としてプロットされる。

【 0 0 8 0 】

従って、ステップ(b)のときに、相異なる画像に対応する一組の直線より成る1つのグラフが得られるのではなく、各々が一つずつ関心区域41に対応する一組のグラフが得られる。従って、較正用デバイス40の表面上の関心区域と同じ数のグラフ、すなわち、N個の関心区域41における一組の測定値に対応する一組のグラフ411, 412, . . . , 41Nを得る。

30

【 0 0 8 1 】

ステップ(c)は、各グラフについて定められた直線によって、得られた曲線を近似し、その係数

【 0 0 8 2 】

【 数 1 4 】

 $\alpha_{\Omega}^{(n)}$

【 0 0 8 3 】

及び

【 0 0 8 4 】

【 数 1 5 】

 $\beta_{\Omega}^{(n)}$

【 0 0 8 5 】

は、それらを計算する対象である関心区域41に依存する。

【 0 0 8 6 】

ステップ(d)において、観察中の物体42についての一連の画像を取得する。補正を行うことが要望されている観察区域43及び44を決定する。従って、観察区域の位置は異なる関心区域41に対してマークされる。

40

【 0 0 8 7 】

ステップ(e)において、各観察区域のグレー・レベルの変動値を決定するために、対応する関心区域41について決定された

50

【 0 0 8 8 】

【 数 1 6 】

$\alpha_{\alpha}^{(n)}$

【 0 0 8 9 】

及び

【 0 0 9 0 】

【 数 1 7 】

$\beta_{\alpha}^{(n)}$

【 0 0 9 1 】

の値を取る。次いで、式(3)と同様な式を使用して補正を適用する。補正済みのグレー・レベル $Z_{i,j}^{(n)}$ は次式のようになる。

【 0 0 9 2 】

【 数 1 8 】

$$Z_{i,j}^{(n)} = [Y_{i,j}^{(n)} - \overline{Y_{R(i,j)}^{(1)}} \times (\alpha_{i,j}^{(n)} \cdot \overline{Y_{R(i,j)}^{(1)}}) + \beta_{i,j}^{(n)}]$$

【 0 0 9 3 】

(この式は式(3)と同様である)、ここで、 $Y_{i,j}^{(n)}$ は補正の前のグレー・レベルであり、 $\alpha_{i,j}^{(n)}$ 及び $\beta_{i,j}^{(n)}$ は各関心区域について決定された係数であり、画素(i, j)を中心とする観察区域に適用される。このようにして、補正済み画像 $Z_{i,j}^{(n)}$ がステップ(f)で得られる。

【 0 0 9 4 】

適応型方策の幾つかの代替案が可能である。第1の可能な代替案は、関心区域の外側に配置された観察区域の $\alpha_{i,j}^{(n)}$ 及び $\beta_{i,j}^{(n)}$ 係数を補間することを含む。従って、任意の観察区域について係数すなわち $\alpha_{i,j}^{(n)}$, $\beta_{i,j}^{(n)}$ を持つことができる。他の代替案も可能であり、観察区域における平均グレー・レベルを考慮する代わりに、中央グレー・レベル値又は画素についてのグレー・レベル値を利用する。

【 0 0 9 5 】

前に述べたように、第1の方策についての方法の一実施形態では、観察中の物体についての画像系列を取得する前に較正を考慮する。第2の方策についての方法の一実施形態では、画像の取得と同時に較正を行う。

【 0 0 9 6 】

以下に説明する本発明の一実施形態による方法の第2の方策では、較正ステップを観察中の物体についての画像の取得と同時に行う。第2の方策の幾つかのステップが図6に概略的に表されている。

【 0 0 9 7 】

図6(a)で、較正用デバイス40が装置の取得の場内に置かれ、これは観察中の物体42についての一連の画像を取得する際に行われる。そうすることによって、較正の目的のためにのみ一続きの取得を行わなければならない必要性がなくなる。しかしながら、第1の方策におけるように異なる厚さの較正用デバイス40を使用して一続きの取得を行うのが望ましいことであると判った。この厚さの変化は、ステップ(b)の曲線をプロットするために望ましい。

【 0 0 9 8 】

第2の方策では、較正用デバイス40は、一方の区域が他方の区域に対して異なる平均グレー・レベルを有している少なくとも2つの関心区域を含んでいる。このことが図8に表されている。図8にいて、較正用デバイス40は第1の関心区域41を含み、第1の関心区域41は第2の区域45から異なる放射線吸収特性を有している。吸収レベルの差は、2つの区域41及び45におけるデバイス40の厚さの差、及び/又は2つの区域の材料の相違に起因するものとする。デバイス40は3つ以上の区域を含んでもよい。区域の数が多くなれば、ステップ(b)で較正曲線のプロットに用いる有意な点の数が多くなる。ステップ(b)における曲線のプロットがより精密になれば、ステッ

10

20

30

40

50

プ(c)におけるそれらの近似がより正確になる。

【0099】

従って、較正用デバイス40についての一連の画像の同一の取得のときに、第1の方策の図4(b)の場合と同様な図6(b)に従ったプロットを行うことのできる複数の基準点を得られる。各画像について、ステップ(b)の曲線のプロットがより精密になると、ステップ(c)におけるそれらの近似がより正確になる。

【0100】

従って、較正用デバイス40についての一連の画像の同一の取得のときに、第1の方策の図4(b)の場合と同様な図6(b)に従ったプロットを行うことのできる複数の基準点を得られる。各画像 $Y^{(n)}$ について、残存分が、(既に述べた式(1)と同様な)式

【0101】

【数19】

$$L^{(n)} = \overline{Y^{(n)}} - \overline{Y^{(1)}}$$

【0102】

を使用して計算される。

【0103】

ステップ(b)において、これらの相対値の曲線が第1の画像における平均グレー・レベルに対してプロットされる。

【0104】

ステップ(c)において、グレー・レベルの変動の異なる曲線が第1の画像のグレー・レベルの関数として直線によって近似され、代表的な関数の係数が計算される。

【0105】

ステップ(e)において、ステップ(a)、(b)、(c)の較正が使用される。該較正により、一連内の物体42の各画像についての変動値の計算が可能になる。このようにして、ステップ(f)において、補正済みの一続きの画像が得られる。

【0106】

この方策を理解する際に、次のことを認識することができる。第1に、グレー・レベルの変動について最も正確な補正が得られる。残存分が、観察中の物体についての一連の画像を使用して直接に決定される。較正系列と観察中の物体についての画像の取得との間で装置の動作に何ら差異がないことは合理的に確かである。第2に、一般的に、較正曲線を得るために一続きの測定を完全に行う必要はない。較正は、観察中の物体についての画像の取得と同時に直接行われる。従って、装置のオペレータにとってかなりの時間の節約になる。

【0107】

第2の方策に適応型方策を適用することは容易ではない。観察中の物体の存在下で、取得の場の全体の較正は行うことができない。従って、第2の方策の第1の代替案では、検出器上の位置の関数としてグレー・レベルの変動の差異を考慮に入れるために空間モデルを使用する。このように変形案の幾つかのステップが図7に概略的に表されている。

【0108】

ステップ(a)、(b)、(c)及び(e)は図6のものと同じである。しかしながら、ステップ(e)とステップ(f)との間にステップ(e')が追加され、このステップは変動の差異についての空間モデルの適用を可能にする。

【0109】

従って、画像 $Y(n)$ の画素(i, j)に補正を適用するために、例えば点(i, j)を中心とした観察区域44において平均グレー・レベル

【0110】

【数20】

$$\overline{Y_{R(i, j)}^{(1)}}$$

【0111】

10

20

30

40

50

が測定される。較正の後、画素 (i , j) のグレー・レベル $Z_{i,j}^{(n)}$ は次式のようになる。

【 0 1 1 2 】

【 数 2 1 】

$$Z_{i,j}^{(n)} = [Y_{i,j}^{(n)} - \lambda_{i,j} \times \langle L^{(n)} (\overline{Y_{R(i,j)}^{(1)}}) \rangle]$$

$$= [Y_{i,j}^{(n)} - \lambda_{i,j} \times \overline{Y_{R(i,j)}^{(1)}} \times (\alpha^{(n)} \cdot \overline{Y_{R(i,j)}^{(1)}} + \beta^{(n)})]$$

【 0 1 1 3 】

(この式は式 (3) と同様である)、ここで、 $Y_{i,j}^{(n)}$ は較正の前のグレー・レベルであり、 $\lambda_{i,j}^{(n)}$ 及び $\alpha^{(n)}$ はグレー・レベルの変動の近似についての線形回帰係数であり、 $\beta^{(n)}$ は画素 (i , j) についての測定した又はモデル化した利得係数である。

10

【 0 1 1 4 】

測定した $\lambda_{i,j}$ 利得係数を得るために、例えば、第 1 の方策について述べた適応型方策におけるように複数の関心区域についての較正を利用することができる。 $\lambda_{i,j}$ の異なる値を装置の処理手段に入力して、補正ステップのときに適用する。

【 0 1 1 5 】

$\lambda_{i,j}$ 利得係数をモデル化するために、装置利得係数の逆数を利用することができる。装置の $K_{i,j}$ 利得係数はエミッタによる検出器の照射の不均一を補償し且つ検出器のフォトダイオードの応答の不均一を補償する。

【 0 1 1 6 】

このようにして、利得を補正した画像が $K_{i,j}$ (I m + 残存分) の形の検出器上で観察される。ここで、I m は利得及び不均一さを補正していない物体の画像である。部分 ($K_{i,j}$ I m) は均一な画像である。従って、検出器で観察される不均一な残存分は ($K_{i,j}$ 残存分) である。観察された残存分の不均一さは $K_{i,j}$ 利得係数に起因する。従って、均一な残存分を見出すため、項 ($K_{i,j}$ 残存分) に $\lambda_{i,j}$ 係数を適用して、 $\lambda_{i,j} = 1 / K_{i,j}$ になるようにする。この乗算後に得られる均一な残存分は現在の画像から減算することができる。

20

【 0 1 1 7 】

第 2 の方策の第 2 の可能な代替案では、較正曲線をプロットするための値の数が少ないことについて補償を行う。較正データが画像観察データと同時に取得されるので、所与のグレー・レベルについて一画像当りの変動値が唯一つである。

30

【 0 1 1 8 】

近似の回帰係数 $\lambda_{i,j}^{(i)}$ 及び $\alpha^{(i)}$ の計算の精度を改善するために測定点の数を増大させるため、観察中の相異なる物体についての複数の相次ぐ取得系列からの情報を組み合わせることが可能である。図 9 はこの代替案の異なるステップを概略的に表している。図 9 に見られるように、少なくとも 2 つの物体画像 4 2 ' 及び 4 2 " がこれらのステップ (参照符号 (a₁) 及び (a₂) で示す) で取得される。2 つの系列 9 1 及び 9 2 が同じ取得条件で相次いで取得される。例えば、系列 9 1 は系列 9 2 の前に取得される。系列 9 1 は、特に、系列 9 2 と同じ取得頻度を有する。ステップ (b) において、2 つの系列 9 1 及び 9 2 の各々において較正用デバイス 4 0 について収集された測定値が点の数を増やすために組み合わせられ、点の数に関しては回帰係数がステップ (c) で計算される。図 9 において、デバイス 4 0 は 3 つの関心区域 4 1 , 4 5 及び 4 6 を含んでいる。図 9 (b) は区域 4 1 , 4 5 及び 4 6 について各画像のための各系列から生じる相異なる点を表している。このようにして、2 つの系列が組み合わせられた場合には、点の数が 2 倍になる。従って、近似の精度が増大する。2 つの系列 9 1 及び 9 2 は次いで、ステップ (e₁) 及び (e₂) でそれぞれ補正される。この補正はステップ (c) において計算された回帰係数を利用する。従って、ステップ (f₁) 及び (f₂) において補正済みの画像が得られる。

40

【 0 1 1 9 】

図 9 の代替案は一般化して、系列の数を望まれる数まで多くすることができる。各画像のために、各グレー・レベルについて一群の点がある。更に、図 9 の代替案は反復的にす

50

ることができ、すなわち、取得した新しい系列について、新しい回帰係数を計算し直すことができる。

【0120】

第2の方策の別の代替案では、較正曲線をプロットするために利用できる機能的な点が少ないことについて補償を行う。実際に、検出器の取得の場内に観察中の物体が存在していることにより、より大きな寸法の較正用デバイスを該場の中に配置することができない。その結果、デバイスは多数の異なる減衰特性の区域を持たない。本変形案は、機能的な点の数を増大させるために、系列毎に異なる較正用デバイスを利用する。このような代替案を構成するステップが図10に概略的に表されている。図10において、物体42'及び42"についての少なくとも2つの系列の画像がステップ(a₁)及び(a₂)において取得される。2つの系列91及び92は共に同じ取得条件の下に相次いで取得される。系列91は、特に、系列92と同じ取得頻度を有する。2つの系列に使用される較正用デバイス40'及び40"は、対照的に系列毎に異なる。例えば、デバイス40'は2つの関心区域41及び45を持つのに対し、デバイス40"は少なくとも1つ、好ましくは、2つの関心区域47及び48を持つ。区域47及び48は区域41及び45とは異なる放射線減衰特性を有する。ステップ(b)で、2つの系列91及び92の各々において較正用デバイス40'及び40"を使用して収集された測定値が機能的な点の数を増やすために組み合わせられ、これらの機能的な点を使用して、ステップ(c)の回帰係数が計算される。系列92の取得時における区域47及び48の測定点は、系列91の取得の際に取得される区域41及び45の点を補足する。例えば、2つのデバイス40'及び40"は、2つの異なる物体42'及び42"の相次ぐ取得時に検出器上に二者択一的に配列される。

【0121】

図9及び10の代替案において、空間モデルを使用できることは勿論である。

【0122】

第2の方策の他の変形案もまた可能であり、それらは、観察区域における平均グレー・レベルを考慮する代わりに、グレー・レベル中央値又は一画素についてのグレー・レベル値を利用する。

【0123】

補正ステップの際の利得係数 i, j の導入は第1の方策に同様に適用することができる。

【0124】

上記の発展として、第1の画像の平均グレー・レベル

【0125】

【数22】

$$\overline{C}^{(1)}$$

【0126】

の関数としてのn番目の画像の相対推定値

【0127】

【数23】

$$\langle L^{(n)} \rangle / \overline{C}^{(1)}$$

【0128】

は直線によって近似することができる。勿論、上記の発展として、例えば、図4(b)の視覚可能なグラフ表現は、その特性が決定可能であるか又は既に知られている他の関数によって近似することができる。選ばれる近似関数は、観察される再現可能な事象と、較正時に要望される精度とに依存する。従って、近似関数は、例えば、

【0129】

【数24】

$$\overline{C}^{(1)}$$

【0130】

の累乗を含む多項関数又は指数関数とすることができる。

【0131】

従って、本発明の実施形態は、以下に示す特徴のうちの1つ、又は技術的に可能なそれらの任意の組合せによって補完される。

【0132】

(1) 較正用デバイスについての画像系列内の第1の画像の平均グレー・レベルに対する現在の画像の平均グレー・レベルの変動値を分子とし且つ該第1の画像の平均グレー・レベルを分母とする比を縦座標にとると共に、各々の第1の画像の異なるレベルを横座標に取ったグラフ表現を、特性が既知である関数によって近似すること、

(2) 前記関数が直線であること、

(3) 観察中の物体についての各画像の各区域において補正されるグレー・レベルが平均グレー・レベルであること、

(4) 観察中の物体についての各画像の各区域において補正されるグレー・レベルが中央値のグレー・レベルであること、

(5) 観察中の物体についての各画像において選択された少なくとも1つの画素のグレー・レベルが補正されること、

(6) 較正が観察中の物体についての画像系列の取得より前に行われること。

【0133】

(7) 較正についての一続きの系列の各平均グレー・レベル値が、各較正用デバイスを構成する所定の厚さの少なくとも1つの較正用プレートを観察することによって与えられ、該厚さが一続きの系列毎に変更されること、

(8) 平均グレー・レベルが、較正のときに複数の関心区域を同時に使用して決定されること、

(9) 補正ステップにおける減算が、一方では各観察区域におけるグレー・レベルに依存し、また他方では各関心区域に対する観察区域の位置に依存すること、

(10) 物体についての画像系列内の各画像から減算される値が、一方では観察区域の位置の関数であり、また他方では空間利得の関数であること、

(11) 較正が観察中の物体についての画像系列の取得の際に行われること、

(12) 各較正用デバイスが、観察中の物体も含んでいて、装置の取得の場内に配置されていること、

(13) 各較正用デバイスが、各画像について区域毎に異なる平均グレー・レベルを持つ少なくとも2つの関心区域を含んでいること、

(14) 物体についての画像系列内の各画像から減算される値が、一方では観察区域の位置の関数であり、また他方では前記装置の空間利得の関数であること、

(15) 相次ぐ系列のうちの少なくとも2つの系列の較正測定値が組み合わせられること、

(16) 相異なる較正デバイスを持つ相次ぐ系列のうちの少なくとも2つの系列の較正測定値が組み合わせられること。

【0134】

当業者は、保護の範囲から逸脱することなく開示した実施形態の方法/構造及び/又は機能及び/又は結果及び/又はステップに対して様々な変更を提案し又は行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0135】

【図1】一連の放射線撮影画像を取得するための既知の装置を表す略図である。

【図2】一連の放射線撮影画像における時間の関数としての残存分の既知の増大を表す略図である。

【図3】ブラック測定を使用する最新技術による残存分に対する既存の補正方法を表す略図である。

【図4】観察中の物体の一連の画像の取得の前に較正を行うようにした、本発明の一実

10

20

30

40

50

施形態による画像系列の較正及び補正方法を表す略図である。

【図5】図4による方法の空間適応型実施形態を表す略図である。

【図6】観察すべき物体についての一連の画像の取得と較正を同時に行うようにした、本発明の一実施形態による方法を表す略図である。

【図7】図6による方法の空間適応型実施形態を表す略図である。

【図8】本発明の一実施形態で使用される較正用デバイスの縦断面を表す略図である。

【図9】少なくとも2つの相次ぐ系列の較正データを組み合わせるようにした、本発明の一実施形態の異なるステップを表す略図である。

【図10】異なる較正用デバイスによる少なくとも2つの系列の較正データを組み合わせるようにした、本発明の一実施形態の異なるステップを表す略図である。

10

【符号の説明】

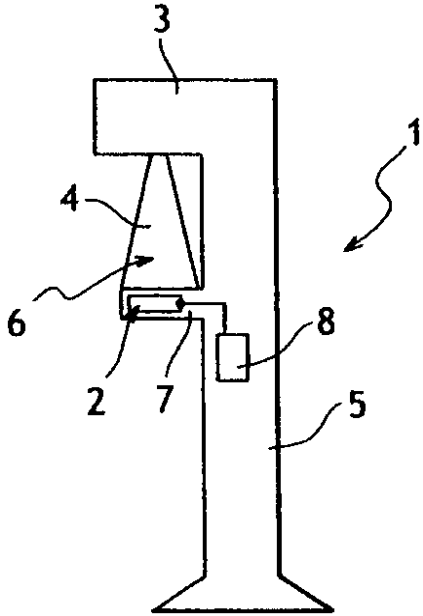
【0136】

- 1 装置
- 2 検出手段
- 3 放射線ビーム・エミッタ
- 4 ビーム
- 5 コンソール
- 6 観察空間
- 7 プレート
- 8 処理手段
- 40 較正用デバイス
- 41 関心区域
- 42 観察中の物体
- 43 観察区域
- 44 観察区域
- 45 関心区域
- 46 関心区域
- 47 関心区域
- 48 関心区域
- 91 系列
- 92 系列

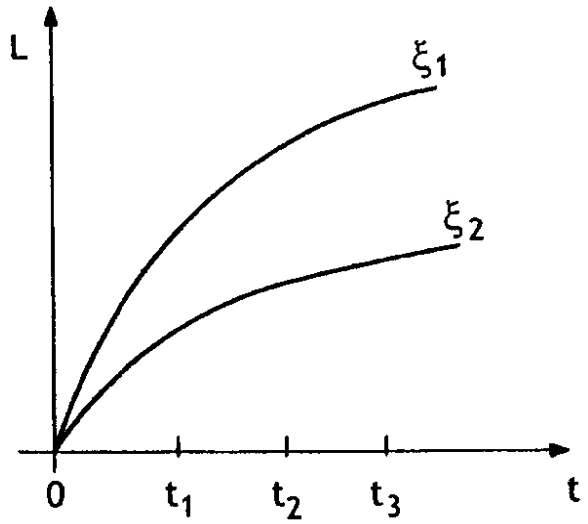
20

30

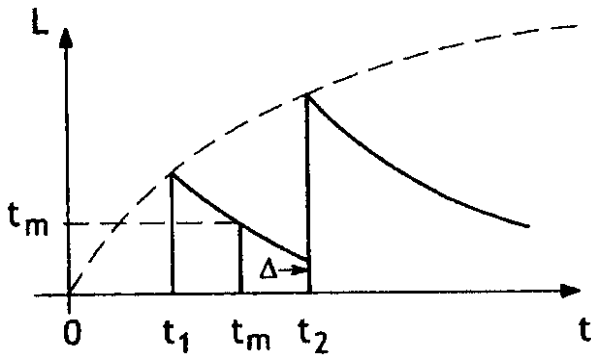
【図1】



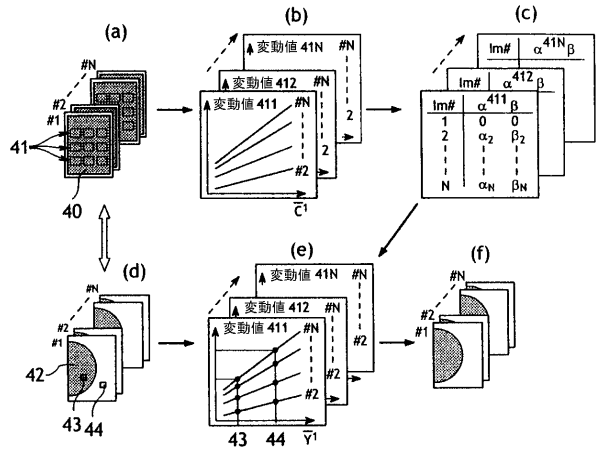
【図2】



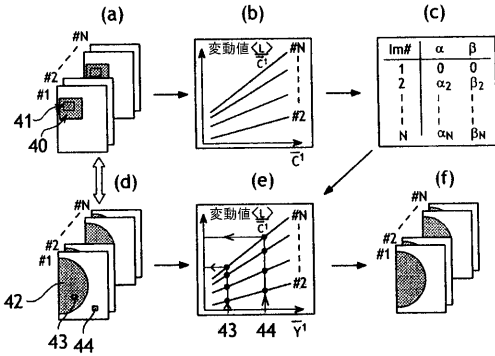
【図3】



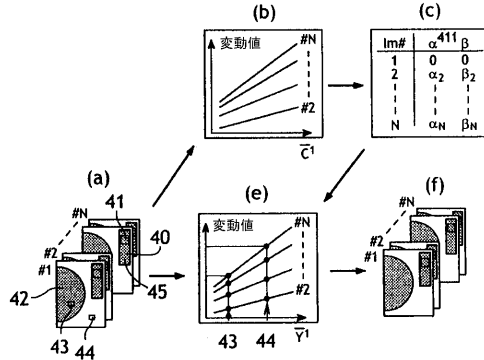
【図5】



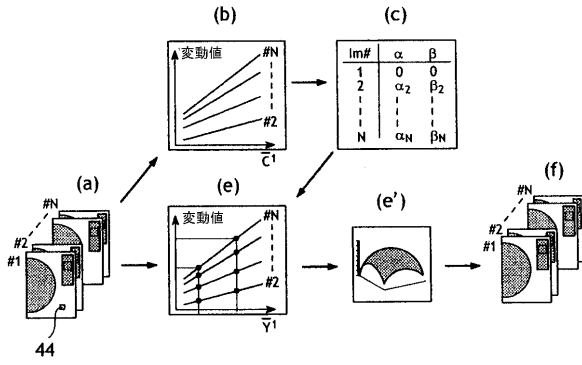
【図4】



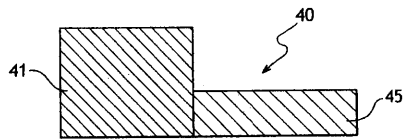
【図6】



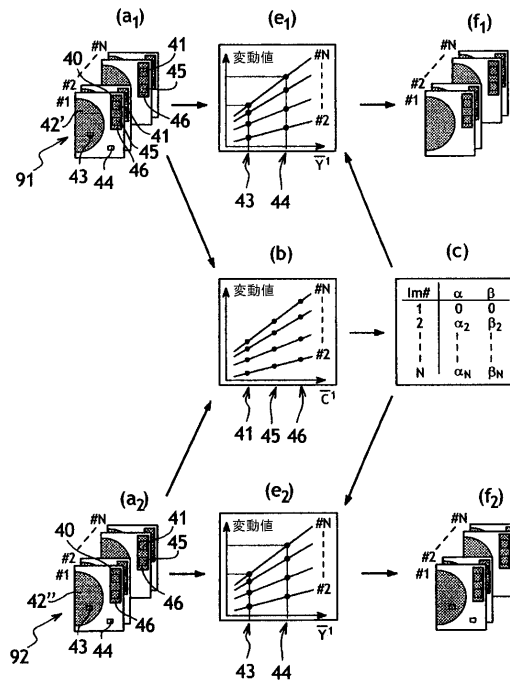
【図7】



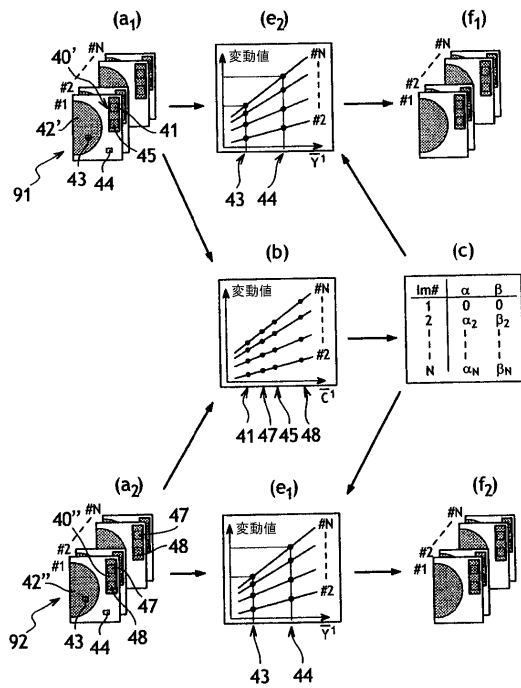
【図8】



【図9】



【図10】



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 ファニー・ジュネオム

フランス、78000・ベルサイユ、リュ・デ・レルミタージュ、17番

(72)発明者 セルジュ・マラー

フランス、78280・ギュイアヌクル、リュ・マリーズ・バスティ、1番

(72)発明者 ラズヴァン・イオルダーチェ

フランス、75010・パリ、リュ・デ・ラケドゥ、61番

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平8 - 163441 (JP, A)

特開平10 - 85207 (JP, A)

特開2002 - 162473 (JP, A)

特開2000 - 175892 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00