(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 026 355 A1** 2004.12.16

(12) # Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 026 355.8**
(22) Anmeldetag: **26.05.2004**
(43) Offenlegungstag: **16.12.2004**

(51) Int Cl.[7]: **G06T 7/20**
G06T 5/50

(30) Unionspriorität:
0350179 **27.05.2003** **FR**

(71) Anmelder:
GE Medical Systems Global Technology Company, LLC, Waukesha, Wis., US

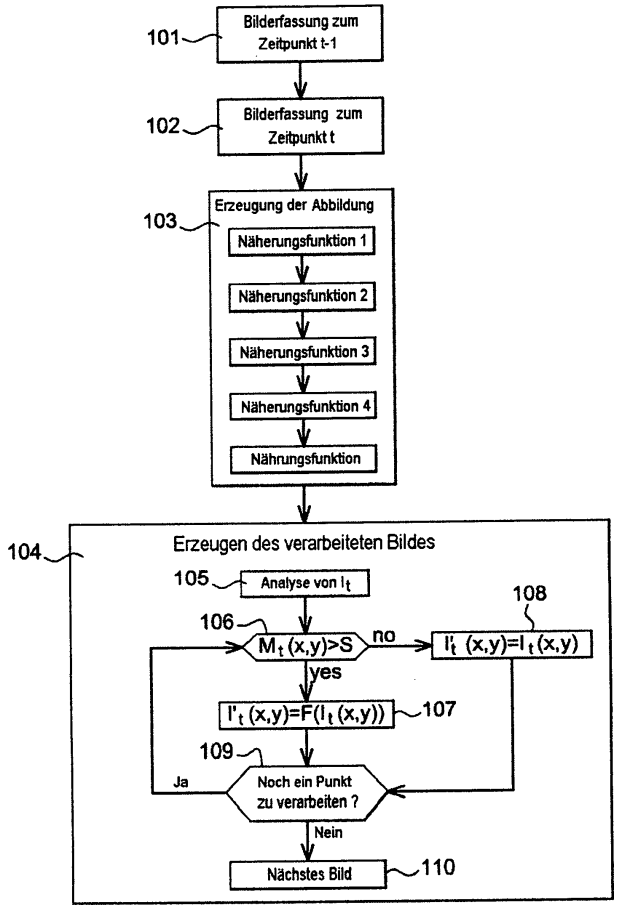
(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(72) Erfinder:
Allouche, Cyril, Montfort l'Amaury, FR

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zum Verbessern des Kontrastes in Bildern**

(57) Zusammenfassung: Sichtbarkeit von Objekten auf Röntgenbildern mittels einer Bewegungsdetektionsabbildung, die basierend auf einem zu verarbeitenden Bilde und dem diesem Bild in einer Folge von Bildern vorangehenden Bild erzeugt wird. Die Detektionsabbildung stimmt in den Abmessungen mit dem zu verarbeitenden Bild überein und ordnet jedem Punkt des Bildes die Wahrscheinlichkeit zu, mit der eine Bewegung an diesem Punkt zwischen den Zeitpunkten des Akquirierens der beiden in der Verarbeitung verwendeten Bilder stattgefunden hat. Die Detektionsabbildung wird verwendet, um die Wirkung eines Mittelwertfilters, das auf das zu verarbeitende Bild angewandt wird, örtlich zu gewichten.



Beschreibung

QUERVERWEIS ZU VERWANDTEN ANMELDUNGEN

[0001] Diese Patentanmeldung beansprucht die Priorität aus der am 27. Mai 2003 eingereichten Französischen Patentanmeldung Nr. 03 50179, auf deren gesamten Inhalt hier Bezug genommen ist.

HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG

[0002] Die vorliegende Erfindung betrifft Verfahren und Vorrichtungen zum Verbessern des Bildkontrastes insbesondere in Bildern, die durch eine Röntgenvorrichtung, z.B. mittels Röntgendurchleuchtung erlangt werden.

[0003] Das Gebiet der vorliegenden Erfindung betrifft die Bildgebung und insbesondere die Verringerung des fluoroskopischen Rauschens in Bildern. Das Gebiet der vorliegenden Erfindung betrifft insbesondere die Verringerung des Rauschens in Bildern, die in zeitlichen Abfolgen mittels röntgenologischer Vorrichtungen erlangt werden.

[0004] Bilderfassungsvorrichtungen der Scannerbauart sind aus dem Stand der Technik bekannt. Diese werden verwendet, um Bilder des Inneren eines lebenden Organismus, und insbesondere des Inneren des menschlichen Körpers zu erhalten. Hierdurch wird das Gewinnen von Abbildungen innerer Organe, das Erstellen einer Diagnose und die Ausführung chirurgischer Operationen ermöglicht. Diese Bilder werden gewonnen, indem ein Patient einer Strahlung exponiert wird, die an einem Detektor empfangen wird, nachdem diese den Patienten durchstrahlt hat. Der Detektor erzeugt anschließend ein Bild, das durch einen spezialisierten Arzt interpretiert werden kann. Diese Bilder weisen ein Rauschen auf, das als fluoroskopisches Rauschen bekannt ist. Dieses fluoroskopische Rauschen ergibt sich aus dem Quantenrauschen, das von der Natur der Strahlung herrührt, und dem elektronischen Rauschen, das auf die Natur des Detektors zurückzuführen ist.

[0005] Fluoroskopisches Rauschen ist in dem Bild vorhanden und stört daher das in dem Bild vorliegende, auch als Nutz- oder Datensignal bezeichnete Signal. Hierdurch wird die Deutung der Bilder erschwert und unsicher, und ist möglicherweise sogar völlig ausgeschlossen. Dieses Problem fällt noch stärker ins Gewicht, wenn das Bild ein Objekt, wie z.B. eine von dem Arzt bei einer medizinischen Bildgebung eingesetzte Sonde oder ein der Führung dienendes medizinischen Instrument, enthält und sich dieses Objekt bewegt. Die Bewegung des Objekts lässt sich dann schwer von dem fluoroskopischen Rauschen unterscheiden.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0006] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung betrifft das Beheben fluoroskopischen Rauschens. Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung führt für jeden Punkt eines Bildes auf der Grundlage dieses Bildes und eines diesem in einer zeitlichen Folge von Bildern vorangehenden Bildes eine Näherungsberechnung einer Bewegung in dem zu verarbeitenden Bild durch. Diese Näherungsberechnung basiert u.A. auf einer Eigenschaft des fluoroskopischen Rauschens. Das fluoroskopische Rauschen ist durch seine mittlere Standardabweichung vollkommen bestimmt, und damit modelliert. Diese mittlere Standardabweichung wiederum ist eine Funktion der Quadratwurzel der Anzahl der durch den Detektor empfangenen Photonen. Die Anzahl von Photonen steht wiederum in Beziehung zum Graustufenwert in einem digitalen Bild.

[0007] Das Ergebnis der Näherungsberechnung ist eine Bewegungsdetektionsabbildung mit derselben Größe wie das zu verarbeitende Bild. Auf der Grundlage dieser Detektionsabbildung wird das Bild gefiltert, und die Koeffizienten der Detektionsabbildung werden verwendet, um das Filtern zu gewichten.

[0008] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist daher ein Verfahren zum Verbessern des Kontrasts in Bildern, zu dem die Schritte gehören: Erfassen eines Bildes I_{t-1} zu einem Zeitpunkt t-1; Erfassen eines Bildes I_t zu einem nach dem Zeitpunkt t-1 liegenden Zeitpunkt t; wobei die Bilder I_{t-1} und I_t einem gleichen Raumbereich entsprechen; Verbessern eines lokalisierten Kontrasts eines medizinischen Instruments für das Bild I_t, wobei das medizinische Instrument in dem Bild I_t sichtbar ist, durch Erzeugen einer Detektionsabbildung, die die zwischen den Zeitpunkten t-1 und t in dem Raumbereich stattgefundenen Bewegungen hervorgehoben darstellt, wobei die Detektionsabbildung dieselben Abmessungen aufweist wie das Bild I_t; wobei die Detektionsabbildung für ein Bild I_t einem Punkt mit Koordinaten (x, y) des Bildes I_t eine Zuordnung eines Bewegungsnäherungswertes $E_t(x, y)$ mittels einer Bewegungsnäherungsfunktion bereitstellt, die in der Lage ist, den Wert $E_t(x, y)$, der der Näherungswert der an diesem Punkt zwischen den Zeitpunkten t-1 und t stattgefundenen Bewegung ist, als eine Funktion der Inhalte der Bilder I_t und I_{t-1} zu erzeugen; und Verwenden der Detektionsabbildung, um ein verarbeitetes Bild I'_t hervorzubringen, das dem Bild I_t entspricht, mit

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

wobei $\mu'_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für einen Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält; wobei $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist; γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbes-

serung einzubringen, und γ vom dem Typ

$\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha \cdot E_t(x, y)$ ist,

und durch Veranlassen eines Variierens von α das Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht wird.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0009] Die Ausführungsbeispiele der Erfindung werden verständlicher anhand der nachfolgenden Beschreibung in Verbindung mit den beigefügten Figuren. Diese Figuren dienen lediglich der Veranschaulichung und beschränken in keiner Weise den Schutzumfang der Erfindung.

[0010] **Fig.** 1 veranschaulicht Schritte des Verfahrens gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung;

[0011] **Fig.** 2 veranschaulicht die zwischen den Bildern einer Folge von Bildern erlangte Kombination; und

[0012] **Fig.** 3 veranschaulicht eine Vorrichtung, die ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens verwendet.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0013] Das Verfahren zielt darauf, die Deutlichkeit von durch röntgenologische Vorrichtungen erzeugten Bildern zu verbessern. Eine röntgenologische Vorrichtung ist eine Röntgenvorrichtung von der Bauart eines Röntgenstrahlenscanners. Im folgenden wird eine röntgenologische Vorrichtung als Scanner bezeichnet. Ein Scanner **301** dieser Bauart ist gewöhnlich mit einer Station **302** verbunden, die zum Verarbeiten der durch den Scanner erzeugten Daten dient. Eine Verarbeitungsstation umfasst Verarbeitungsmittel (Mikroprozessoren, Arbeitsspeicher, usw.) und Interfacemittel (einen Bildschirm **303**, eine Tastatur **304**, eine Maus **305**, ein Netzwerk, usw.). Die Daten betreffen die Bilder. Ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens kann daher entweder durch den Scanner selbst, oder durch die mit diesem verbundene Verarbeitungsstation durchgeführt werden. In manchen Fällen ist die Verarbeitungsstation in eine Basis des Scanners integriert. Wenn in der Beschreibung ein Vorgang einer Vorrichtung zugewiesen wird, wird dieser Vorgang tatsächlich durch eine Mikroprozessor dieser Vorrichtung ausgeführt, der durch Befehlscodes eines Arbeitsspeichers dieser Vorrichtung gesteuert wird.

[0014] **Fig.** 1 zeigt einen Schritt **101** zum Erfassen eines ersten Bildes I_{t-1} und einen Schritt **102** zum Erfassen eines zweiten Bildes I_t. Die Schritte **101** und **102** unterscheiden sich dadurch, dass sie nicht zum selben Zeitpunkt stattfinden. In der Praxis hat eine Bedienperson in Vorbereitung für die Schritte **101** und **102** dem Scanner **301** Parameter eingegeben, um diesem eine Angabe über einen Raumbereich zur Verfügung zu stellen, aus dem die Bedienperson Bilder gewinnen möchte. Dieser Raumbereich ist innerhalb eines Lebewesens lokalisiert, das bezüglich einem Detektor des Scanners **301** genau zu positionieren ist. Der Bediener legt ferner eine Dauer für die Untersuchung sowie eine Frequenz für das Erfassen der Bilder fest. Dementsprechend ergibt sich aus der Untersuchung eine Folge von durch den Scanner **301** erzeugten Bildern.

[0015] Diese Bilder sind entweder zweidimensionale Bilder oder räumliche Bilder. In dem vorliegenden Beispiel werden zweidimensionale Bilder in Betracht gezogen. Allerdings kann die Erfindung ohne Schwierigkeit auf räumliche Bilder ausgedehnt werden.

[0016] In dem vorliegenden Beispiel bedeutet ein Bild daher eine Matrix/Tabelle von Punkten, wobei jeder Punkt einen Intensitätswert aufweist. Die Abmessungen eines Bildes sind Xmax mal Ymax. Xmax und Ymax hängen von der Größe des Detektors des Scanners **301** ab. Die Intensität wird als Zahl ausgedrückt, die durch ein oder mehrere Byte, in der Praxis sind dies 1 bis 4 Byte, kodiert wird. Die Anzahl der Byte hängt von dem Dynamikbereich des Detektors des Scanners ab.

[0017] Zu einem Zeitpunkt t erzeugt der Scanner **301** somit ein Bild I_t mit einer Abmessung Xmax mal Ymax, wobei jeder Punkt des Bildes I_t eine Intensität $I_t(x, y)$ aufweist, mit:
$0 <= x < Xmax$,
$0 <= y < Ymax$; und
$0 <= I_t(x_t, y) < 2^{8.No}-1$,
wobei No die Anzahl von Byte ist, die zum kodieren der Intensität verwendet wird.

[0018] Am Ende von Schritt **101** hat der Scanner **301** ein Bild I_{t-1} erzeugt, und am Ende von Schritt **102** hat der Scanner **301** ein Bild I_t erzeugt. Die Bilder I_{t-1} und I_t gehören zu einer gleichen Folge von Bildern. Sämtliche Bilder einer Bildfolge entsprechen demselben Raumbereich. D.h. die Bilder eine Bildfolge stellen denselben Bereich des Körpers eines Patienten dar. Die Frequenz der Bilderfassung durch den Scanner **301** hängt von den durch die Bedienperson eingegebenen Parametern ab. Eine Standardfrequenz beträgt 30 Bilder pro Sekunde, jedoch kann die Lehre der Erfindung und deren Ausführungsbeispiele mit anderen Erfassungsfrequenzen verwendet werden, beispielsweise 10 oder 20 Bilder pro Sekunde, oder dazwischenliegenden Frequenzen, oder höheren Frequenzen von bis zu 40 Bildern pro Sekunde. Es können abhängig von den aufgrund des physiologischen Zyklus des Patienten auftretenden Bewegungen auch niedrigere Frequenzen verwendet werden.

Eine Bilderfassungsfrequenz von zwei Bildern pro Sekunde ist im Falle des Herzens daher ungeeignet, da sich das Herz viel zu rasch bewegt.

[0019] In der Praxis folgen die Bilder I_{t-1} und I_t in der Bildfolge unmittelbar aufeinander. D.h. der Scanner **301** erfasst zwischen den Zeitpunkten t-1 und t kein weiteres Bild. Unter diesen Bedingungen erzielt die Erfindung die besten Ergebnisse, jedoch kann die Erfindung auch auf Bilder angewandt werden, die nicht unmittelbar aufeinanderfolgen. Sobald die Bilder erfasst sind, werden diese an die Verarbeitungsstation **302** zur Verarbeitung übermittelt.

[0020] **Fig.** 2 zeigt, dass die Bilder I_{t-1} und I_t in dem Sinne räumlich überlagert sein können, dass die beiden Bilder einem gleichen Raumbereich entsprechen. Schritt **102** führt zu einem Schritt **103** zum Herstellen einer Detektionsabbildung für das Bild I_t. **Fig.** 2 zeigt eine Detektionsabbildung M_t dieser Art. Eine Detektionsabbildung ist eine Matrix/Tabelle aus Punkten, die dieselbe Abmessung aufweist, wie das Bild, aus dem sie erzeugt ist. In dem vorliegenden Beispiel umfasst Mt daher Xmax·Ymax Punkte auf. Jeder Punkt von M_t weist einen zugeordneten Wert auf, der die Wahrscheinlichkeit/Näherungswert repräsentiert, mit der die Bewegung an diesem Punkt des Bildes I_t von dem Zeitpunkt t-1 ab stattgefunden hat.

[0021] In Schritt **103** führt die Verarbeitungsstation **302** eine Bewegungsnäherungsfunktion E_t durch, um die Detektionsabbildung M_t zu erzeugen. In einem Beispiel stellt die Bewegungsnäherungsfunktion E_t das Produkt von vier nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen dar. In dieser Beschreibung wird eine Bewegungsnäherungsfunktion als nicht weiter auflösbar bezeichnet, wenn sie die Näherungsberechnung einer Bewegung zwar ermöglicht, sich jedoch nicht weiter vereinfachen lässt. Eine Bewegungsnäherungsfunktion ist nicht mehr nicht weiter auflösbar, wenn sie eine Kombination von mindestens zwei nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen ist. In andere Abwandlungen ist es möglich, lediglich 1, 2 oder 3 nicht weiter auflösbare Näherungsfunktionen zu verwenden und diese durch Multiplikation oder linear zu kombinieren. Es ist auch möglich, in ähnlicher Weise andere Näherungsfunktionen als die im folgenden beschriebenen zu verwenden. Eine Lösung stellt auf einen Kompromiss zwischen einer raschen Verarbeitung und einer hohen Qualität des Bewegungsnäherungswertes ab. Die Erhöhung der Rechenleistung wird es daher zukünftig ermöglichen, komplexere Bewegungsnäherungsfunktionen durchzuführen, die eine höhere Anzahl von nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen kombinieren.

[0022] In dem vorliegenden Beispiel gilt: $M_t(x, y) = E_t(x, y) = E1_t(x, y)\cdot E2_t(x, y)\cdot E3_t(x, y)\cdot E4_t(x, y)$. Aus diesem Ausdruck ergibt sich in der Abbildung M_t für jeden Punkt des Bildes I_t ein dem Punkt zugeordneter Wert/Näherungswert. Dabei ist $G(\sigma^Z, \epsilon))$ als Funktion von ϵ der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, und $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist. Folglich ist $I_{t-1}(x, y)$ die zu dem Zeitpunkt t-1 in dem Bild erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y). Es ist hier zu beachten, das eine der Eigenschaften des fluoroskopischen Rauschens darauf zurückzuführen ist, dass die mittlere Standardabweichung σ dieses Rauschens eine Funktion der Quadratwurzel der Anzahl von durch den Detektor empfangenen Photonen ist. Die Anzahl von Photonen ihrerseits steht in Beziehung zur Anzahl von Graustufen in einem digitalen Bild, und damit zu $I_t(x, y)$.

[0023] Mit $E2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y))$, wobei N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Zn(t) von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Zn(t) ist. In derselben Weise ist $\mu_{t-1}(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_{t-1}(x, y)$ für einen Bereich Zn(t-1). **Fig.** 2 zeigt einen Bereich Zn(t), d. h. einen Bereich Zn in dem zum Zeitpunkt t erlangten Bild, d. h. in dem Bild I_t. In einem Beispiel ist der Bereich Zn eine auf einen Punkt mit Koordinaten (x, y) zentrierte Matrix mit einer Seitenlänge von sieben Pixeln. D.h. der Bereich Zn ist ein Quadrat, dessen Diagonalen sich in dem Punkt (x, y) schneiden. In diesem Beispiel weist die Matrix eine Seitenlänge von sieben Pixeln auf. D.h. der Bereich Zn umfasst die Pixel des Bereichs dessen Eckpunkte die Punkte mit den Koordinaten (x – 3, y – 3), (x – 3, y + 3) , (x + 3, y + 3) und (x + 3, y – 3) sind. In diesem Beispiel umfasst der Bereich Zn 49 Punkte. Demzufolge ist N gleich 49. **Fig.** 2 zeigt einen Bereich Zn(t) für den Punkt mit den Koordinaten (a, b). In dieser Figur weist der Bereich Zn(t) für diesen Punkt Eckpunkte auf, die die Punkte mit den Koordinaten (a – 3, b – 3), (a – 3, b + 3), (a + 3, b + 3) und (a + 3, b – 3) sind.

[0024] In anderen Abwandlungen weist der Bereich Zn(t) eine Seitenlänge von 3, 5, 9 oder mehr Pixeln auf, wobei der Bereich Zn(t) eine andere geometrische Gestalt besitzt, beispielsweise kreisförmig ist.

[0025] **Fig.** 2 zeigt außerdem einen Bereich Zn(t-1), der in dem Bild I_{t-1} dem Bereich Zn(t) des Bildes I_t entspricht. Bei Betrachtung der Koordinaten zeigt sich, dass die Bereiche Zn(t) und Zn(t-1) identisch sind, d.h. die Bereiche Zn(t) und Zn(t-1) entsprechen einem übereinstimmenden Raumbereich. Wenn daher ein Bereich Zn in I_t erwähnt wird, ist damit tatsächlich der Bereich Zn(t) gemeint, wenn ein Bereich Zn in I_{t-1} erwähnt wird, ist tatsächlich der Bereich Zn(t-1) gemeint.

[0026] In der Näherungsfunktion E_t ist ferner $E3_t(x,$

y) = 1 – G((2·(T_V(x, y) – σ²)·σ² + σ⁴)/N, V_t(x, y) – V_{t-1}(x, y)), wobei V_t(x, y) die Varianz der Werte I_t(x, y) für einen Bereich Zn(t) ist. In der Praxis können die Bereiche Zn(t) für die Näherungsfunktionen $E2_t$ und $E3_t$ für einen Punkt mit Koordinaten (x, y) unterschiedlich sein, sind jedoch in einem bevorzugten Beispiel identisch. Der in dem Rechengang für $E3_t$ verwendete Bereich Zn ist daher derselbe wie der in dem Rechengang für $E2_t$ verwendete Bereich Zn.

[0027] In der Näherungsfunktion E_t ist ferner $E4_t$(x, y) = 1 – G(σ²/N, $M1_t$(x, y) – $M1_{t-1}$(x, y)), wobei $M1_t$(x, y) das Moment erster Ordnung der Werte I_t(x, y) für den Bereich Zn ist. In der Praxis können die Bereiche Zn für die Näherungsfunktionen $E2_t$, $E3_t$ und $E4_t$ für einen Punkt mit Koordinaten (x, y) unterschiedlich sein, sie sind jedoch in einem bevorzugten Beispiel identisch. Der in dem Rechengang für $E4_t$ verwendete Bereich Zn ist daher derselbe wie der in dem Rechengang für $E2_t$ und $E3_t$ verwendete Bereich Zn.

[0028] Somit sind in einem Ausführungsbeispiel die Bereiche Zn für n aus dem Intervall [2, 5] identisch.

[0029] Es ist zu beachten, dass das Moment erster Ordnung für einen Bereich der Mittelwert des Absolutbetrags der Abweichungen an dem betreffenden Punkt für diesen Bereich ist.

[0030] Mathematischer ausgedrückt bedeutet dies:

$$M1t(x,y) = 1/N. \sum_{(u,v)\in Zn} \left| It(x,y) - It(u,v) \right|$$

[0031] Sobald die vier Näherungsfunktionen $E1_t$(x, y), $E2_t$(x, y), $E3_t$(x, y) und $E4_t$(x, y) ermittelt sind, wird zwischen diesen das Produkt gebildet, um M_t(x, y) = E_t(x, y) zu erhalten. M_t(x, y) wird für sämtliche Paare (x, y) berechnet, so dass:
0 < x <= Xmax und 0 < y <= Ymax.

[0032] Das Ergebnis von Schritt **103** für das Bild I_t ist eine Abbildung M_t, die jedem Punkt von I_t eine Bewegungserfassung M_t(x, y) zuordnet. Diese Abschätzung ist in dem Intervall [0, 1] enthalten. In dieser Abbildung entsprechen die höchsten Werte Punkten, für die die Wahrscheinlichkeit, dass eine Bewegung stattgefunden hat, am größten ist. Falls ein medizinisches Instrument, eine Sonde, ein Führungsinstrument oder dgl. verwendet wird, bewegt sich diese und deren Bewegung wird daher durch die Bewegungsnäherungsfunktion erfasst. Somit sind zumindest die medizinischen Instrumente örtlich erfasst. Außerdem deckt die Abbildung sonstige Bewegungen auf. Es ist daher möglich, diese anderen Bewegungen zu lokalisieren, beispielsweise solche, die in Beziehung zu dem physiologischen Zyklus des Patienten stehen, an dem eine Untersuchung vorgenommen wird, bei der die verarbeiteten Bilder erzeugt werden.

[0033] Schritt **103** führt zu Schritt **104** zum Erzeugen des Bildes It', das tatsächlich das Ergebnis der Verarbeitung des Bildes I_t ist. Schritt **104** kombiniert das Bild I_t, die Abbildung Mt und ein Mittelwertfilter. Das Mittelwertfilter berechnet einen Mittelwert an einem Bereich Z1 des Bildes I_t. Für jeden Punkt I_t(x, y) wird I_t'(x, y) berechnet, so dass:

$I_t'(x, y) = F(I_t(x, y)) = \mu'_t(x, y) + \gamma_t(x, y)\cdot(I_t(x, y) – \mu'_t(x, y))$,

wobei μ'_t(x, y) der Mittelwert der Werte I_t(x, y) für den Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbesserung einzubringen, wobei γ vom dem Typ $\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha\cdot E_t(x, y)$ ist. In diesem Fall wird durch ein Veranlassen eines Variierens von α ein Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht. In der Praxis ist die Kontrastverbesserung um so größer, je größer der wert von α ist. Für α = 0 geschieht keinerlei Verbesserung. Mit α = 1 wird eine Verbesserung des Kontrasts bis zu einer Verdoppelung des Kontrasts erreicht. Dies wird visuell sehr gut wahrgenommen. In der Praxis liegen die Werte von α im Intervall [0; 3].

[0034] In einem Beispiel, ist der Bereich Z1 eine Matrix mit einer Seitenlänge von fünf Pixeln. Die Matrix ist auf den Punkt mit den Koordinaten (x, y) zentriert. Auf diese Weise weist der Bereich Z1 für den Punkt mit den Koordinaten (x, y) die Punkte (x – 2, y – 2), (x – 2, y +2), (x + 2, y +2), (x + 2, y – 2) als Eckpunkte auf. In einem abgewandelten Beispiel ist es allerdings möglich, für den Bereich Z1 eine andere Geometrie als die hier vorausgehend für den Bereich Zn beschriebene zu verwenden. Die Tatsache, dass die Matrix eine Seitenlänge von fünf Pixeln aufweist steht im Zusammenhang mit der Größe der hervorzuhebenden Objekte. Diese Objekte weisen eine Größe von drei Pixeln in dem Bild I_t auf. Für größere Objekte würde die Matrix größer sein, und ihre Seitenlänge würde 7, 9 oder mehr Pixel betragen.

[0035] Die Tatsache, dass die für den Bereich Z1 verwendete Geometrie diejenige einer Matrix mit Abmessungen nahe bei jenen der medizinischen Instrumente ist, ermöglicht es, die Lokalisierung nach einer Kontrastverbesserung zu verfeinern. In der Tat wird auf diese Weise lediglich der Kontrast derjenigen Bereiche des Bildes It verstärkt, die einem medizinischen Instrument entsprechen.

[0036] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist es daher möglich, eine Kontrastverbesserung für sämtliche Bilder einer Bildfolge zu erreichen, denen wenigstens ein Bild in der Sequenz vorhergeht. Mit anderen Worten ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens der Erfindung lässt sich auf sämtliche Bilder eine Folge mit Ausnahme des ersten Bildes der Folge anwenden.

[0037] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird das Mittelwertfilter ferner auf das Bild I_t als eine Funktion der Position in dem Bild I_t und der Abbildung M_t angewandt. Schritt **104** umfasst dementsprechend eine konditionelle Analyse **105** des Bildes I_t. Für jeden Bildpunkt I_t mit Koordinaten (x, y) wird der Wert $M_t(x, y)$ mit einem Schwellwert S verglichen (**106**). S ist beispielsweise gleich 0,5 +/– 20%. Falls $M_t(x, y)$ größer als S ist, wird mit Schritt **107** fortgefahren. Falls nicht, wird die Verarbeitung mit Schritt **108** fortgesetzt. In Schritt **107** wird dem Wert $I_t'(x, y)$ der bereits beschriebene Wert $\mu'_t(x, y) + \gamma(x, y)\cdot(I_t(x, y) – \mu'_t(x, y))$ zugeordnet. In Schritt **108** wird dem Wert $I_t'(x, y)$ der Wert $I_t(x, y)$ zugeordnet. D.h. der Punkt $I_t(x, y)$ wird nicht gefiltert.

[0038] Die Schritte **107** und **108** führen zu Schritt **109**, in dem ein Übergang zu dem nächsten Punkt des Bildes I_t erfolgt. Falls wenigstens ein Punkt in dem Bild I_t noch nicht abgetastet ist, setzt das Verfahren die Verarbeitung hinter Schritt **109** mit Schritt **106** fort. Andernfalls setzt das Verfahren die Verarbeitung hinter Schritt **109** mit Schritt **110** fort, in dem zur Verarbeitung des nächsten Bildes der Bildfolge, zu der das Bild I_t gehört, übergegangen wird.

[0039] Ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens ermöglicht daher die Verarbeitung von einem oder mehreren Bildern einer Bildfolge. Das Ergebnis dieser Verarbeitung ist ein Bild mit örtlich verbessertem Kontrast, wobei die Stärke dieser Kontrasterhöhung durch die Abbildungsfunktion der Bewegungsnäherungswerte bestimmt wird. Die Verbesserung ist daher örtlich auf Objekte beschränkt, die sich in der Bildfolge bewegen, und damit auf die von der Bedienperson verwendeten Instrumente.

[0040] In einem abgewandelten Beispiel umfasst Schritt **106** eine Untersuchung des Kontrasts in dem Bild I_t. Falls $I_t(x, y)$ beispielsweise heller ist als die zugehörige unmittelbar Umgebung, d. h. falls $I_t(x, y)$ beispielsweise größer ist als $\mu'_t(x, y)$, wie es hier vorstehend definiert ist, wird an $I_t(x, y)$ keine Verarbeitung ausgeführt, und Schritt **106** fährt mit Schritt **108** fort. Andernfalls fährt das Verfahren nach Schritt **106** mit Schritt **107** fort. In einer weiteren Abwandlung kann diese Untersuchung des Kontrasts vor der Berechnung von $M_t(x, y)$ durchgeführt werden. Dementsprechend wird $M_t(x, y)$ in Schritt **103** lediglich für die Punkte von I_t berechnet, die gegenüber ihrer Umgebung einen negativen Kontrast aufweisen. Dies ist von Bedeutung, wenn darauf abgezielt wird, Objekte hervorzuheben, von denen angenommen wird, dass sie in dem Bild I_t dunkler sind.

[0041] Die Ausführungsbeispiele des Verfahrens sind dadurch gekennzeichnet, dass $E_t(x, y)$ das Ergebnis der Kombination von einer oder mehreren nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen ist.

[0042] Ferner sind die Ausführungsbeispiele des Verfahrens dadurch gekennzeichnet, dass die Kombination von nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen ein Produkt ist. Ferner sind die Ausführungsbeispiele des Verfahrens dadurch gekennzeichnet, dass eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E1_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E1_t(x, y) = 1 – G(\sigma^2, I_t(x, y) – It_{-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon)$ als eine Funktion von ϵ gleich dem Wert der zentrierten Gaußfunktion mit einer Varianz σ2 ist, wobei σ2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist.

[0043] Die Ausführungsbeispiele des Verfahrens sind ferner dadurch gekennzeichnet, dass eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E2_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E2_t(x, y) = 1 – G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) – \mu_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon)$ als eine Funktion von ϵ der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z2 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z2 ist.

[0044] Die Ausführungsbeispiele des Verfahrens sind ferner dadurch gekennzeichnet, dass eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E3_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E3_t(x, y) = 1 – G((2\cdot(V_t(x, y) – \sigma^2)\cdot\sigma^2 + \sigma^4)/N, V_t(x, y) – V_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$ als eine Funktion von ϵ der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z3 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $V_t(x, y)$ die Varianz der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z3 ist.

[0045] Die Ausführungsbeispiele des Verfahrens sind ferner dadurch gekennzeichnet, dass eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E4_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E4_t(x, y) = 1 – G(\sigma^2/N, M1_t(x, y) – M1_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rau-

schens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z4 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $M1_t(x, y)$ das Moment erster Ordnung der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z4 ist.

[0046] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist ferner ein Verfahren zum Verbessern des Kontrasts in durch röntgenologische Vorrichtungen erlangten Bildern, zu dem die Schritte gehören: Erfassen eines Bildes I_t zu einem nach dem Zeitpunkt t-1 liegenden Zeitpunkt t, wobei die Bilder I_{t-1} und I_t demselben Raumbereich entsprechen, wobei die Verbesserung des Kontrasts für das Bild I_t auf ein medizinisches Instrument lokalisiert ist, wobei das medizinische Instrument in dem Bild I_t sichtbar ist, durch das Erzeugen einer Detektionsabbildung, die die zwischen den Zeitpunkten t-1 und t in dem Raumbereich stattgefundenen Bewegungen hervorgehoben darstellt, wobei die Detektionsabbildung dieselben Abmessungen aufweist wie das Bild I_t; wobei eine Detektionsabbildung für ein Bild I_t jedem Punkt des Bildes I_t einen Näherungswert der Bewegung dieses Punktes gegenüber dem Bild I_{t-1} zuordnet, wobei dieser Näherungswert als Produkt von vier Näherungsfunktionen erhalten wird: eine erste Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E1_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - It_{-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, und $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist; eine zweite Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y)),$$

wobei N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z5 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist; eine dritte Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E3_t(x, y) = 1 - G((2\cdot(V_t(x, y) - \sigma^2)\cdot\sigma^2 + \sigma^4)/N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y)),$$

wobei $V_t(x, y)$ die Varianz der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist; eine vierte Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E4_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, M1_t(x, y) - M1_{t-1}(x, y)),$$

wobei $M1_t(x, y)$ das Moment erster Ordnung der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist; und der Näherungswert der Bewegung für den Punkt mit den Koordinaten (x, y) des Bildes I_t dann $E_t(x, y) = E1_t(x, y)\cdot E2_t(x, y)\cdot E3_t(x, y)\cdot E4_t(x, y)$ ist; die Detektionsabbildung wird verwendet, um ein verarbeitetes Bild I'_t hervorzubringen, das dem Bild I_t entspricht, mit

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

wobei $\mu'_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für einen Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbesserung einzubringen, wobei γ vom dem Typ

$$\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha\cdot E_t(x, y) \text{ ist,}$$

und in diesem Fall durch ein Veranlassen eines Variierens von α ein Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht wird.

[0047] Ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens ist ferner dadurch gekennzeichnet, dass Zn, mit n > 1, eine quadratische Matrix mit einer Seitenlänge von sieben Pixeln ist, die auf den Punkt mit den Koordinaten (x, y) zentriert ist.

[0048] Ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens ist ferner dadurch gekennzeichnet, dass Z1 eine auf einen Punkt mit Koordinaten (x, y) zentrierte quadratische Matrix mit einer Seitenlänge von fünf Pixeln ist.

[0049] Ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens ist ferner dadurch gekennzeichnet, dass:

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

falls $E_t(x, y) > S$

$$I'_t(x, y) = I_t(x, y),$$

falls $E_t(x, y) <= S$,
wobei S ein Schwellwert in dem Intervall [0, 1] ist.

[0050] Ein Ausführungsbeispiel des Verfahrens ist ferner dadurch gekennzeichnet, dass

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

falls $I_t(x, y)$ dunkler als die zugehörigen umgebenden Elemente ist; $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$, falls dies nicht der Fall ist.

[0051] Sichtbarkeit von Objekten auf Röntgenbildern mittels einer Bewegungsdetektionsabbildung, die basierend auf einem zu verarbeitenden Bilde und dem diesem Bild in einer Folge von Bildern vorangehenden Bild erzeugt wird. Die Detektionsabbildung stimmt in den Abmessungen mit dem zu verarbeitenden Bild überein und ordnet jedem Punkt des Bildes

die Wahrscheinlichkeit zu, mit der eine Bewegung an diesem Punkt zwischen den Zeitpunkten des Akquirierens der beiden in der Verarbeitung verwendeten Bilder stattgefunden hat. Die Detektionsabbildung wird verwendet, um die Wirkung eines Mittelwertfilters, das auf das zu verarbeitende Bild angewandt wird, örtlich zu gewichten.

[0052] Der Fachmann kann vielfältige Modifikationen an der Struktur/dem Weg und/oder der Funktion und/oder dem Weg und/oder den Ergebnissen und/oder den Schritten für die offenbarten Ausführungsbeispiele und deren äquivalente Bedeutungen vornehmen oder vorschlagen, ohne von dem Gegenstand und Schutzumfang der Erfindung abzuweichen.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Verbessern des Kontrasts in Bildern, zu dem die Schritte gehören:
Erfassen eines Bildes I_{t-1} zu einem Zeitpunkt t-1;
Erfassen eines Bildes I_t zu einem nach dem Zeitpunkt t-1 liegenden Zeitpunkt t, wobei die Bilder I_{t-1} und I_t einem gleichen Raumbereich entsprechen;
Verbessern eines lokalisierten Kontrasts eines medizinischen Instruments für das Bild I_t, wobei das medizinische Instrument in dem Bild I_t sichtbar ist, durch Mittel zum Erzeugen einer Detektionsabbildung, die die zwischen den Zeitpunkten t-1 und t in dem Raumbereich stattgefundenen Bewegungen hervorgehoben darstellt, wobei die Detektionsabbildung dieselben Abmessungen aufweist wie das Bild I_t;
wobei die Detektionsabbildung für ein Bild I_t einem Punkt mit Koordinaten (x, y) des Bildes I_t eine Zuordnung eines Bewegungsnäherungswertes $E_t(x, y)$ mittels einer Bewegungsnäherungsfunktion bereitstellt, die in der Lage ist, den Wert $E_t(x, y)$, der der Näherungswert der an diesem Punkt zwischen den Zeitpunkten t-1 und t stattgefundenen Bewegung ist, als eine Funktion der Inhalte der Bilder I_t und I_{t-1} zu erzeugen; und
Verwenden der Detektionsabbildung, um ein verarbeitetes Bild I'_t hervorzubringen, das dem Bild I_t entspricht, mit

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

wobei $\mu'_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für einen Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, wobei $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist, und γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbesserung einzubringen, wobei γ vom dem Typ $\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha\cdot E_t(x, y)$ ist, und in diesem Fall ein Veranlassen eines Variierens von α ein Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem $E_t(x, y)$ das Ergebnis der Kombination einer oder mehrerer nicht weiter auflösbarer Näherungsfunktionen ist.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem die Kombination von nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen ein Produkt ist.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, bei dem eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E1_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E1_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon)$ als eine Funktion von ϵ gleich dem Wert der zentrierten Gaußfunktion mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4, bei dem eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E2_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon)$ als eine Funktion von ϵ der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z2 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z2 ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, bei dem eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E3_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E3_t(x, y) = 1 - G((2\cdot(V_t(x, y) - \sigma^2)\cdot\sigma^2 + \sigma^4)/N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$ als eine Funktion von ϵ der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z3 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $V_t(x, y)$ die Varianz der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z3 ist.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 6, bei dem eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E4_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E4_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, M1_t(x, y) - M1_{t-1}(x, y))$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rau-

schens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z4 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $M1_t(x, y)$ das Moment erster Ordnung der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z4 ist.

8. Verfahren zum Verbessern des Kontrasts in Bildern, zu dem die Schritte gehören:
Erfassen eines Bildes I_{t-1} zu einem Zeitpunkt t-1;
Erfassen eines Bildes I_t zu einem nach dem Zeitpunkt t-1 liegenden Zeitpunkt t, wobei die Bilder I_{t-1} und I_t demselben Raumbereich entsprechen;
Verbessern eines lokalisierten Kontrasts eines medizinischen Instruments für das Bild I_t, wobei das medizinische Instrument in dem Bild I_t sichtbar ist, durch die Erzeugung zum Herstellen einer Detektionsabbildung, in der die Bewegungen, die in dem Raumbereich zwischen den Zeitpunkten t-1 und t stattgefunden haben, hervorgehoben dargestellt sind, und die Detektionsabbildung dieselben Abmessungen aufweist wie das Bild I_t;
wobei die Detektionsabbildung für ein Bild I_t eine Zuordnung mit jedem Punkt des Bildes I_t bereitstellt, nämlich einen Näherungswert der Bewegung dieses Punktes gegenüber dem Bild I_{t-1}, wobei dieser Näherungswert als Produkt von vier Näherungsfunktionen erhalten wird:
eine erste Näherungsfunktion ordnet einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zu:

$$E1_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, und $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist;
eine zweite Näherungsfunktion ordnet einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zu:

$$E2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y)),$$

wobei N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z5 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist;
eine dritte Näherungsfunktion ordnet einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zu:

$$E3_t(x, y) = 1 - G((2\cdot(V_t(x, y) - \sigma^2)\cdot\sigma^2 + \sigma^4)/N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y)),$$

wobei $V_t(x, y)$ die Varianz der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist;
eine vierte Näherungsfunktion ordnet einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zu:

$$E4_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, M1_t(x, y) - M1_{t-1}(x, y)),$$

wobei $M1_t(x, y)$ das Moment erster Ordnung der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist; und
der Näherungswert der Bewegung für den Punkt mit den Koordinaten (x, y) des Bildes I_t dann ist:

$$E_t(x, y) = E1_t(x, y)\cdot E2_t(x, y)\cdot E3_t(x, y)\cdot E4_t(x, y);$$ und

Verwenden der Detektionsabbildung, um ein verarbeitetes Bild I'_t zu erzeugen, das dem Bild I_t entspricht, mit

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

wobei $\mu'_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für einen Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbesserung einzubringen, wobei γ vom dem Typ $\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha\cdot E_t(x, y)$ ist, und in diesem Fall ein Veranlassen eines Variierens von α ein Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 8, bei dem Zn, mit n > 1, eine quadratische Matrix mit einer Seitenlänge von sieben Pixeln ist, die auf den Punkt mit den Koordinaten (x, y) zentriert ist.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem Z1 eine auf einen Punkt mit Koordinaten (x, y) zentrierte quadratische Matrix mit einer Seitenlänge von fünf Pixeln ist.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem gilt:

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

falls $E_t(x, y) > S$

$$I'_t(x, y) = I_t(x, y),$$

falls $E_t(x, y) <= S$,
wobei S ein Schwellwert in dem Intervall [0, 1] ist.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem gilt.

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

falls $I_t(x, y)$ dunkler ist als die unmittelbare Umgebung; $I'_t(x, y) = I_t(x, y)$, falls dies nicht der Fall ist.

13. Vorrichtung zum Verbessern des Kontrasts in Bildern, zu der gehören:
Mittel (**301**) zum Erfassen eines Bildes I_{t-1} zu einem Zeitpunkt t-1;

Mittel (**301**) zum Erfassen eines Bildes I_t zu einem nach dem Zeitpunkt t-1 liegenden Zeitpunkt t, wobei die Bilder I_{t-1} und I_t demselben Raumbereich entsprechen;
Mittel zum Verbessern eines lokalisierten Kontrasts eines medizinischen Instruments für das Bild I_t, wobei das medizinische Instrument in dem Bild I_t sichtbar ist, durch Mittel zum Erzeugen einer Detektionsabbildung, die die zwischen den Zeitpunkten t-1 und t in dem Raumbereich stattgefundenen Bewegungen hervorgehoben darstellt, wobei die Detektionsabbildung dieselben Abmessungen aufweist wie das Bild I_t;
wobei die Detektionsabbildung für ein Bild I_t einem Punkt mit Koordinaten (x, y) des Bildes I_t eine Zuordnung eines Bewegungsnäherungswertes $E_t(x, y)$ mittels einer Bewegungsnäherungsfunktion bereitstellt, die in der Lage ist, den Wert $E_t(x, y)$, der der Näherungswert der an diesem Punkt zwischen den Zeitpunkten t-1 und t stattgefundenen Bewegung ist, als eine Funktion der Inhalte der Bilder I_t und I_{t-1} zu erzeugen; und
Mittel zum Verwenden der Detektionsabbildung, um ein verarbeitetes Bild I'_t zu erzeugen, das dem Bild I_t entspricht, mit

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

wobei $\mu'_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für einen Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, wobei $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist und γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbesserung einzubringen, wobei γ vom dem Typ $\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha\cdot E_t(x, y)$ ist, und in diesem Fall durch ein Veranlassen eines Variierens von α ein Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht wird.

14. Vorrichtung nach Anspruch 13, bei der $E_t(x, y)$ das Ergebnis der Kombination einer oder mehrerer nicht weiter auflösbarer Näherungsfunktionen ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 14, bei der die Kombination von nicht weiter auflösbaren Näherungsfunktionen ein Produkt ist.

16. Vorrichtung nach Anspruch 14 oder 15, bei der eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E1_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E1_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - It_{-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon)$, als eine Funktion von ϵ, gleich dem Wert der zentrierten Gaußfunktion mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist.

17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 14 bis 16, bei der eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E2_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon)$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z2 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z2 ist.

18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 14 bis 17, bei der eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E3_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E3_t(x, y) = 1 - G((2\cdot(V_t(x, y) - \sigma^2)\cdot\sigma^2 + \sigma^4)/N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z3 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $V_t(x, y)$ die Varianz der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z3 ist.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 14 bis 18, bei der eine nicht weiter auflösbare Näherungsfunktion $E4_t$ einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E4_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, M1_t(x, y) - M1_{t-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z4 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $M1_t(x, y)$ das Moment erster Ordnung der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z4 ist.

20. Vorrichtung zum Verbessern des Kontrasts in Bildern, zu der gehören:
Mittel zum Erfassen eines Bildes I_{t-1} zu einem Zeitpunkt t-1;
Mittel zum Erfassen eines Bildes I_t zu einem nach dem Zeitpunkt t-1 liegenden Zeitpunkt t, wobei die Bilder I_{t-1} und I_t demselben Raumbereich entsprechen;
Mittel zum Verbessern eines lokalisierten Kontrasts eines medizinischen Instruments für das Bild I_t, wobei das medizinische Instrument in dem Bild I_t sichtbar ist, durch die Erzeugung zum Herstellen einer Detektionsabbildung, die die zwischen den Zeitpunkten t-1 und t in dem Raumbereich stattgefundenen Bewe-

gungen hervorgehoben darstellt, wobei die Detektionsabbildung dieselben Abmessungen aufweist wie das Bild I_t;
wobei die Detektionsabbildung für ein Bild I_t eine Zuordnung mit jedem Punkt des Bildes I_t bereitstellt, nämlich einen Näherungswert der Bewegung dieses Punktes gegenüber dem Bild I_{t-1}, wobei dieser Näherungswert als Produkt von vier Näherungsfunktionen erhalten wird:
eine erste Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E1_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2, I_t(x, y) - It_{-1}(x, y)),$$

wobei $G(\sigma^2, \epsilon))$, als eine Funktion von ϵ, der Wert der zentrierten Gaußschen Kurve mit einer Varianz σ^2 ist, wobei σ^2 die Varianz des fluoroskopischen Rauschens ist, und $I_t(x, y)$ die in dem Bild zu dem Zeitpunkt t erfasste Intensität des Punktes mit den Koordinaten (x, y) ist;
eine zweite Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E2_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, \mu_t(x, y) - \mu_{t-1}(x, y)),$$

wobei N die in Pixel angegebene Größe eines Bereichs Z5 von Punkten ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, und $\mu_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist;
eine dritte Näherungsfunktion einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zuordnet:

$$E3_t(x, y) = 1 - G((2\cdot(V_t(x, y) - \sigma^2)\cdot\sigma^2 + \sigma^4)/N, V_t(x, y) - V_{t-1}(x, y)),$$

wobei $V_t(x, y)$ die Varianz der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist;
eine vierte Näherungsfunktion ordnet einem Punkt mit Koordinaten (x, y) in dem Bild I_t den folgenden Wert zu:

$$E4_t(x, y) = 1 - G(\sigma^2/N, M1_t(x, y) - M1_{t-1}(x, y))$$

wobei $M1_t(x, y)$ das Moment erster Ordnung der Werte $I_t(x, y)$ für den Bereich Z5 ist; und
der Näherungswert der Bewegung für den Punkt mit den Koordinaten (x, y) des Bildes I_t dann ist:

$$E_t(x, y) = E1_t(x, y)\cdot E2_t(x, y)\cdot E3_t(x, y)\cdot E4_t(x, y);$$ und

Mittel zum Verwenden der Detektionsabbildung, um ein verarbeitetes Bild I'_t zu erzeugen, das dem Bild I_t entspricht, mit

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

wobei $\mu'_t(x, y)$ der Mittelwert der Werte $I_t(x, y)$ für einen Bereich von Punkten Z1 ist, der den Punkt mit den Koordinaten (x, y) enthält, γ_t ein Koeffizient > 1 ist, der es ermöglicht, den Grad der Verbesserung einzubringen, wobei γ vom dem Typ $\gamma_t(x, y) = 1 + \alpha\cdot E_t(x, y)$ ist,
und in diesem Fall ein Veranlassen eines Variierens von α ein Gewinnen einer Variation von γ_t ermöglicht.

21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 20, bei der Zn, mit n > 1, eine quadratische Matrix mit einer Seitenlänge von sieben Pixeln ist, die auf den Punkt mit den Koordinaten (x, y) zentriert ist.

22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 21, bei der Z1 eine auf einen Punkt mit Koordinaten (x, y) zentrierte quadratische Matrix mit einer Seitenlänge von fünf Pixeln ist.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 22, bei der:

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

falls $E_t(x, y) > S$

$$I'_t(x, y) = I_t(x, y),$$

falls $E_t(x, y) <= S$,
wobei S ein Schwellwert in dem Intervall [0, 1] ist.

24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 21, bei der

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

falls $I_t(x, y)$ dunkler ist als die unmittelbare Umgebung;

$$I'_t(x, y) = I_t(x, y),$$

falls dies nicht der Fall ist.

25. Vorrichtung nach einem beliebigen der Ansprüche 13 bis 24, wobei die Vorrichtung eine Röntgenvorrichtung umfasst.

26. Rechnerprogramm, das Programmcodemittel aufweist, die bei einer Ausführung auf einem Rechner die Schritte gemäß einem beliebigen der Ansprüche 1 bis 12 ausführen.

27. Rechnerprogramm auf einem Speichermedium, das Programmkode trägt, der bei Ausführung auf einem Rechner die Schritte gemäß einem beliebigen der Ansprüche 1 bis 12 ausführt.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

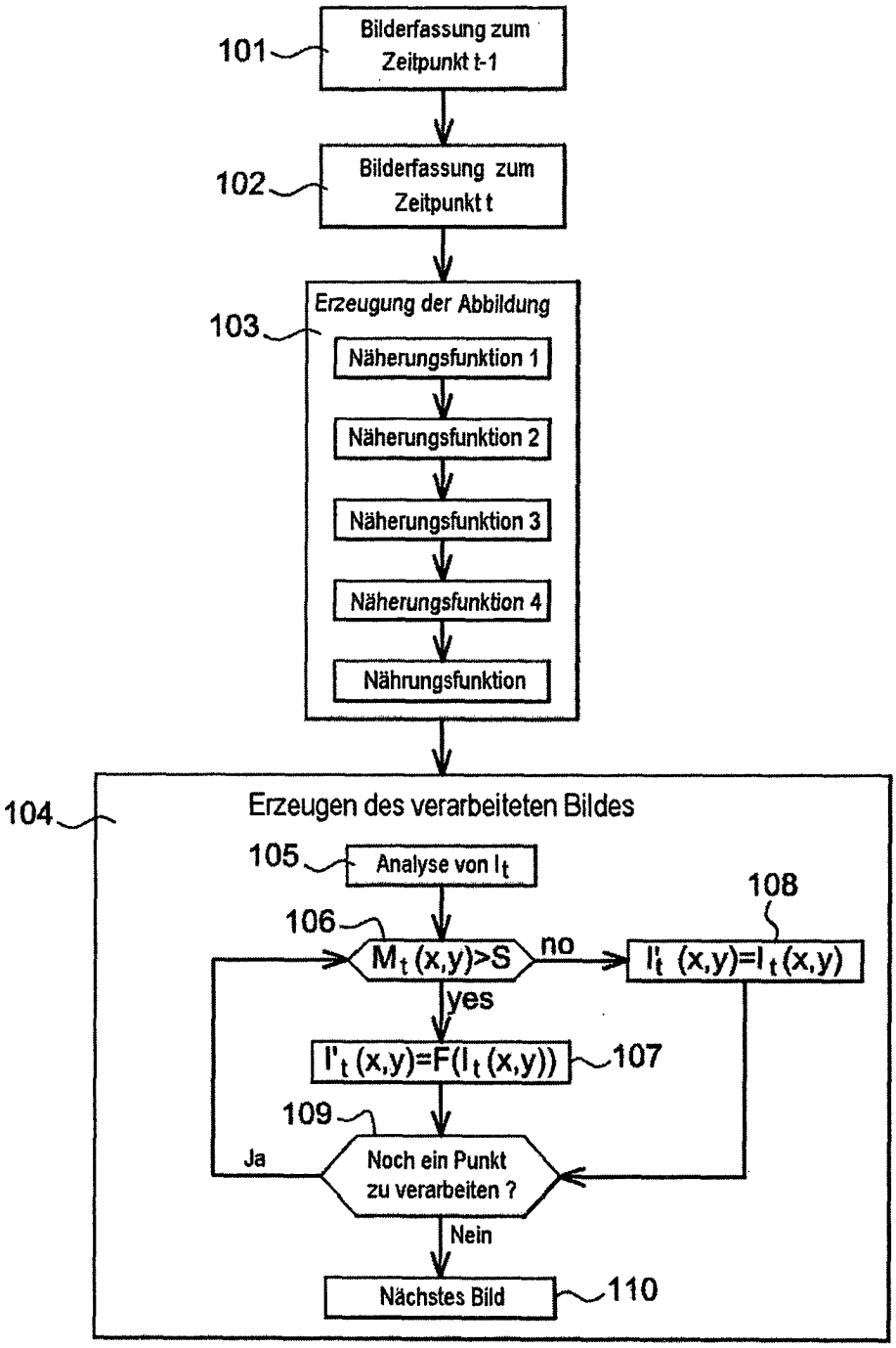


Fig. 1

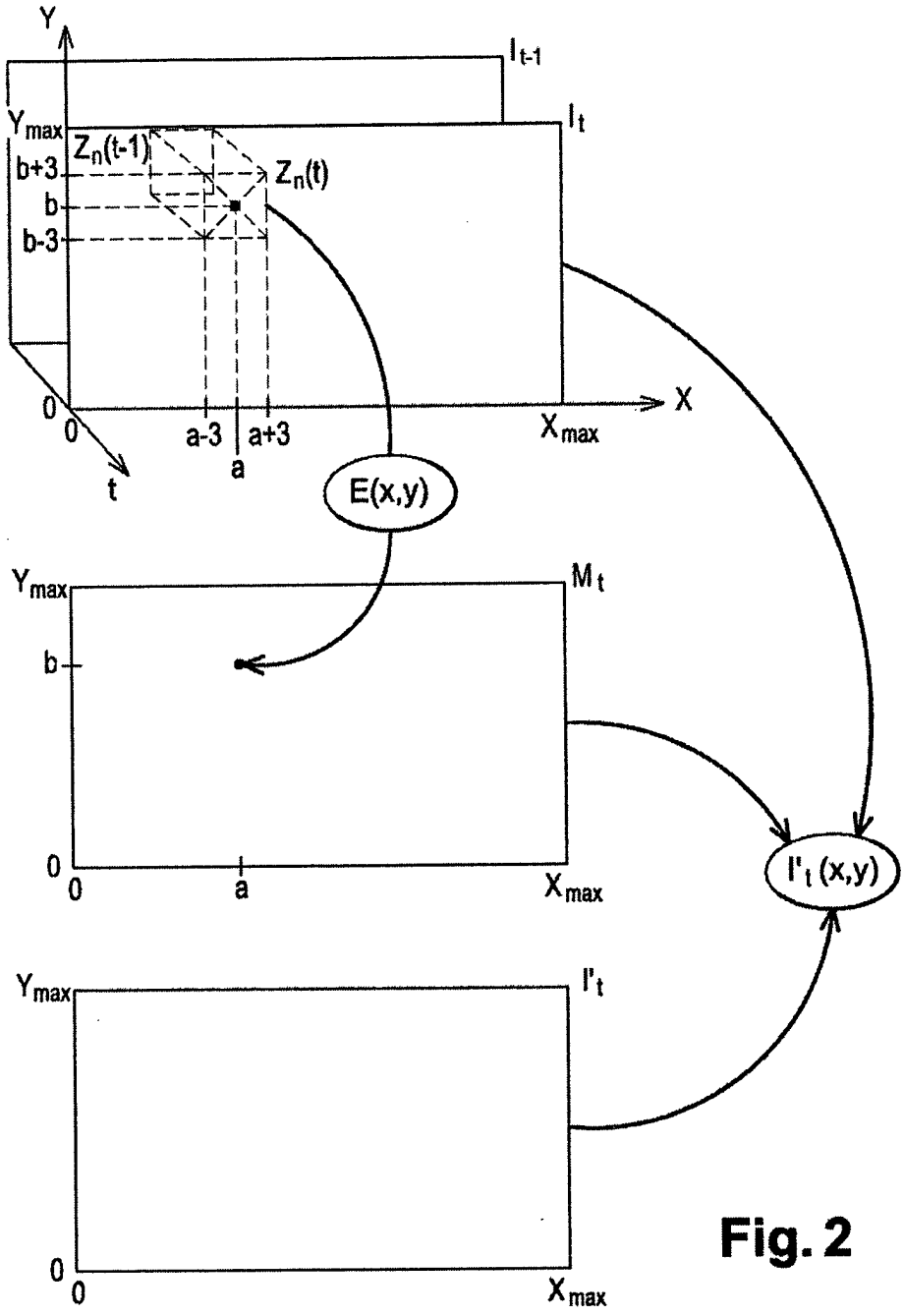

Y
I_{t-1}
I_t
Y_{max}
$Z_n(t-1)$
$Z_n(t)$
b+3
b
b-3
0
0
a-3
a
a+3
t
X
X_{max}
E(x,y)
Y_{max}
M_t
b
0
0
a
X_{max}
$I'_t(x,y)$
Y_{max}
I'_t
0
0
X_{max}

Fig. 2

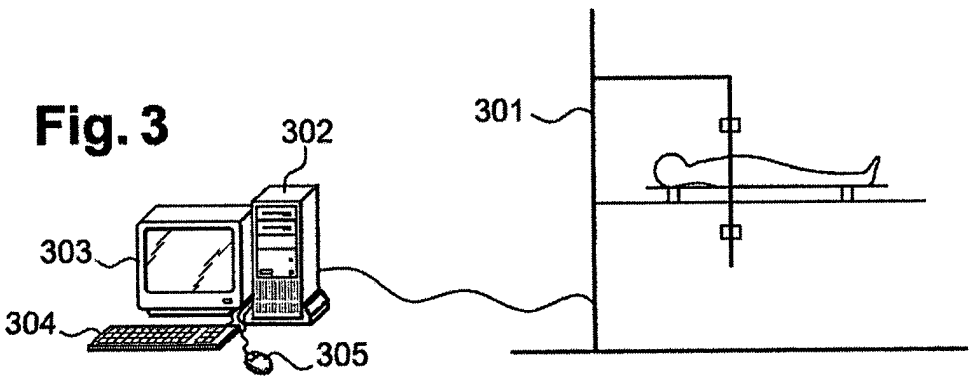

301
302
303
304
305

Fig. 3