

19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11) N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 846 830

21) N° d'enregistrement national : 02 13727

51) Int Cl⁷ : H 04 N 5/325 // A 61 B 6/00

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 31.10.02.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 07.05.04 Bulletin 04/19.

56) Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

60) Références à d'autres documents nationaux apparentés :

71) Demandeur(s) : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC. — US.

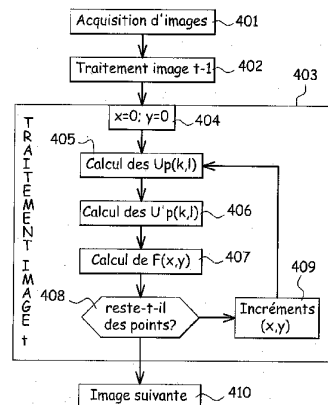
72) Inventeur(s) : ALLOUCHE CYRIL.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : CABINET CHRISTIAN SCHMIT ET ASSOCIES.

54) PROCÉDE DE FILTRAGE SPATIO-TEMPOREL DU BRUIT FLUOROSCOPIQUE.

57) Pour réduire le bruit fluoroscopique dans une image I acquise à une date t , on appaire les points de cette image avec les points d'une image I' acquise à une date $t-1$. Pour un point de coordonnées (x,y) de l'image I , on effectue une convolution avec un noyau U équivalent à un filtre passe bas dont les coefficients ont été modifiés en fonction du voisinage du point de coordonnées (x,y) dans l'image I . Pour le point appairé dans l'image I' on effectue une convolution avec le noyau U dont les coefficients ont été modifiés en fonction du voisinage du point de coordonnées (x,y) dans l'image I' . On associe linéairement le résultat des deux convolutions afin d'obtenir une valeur filtrée pour le point de coordonnées (x,y) . On répète ces opérations pour chaque points de l'image I .



FR 2 846 830 - A1



Procédé de filtrage spatio-temporel du bruit fluoroscopique

La présente invention a pour objet un procédé de filtrage spatio-temporel du bruit fluoroscopique. Le domaine de l'invention est celui de l'imagerie et plus précisément celui de la réduction du bruit fluoroscopique dans les images. Le domaine de l'invention est plus particulièrement celui de la réduction du bruit dans les images acquises en séquences temporelles.

Un but de l'invention est la réduction du bruit fluoroscopique dans des images.

10 Un autre but de l'invention est la réduction du bruit fluoroscopique dans des images issues d'un procédé d'acquisition fluoroscopique.

Un autre but de l'invention est la réduction en temps réelle d'un bruit fluoroscopique.

Dans l'état de la technique on connaît des appareils d'acquisition d'images de type scanner qui permettent d'obtenir des images de l'intérieur d'un organisme vivant, et en particulier de l'intérieur d'un corps humain. Cela permet d'obtenir des images d'organes internes et d'effectuer des diagnostics. Ces images sont obtenues par l'exposition d'un patient à un rayonnement qui est reçu sur un détecteur après avoir traversé le patient. Le détecteur produit alors une images qui est interprétable par un praticien spécialisé. Ces images comporte du bruit dit fluoroscopique. Ce bruit fluoroscopique est la résultante du bruit quantique, du à la nature du rayonnement, et du bruit électronique, du à la nature du détecteur.

Le bruit fluoroscopique est présent dans l'image et brouille donc le signal, aussi appelé signal utile ou information, présent dans l'image ce qui rend l'interprétation des images, difficile, hasardeuse, voir impossible.

Dans l'état de la technique on sait que pour améliorer le rapport signal sur bruit, ou SNR, c'est à dire pour augmenter le ratio d'information présent dans l'image, on peut augmenter l'intensité du rayonnement. Cependant ce faisant on rend l'examen plus traumatisant pour le patient ce qui n'est pas acceptable en terme de santé.

Dans l'état de la technique on connaît aussi une technique de filtrage du bruit fluoroscopique qui consiste à effectuer une moyenne temporelle entre la valeur de deux points, ou pixels, de même coordonnées dans deux images. Les deux images appartiennent à une même séquence d'images

2

représentant une même zone. En d'autres termes les deux images ont les même cadrage et paramètres d'exposition mais sont prises à des dates différentes. Si on filtre une image I à une date t, on effectue alors, pour chaque point de l'image I une moyenne avec le point correspondant de l'image I' obtenue à t-1.

Cette méthode présente plusieurs inconvénients. Un premier inconvénient est la faible réduction du bruit dans l'image filtrée. Cette réduction est de l'ordre de, au maximum, $\sqrt{2}$.

Un deuxième inconvénient est le problème de la rémanence, ou de l'apparition de fantômes dans les images filtrées. En effet, plaçons nous dans le cas de l'acquisition d'images d'une artère, sachant que dans cette artère a été introduit un guide. Un guide est un objet métallique cylindrique qui est introduit dans les artères et qui est donc visible en radiographie. Sachant que ce guide se déplace rapidement, il est possible qu'il soit présent dans la zone imagée à la date t-1, mais pas à la date t. Cependant comme l'image filtrée de la date t est obtenue en moyennant l'image acquise à la date t avec l'image acquise à la date t-1 on obtient une image filtrée pour la date t faisant apparaître un guide alors que celui ci n'est pas présent à cette date. On a donc ajouter à l'image de la date t une information erronée.

Dans la meilleur des solutions de l'état de la technique on a donc une réduction du bruit de 15% et un taux de rémanence de 10%, ce qui est très insatisfaisant car source d'erreur ou d'impossibilité de diagnostic.

Dans l'invention on résout ces problèmes en utilisant un noyau de convolution, équivalent à un filtre passe bas, dont les coefficients s'adaptent pour chaque point de l'image à filtrer. L'adaptation se fait en fonction d'un écart entre la valeur du point à filtrer et la valeur des voisins de ce point. En effet un noyau de convolution est une matrice carré que l'on superpose à l'image à filtrer, à chaque coefficient de la matrice correspond alors un point de l'image. L'adaptation est aussi réalisée en fonction d'une statistique $\sigma(v)$ de bruit connue pour la valeur v du point à filtrer.

Dans l'invention on prend aussi en considération le passé puisque que la valeur du point filtré est le résultat de la somme de deux convolutions pondérées par des facteurs γ et $(1-\gamma)$. avec γ dans l'intervalle $[0, 1]$. La première convolution est celle du paragraphe précédent, la deuxième convolution est réalisé sur l'image précédant l'image à filtrer dans une

3

séquence d'images. Toutes les convolutions sont réalisées à partir du même noyau pondéré selon son environnement. Pour la deuxième convolution, le noyau est pondéré en fonction de l'écart entre la valeur v du point à filtrer et de la valeur des points correspondant au noyau superposé à l'image, et en fonction de $\lambda \cdot \sigma(v)$.

On obtient ainsi un filtrage auto adaptatif et paramétrable, il s'agit donc d'un filtre de convolution spatio-temporel. Le paramètre γ permet de régler la dépendance temporelle, et le paramètre λ permet de régler la force du filtrage.

L'invention a donc pour objet un procédé de filtrage spatio-temporel du bruit fluoroscopique dans une image caractérisé en ce que :

- pour chaque point de coordonnées (x,y) d'une première image on pondère les coefficients $U(k,l)$ d'un premier noyau de convolution de dimension D , équivalent à un filtre passe bas, en fonction d'un coefficient G fonction de l'écart calculé entre $I(x,y)$ et $I(x+k, y+l)$, ou $I(x,y)$ est l'intensité du point de coordonnées (x,y) de la première image, et k et l sont des indices permettant l'exploration des coefficients du noyau de convolution, on obtient ainsi un deuxième noyau de convolution de coefficients $U_p(k,l)$,

- pour chaque point de coordonnées (x,y) de la première image on pondère les coefficients $U(k,l)$ du premier noyau de convolution en fonction du coefficient G fonction de l'écart calculé entre $I(x,y)$ et $I(x+k, y+l)$ ou $I(x,y)$ est l'intensité du point de coordonnées (x,y) d'une deuxième image, on obtient ainsi un troisième noyau de convolution de coefficients $U_p'(k,l)$,

- on calcule la valeur filtrée de $I(x,y)$ par la formule:

$$F(x, y) = \left(\sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k, l) \cdot I(x+k, y+l) + (1-\gamma) * U_p'(k, l) \cdot I'(x+k, y+l)) \right) / N \dots (1)$$

$$L = (D-1) / 2 \dots (2)$$

$$\gamma \in [0,1] \dots (3)$$

$$N = \sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k, l) + (1-\gamma) * U_p'(k, l)) \dots (4)$$

ou $F(x,y)$ est la valeur de $I(x,y)$ filtrée.

L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit et à l'examen des figures qui l'accompagnent. Celles ci sont présentées à titre indicatif et nullement limitatif de l'invention. Les figures montrent:

Figure 1: un bloc diagramme illustrant les principes de fonctionnement

d'un filtre selon l'invention.

Figure 2: Une illustration d'une fonction de réponse fréquentielle d'un filtre passe bas.

Figure 3: Une illustration de l'indexage d'une image pour la mise en œuvre du procédé selon l'invention.

Figure 4: Une illustration d'étapes du procédé selon l'invention.

Figure 5: Une illustration d'une courbe gaussienne.

La figure illustre le fonctionnement d'un filtre selon l'invention. La figure 1 montre un bloc 101 correspondant à l'implémentation du filtre. Le filtre est implémenté sous forme d'un programme ou d'un composant spécialisé. Le filtre, ou procédé selon l'invention, est donc mis en œuvre via donc des codes instructions exécutés par une machine comportant des circuits logique de type microprocesseur. Ces codes instructions sont alors enregistrés dans une mémoire de programme.

Ces composants logiques et mémoires font alors parti d'un appareil de traitement. Un tel appareil est soit l'appareil d'acquisition d'images lui-même, soit un ordinateur connecté à l'appareil d'acquisition d'images. Ici par ordinateur on entend ordinateur personnel, station de travail ou autre. Un appareil d'acquisition d'image est, par exemple, un scanner.

La figure 1 montre qu'un filtre selon l'invention accepte en entrée au moins jusqu'à 5 paramètres ou entrées. On assimile ici le filtre 101 à un appareil mettant en œuvre le procédé selon l'invention. Une première entrée est une image 102, prise à une date t , à filtrer. Une telle image a des caractéristiques illustrées par la figure 3. L'image 102 est assimilable à une image bitmap. L'image 102 est donc une image numérique délivrée par l'appareil d'acquisition d'images ou obtenue à partir de signaux délivrés par cet appareil. Chaque point, ou pixel, de l'image 102 est repéré par ses coordonnées (x,y) et a une intensité $I(x,y)$. Ici l'intensité est équivalente à un niveau de gris. Les dynamiques de x,y et I dépendent du détecteur utilisé par l'appareil d'acquisition d'images. De manière général x varie de 0 à X_{max} , et y varie de 0 à Y_{max} . X_{max} et Y_{max} définissent alors la résolution de l'image. $I(x,y)$ représente la valeur du point de coordonnées (x,y) , c'est à dire son niveau de gris. I varie de 0 à I_{max} .

Le filtre 101 accepte aussi en entrée une image 103 prise à une date $t-1$. L'image 103 appartient à la même séquence d'images que l'image 102.

5

L'image 103 occupe, dans la séquence d'images, la place précédant l'image 102. Les images 102 et 103 ont la même définition et représentent la même zone de l'espace. Dans une variante préférée de l'invention l'image 103 est le résultat du filtrage, par le procédé selon l'invention, de l'image prise à la date t-1. Une séquence d'images est réalisée au cours d'un examen en prenant plusieurs clichés successifs d'une même zone, comme le ferait une caméra. On trouve de telles séquences d'images lorsque l'on cherche à imager un organe, ou une zone d'un organisme, au cours d'un cycle. Des exemples de cycles sont le cycle cardiaque, le cycle respiratoire, ou une période de temps fixée arbitrairement.

Le filtre 101 accepte aussi en entrée des statistiques 104 de bruit. Le bruit traité est ici le bruit fluoroscopique dont on connaît les statistiques en fonction de la valeur du niveau de gris du point considéré. On connaît en particulier l'écart type de ce bruit car on sait que celui ci est en racine carrée du nombre de photons arrivant sur le détecteur. Ce nombre de photons est lui même proportionnel au niveau de gris. On sait donc déterminer des statistiques, en particulier l'écart type, pour le bruit fluoroscopique. Une méthode simple pour modéliser un bruit fluoroscopique présent lors d'une radiographie, consiste à utiliser deux images successives d'une même zone de manière à pouvoir appairer les points des deux images en fonction de la zone de l'espace qu'ils représentent. On regroupe les paires de points ainsi obtenues en sous groupes selon leur niveau de gris. Pour chaque sous groupe on calcul l'écart type σ des $I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y)$. On discrimine un sous groupe en en supprimant les points pour lesquels $I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y)$ est supérieur à la moyenne des $I_t(x, y) - I_{t-1}(x, y)$ plus k fois l'écart type. On répète ces calculs un certain nombre de fois et pour chaque sous groupe. On obtient alors des paires de point (v, σ) à partir desquelles on effectue une régression itérative pour obtenir un modèle de bruit en $\sigma(v) = \alpha \cdot \sqrt{v} + \beta \cdot v + \kappa$, ou v est le niveau de gris et α , β et κ des coefficients définissant le bruit. D'autres méthodes sont possible comme la constitution de tables / abaquages permettant d'obtenir une statistique pour le bruit.

Le filtre 101 accepte d'autre part un paramètre γ et un paramètre λ . Le paramètre γ appartient à l'intervalle $[0,1]$ et est d'autant plus proche de 1 que l'on accorde moins d'importance à l'aspect temporel du filtre. Le paramètre λ permet de régler la force du filtre 101. La force λ permet de jouer sur la

6

tolérance au bruit. Plus λ est faible, moins on filtre spatialement, plus λ est fort, plus on filtre spatialement.

Le filtre 101 met encore en œuvre un noyau U, ou noyau 105, de convolution de dimension D. Un noyau de convolution est une matrice carré
5 comportant D^2 coefficients notés $U(k,l)$ avec k et l appartenant à l'intervalle $[-(D-1)/2, (D-1)/2]$. Lorsque l'on réalise une convolution d'une image I par la noyau U, cela signifie que l'on produit une nouvelle image F pour laquelle:

$$F(x, y) = \sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (U(k, l) \cdot I(x+k, y+l))$$

Le noyau U est équivalent à un filtre passe bas tel que celui dont la courbe de réponse en fréquence est représentée à la figure 2. Un tel filtre a donc un
10 gain de 1 pour une fréquence nulle, et son gain décroît rapidement avec la fréquence. Son implémentation par un noyau de convolution, dans le cas particulier où D vaut 5, obtenu en prenant les premiers coefficients de la transformée de Fourier inverse donne la matrice suivante:

l \ k	-2	-1	0	1	2
-2	0,0315715	0,0172795	-0,003931	0,0172795	0,0315715
-1	0,0172795	-0,00638812	0,0965786	-0,00638812	0,0172795
0	-0,003931	0,0965786	0,39044	0,0965786	-0,003931
1	0,0172795	-0,00638812	0,0965786	-0,00638812	0,0172795
2	0,0315715	0,0172795	-0,003931	0,0172795	0,0315715

15

On note que l'on a choisi D valant 5 pour des raisons de puissance de calcul et de compatibilité temps réel. Il faut en effet que le temps de filtrage reste compatible avec une utilisation temps réel et ne mette donc pas à l'épreuve la patiente humaine, ni ne constitue un goulet d'étranglement pour la
20 cadence de production des images. C'est à dire il faut que l'on puisse traiter les images aussi vite que l'appareil d'acquisition les produit. De même le filtre passe bas employé n'est qu'un filtre passe bas parmi la multitude de filtres passe bas existant correspondant à autant de noyau de convolution. Le temps réel s'entend ici par une cadence de filtrage telle que l'on excède pas
25 100ms de traitement par image. Cette cadence est idéalement d'au maximum 30 ms par image. A l'heure actuelle ces performances sont atteintes pour un coût raisonnable avec D valant 5. Rien n'exclue à l'avenir que, conformément à la "loi de Moore", les contraintes de temps réelle et de coûts puissent être respectées avec D valant 7, 9 ou plus.

Lorsque l'on applique le noyau de convolution a des points situés sur le bord de l'image, c'est à dire des points tels que $x < (D-1)/2$, ou $x > X_{\max} - (D-1)/2$, ou $y < (D-1)/2$, ou $y > Y_{\max} - (D-1)/2$, alors le noyau de convolution débord de l'image. Pour les coefficients du noyau de convolution
5 correspondant à des points situés en dehors de l'image à filtrer on considère qu'il correspondent à des points dont la valeur de niveau de gris est fixé arbitrairement, en générale à 0.

Le filtre 101 produit en sortie une image 106 correspondant à l'image 102 filtrée. Cette image 106 est réutilisée comme image 103 pour le
10 traitement de l'image acquise à la date $t+1$.

La figure 4 montre une étape 401 préliminaire d'acquisition d'images. Le procédé selon l'invention fonctionne de manière optimale avec deux images appartenant à une même séquence d'images. Cependant il fonctionne aussi avec une seule image, c'est le cas particulier ou γ vaut 1.
15 Une séquence d'images est produite par un appareil d'acquisition d'images de type scanner. L'acquisition commence à une date origine que l'on note t_0 et valant 0 de manière arbitraire. Pour chaque date t_n , l'appareil d'acquisition d'image produit une image. Toutes les images produites ont la même définition. Sinon on fait en sorte de ramener l'image ayant la plus grande
20 définition à la définition de celle qui a la définition la plus petite. Ces images sont disponibles sous forme numérique, chaque point d'une image ayant alors, comme précédemment décrit, des coordonnées (x,y) et une intensité $I(x,y)$ équivalente à un niveau de gris.

De l'étape 401 on passe à une étape 402 de traitement de l'image $t-1$.
25 Dans notre exemple on va décrire le traitement de l'image acquise à la date $t > t_0$. L'étape 402 permet donc de produire l'image 103 utilisée par le filtre 101 pour le traitement de l'image 102 acquise à la date t . L'étape 402 est identique à ce qui va être décrit pour le traitement de l'image acquise à la date t dans l'étape 403.

30 A l'initialisation du procédé de filtrage, c'est à dire au moment du traitement de l'image acquise à la date t_0 , il n'y a pas d'image t_0-1 pour jouer le rôle de l'image 103. Dans le cas de la première image filtrée, soit on fixe γ à 1, soit on ne filtre pas l'image acquise à t_0 . Ne pas la filtrer revient à la considérer comme bonne et à l'utiliser telle quelle dans le rôle de l'image 103
35 pour le filtrage de l'image acquise à la date t_0+1 .

8

De l'étape 402, on passe à une étape 403 de traitement de l'image I acquise à la date t. L'étape 403 comporte plusieurs sous-étapes. Le traitement d'une image se fait point par point. Dans l'étape 404, initiant l'étape 403, on commence donc par initialiser le traitement en se positionnant sur le premier point à traiter. Dans notre exemple on considère qu'il s'agit du point (0,0). D'une manière plus général on va décrire le traitement du point de coordonnées (x,y). De l'étape 404, on passe à une étape 405 de calcul des $U_p(k,l)$ pour le point de coordonnées (x,y).

L'étape 404 est l'étape dans laquelle on pondère les coefficients $U(k,l)$ du noyau U en fonction du voisinage du point de coordonnées (x,y) dans l'image I acquise à la date t. Le voisinage d'un point de coordonnées (x,y) dans l'image I est formé par les D^2-1 points de l'image I les plus proches du point de coordonnées (x,y). Le point de coordonnées (x,y) a une intensité, ou niveau de gris, $I(x,y)$ dans l'image I. Le résultat de cette pondération est un noyau U_p ayant des coefficients $U_p(k,l)$. Pour le point de coordonnées (x,y) les $U_p(k,l)$ sont obtenus par la formule suivante:

$$U_p(k,l) = U(k,l) \times G(I(x+k, y+l) - I(x,y); \sigma(I(x,y))).$$

Dans une variante préférée, $G(\epsilon; \sigma)$ est la valeur de la courbe gaussienne centrée en 0, de déviation standard σ et telle que $G(0; \sigma) = 1$. La figure 5 illustre une telle courbe gaussienne. $\sigma(I(x,y))$ est l'estimation de l'écart type du bruit fluoroscopique pour $I(x,y)$.

Dans une autre variante $G(\epsilon; \sigma)$ est réduit à $G(\epsilon)$ qui est une fonction linéaire de type $G(\epsilon) = -a \cdot \epsilon + 1$, avec $a > 0$.

De l'étape 405 on passe à une étape 406 dans laquelle on pondère les coefficients $U(k,l)$ du noyau U en fonction du voisinage du point de coordonnées (x,y) dans l'image I' acquise à la date t. Le point de coordonnées (x,y) a une intensité, ou niveau de gris, $I'(x,y)$ dans l'image I'. Le résultat de cette pondération est un noyau U_p' ayant des coefficients $U_p'(k,l)$. Pour le point de coordonnées (x,y) les $U_p'(k,l)$ sont obtenus par la formule suivante:

$$U_p'(k,l) = U(k,l) \times G(I'(x+k, y+l) - I(x,y); \lambda \cdot \sigma(I(x,y))).$$

Dans une variante préférée, on utilise la formule:

$$U_p'(k,l) = U(k,l) \times G(F'(x+k, y+l) - I(x,y); \lambda \cdot \sigma(I(x,y)))$$

dans laquelle $F'(x,y)$ est l'intensité du point de coordonnées (x,y) dans l'image I' après filtrage par le procédé selon l'invention.

Le coefficient λ permet de régler la force du filtrage. Au même titre que γ , λ est un paramètre du filtrage sur lesquels un utilisateur peut agir quand bon lui semble: au début du traitement d'une image, pendant le traitement; au début du traitement d'une séquence, il n'y a pas de contrainte.

- 5 De l'étape 406 on passe à une étape 407 de calcul des $F(x,y)$, où $F(x,y)$ est l'intensité du point de coordonnées (x,y) de l'image I après filtrage. $F(x,y)$ est obtenu par la formule:

$$F(x, y) = \left(\sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k, l) * I(x+k, y+l) + (1-\gamma) * U_p'(k, l) * I'(x+k, y+l)) \right) / N$$

- Dans cette formule le coefficient γ permet de régler la dépendance temporelle du filtre 101. γ appartient à l'intervalle $[0, 1]$. Plus γ est proche de 0, plus on attache d'importance à l'image I' . A l'extrême, si γ vaut 0, l'image I n'a plus aucune importance. Plus γ est proche de 1, moins on attache d'importance à l'image I' . A l'extrême, si γ vaut 1, l'image I' n'a plus aucune importance. Si γ vaut 1 le procédé est équivalent à un filtre purement spatial. En particulier on peut alors l'appliquer au filtrage d'images fixes n'appartenant pas à une séquence d'images.

Le coefficient N est un coefficient de normalisation. Il est standard pour un noyau, il est obtenu par la formule:

$$N = \sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k, l) + (1-\gamma) * U_p'(k, l))$$

Dans ces formules L vaut $(D-1)/2$, où D est la dimension du noyau. D est donc par nature impaire car $D-1$ doit être divisible par 2.

- 20 De l'étape 407 on passe à une étape 408 dans laquelle on vérifie si tous les points de l'image I ont bien été filtrés. A la fin du filtrage on est en possession d'une image F filtrée pour laquelle le point de coordonnées (x,y) a une intensité $F(x,y)$, $F(x,y)$ étant fonction de $I(x,y)$ de l'image I à filtrer. Dans la mesure où on connaît la définition de l'image I , le nombre de points à traiter est égal à sa définition vertical par sa définition horizontale. Un simple compteur permet de définir un critère de fin de traitement. On peut aussi ne traiter qu'une zone de l'image. Dans ce cas on connaît la définition de la zone et donc on connaît le nombre de points à traiter.

- 30 S'il reste des points à traiter, on passe à une étape 409 d'itération de x et y , sinon, on passe à une étape 410 de traitement d'une image suivante.

Dans l'étape 409 on augmente la valeur de x et ou de y en fonction du

10

mode de parcours de l'image. Dans la pratique on parcourt l'image en lignes. C'est à dire on augmente x d'une unité puis, quand x vaut X_{max} , on augmente y d'une unité et on remet x à 0. On répète ce processus jusqu'à ce que x , respectivement y , valent X_{max} , respectivement Y_{max} . D'autres parcours sont possibles, en colonnes par exemple. D'une manière générale, tout parcours permettant de passer par tous les points de l'image / zone à filtrer sont acceptables pour la mise en œuvre du procédé selon l'invention.

De l'étape 409 on passe à l'étape 405 de calcul de $U_p(k,l)$.

Dans l'étape 410 on vérifie si la séquence d'images comporte une image $t+1$ à traiter / filtrer. Si c'est le cas, on passe de l'étape 410 à l'étape 403 à la différence que l'image traitée n'est plus l'image acquise à la date t , mais l'image acquise à la date $t+1$, et ainsi de suite avec $t+n$, tant qu'il y a des images à traiter.

L'étape 410 peut aussi comporter ou être suivie d'une étape de stockage des images filtrées en vue de leur réutilisation pour une impression, un affichage ou un autre traitement. A ces fins l'appareil mettant en œuvre le procédé selon l'invention comporte une mémoire de stockage, et ou des moyens de connexion à un écran, et ou des moyens de communication avec un tiers appareil traitant des images filtrées, et ou des moyens de traitement d'images filtrées. Ces moyens de traitement sont, par exemple, des codes instructions mis en œuvre de la même manière que le procédé selon l'invention.

REVENDEICATIONS

1 - Procédé de filtrage spatio-temporel du bruit fluoroscopique dans une image caractérisé en ce que :

- 5 - pour chaque point de coordonnées (x,y) d'une première image on pondère les coefficients $U(k,l)$ d'un premier noyau de convolution de dimension D, équivalent à un filtre passe bas, en fonction d'un coefficient G fonction de l'écart calculé entre $I(x,y)$ et $I(x+k, y+l)$, ou $I(x,y)$ est l'intensité du point de coordonnées (x,y) de la première image, et k et l sont des indices
- 10 permettant l'exploration des coefficients du noyau de convolution, on obtient ainsi un deuxième noyau de convolution de coefficients $U_p(k,l)$,

- pour chaque point de coordonnées (x,y) de la première image on pondère les coefficients $U(k,l)$ du premier noyau de convolution en fonction du coefficient G fonction de l'écart calculé entre $I(x,y)$ et $I'(x+k, y+l)$ ou $I'(x,y)$ est l'intensité du point de coordonnées (x,y) d'une deuxième image, on
- 15 obtient ainsi un troisième noyau de convolution de coefficients $U_p'(k,l)$,

- on calcul la valeur filtrée de $I(x,y)$ par la formule:

$$F(x, y) = \left(\sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k, l) * I(x+k, y+l) + (1-\gamma) * U_p'(k, l) * I'(x+k, y+l)) \right) / N \dots (1)$$

$$L = (D-1) / 2 \dots (2)$$

$$\gamma \in [0,1] \dots (3)$$

$$N = \sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k, l) + (1-\gamma) * U_p'(k, l)) \dots (4)$$

ou $F(x,y)$ est la valeur de $I(x,y)$ filtrée.

2 - Procédé selon la revendication 1 caractérisé en ce que:

- 20 $U_p(k,l) = U(k,l) \times G(I(x+k,y+l) - I(x,y); \sigma(I(x,y)))$, et

$$U_p'(k,l) = U(k,l) \times G(I'(x+k,y+l) - I(x,y); \lambda \cdot \sigma(I(x,y)))$$

avec G une fonction de pondération dépendant d'un écart entre la valeur du point à filtrer et de son voisinage, dépendant d'une statistique σ de bruit pour la valeur du point à filtrer, et dépendant d'une force λ de filtrage.

- 25 3 - Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que G est fonction de l'écart ϵ calculé et d'une statistique σ de bruit connu pour $I(x,y)$, on note alors le coefficient G comme la fonction $G(\epsilon, \sigma)$, ou G est donc la valeur en ϵ d'une gaussienne centrée en 0 et de déviation standard σ .

4 - Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que G est

fonction de l'écart ε calculé de type:

$$G(\varepsilon) = -a \cdot \varepsilon + 1, \text{ avec } a > 0, \text{ et}$$

$$U_p(k,l) = U(k,l) \times G(|(x+k,y+l) - I(x,y)|), \text{ et}$$

$$U'_p(k,l) = U(k,l) \times G(|(x+k,y+l) - I(x,y)|)$$

5 5 - Procédé selon l'une des revendications 2 à 4, caractérisé en ce que λ est un nombre réel.

6 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que la formule (1) devient:

$$F(x,y) = \left(\sum_{k=-L}^L \sum_{l=-L}^L (\gamma * U_p(k,l) \cdot I(x+k,y+l) + (1-\gamma) * U'_p(k,l) \cdot F'(x+k,y+l)) \right) / N$$

10 ou $F'(x,y)$ est l'intensité filtrée du point de coordonnées (x,y) de la deuxième image.

7 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 6, une valeur de γ valant 0 implique une dépendante temporelle nulle.

15 8 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que les première et deuxième images sont des images successives d'une séquence d'images, la première image ayant une date t , et la deuxième image ayant une date $t-1$.

9 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que D est un nombre impair.

20 10 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que D vaut 5.

11 - Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que D est supérieur à 5.

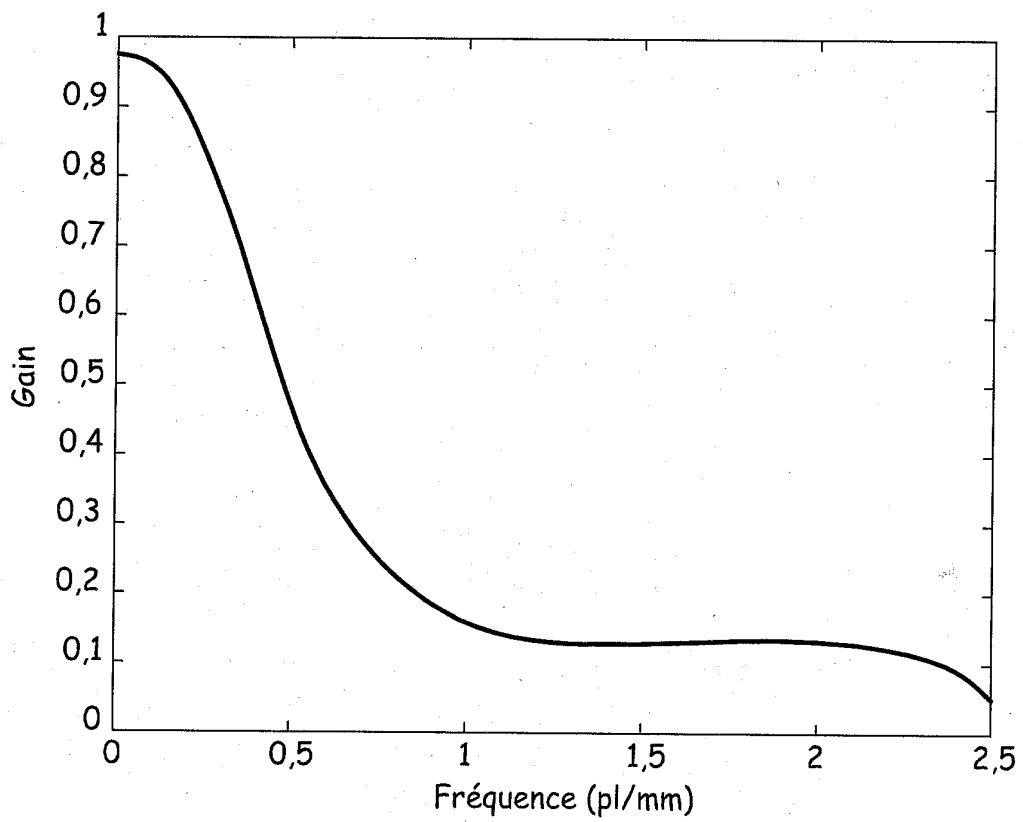
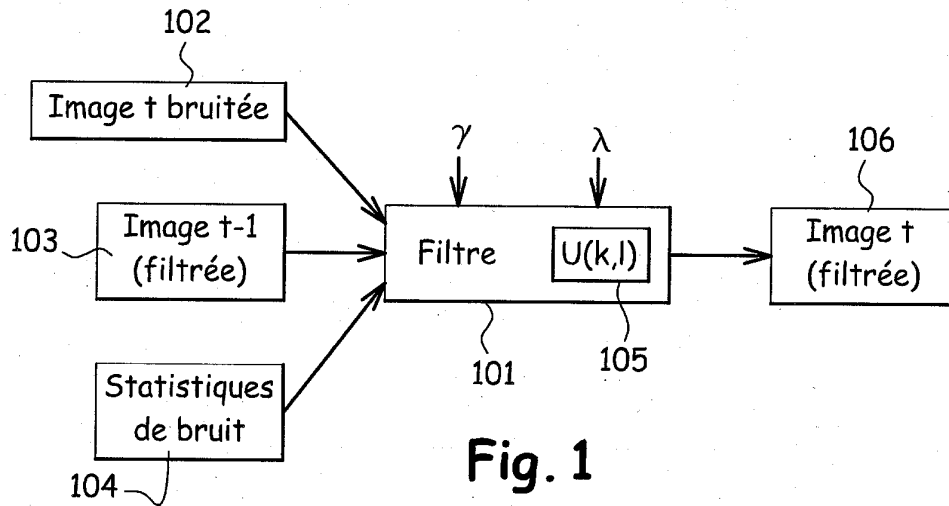


Fig. 2

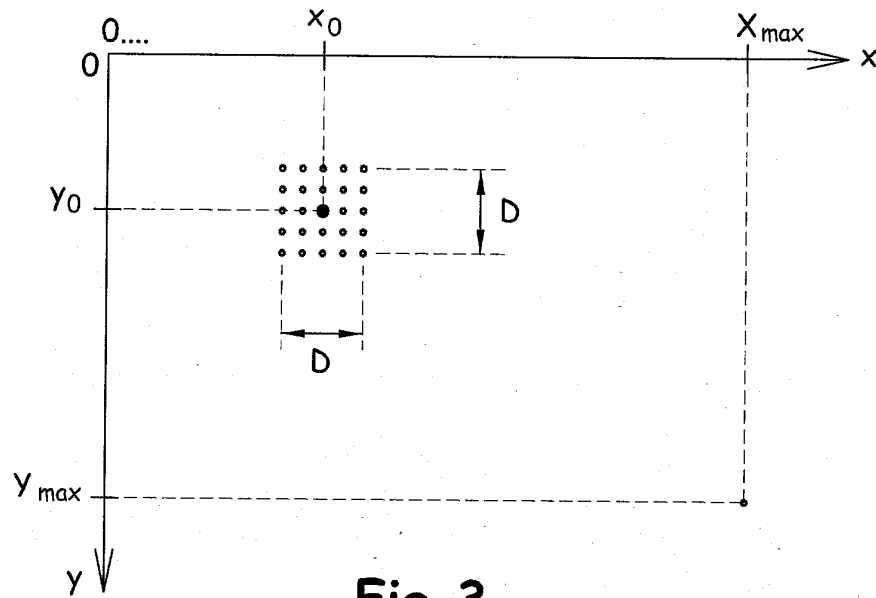


Fig. 3

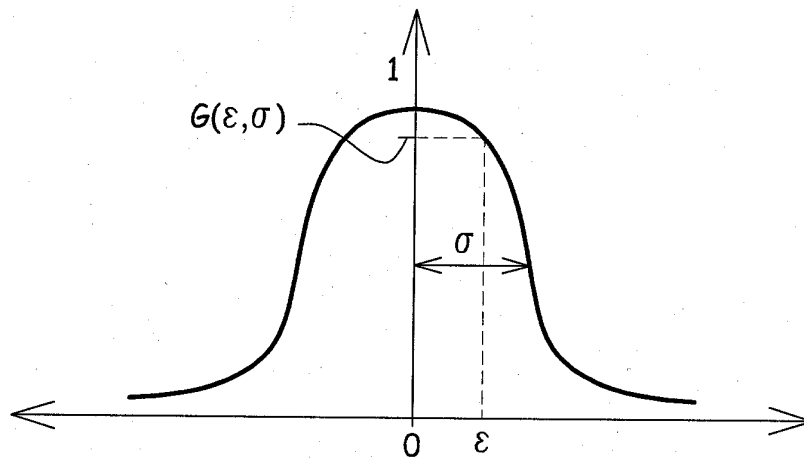


Fig. 5

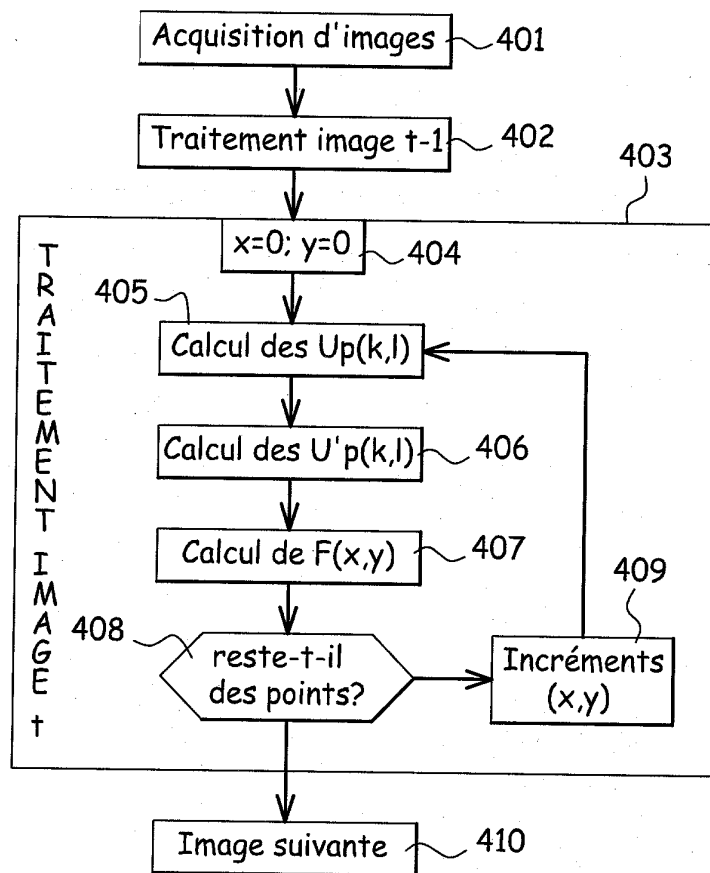


Fig. 4



**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

établi sur la base des dernières revendications
déposées avant le commencement de la recherche

N° d'enregistrement
national

FA 626655
FR 0213727

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
A	AUFRICHTIG R ET AL: "X-RAY FLUOROSCOPY SPATIO-TEMPORAL FILTERING WITH OBJECT DETECTION" IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 14, no. 4, 1 décembre 1995 (1995-12-01), pages 733-746, XP000548591 ISSN: 0278-0062 * page 733, colonne de gauche - page 734, colonne de droite, ligne 38 * * page 736, colonne de gauche - page 737, colonne de gauche, ligne 25 * * figures 3,4 *	1-11	H04N5/325 DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7) G06T
A	US 2002/028025 A1 (HONG SUNG HOON) 7 mars 2002 (2002-03-07) * page 1, alinéa 11 - alinéa 20 * * page 3, alinéa 38 - alinéa 50 * * figure 4 *	1-11	
A	US 2002/101543 A1 (OJO OLUKAYODE ANTHONY ET AL) 1 août 2002 (2002-08-01) * page 1, alinéa 1 - page 2, alinéa 29 *	1-11	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
30 juin 2003		Didierlaurent, P	
<p>CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire</p>		<p>T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure. D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant</p>	

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0213727 FA 626655**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du 30-06-2003
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2002028025 A1	07-03-2002	AUCUN	
US 2002101543 A1	01-08-2002	CN 1419680 T WO 02059835 A1	21-05-2003 01-08-2002