

12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22) Date de dépôt : 04.09.01.

30) Priorité :

43) Date de mise à la disposition du public de la demande : 07.03.03 Bulletin 03/10.

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) : KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS NV Naamlooze vennootschap — NL.

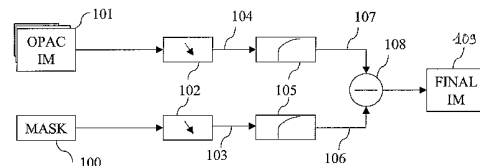
72) Inventeur(s) : HAUPERT SYLVAIN, RONGEN PETER et STEGEHUIS HERMANN.

73) Titulaire(s) :

74) Mandataire(s) : SPID.

54) PROCÉDE DE TRAITEMENT D'IMAGES POUR ANGIOGRAPHIE SOUSTRACTIVE NUMÉRISÉE.

57) L'invention concerne le domaine de l'angiographie soustractive numérisée. Un procédé de traitement d'images est appliqué à un masque numérisé (100) et à une séquence d'images opacifiées numérisées (101). Une fonction logarithmique (105) est appliquée aux valeurs des pixels du masque numérisé et aux valeurs des pixels de la séquence d'images opacifiées numérisées, puis on effectue une soustraction (108) de la valeur logarithmique de chaque pixel d'une image opacifiée numérisée à la valeur logarithmique du pixel correspondant dans le masque numérisé. Afin d'améliorer la qualité des images traitées, une étape de traitement (102) apte à diminuer certaines valeurs de pixels du masque numérisé et des images opacifiées numérisées est appliquée avant application de la fonction logarithmique.



Procédé de traitement d'images pour angiographie soustractive numérisée.

5 DOMAINE TECHNIQUE

L'invention concerne un procédé de traitement d'images pour générer une séquence d'images d'angiographie soustractive numérisée (en anglais Digital Subtraction Angiography) à partir d'un masque numérisé comprenant des valeurs de pixels et d'une séquence d'images opacifiées numérisées comprenant des valeurs de pixels, le procédé comprenant une étape d'application d'une fonction logarithmique aux valeurs des pixels du masque numérisé et aux valeurs des pixels de la séquence d'images opacifiées numérisées, pour obtenir des valeurs logarithmiques de pixels et une étape de soustraction de la valeur logarithmique de chaque pixel d'une image opacifiée numérisée à la valeur logarithmique du pixel correspondant dans le masque numérisé.

ETAT DE LA TECHNIQUE ANTERIEURE

L'angiographie soustractive numérisée est décrite dans un ouvrage de R. Kruger et S. Riederer intitulé « Basic Concept of Digital Subtraction Angiography » (G.K hall Medical Publisher, Boston, MA, 1984). Une telle technique d'imagerie médicale est notamment utilisée pour l'étude de vaisseaux sanguins d'un patient. Une région du patient est traversée par des rayons X. En sortie de cette région, les rayons X sont convertis en lumière, laquelle est convertie en un signal électrique qui permet d'obtenir une image, appelée masque. Un agent de contraste, par exemple comprenant de l'iode, est ensuite injecté dans les vaisseaux sanguins du patient. Une séquence d'images opacifiées est alors obtenues grâce aux rayons X qui ont traversé ladite région. Par l'expression « séquence d'images », il faut entendre une image ou plusieurs images successives. Le masque ainsi que les images opacifiées sont alors numérisés. Le masque numérisé comprend des pixels possédant chacun une valeur de brillance, encore appelée « niveau de gris », par exemple comprise entre 0 et 255. Il en est de même pour une image opacifiée numérisée. Une fonction logarithmique est alors appliquée aux valeurs des pixels du masque numérisé et des images opacifiées numérisées. On soustrait alors, pour chaque pixel d'une image opacifiée numérisée, sa valeur logarithmique à la valeur logarithmique du pixel correspondant dans le masque numérisé. Par 'fonction logarithmique', il faut entendre une fonction dont la dérivée est grande pour des valeurs faibles d'une variable à laquelle elle est appliquée, puis décroît et tend vers zéro pour des valeurs importantes de la variable. Par exemple, la fonction

« logarithme népérien » peut être appliquée, ou encore une fonction f du type $f(x)=x^{1/n}$ où x est la variable et n est un nombre entier.

Un procédé tel que décrit ci-dessus permet d'obtenir une séquence d'images finale qui ne contient que les vaisseaux sanguins de la région étudiée. En effet, la soustraction du masque permet de supprimer des objets qui apparaissent dans la séquence d'images opacifiées et qui sont gênant pour une analyse des vaisseaux, tels des tissus ou des os. Cependant, la demanderesse a constaté qu'en appliquant ce procédé, certains vaisseaux n'apparaissent pas ou sont peu visibles dans la séquence d'images finale, notamment des vaisseaux qui se trouvent superposés à une structure sombre, tel un os, dans la séquence d'images opacifiées.

EXPOSE DE L'INVENTION

Un but de l'invention est de proposer un procédé de traitement d'images permettant notamment de restituer certains vaisseaux qui sont peu ou pas visible lorsque l'on utilise le procédé décrit dans l'état de la technique.

L'invention prend en compte les considérations suivantes. L'application d'une fonction logarithmique permet d'augmenter un contraste entre des objets sombres qui possèdent des niveaux de gris proches. En effet, une telle fonction possède un gain, représenté par sa dérivée, élevé pour des valeurs faibles d'une variable à laquelle elle est appliquée. Par conséquent, l'application d'une fonction logarithmique permet de faire apparaître des vaisseaux dans la séquence d'images finale, même si ceux-ci sont superposés à des structures sombres dans la séquence d'images opacifiées. Ceci est valable si lesdites structures sombres possèdent effectivement des niveaux de gris faibles. Cependant, il est fréquent, en angiographie, qu'un rayonnement X secondaire (en anglais scatter radiation) apparaisse, du à une diffraction des rayons X par certaines structures de la région du patient étudiée. Un tel rayonnement X secondaire a notamment pour effet d'augmenter la valeur de certains pixels du masque numérisé et des images opacifiées numérisées. Par conséquent, des structures qui, en l'absence de rayonnement X secondaire, devraient posséder des niveaux de gris faibles, possèdent des niveaux de gris relativement élevés. De ce fait, l'application de la fonction logarithmique ne permet plus de faire apparaître des vaisseaux superposés à des structures telles des os.

Selon l'invention, un procédé de traitement d'images tel que défini dans le paragraphe d'ouverture est caractérisé en ce qu'il comprend, avant l'étape d'application d'une fonction logarithmique, une étape de traitement apte à diminuer certaines valeurs de pixels du masque numérisé et des images opacifiées numérisées.

En diminuant certaines valeurs des pixels du masque numérisé et des images opacifiées numérisées, l'effet du rayonnement X secondaire s'estompe et l'application de la fonction logarithmique permet de nouveau de faire apparaître des vaisseaux superposés à des structures sombres dans la séquence d'images opacifiées. Par exemple, il est possible de mesurer, pour chaque pixel du masque et des images opacifiées numérisées, une contribution du rayonnement X secondaire à la valeur dudit pixel, et de soustraire cette contribution à cette valeur.

Dans un mode de réalisation préférentiel de l'invention, ladite étape de traitement comprend les sous-étapes de sélection, dans la séquence d'images opacifiées numérisées, de la valeur de pixel la plus basse et de soustraction à toutes les valeurs des pixels de la séquence d'images opacifiées numérisées et du masque numérisé, d'une certaine fraction de cette valeur de pixel la plus basse.

Selon ce mode de réalisation, on considère que le rayonnement X secondaire apporte la même contribution à tous les pixels du masque et des images opacifiées numérisées, et on approche cette contribution par une fraction, par exemple la moitié, de la valeur de pixel la plus basse dans la séquence d'images opacifiées numérisées. Un tel mode de réalisation est particulièrement simple à mettre en œuvre, car il permet de s'affranchir d'une mesure de la contribution du rayonnement X secondaire à la valeur de chaque pixel.

Dans une première variante de l'invention, le procédé de traitement d'images est caractérisé en ce qu'il comprend, en sortie de l'étape de soustraction, une étape de filtrage de bruit impulsionnel.

Les étapes de traitement, d'application de la fonction logarithmique et de soustraction, si elles permettent de restituer certains vaisseaux, introduisent également dans la séquence d'images finale, du bruit, notamment du bruit de type impulsionnel. Selon cette variante, ce bruit impulsionnel diminue, afin de faciliter l'analyse de la séquence d'images finales par un médecin.

Dans un mode de réalisation préférentiel de cette première variante, ladite étape de filtrage utilise un filtre morphologique.

L'utilisation d'un tel filtre permet de supprimer une bonne partie du bruit impulsionnel, tout en conservant des détails importants pour l'analyse effectuée par le médecin, par exemple des vaisseaux fins.

Dans une deuxième variante de l'invention, le procédé de traitement d'images est caractérisé en ce qu'il comprend en outre, avant l'étape de traitement, une étape de filtrage temporel.

L'étape de traitement et l'application de la fonction logarithmique ont pour effet d'amplifier du bruit présent dans le masque et la séquence d'images opacifiées, lorsque ce bruit se situe dans des zones sombres. Or du bruit quantique est inhérent à l'angiographie soustractive numérisée. Selon cette deuxième variante,

une bonne partie du bruit quantique est supprimée avant l'étape de traitement et l'application de la fonction logarithmique, de sorte que peu de bruit quantique subsiste dans la séquence d'images finale.

5 BREVE DESCRIPTION DES FIGURES

L'invention sera mieux comprise et d'autres détails apparaîtront dans la description qui va suivre en regard des dessins annexés qui sont donnés à titre d'exemples non limitatifs et dans lesquels :

- la figure 1a illustre un procédé de traitement d'images selon l'invention ;
- la figure 1b est une courbe de gain d'une fonction logarithmique appliquée dans le procédé de la figure 1 ;
- la figure 1c représente la courbe de gain de la figure 1b pour des valeurs de pixels faibles ;
- 15 - la figure 2 illustre une étape de filtrage utilisée dans une première variante de l'invention ;
- les figures 3a à 3c illustrent des opérations d'ouverture et de fermeture appliquées dans l'étape de filtrage de la figure 2 ;
- la figure 4a illustre un filtre temporel utilisé dans une deuxième variante de l'invention, et la figure 4b illustre un procédé de traitement d'images mettant en œuvre le filtre temporel de la figure 4a ;
- 20 - la figure 5 illustre un appareil d'imagerie médicale mettant en œuvre l'invention ;

25 EXPOSE DETAILLE D'AU MOINS UN MODE DE REALISATION DE L'INVENTION

La figure 1a illustre un procédé de traitement d'images selon l'invention. Un masque numérisé 100 est obtenu par détection de rayons X ayant traversé une région d'un patient, puis numérisation. Une séquence d'images opacifiées numérisées 101 est obtenue par détection des rayons X ayant traversé la même région, puis numérisation, un agent de contraste ayant été injecté dans des vaisseaux sanguins du patient. Le masque numérisé 100 ainsi que la séquence d'images opacifiées numérisées 101 subissent successivement une étape de traitement 102 pour donner respectivement un masque traité 103 et une séquence d'images opacifiées traitées 104, et une étape d'application d'une fonction logarithmique 105, pour donner respectivement un masque logarithmique 106 et une séquence d'images opacifiées logarithmiques 107. Le masque logarithmique 106 est alors soustrait à chaque image de la séquence d'images opacifiées logarithmiques 107, lors d'une étape de soustraction 108, et on obtient une séquence d'images finale 109.

Il faut noter que sur la figure 1a, le procédé selon l'invention est appliqué à plusieurs images opacifiées successives, qui forment la séquence d'images opacifiées numérisées 101, c'est à dire que les étapes 102, 105 et 108 sont successivement appliquées à chaque image opacifiée numérisée de la séquence 101.

5 Bien entendu, le procédé selon l'invention peut être appliqué à une seule image opacifiée numérisée, c'est à dire qu'il n'est pas nécessaire d'avoir plusieurs images successives pour appliquer ce procédé.

La figure 1b représente une courbe de gain de la fonction logarithmique appliquée lors de l'étape 105. La figure 1c représente la même courbe de gain, pour de faibles valeurs de pixels. La courbe de gain représente, en
10 de gain, pour de faibles valeurs de pixels. La courbe de gain représente, en ordonnée, le gain de la fonction logarithmique en fonction de la valeur d'un pixel, représentée en abscisse et comprise entre 0 et 255, les basses valeurs correspondant à des zones sombres, les hautes valeurs à des zones claires. Un pixel ayant une certaine valeur après l'étape 102 verra, lors de l'étape 105, sa valeur
15 multipliée par le gain correspondant sur ladite courbe de gain. Il faut noter qu'une table de conversion LUT (LUT est l'abréviation de l'expression anglaise Look-Up Table) est généralement utilisée pour appliquer la fonction logarithmique.

Dans une hypothèse, pour parvenir à une meilleure compréhension de l'invention, on considère tout d'abord que l'étape de traitement 102 n'est pas
20 appliquée.

Dans un cas théorique où le rayonnement X secondaire est nul et où l'on s'intéresse à une zone sombre comprenant un vaisseau sanguin superposé à un os. Si l'on considère, par exemple, que les pixels correspondant au vaisseau sanguin ont une valeur égale à 12 dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101 et que les
25 pixels correspondant à l'os ont une valeur égale à 16 dans le masque numérisé 101. Ces valeurs sont proches, de sorte que, si on soustrayait le masque numérisé 100 à la séquence d'images opacifiées numérisées 101, sans appliquer la fonction logarithmique, le vaisseau sanguin serait peu visible dans la séquence d'images finale 109. Grâce à la fonction logarithmique, les pixels du vaisseau sont multipliés
30 par environ 10 et les pixels de l'os par environ 4, comme le montre la figure 1c. Par conséquent, après application de la fonction logarithmique, les pixels du vaisseau ont une valeur d'environ 120 et les pixels de l'os une valeur d'environ 64. L'écart de niveaux de gris est alors suffisant pour que, après l'étape de soustraction 108, le vaisseau sanguin apparaisse dans la séquence d'images finale 109.

35 Cependant, du fait du rayonnement X secondaire, la valeur des pixels du masque numérisé 100 et de la séquence d'images opacifiées numérisées 101 augmente. Par exemple, au lieu d'être égale à 12, comme en l'absence de rayonnement X secondaire, la valeur des pixels du vaisseau peut être égale à 24. la valeur des pixels de l'os peut alors être égale à 28. Or, pour des valeurs de pixels de

24 et 28, le gain de la fonction logarithmique est quasiment identique, comme le montre la figure 1c. Par conséquent, malgré l'application de la fonction logarithmique, les pixels du vaisseau dans la séquence d'images opacifiées logarithmiques 107 ont des valeurs proches des pixels de l'os dans le masque logarithmique 106, de sorte que l'étape de soustraction 108 ne peut faire apparaître distinctement le vaisseau dans la séquence d'images finale 109, ce qui est un inconvénient.

Selon l'invention, on applique une étape de traitement 102 qui permet de remédier à cet inconvénient. En effet, lors de cette étape de traitement 102, les valeurs de certains pixels sont diminuées. Par exemple, si l'on dispose d'un système permettant de mesurer la contribution du rayonnement X secondaire à la valeur de chaque pixel dans le masque numérisé 100 et dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101, on peut retrancher cette contribution à la valeur de chaque pixel. Ainsi, dans le masque traité 103 et dans la séquence d'images opacifiées traitées 104, les pixels ont des valeurs identiques aux valeurs que l'on obtiendrait en l'absence de rayonnement secondaire X. De la sorte, pour des raisons indiquées ci-dessus, après application de la fonction logarithmique lors de l'étape 105, l'étape de soustraction 108 est apte à restituer distinctement les vaisseaux qui, dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101, se trouvent superposés à des structures sombres tels des os. Cependant, un tel système est généralement encombrant et techniquement complexe.

C'est pourquoi, dans un mode de réalisation préférentiel de l'invention, on retranche aux valeurs de tous les pixels du masque numérisé 100 et de la séquence d'images opacifiées numérisées 101, une certaine fraction de la valeur de pixel la plus basse dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101. Par exemple, cette fraction peut être égale à cinquante pour cent. Si l'on reprend l'exemple précédemment décrit où, du fait du rayonnement secondaire X, les pixels d'un vaisseau ont une valeur égale à 24 et les pixels d'un os une valeur égale à 28. Si l'on suppose que, dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101, le vaisseau est la structure la plus sombre, c'est à dire que la valeur de pixel la plus basse est égale à 24. Si l'on retranche aux valeurs de tous les pixels du masque numérisé 100 et de la séquence d'images opacifiées numérisées 101 une moitié de cette valeur de pixel la plus basse, c'est à dire 12, les pixels du vaisseau auront, dans la séquence d'images opacifiées traitées 104, une valeur égale à 12, et les pixels de l'os auront, dans le masque traité 103, une valeur égale à 16. De ce fait, pour des raisons indiquées ci-dessus, après application de la fonction logarithmique lors de l'étape 105, l'étape de soustraction 108 est apte à restituer distinctement le vaisseau. De plus, ce procédé est particulièrement simple à implémenter. En effet, connaissant les valeurs de tous les pixels de la séquence d'images opacifiées

numérisées 101, il est aisé d'en sélectionner la plus basse, puis de retrancher une fraction prédéterminée de cette valeur la plus basse à tous les pixels du masque numérisé 100 et de la séquence d'images opacifiées numérisées 101.

Cependant, l'utilisation du procédé selon l'invention peut introduire du
5 bruit dans la séquence d'images finale 109, notamment du bruit de type impulsif. Un tel bruit se caractérise par un aspect granuleux de la séquence d'images finale 109. Un tel bruit est encore qualifié de « bruit poivre et sel » ou de « bruit de speckle »

En effet, du bruit impulsif est naturellement présent dans des images
10 d'angiographie. Si ce bruit impulsif est peu visible dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101, il est toutefois amplifié par une combinaison de l'étape de traitement 102 et de l'étape d'application d'une fonction logarithmique 105. En effet, lorsque ce bruit se situe dans des zones sombres, il est amplifié par
15 l'application de la fonction logarithmique lors de l'étape 105, car le gain de la fonction logarithmique est important pour des valeurs de pixels faibles. De plus, l'étape de traitement 102 ayant pour effet de réduire les valeurs des pixels correspondant à ce bruit impulsif, la gain appliqué à ces valeurs sera d'autant plus élevé, donc ce bruit impulsif sera d'autant plus amplifié. Ceci est un inconvénient, car l'analyse de la séquence d'images finale 109 est perturbée par un
20 tel bruit impulsif.

Selon une première variante de l'invention, une étape de filtrage de
bruit impulsif est appliquée à la séquence d'images finale 109 afin de remédier à ce dernier inconvénient. Cette étape de filtrage consiste à appliquer à la séquence
25 d'images finale 109 un filtre apte à réduire le bruit impulsif. Par exemple, un filtre non-linéaire, tel un filtre médian, peut être appliqué. On peut également appliquer une combinaison d'un filtre linéaire et d'un filtre non-linéaire, tel un filtre FMH (FMH est l'abréviation de l'expression anglaise 'Finite impulse response Median Hybrid filter'), ou un filtre nécessitant une connaissance a priori du bruit, tel un filtre de Wiener. Préférentiellement, l'étape de filtrage de bruit impulsif utilise un
30 filtre morphologique.

Les filtres morphologiques sont décrits dans un ouvrage de Jean Serra intitulé « Image Analysis and Mathematical Morphology » (Academic Press, London, 1982). Un filtre morphologique s'applique à une image comprenant des pixels. Un
35 filtre morphologique peut être une opération morphologique ou une combinaison d'opérations morphologiques et éventuellement d'autres opérations, telles une soustraction ou une addition. Il existe différentes opérations morphologiques, qui utilisent des éléments structurants, encore appelés kernels, qui s'appliquent sur un voisinage de chaque pixel de l'image. Les filtres morphologiques étant connus de

l'homme du métier, ils ne seront pas d'avantage détaillés ici. Cependant, on rappelle ci-après des définitions de certaines opérations morphologiques :

- Une érosion d'une image remplace la valeur de chaque pixel par la plus basse valeur du voisinage sur lequel s'applique le kernel.
- 5 • Une dilatation d'une image remplace la valeur de chaque pixel par la plus grande valeur du voisinage sur lequel s'applique le kernel.
- Une ouverture d'une image consiste en une érosion suivie d'une dilatation ; on obtient une image ouverte.
- Une fermeture consiste en une dilatation suivie d'une érosion ; on obtient
- 10 une image fermée.
- Une fonction Top-Hat consiste à retrancher à une image son image ouverte.
- Une fonction Bot-Hat consiste à retrancher une image à son image fermée.

Les figures 2 à 3c illustrent un exemple de filtre morphologique appliqué à la séquence d'images finale 109. Une fonction Bot-Hat 200 est appliquée

15 à la séquence d'images finale 109, pour donner une première séquence d'images 201. Une fonction Top-Hat 202 est alors appliquée à la première séquence d'images 201 pour donner une deuxième séquence d'images 203. Chaque valeur de pixel de la première séquence d'images 201 est multipliée par (-1), et une première addition 204 est effectuée entre la première séquence d'images 201 ainsi traitée et la

20 deuxième séquence d'images 203, pour donner une troisième séquence d'images 205. Chaque valeur de pixel de la troisième séquence d'images 205 subit une première multiplication 206 par un premier paramètre réglable c_1 , pour donner une quatrième séquence d'images 207. Chaque valeur de pixel de la deuxième séquence

d'images 203 subit une deuxième multiplication 208 par un deuxième paramètre

25 réglable c_2 , pour donner une cinquième séquence d'images 209. Finalement, une deuxième addition 210 est effectuée, entre la séquence d'images finale 109, la quatrième séquence d'images 207 et la cinquième séquence d'images 209, pour donner une séquence d'images sans bruit 211.

Les figures 3a et 3c illustrent une fermeture utilisée dans la fonction

30 Bot-Hat 200 de la figure 2. Une image 300 subit, lors d'une première étape de dilatation, quatre dilatations utilisant quatre kernels A1 à A4. On obtient quatre images dilatées, qui subissent une étape de moyennage 302 pour donner une première image moyennée, qui subit alors lors d'une première étape d'érosion 303, quatre érosions utilisant quatre kernels B1 à B4. On obtient alors quatre images

35 érodées qui subissent l'étape de moyennage 302 pour donner une image fermée 304. Si l'image 300 est une image de la séquence d'images finale 109, cette fermeture permet de supprimer une bonne partie du bruit impulsif, de conserver des vaisseaux épais et de supprimer certains vaisseaux fins. Les kernels utilisés

tiennent compte de différentes orientations possibles des vaisseaux ainsi que du bruit à éliminer, qui est un bruit impulsionnel qui s'étend donc généralement sur moins de trois pixels.

Ainsi, la fonction Bot-Hat 200 de la figure 2, lorsqu'elle est appliquée à la séquence d'images finale 109, permet d'obtenir la première séquence d'images 201, qui contient des vaisseaux fins ainsi que du bruit impulsionnel, en échelle de gris inversée puisque une soustraction est effectuée.

Les figures 3b et 3c illustrent une ouverture utilisée dans la fonction Top-Hat 202 de la figure 2. Une image 300 subit, lors d'une deuxième étape d'érosion 305, quatre érosions utilisant les quatre kernels A1 à A4. On obtient quatre images érodées, qui subissent l'étape de moyennage 302 pour donner une deuxième image moyennée, qui subit alors lors d'une deuxième étape de dilatation 306, quatre dilations utilisant les quatre kernels B1 à B4. On obtient alors quatre images dilatées qui subissent l'étape de moyennage 302 pour donner une image ouverte 307. Si l'image 300 est une image de la première séquence d'images 201, cette ouverture permet de conserver les vaisseaux fins, en échelle de gris inversée.

Ainsi, la fonction Top-Hat 202 de la figure 2, lorsqu'elle est appliquée à la première séquence d'images 201, permet d'obtenir la deuxième séquence d'images 202, qui contient le bruit impulsionnel, en échelle de gris inversée.

La première addition 204 permet donc d'obtenir la troisième séquence d'images 205, qui contient les vaisseaux fins. Par conséquent, si l'on suppose que les paramètres réglables c_1 et c_2 sont égaux à un, la deuxième addition 210 consiste à additionner les vaisseaux fins et à soustraire le bruit impulsionnel à la séquence d'images finale 109. Ceci permet donc de supprimer le bruit impulsionnel et d'amplifier les vaisseaux fins dont l'analyse, dans la séquence d'images finale 109, est difficile du fait du bruit impulsionnel. Les paramètres réglables c_1 et c_2 permettent un réglage fin des contributions du bruit impulsionnel et des vaisseaux fins dans l'image sans bruit 211.

Le procédé selon l'invention tendant à amplifier du bruit présent dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101, il est souhaitable de diminuer ce bruit avant d'appliquer les étapes de traitement 102 et d'application de la fonction logarithmique 105. Or, dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101 apparaît généralement un bruit quantique, qui est un bruit aléatoire, c'est à dire qu'il n'est pas identique d'une image à une autre de la séquence d'images opacifiées numérisées 101. Ce bruit quantique représente un inconvénient, car il se superpose à des vaisseaux sanguins fins dans la séquence d'images finale 109.

Selon une deuxième variante de l'invention, une étape de filtrage temporel est appliquée afin de remédier à cet inconvénient. Il faut noter que cette deuxième variante de l'invention ne peut être mis en œuvre que si l'on dispose de

plusieurs images opacifiées successives. Elle ne peut être mise en œuvre si l'on ne dispose que d'une seule image opacifiée.

La figure 4a illustre un exemple de filtre temporel utilisé pour mettre en œuvre cette deuxième variante de l'invention. La séquence d'images opacifiées numérisées 101 comprend plusieurs images successives. Pour chaque image 401 de cette séquence 101, on considère une image 400 qui la précède directement, et une image 402 qui la suit directement. Les valeurs des pixels de l'image 400 sont multipliées par un quart, les valeurs des pixels de l'image 401 sont multipliées par un demi et les valeurs des pixels de l'image 402 sont multipliées par un quart. On additionne ainsi les valeurs obtenues, et on obtient de la sorte une image filtrée 403. Un ensemble d'images 403 ainsi filtrées forme une séquence d'images filtrées 405. Il faut noter qu'un tel filtre temporel peut également être appliqué à une séquence de masques, dans un cas où l'on dispose de plusieurs masques successifs.

La figure 4b illustre un procédé de traitement pouvant être appliqué à la séquence d'images opacifiées numérisées 101 et au masque numérisé 100 pour obtenir la séquence d'images sans bruit 211. Ce procédé comprend, outre des étapes décrites sur la figure 1a, une étape de filtrage temporel 404, telle que décrite sur la figure 4a et une étape de filtrage morphologique 406, telle que décrite sur la figure 2.

La figure 5 illustre un appareil d'imagerie médicale mettant en œuvre l'invention. L'appareil comprend une source de rayons X 500, une table 501 destinée à recevoir un patient 502 à examiner, un convertisseur de photons 503, une caméra 504, un convertisseur analogique-numérique 505, un dispositif de traitement d'images 506, un moniteur 507, des moyens de stockage de données 508 et une interface 509.

Le convertisseur de photons 503 convertit en lumière les rayons X générés par la source de rayons X 500 et ayant traversé le patient 502. La caméra 503 convertit cette lumière en un signal électrique, qui est ensuite numérisé grâce au convertisseur analogique-numérique 505. Le dispositif de traitement d'images 506 effectue le procédé selon l'invention, et le moniteur 507 permet de visualiser une séquence d'images d'angiographie soustractive numérisée après traitement par le procédé selon l'invention. Les moyens de stockage 508 permettent notamment de stocker les images successives de la séquence d'images opacifiées numérisées 101 ainsi que le masque numérisé 100. L'interface 509 permet par exemple de régler certains paramètres réglables, tels c_1 et c_2 . Il faut noter que le dispositif de traitement d'images 506 peut être implémenté sous la forme d'un microprocesseur programmable ou d'un circuit comprenant des éléments comme des filtres, des mémoires ou des opérateurs logiques destinés à réaliser différentes étapes décrites dans l'invention.

La description ci-dessus en référence aux figures illustre l'invention plutôt qu'elle ne la limite. A cet égard, quelques remarques sont faites ci-dessous. Sur les figures 1a et 1b, un exemple de courbe de gain d'une fonction logarithmique est donné. Bien entendu, d'autres fonctions logarithmiques peuvent être utilisées, 5 présentant des courbes de gain légèrement différentes, dès lors que ces fonctions possèdent des propriétés nécessaires à la mise en œuvre de l'invention.

Sur la figure 2, un exemple de filtre morphologique est illustré. Bien entendu, d'autres filtres morphologiques peuvent être utilisés pour réduire le bruit impulsif. De la même façon, une ouverture, une fermeture ainsi que des kernels 10 sont donnés sur les figures 3a à 3c. D'autres ouvertures, fermetures et kernels peuvent être utilisés, dès lors que leur application dans un filtre morphologique permet une réduction du bruit impulsif.

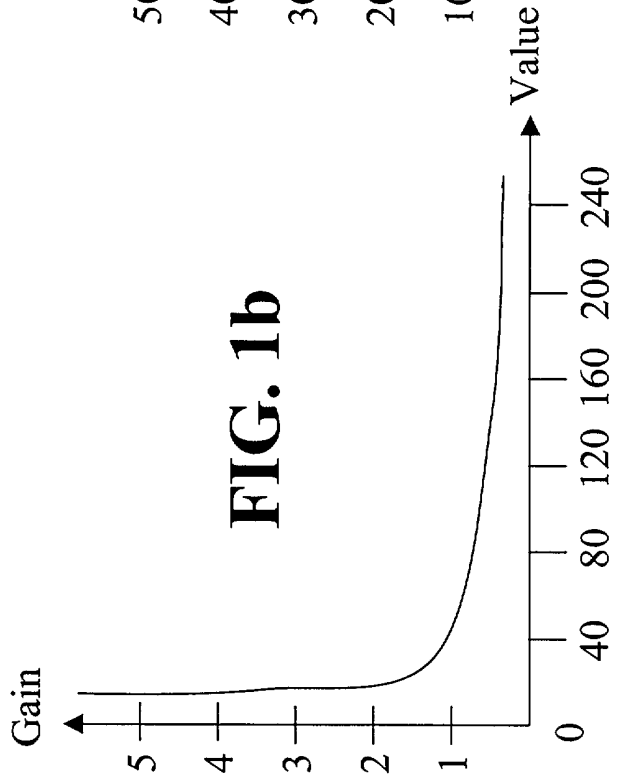
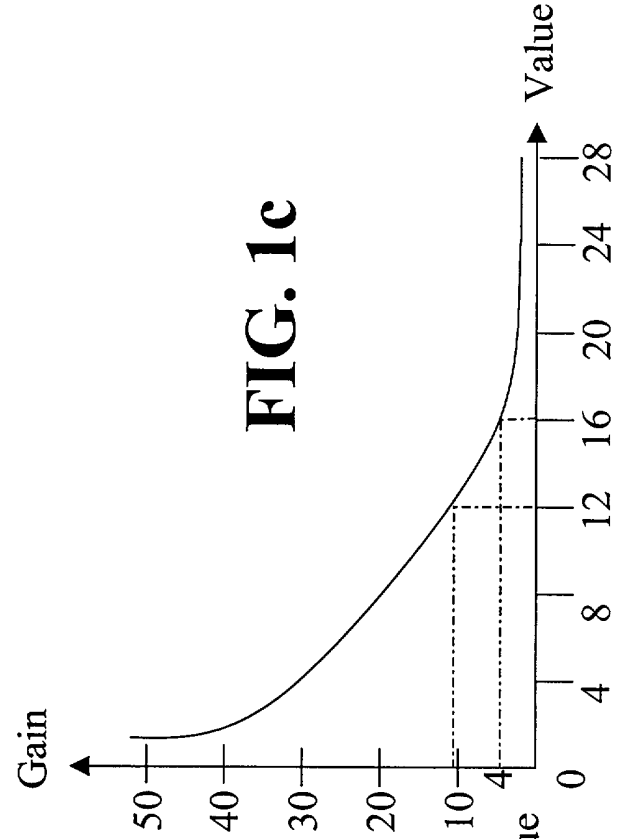
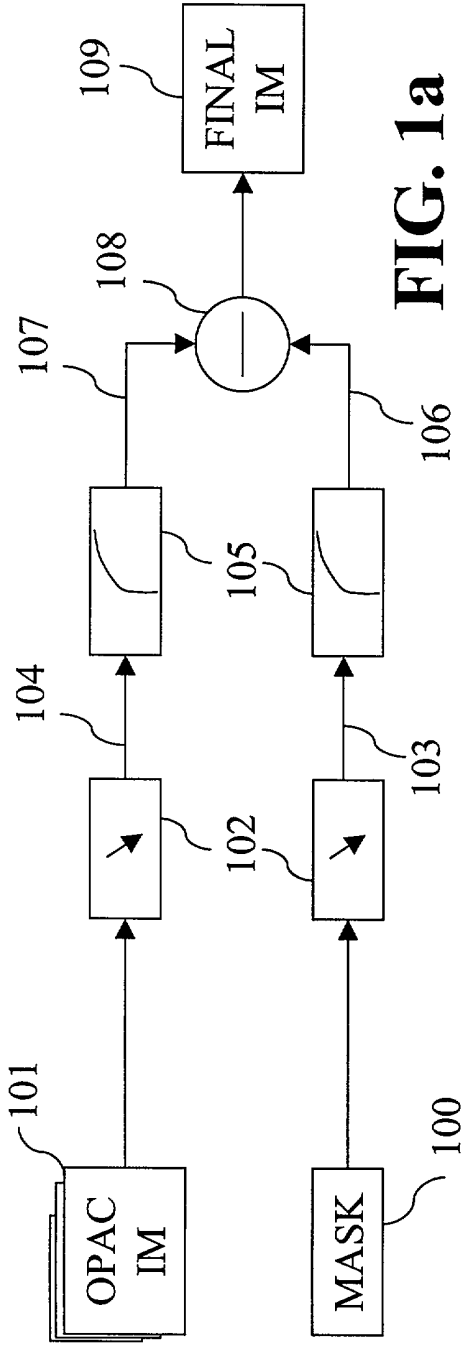
Sur la figure 4a, un exemple de filtre temporel est illustré. Bien entendu, d'autres filtres temporels peuvent être utilisés, dès lors qu'ils permettent de réduire le bruit 15 dans la séquence d'images opacifiées numérisées 101 et éventuellement dans le masque numérisé 100.

En principe, il est possible d'implémenter le procédé selon l'invention au moyen d'un dispositif de traitement de données, par exemple un circuit d'ordinateur, convenablement programmé. Un jeu d'instructions contenu dans une mémoire de 20 programmation peut entraîner le circuit d'ordinateur à effectuer les différentes étapes décrites précédemment. Le jeu d'instructions peut être chargé dans la mémoire de programmation par la lecture d'un support de données comme, par exemple, un disque qui contient le jeu d'instructions. La lecture peut s'effectuer par l'intermédiaire d'un réseau de communication comme, par exemple, l'Internet. Dans 25 cas, un fournisseur de service (en anglais: service provider) mettra le jeu d'instructions à la disposition des intéressés.

Revendications

- 5 1. Procédé de traitement d'images pour générer une séquence d'images d'angiographie soustractive numérisée (109) à partir d'un masque numérisé (100) comprenant des valeurs de pixels et d'une séquence d'images opacifiées numérisées (101) comprenant des valeurs de pixels, ledit procédé comprenant les étapes de :
- 10 - application d'une fonction logarithmique (105) aux valeurs des pixels du masque numérisé et aux valeurs des pixels de la séquence d'images opacifiées numérisées, pour obtenir des valeurs logarithmiques de pixels ;
- soustraction de la valeur logarithmique de chaque pixel d'une image opacifiée numérisée à la valeur logarithmique du pixel correspondant dans le masque numérisé;
- 15 ledit procédé étant caractérisé en ce qu'il comprend, avant l'étape d'application d'une fonction logarithmique, une étape de traitement (102) apte à diminuer certaines valeurs de pixels du masque numérisé et des images opacifiées numérisées.
- 20 2. Procédé de traitement d'images selon la revendication 1, caractérisé en ce que ladite étape de traitement comprend les sous-étapes de :
- sélection, dans la séquence d'images opacifiées numérisées, de la valeur de pixel la plus basse ;
- soustraction à toutes les valeurs des pixels de la séquence d'images opacifiées numérisées et du masque numérisé, d'une certaine fraction de cette valeur de pixel
- 25 la plus basse.
3. Procédé de traitement d'images selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend, en sortie de l'étape de soustraction, une étape de filtrage de
- 30 bruit impulsionnel.
4. Procédé de traitement d'images selon la revendication 3, caractérisé en ce que ladite étape de filtrage utilise un filtre morphologique (406).
- 35 5. Procédé de traitement d'images selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comprend en outre, avant l'étape de traitement, une étape de filtrage temporel (404).

6. Procédé de traitement d'images selon la revendication 5, caractérisé en ce qu'il comprend, en sortie de l'étape de soustraction, une étape de filtrage de bruit impulsionnel.
- 5 7. Programme d'ordinateur comprenant des instructions de code de programme pour l'exécution des étapes du procédé selon l'une des revendication 1 à 6 lorsque ledit programme est exécuté sur un processeur.
- 10 8. Système de traitement d'images comprenant un processeur destiné à la mise en œuvre d'un programme d'ordinateur selon la revendication 8 ou un circuit destiné à la mise en œuvre du procédé de traitement d'images selon l'une des revendications 1 à 6, et un dispositif de projection des images traitées selon ledit procédé.
- 15 9. Appareil d'imagerie médicale comprenant un dispositif d'acquisition d'images numériques et un système de traitement d'images selon la revendication 8.



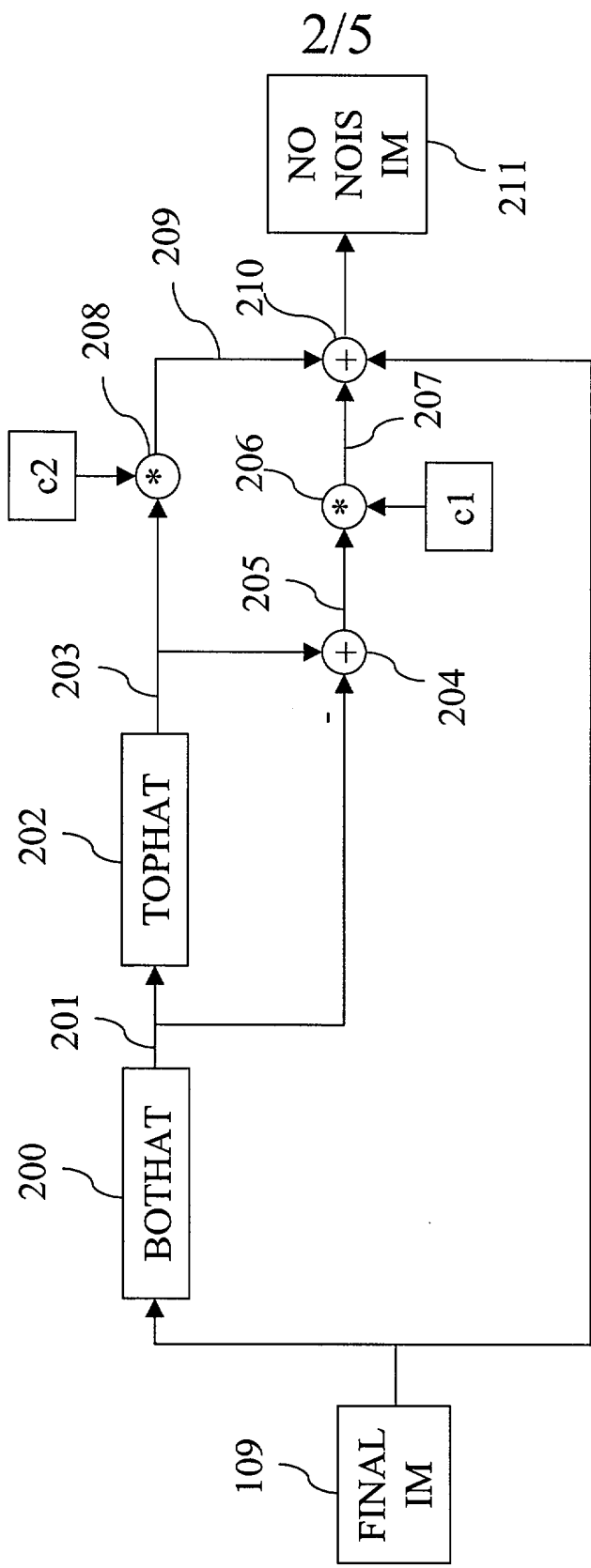


FIG. 2

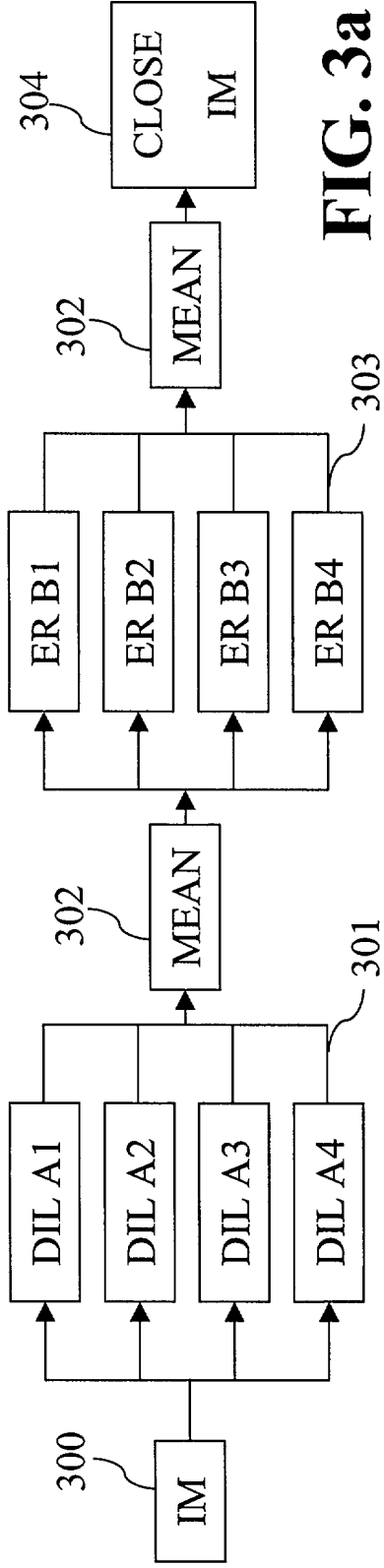


FIG. 3a

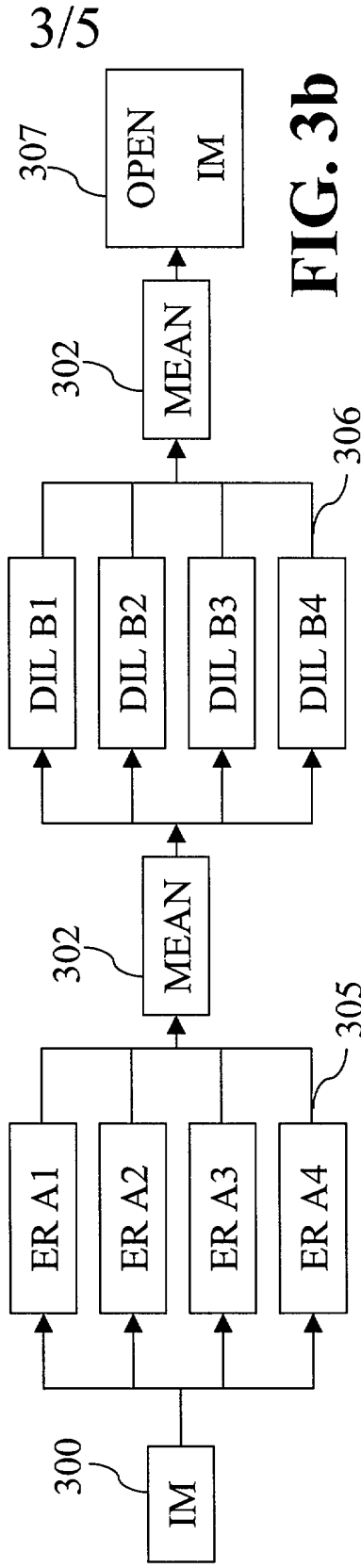


FIG. 3b

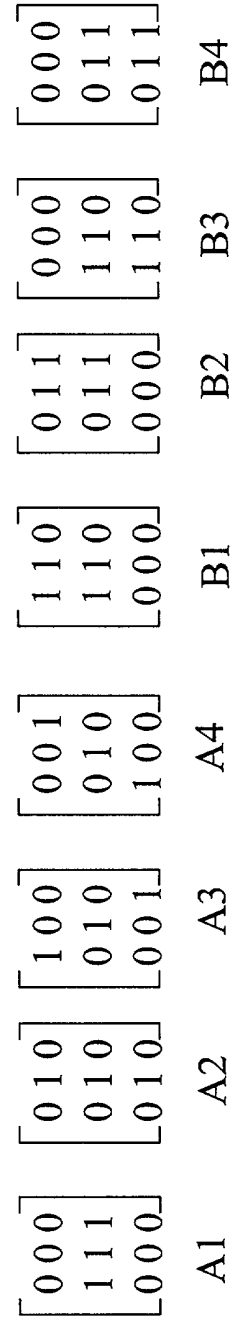


FIG. 3c

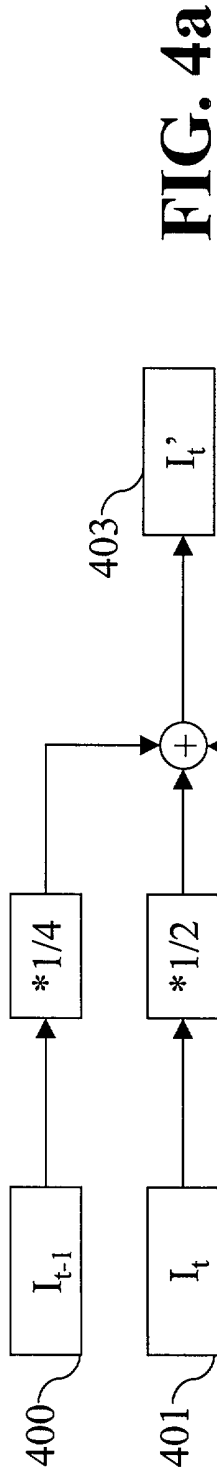


FIG. 4a

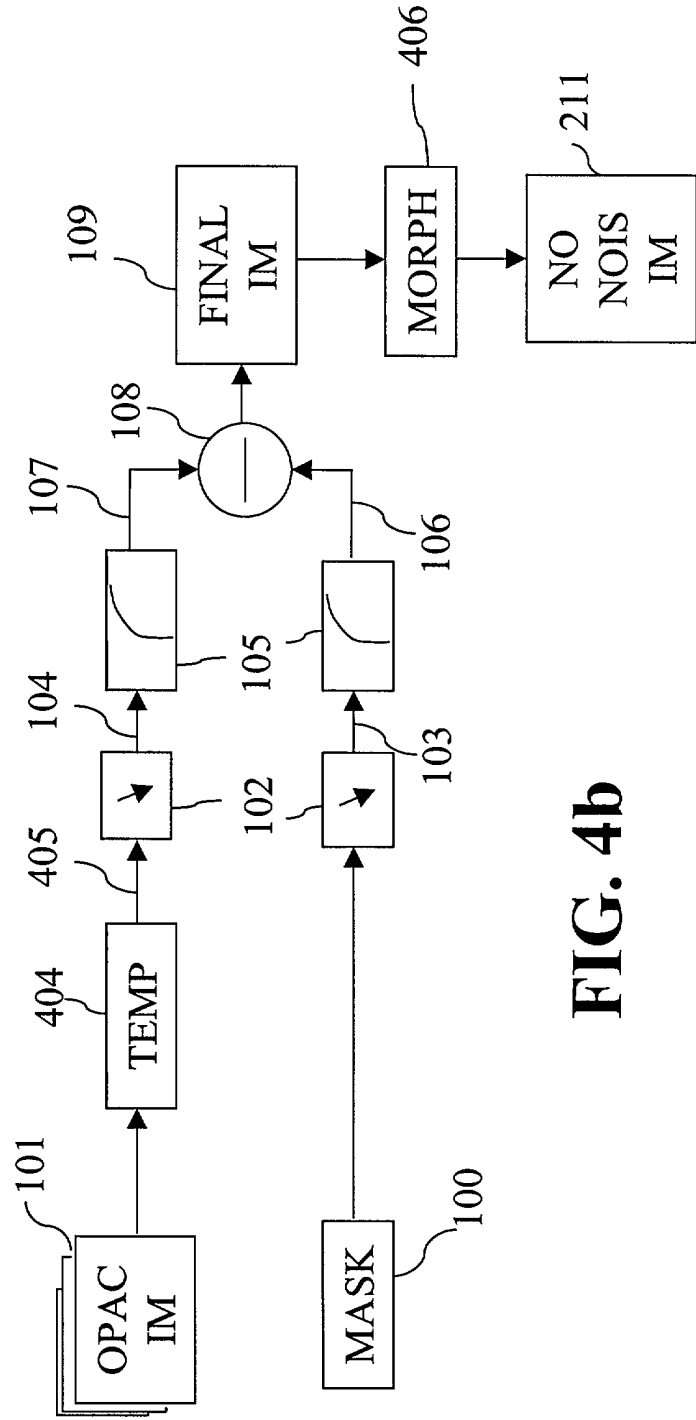


FIG. 4b

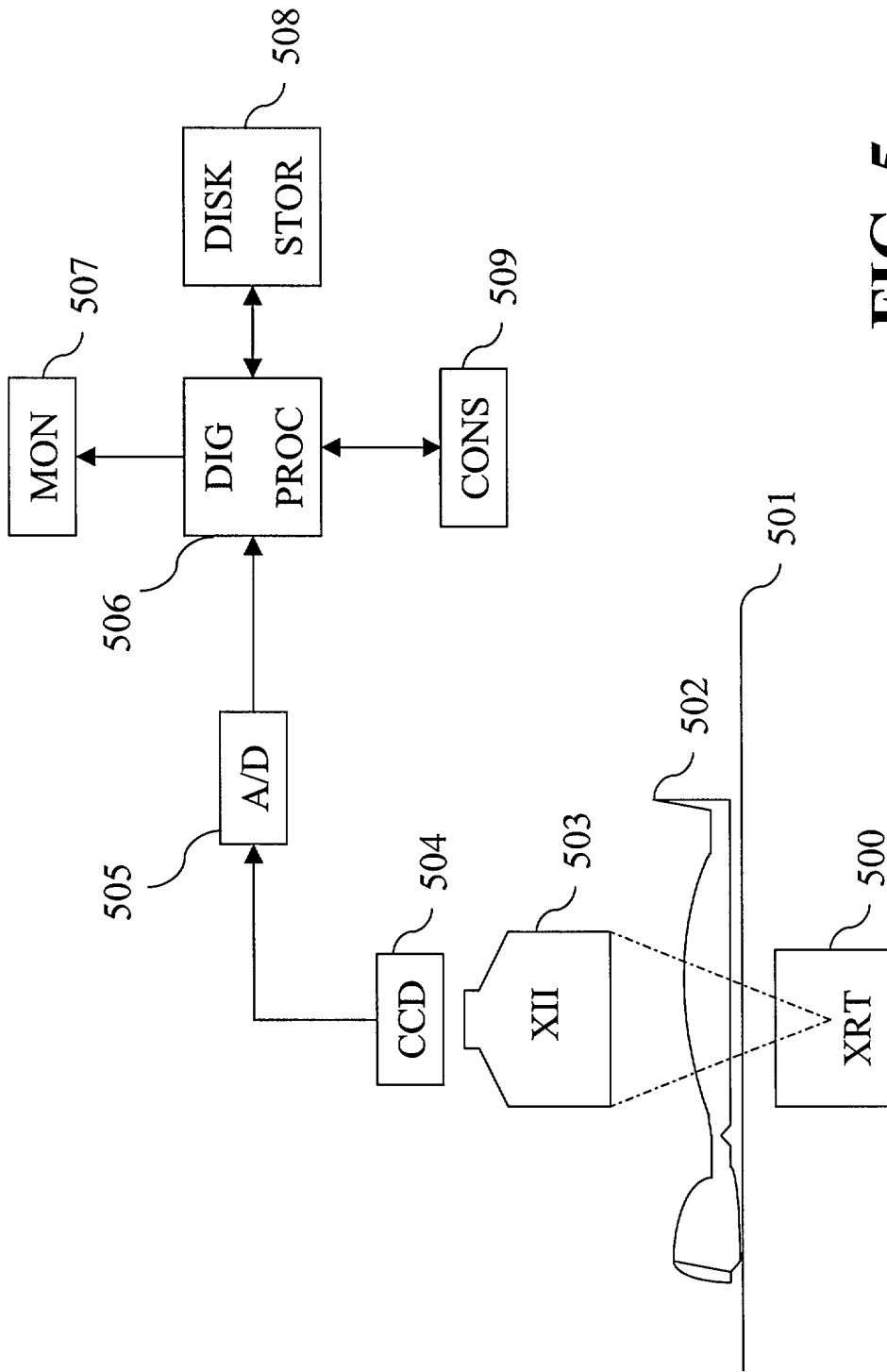


FIG. 5

**RAPPORT DE RECHERCHE
PRÉLIMINAIRE**

N° d'enregistrement
national

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

FA 608568
FR 0111441

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		
X	US 4 551 800 A (RIEDERER STEPHEN J ET AL) 5 novembre 1985 (1985-11-05)	1	G06T5/30 A61B6/00
A	* abrégé * * colonne 3, ligne 49 - colonne 4, ligne 27 * * colonne 7, ligne 26 - ligne 64 *	2-9	
A	US 4 559 557 A (KEYES GARY S ET AL) 17 décembre 1985 (1985-12-17) * abrégé * * colonne 4, ligne 24 - ligne 44 * * colonne 14, ligne 16 - ligne 42 * * colonne 15, ligne 34 - ligne 40 *	1-9	
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (Int.CL.7)
			G06T
		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
		25 juillet 2002	Gonzalez Ordenez, 0
<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</p> <p>..... & : membre de la même famille, document correspondant</p>			

1

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 0111441 FA 608568**

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 25-07-2002

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 4551800	A	05-11-1985	AUCUN	
US 4559557	A	17-12-1985	EP 0163264 A2	04-12-1985
			IL 75106 A	30-12-1988
			JP 5011471 B	15-02-1993
			JP 61050554 A	12-03-1986
			KR 9005434 B1	30-07-1990