

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①1 N° de publication :

2 870 710

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national :

05 05258

⑤1 Int Cl⁷ : A 61 B 5/103, A 61 B 8/08

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 25.05.05.

③0 Priorité : 01.06.04 US 10858106.

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 02.12.05 Bulletin 05/48.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : GENERAL ELECTRIC COMPANY — US.

⑦2 Inventeur(s) : SOKULIN ALEXANDER, BURLA ELENA et HESS DORON.

⑦3 Titulaire(s) :

⑦4 Mandataire(s) : CASALONGA ET JOSSE.

⑤4 PROCÉDE ET DISPOSITIF POUR MESURER DES STRUCTURES ANATOMIQUES.

⑤7 Procédé (400) pour mesurer une structure anatomique d'après au moins une trame d'image médicale diagnostique à l'aide d'un dispositif échographique intégré. La trame d'image comporte un premier axe (407) sensiblement parallèle à une intima-média (304) et un deuxième axe (411) perpendiculaire au premier axe. Le procédé comprend les étapes consistant à identifier (408) une première interface de la structure anatomique d'après une intensité de l'interface dans une trame d'image, pour plusieurs points de la première interface, identifier (422) un point correspondant d'une deuxième interface de la structure anatomique à l'aide d'un seuil prédéterminé d'après l'intensité de la première interface, déterminer une différence de distance entre des points de la première interface et un point correspondant de la deuxième interface, et transmettre à un écran d'affichage la différence de distance déterminée et/ou la/les trames d'images.

FR 2 870 710 - A1



PROCEDE ET DISPOSITIF POUR MESURER DES STRUCTURES ANATOMIQUES

La présente invention concerne d'une façon générale les systèmes diagnostiques médicaux. En particulier, la présente invention est relative à des procédés et des dispositifs pour acquérir et traiter des ensembles de données diagnostiques afin d'identifier le lieu de la transition entre différents types de tissus et entre des tissus et du sang.

Une coronaropathie (CP) a de nombreuses causes connues. La détection et le traitement précoces d'une CP oblitérante grave avant infarctus constituent un objectif important pour réduire les conséquences a posteriori des CP. De nombreuses variables contribuent à l'état de santé vasculaire et peuvent s'avérer utiles lors de la recherche de marqueurs précoces chez des personnes à risques. Par exemple, l'échocardiographie a la possibilité de mesurer l'un des plus important des marqueurs précoces, la charge athérosclérotique. La charge athérosclérotique peut être mesurée d'une manière sommaire pendant une échographie transœsophagienne de l'aorte. En outre, comme on procède généralement dans la pratique clinique, la détection de la plaque est tout au plus qualitative, ce qui rend peu probable d'obtention de données fiables pour la détection précoce d'une athérosclérose préclinique. On a étudié bien plus en détail l'échographie B à haute résolution des artères carotides avec mesure de l'épaisseur intima-média (EIM). Cet examen constitue depuis des décennies un pivot pour les études épidémiologiques des pathologies coronariennes et cérébrovasculaires. D'excellentes données viennent à l'appui de la validité de l'utilisation des constatations faites sur les artères carotides pour prévoir l'état de la circulation coronarienne, et l'EIM des carotides permet de détecter des patients affectés par une maladie déclarée ainsi que de prévoir avec précision de futures événements cardiaques et cérébrovasculaires. Il a été prouvé que les mesures d'EIM des carotides fournissent des données complémentaires par rapport à la prévision traditionnelle des risques reposant sur des données cliniques. Il s'agit du seul dépistage par imagerie recommandé dans ce but par l'American Heart Association. L'imagerie échographique permet une mesure précise de l'épaisseur totale de l'intima et de la media d'artères périphériques de dimensions grandes et moyennes telles que les artères carotides, fémorale ou radiale. La méthode la plus courante pour mesurer l'EIM repose sur l'échographie B à haute résolution. Une mesure manuelle répétée et moyennée est relativement simple à réaliser, mais dépend de l'opérateur et est peu

reproductible. Une mesure précise à excellente reproductibilité peut être réalisée uniquement à l'aide de méthodes automatiques assistées par ordinateur.

5 D'autres modalités d'imagerie permettent également d'acquérir des images vasculaires ou cardiaques, mais subissent les mêmes problèmes. De plus, il serait avantageux d'identifier et de mesurer d'une façon plus précise l'interface entre deux types de tissus dans d'autres structures anatomiques ou masses intéressantes telles que le foie, le cœur, des kystes et des tumeurs.

10 Dans une première forme de réalisation, un procédé de mesure d'une structure anatomique reposant sur au moins une trame d'image diagnostique médicale à l'aide d'un dispositif d'échographie intégré est proposé. La trame d'image comporte un premier axe sensiblement parallèle à une intima-média et un deuxième axe perpendiculaire au premier axe. Le procédé comprend les étapes consistant à identifier une première interface de la structure anatomique d'après une intensité de
15 l'interface dans une trame d'image, pour une pluralité de points sur la première interface, identifier un point correspondant sur une deuxième interface de la structure anatomique à l'aide d'un seuil prédéterminé reposant sur l'intensité de la première interface, déterminer une différence de distance entre des points de la première interface et un point correspondant de la deuxième interface, et transmettre à un
20 moyen d'affichage la différence de distance déterminée et/ou la/les trames d'images.

Le procédé comprend en outre la réalisation d'une mesure d'épaisseur intima-média (EIM), d'un examen de l'abdomen, d'un examen d'obstétrique/gynécologie, d'une surveillance chirurgicale et d'un examen cardiaque, vasculaire et pédiatrique.

25 Le procédé comprend en outre les étapes consistant à stocker la/les trames d'images dans une unité d'archivage interne d'images et/ou une unité interne de captage de trames de lecture de magnétoscope ; et

extraire la/les trames d'images de l'unité interne d'archivage d'images et/ou de l'unité interne de captage de trames de lecture de magnétoscope.

30 Le procédé comprend en outre les étapes consistant à coupler une unité de signal d'ECG et de synchronisation avec un patient, l'unité de signal d'ECG et de synchronisation faisant corps avec le dispositif échographique intégré ; et

transmettre des informations sur le cycle cardiaque du patient à un processeur du dispositif échographique intégré.

Le procédé comprend en outre l'étape consistant à synchroniser automatiquement la/les trames d'images avec une partie sélectionnable des informations sur le cycle cardiaque et/ou d'un signal d'ECG externe.

5 Dans le procédé, la première interface est une interface lumière-intima et la deuxième interface est une interface média-externa, et le procédé comprenant en outre l'étape consistant à mettre en évidence une interface lumière-intima et/ou une interface média-externa.

10 Le procédé comprend en outre l'étape consistant à modifier la résolution d'au moins une trame d'image pour faciliter la mesure de l'EIM des multiples couches du vaisseau sanguin.

Le procédé comprend en outre les étapes consistant à calculer un histogramme d'intensité d'une région intéressante de la/des images ; déterminer une externa à l'aide de l'histogramme d'intensité et d'une intensité moyenne de l'externa calculée à l'aide de l'histogramme d'intensité ; mettre en évidence une interface média-externa d'après une limite de l'externa déterminée ; déterminer une valeur d'un deuxième axe de l'interface lumière-intima à chaque valeur du premier axe de l'externa ; et

mettre en évidence l'interface lumière-intima.

20 Le procédé comprend en outre l'étape consistant à déterminer une valeur de mesure d'EIM à l'aide de la différence des valeurs de coordonnées de l'interface média-externa sur le deuxième axe et de l'interface lumière-intima à chaque coordonnée sur le premier axe.

Le procédé comprend en outre l'étape consistant à corriger la valeur de mesure d'EIM d'après une inclinaison de l'interface média-externa.

25 Dans une autre forme de réalisation, il est proposé un dispositif d'échographie intégré. Le dispositif comprend un émetteur pour émettre des signaux ultrasonores vers une région intéressante, un récepteur pour recevoir des signaux d'échos des signaux ultrasonores émis, une mémoire pour stocker au moins un trame d'image comportant les signaux d'échos, une unité de signal d'électrocardiogramme (ECG) et de synchronisation, un processeur agencé pour traiter la/les trames d'images afin d'identifier automatiquement une interface lumière-intima et/ou une interface média-externa, et une sortie pour délivrer des informations reposant sur un signal de sortie du processeur.

Dans une autre forme de réalisation est proposé un programme informatique exécuté sur un support lisible par un ordinateur pour commander un dispositif d'échographie intégré. Le programme commande le dispositif d'échographie intégré pour mesurer une épaisseur intima-média (EIM) d'après au moins une trame d'image diagnostique médicale qui comporte un premier axe sensiblement parallèle à l'intima-média et un deuxième axe perpendiculaire au premier axe. Le programme comporte un segment de code qui sollicite un utilisateur pour la trame d'image et/ou une région intéressante sélectionnée, puis détermine une coordonnée du premier axe et du deuxième axe pour plusieurs points à une interface média-externa, détermine une coordonnée du premier axe et du deuxième axe pour plusieurs points à une interface lumière-intima, détermine une distance entre un point à l'interface média-externa et un point correspondant à l'interface lumière-intima, et produit une analyse statistique d'au moins un des différents points, la sortie comportant au moins une EIM moyenne, un écart type d'EIM, une valeur maximale d'EIM et une valeur minimale d'EIM.

L'invention sera mieux comprise à l'étude de la description détaillée d'un mode de réalisation pris à titre d'exemple non limitatif et illustré par les dessins annexés sur lesquels :

la Fig. 1 est un schéma de principe d'un système d'échographie construit selon une forme de réalisation de la présente invention ;

la Fig. 2 est un système d'échographie construit selon une autre forme de réalisation de la présente invention ;

la Fig. 3 est une vue schématique d'une coupe longitudinale d'un exemple d'artère pouvant être examinée à l'aide du système d'échographie représenté sur la Fig. 1 ; et

la Fig. 4 est un organigramme d'un exemple de procédé pour la détection automatique d'interfaces lumière-intima et média-externa, qui peut être utilisé avec le système d'échographie représenté sur la Fig. 1.

La Fig. 1 représente un système d'échographie 10 conçu selon une première forme de réalisation de la présente invention. Le système comprend un transducteur 11 connecté à un émetteur 12 et à un récepteur 14. Le transducteur 11 émet des impulsions ultrasonores et reçoit des échos provenant de structures présentes à l'intérieur d'une image ou d'un volume échographique exploré 16. La mémoire 20

stocke des données échographiques provenant du récepteur 14, obtenues à partir de l'image ou du volume échographique exploré 16. L'image ou volume 16 peut être obtenu par diverses techniques (par exemple par balayage en trois dimensions, imagerie en trois dimensions en temps réel, balayage de volume, balayage en deux dimensions avec des transducteurs comportant des détecteurs de positionnement, exploration à mains libres à l'aide d'une technique de corrélation de voxels, transducteurs à deux dimensions ou matriciels, etc.).

Le transducteur 11 peut être déplacé, par exemple sur une trajectoire linéaire ou arquée, tout en balayant une région intéressante (RI). Les plans de balayage 18 sont stockés dans la mémoire 20, puis communiqués à un convertisseur de balayage 42. Le convertisseur de balayage 42 synchronise les modules du système d'échographie 10. Dans certaines formes de réalisation, le transducteur 11 peut obtenir des lignes à la place des plans de balayage 18 et la mémoire 20 peut stocker des lignes obtenues par le transducteur 11 à la place des plans de balayage 18. Le convertisseur de balayage 42 peut stocker des lignes obtenues par le transducteur 11 à la place des plans de balayage 18. Le convertisseur de balayage 42 crée une tranche de données à partir d'un seul plan de balayage 18. La tranche de données est stockée dans la mémoire 44 de tranche puis transmise au processeur vidéo 50 et à l'écran d'affichage 67. Le système 10 peut faciliter la mesure d'une structure anatomique à l'intérieur de la région intéressante dans l'un au moins des modes suivants : mode en temps réel, mode à gel de trame, mode à défilement en boucle cinématographique, mode à lecture de magnétoscope et mode à lecture de trame en boucle ou de trame unique en archives internes du dispositif d'échographie.

Une unité d'une seule pièce 68 de forme d'onde d'ECG et de synchronisation est couplée à la peau (non représentée) d'un patient. L'unité de forme d'onde d'ECG et de synchronisation 68 utilise une pluralité d'électrodes 70 pour mesurer un courant électrique traversant le corps d'un patient. Le courant électrique correspond à l'activité électrique des muscles du cœur du patient, ou à la contraction et au relâchement de ceux-ci. Ce courant peut servir à identifier une partie cyclique du cycle cardiaque, en permettant l'acquisition de données sur des vaisseaux sanguins pendant des intervalles qui correspondent sensiblement à une partie sensiblement similaire du cycle cardiaque lorsque le vaisseau sanguin est dans une position sensiblement uniforme. Un post-processeur et un calculateur 72 de mesure d'épaisseur intima-média peuvent recevoir des données d'images brutes et/ou des données d'analyse converties pour identifier des structures d'un vaisseau sanguin et

déterminer automatiquement l'épaisseur de ces structures. Le post-processeur et le
calculateur 72 de mesure d'épaisseur intima-média peuvent également recevoir des
données d'archives provenant d'un moyen d'archivage 74 de données tel qu'un
magnétoscope et/ou une unité interne de prise de vue à lecture par magnétoscope, ou
5 autre dispositif de stockage de données, qui peut se trouver à l'emplacement du
système 10, faire corps avec le système 10 ou peut se trouver à distance du système
10 et être accessible par un réseau (non représenté) de données. Le post-processeur et
le calculateur 72 de mesure d'épaisseur intima-média peuvent transmettre à l'écran
d'affichage 67 des signaux de mise en évidence pour créer des interfaces déterminées
10 de tracés avec des pixels d'une plus grande intensité lumineuse et/ou une mise en
évidence par fausses couleurs d'interfaces déterminées pour aider un opérateur à
déterminer un résultat précis.

La Fig. 2 représente un schéma de principe d'un système d'échographie 100
construit selon une autre forme de réalisation de la présente invention. Le système
15 d'échographie 100 comprend un émetteur 102, qui excite une matrice d'éléments 104
à l'intérieur d'un transducteur 106 pour émettre vers un corps des signaux
ultrasonores pulsés. Il est possible d'utiliser diverses géométries. Les signaux
ultrasonores sont rétrodiffusés par des structures du corps, par exemple des globules
sanguins ou des tissus musculaires, afin de produire des échos qui reviennent aux
20 éléments 104. Les échos sont reçus par un récepteur 108. Les échos reçus passent par
un conformateur 110 de faisceau, qui exécute une conformation de faisceau et délivre
un signal HF. Le signal HF passe ensuite par un processeur HF 112. Selon une autre
possibilité, le processeur HF 112 peut comporter un démodulateur complexe (non
représenté) qui démodule le signal HF pour sortir des paires de données IQ
25 représentatives des signaux d'échos. Les données de signaux HF ou IQ peuvent
ensuite être directement acheminées jusqu'à une mémoire tampon HF/IQ 114 pour y
être temporairement stockées.

Le système d'échographie 100 comprend également un processeur 116 de
signaux servant à traiter les informations échographiques acquises (c'est-à-dire les
30 données du signal HF ou les paires de données IQ) et à réaliser des trames
d'informations échographiques à afficher sur le système d'affichage 118. Le
processeur 116 de signaux est apte à exécuter sur les informations échographiques
acquises une ou plusieurs opérations de traitement suivant une pluralité de modalités
échographiques à choisir. Les informations échographiques acquises peuvent être
35 traitées en temps réel pendant une séance d'examen au fur et à mesure de la réception

des signaux d'échos. En outre, ou selon une autre possibilité, les informations échographiques peuvent être temporairement stockées dans la mémoire tampon HF/IQ 114 pendant une séance d'examen et traitées moins rapidement qu'en temps réel lors d'une opération simultanée ou décalée.

5 Le système d'échographie 100 peut acquérir en continu des informations échographiques à un débit de trames qui dépasse cinquante cinq trames par seconde, soit approximativement la vitesse de perception de l'œil humain. Les informations échographiques acquises peuvent être affichées sur le système d'affichage 118 à un débit de trames plus faible. Une mémoire tampon 122 d'images est présente pour
10 stocker des trames traitées d'informations échographiques acquises dont il n'est pas prévu un affichage immédiat. La mémoire tampon 122 d'images peut avoir une capacité suffisante pour stocker la valeur d'au moins plusieurs secondes de trames d'informations échographiques. Les trames d'informations échographiques sont stockées de manière à faciliter leur extraction dans l'ordre ou la succession
15 chronologique d'acquisition de ces informations. La mémoire tampon 122 d'images peut comporter n'importe quel support connu de stockage de données.

La Fig. 3 illustre une vue en coupe longitudinale d'un exemple d'artère 300 qui peut être examinée à l'aide du système 10 représenté sur la Fig. 1. Dans l'exemple de forme de réalisation, l'artère 300 comporte trois couches, une intima 302, une
20 média 304 et une externa 306 qui définissent une cavité tubulaire interne appelée lumière 307. Au moins certaines pathologies connues risquent de provoquer l'épaississement d'une ou de plusieurs de ces couches et/ou la formation d'un revêtement sous la forme d'une plaque. Par exemple, l'intima 302 ou la média 304 peuvent épaissir sous l'effet d'une lésion. En particulier, une artériosclérose favorise
25 l'épaississement de l'intima 302. En outre, l'hypertension peut provoquer un épaississement de la média 304. De la sorte, les pathologies respectives peuvent être évaluées en mesurant l'épaisseur de l'intima 302, l'épaisseur de la média 304 ou en mesurant conjointement une épaisseur intima-média (EIM) 308. Pour faciliter la mesure de l'épaisseur des diverses couches, on peut utiliser une interface entre les
30 couches, par exemple une interface lumière-intima 309, une interface intima-média 310 et une interface média-externa 311.

Pendant un examen, un utilisateur peut sélectionner une région intéressante (RI) 312 qui contient une partie d'une paroi antérieure 313 et/ou une partie d'une paroi postérieure 314 d'un vaisseau tel que l'artère 300. Un utilisateur peut choisir
35 une deuxième RI 316 qui contient à la fois une partie de la paroi antérieure 313 et

une partie de la paroi postérieure 314 du vaisseau, si l'examen doit être réalisé en utilisant une synchronisation de mouvements tissulaires. La synchronisation de mouvements tissulaires et la synchronisation du déclenchement d'un électrocardiogramme (ECG) permettent l'évaluation de trames prises à un instant fixe par rapport à un mouvement oscillant d'un tissu tel que la paroi d'une veine ou d'une artère, et la paroi du cœur, à un instant fixe par rapport à un cycle cardiaque. Dans l'exemple de forme de réalisation, la mesure de l'EIM s'effectue à un instant fixe sélectionnable par rapport au signal d'ECG, par exemple pendant la fin de la diastole. Le système 10 peut se synchroniser sur n'importe quelle partie du signal d'ECG reçu de l'unité d'ECG intégrée ou d'un signal ECG extérieur. Le point de synchronisation est présélectionnable et automatique, mais peut être réglé manuellement.

La synchronisation évoquée ci-dessus peut être sélectionnée par un utilisateur de façon à reposer sur la détection d'un mouvement d'une paroi de vaisseau plutôt que sur un signal d'ECG. On utilise dans ce cas le même algorithme d'EIM pour délimiter les deux parois de l'artère 300 (la paroi antérieure 313 et la paroi postérieure 314). En mesurant la distance entre la paroi antérieure 313 et la paroi postérieure 314 en fonction du temps, il est possible de suivre l'activité de pulsation de l'artère 300 et de synchroniser le choix d'une trame pour une mesure d'EIM de la même manière que pour la synchronisation avec le signal d'ECG.

Le système 10 peut recevoir des données d'images à résolution supérieure à celle que le moyen d'affichage peut afficher. Par exemple, le système 10 peut être apte à obtenir des images à résolution de 1200 pixels/pouce, mais l'écran d'affichage 67 peut n'être pas capable d'afficher 400 pixels/pouce. Le système 10 peut utiliser les images à résolution de l'écran d'affichage pour mesurer l'EIM et peut agrandir de manière sélective l'image affichée à l'écran 67 pour utiliser la totalité de la résolution de 1200 pixels/pouce disponible sur l'image reçue. Ce système de grossissement facilite une mesure précise de l'EIM. Le système 10 est également conçu pour détecter un réglage de grossissement pour chaque trame de données d'image, par exemple des données simultanées, des données archivées et des données de prise de vue fournies par un système de lecture de magnétoscope. Un utilisateur peut extraire des données de trames d'images provenant de plusieurs sources de données de trames d'images, par exemple des données brutes parmi des données en temps réel, des données prétraitées parmi des données en temps réel, des données de gel de trame, des données en boucle cinématographique et/ou des données de lecture par magnétoscope. Lors de l'examen de données de trames d'images provenant de

diverses sources, recueillies dans des trames d'instant très variables, chaque trame d'image peut être stockée avec un réglage de résolution différent de celui de chaque autre trame d'image. La corrélation des trames d'images dans le temps peut être utilisée pendant l'établissement d'un diagnostic, aussi des erreurs risquent-elles d'être
5 faites en examinant des trames d'images à différents réglages de résolution. Le système 10 peut lire de manière sélective le réglage de résolution et le réglage de grossissement de chaque trame d'image et modifier automatiquement le réglage de résolution et/ou le réglage de grossissement de chaque trame d'image de façon qu'ils soient compatibles l'un avec l'autre dans un contexte choisi selon la préférence de
10 l'utilisateur.

Pour faciliter la prise d'images et la détermination de l'EIM d'un vaisseau, un agent contrastant peut être injecté dans le vaisseau avant ou pendant un examen. Généralement, l'agent contrastant est injecté dans le courant sanguin qui passe dans le vaisseau tel que l'artère 300, pour contribuer à améliorer la visibilité des vaisseaux
15 sanguins et la délimitation des bords des vaisseaux. L'agent contrastant peut également améliorer la visibilité et la délimitation d'une "plaque molle", laquelle peut être non réfléchissante (c'est-à-dire avoir une nuance de gris très foncée) et peut être difficile à distinguer de la lumière pleine de sang qui l'entoure. L'agent contrastant facilite la réflexion des ultrasons par le sang, aussi le sang apparaît-il avec une
20 nuance de gris plus claire et la plaque molle relativement plus sombre devient plus facile à distinguer et est plus visible sur l'image échographique.

La Fig. 4 illustre un exemple de procédé 400 pour la détection automatique d'interfaces lumière-intima et média-externa. Un processus ou algorithme du procédé 400 utilise une image à échelle de gris produite à partir de données échographiques
25 brutes par conversion de balayage, ou peut être appliqué à des données brutes avant conversion de balayage, ou peut être appliqué à n'importe quelle image à données sous forme de pixels, par exemple une image à données sous forme de pixels qui comporte un motif d'intima-média visible en double trait.

Le procédé 400 comprend le calcul, 402, d'un histogramme d'intensité d'une
30 trame d'image entière ou dans une région intéressante (RI) choisie par l'utilisateur. Une RI choisie par l'utilisateur doit comporter une partie de la lumière 307 et de l'externa 306 (représentée sur la Fig. 3). Les valeurs d'intensité de la trame d'image peuvent être normalisées, 404, à partir de l'histogramme calculé. Un lissage, par exemple à l'aide d'un filtre à réponse impulsionnelle finie (RIF) est appliqué, 406,
35 latéralement le long de l'image dans une direction de l'artère 300 (représentée sur la

Fig. 3), par exemple un axe X 407 qui peut être choisi par rapport à une orientation de l'artère 300. L'orientation de l'axe X 407 peut être indépendante de l'orientation de l'artère 300 telle qu'on la voit sur l'écran d'affichage 67. Dans l'exemple de forme de réalisation, l'orientation de l'artère 300 correspond à un axe X horizontal 407. Dans
5 d'autres formes de réalisation, l'artère 300 peut être orientée dans n'importe quelle direction par rapport à l'artère 300. Le procédé 400 détermine ensuite, 408, une intensité moyenne de l'externa 306, en supposant que l'externa 306 a l'intensité la plus grande de la trame d'image ou de la RI extraite 312 ou 316, d'après l'image lissée. Un seuil est appliqué, 410, à l'image lissée d'après l'intensité moyenne de
10 l'externa, déterminée en 408 afin de déterminer un axe central de l'externa. Pour chaque coordonnée de l'axe central de l'externa sur l'axe X 407, une coordonnée de l'axe central de l'externa sur l'axe Y 411 est déterminée à l'aide d'une corrélation à l'aide d'un motif géométrique tel qu'un motif parabolique ou un motif cosinusoïdal appliqué à l'image lissée. Les coordonnées déterminées de l'externa sur l'axe X 407 et
15 l'axe Y 411 sont ensuite ajustées, 414, par une courbe polynomiale du troisième ordre.

Pour chaque coordonnée sur l'axe X 407, en allant de la courbe (externa 306) à la lumière 307, les coordonnées de l'interface média-externa 311 sont déterminées, 416, à l'aide d'une demi-hauteur du motif géométrique corrélé. Pour
20 chaque coordonnée sur l'axe X 407, un vecteur d'intensité sur l'axe Y 411, par exemple perpendiculaire à l'externa déterminée, est déterminé d'après la RI d'origine 312 ou 316, en partant de l'externa 306 et en allant vers la lumière 307. Une deuxième dérivée du vecteur est déterminée, 420, et un seuil est appliqué pour délimiter davantage les interfaces. La valeur du seuil appliquée est réglable par
25 l'utilisateur en tant que réglage de sensibilité. Les coordonnées de l'interface lumière-intima sur l'axe Y 411 sont déterminées, 422. Pour les coordonnées déterminées de l'interface lumière-intima 309 et de l'interface média-externa 311, un filtre médian est appliqué, 424, pour éliminer le bruit singulier. Les courbes polynomiales de troisième ordre les plus appropriées pour les coordonnées déterminées de l'interface
30 lumière-intima 309 et de l'interface média-externa 311 sont déterminées, et les points de l'interface sont validés en éliminant, 426, les points qui dépassent une distance prédéterminée par rapport à la courbe la mieux ajustée.

Pour chaque coordonnée de l'axe X 407, si les coordonnées de l'interface lumière-intima 309 et les coordonnées de l'interface média-externa 311 sur l'axe 411
35 sont validées les unes et les autres, l'EIM est calculée en tant que différence entre les

coordonnées du point d'interface lumière-intima sur l'axe Y 411 et le point d'interface média-externa à cette coordonnée sur l'axe X 407. La différence peut ensuite être multipliée par un facteur de modification d'échelle d'image. Pour chaque coordonnée sur l'axe X 407, d'après l'ajustement polynomial de l'interface avec l'externa, l'angle de pente de l'externa par rapport à l'interface lumière-intima 309 est déterminé, 430, et l'EIM calculée est corrigée en multipliant par le cosinus de l'angle d'inclinaison. On applique, 432, une analyse statistique classique à tous les points validés pour déterminer, par exemple, mais d'une manière nullement limitative, une EIM moyenne, un écart type d'EIM, une valeur maximale d'EIM et une valeur minimale d'EIM.

Le procédé 400 peut comporter l'injection d'un agent contrastant dans le vaisseau sanguin pour rendre plus visibles et mieux délimiter les parois des vaisseaux. Lors de l'utilisation d'un agent contrastant, plusieurs paramètres d'initialisation peuvent être modifiés, ou encore des paramètres supplémentaires peuvent être établis pour indiquer à l'algorithme d'EIM qu'un agent contrastant est alors utilisé et que la caractéristique est à mettre en relation avec l'agent contrastant particulier utilisé.

Un effet technique de diverses formes de réalisation de la présente invention est l'identification et la mesure automatiques d'une structure anatomique. En particulier, le système prend des trames d'images de données échographiques représentant une région intéressante. Dans une forme de réalisation de la présente invention, des structures d'un vaisseau sanguin sont localisées, identifiées et mesurées. Divers procédés d'affichage de la structure et des données de mesure sont sélectionnables pour faciliter le diagnostic.

Bien que diverses formes de réalisation de la présente invention aient été décrites en référence à un appareil d'échographie intégré configuré pour mesurer automatiquement l'EIM d'un vaisseau sanguin, de nombreuses autres applications sont envisagées. Il est envisagé que le procédé et les systèmes selon la présente invention puissent être appliqués à d'autres méthodes d'imagerie telles que l'IRM, et à une structure anatomique autre qu'un vaisseau sanguin.

Les systèmes et procédés décrits ci-dessus pour la mesure automatique de l'EIM d'un vaisseau sanguin dans un appareil d'échographie intégré sont rentables et très fiables pour faciliter la surveillance et le diagnostic de pathologies. Plus particulièrement, les procédés et systèmes décrits ici facilitent l'identification et la détermination de l'épaisseur, par exemple, de vaisseaux sanguins dans un appareil

d'échographie intégré. De la sorte, les procédés et systèmes décrits ici facilitent d'une manière rentable et fiable la réduction des dépenses de santé.

5 Des exemples de formes de réalisation de systèmes et de procédés intégrés d'échographie en temps réel sont décrits en détail ci-dessus. Cependant, les systèmes ne se limitent pas aux formes de réalisation spécifiques décrites ici, mais au contraire les éléments de chaque système peuvent être utilisés indépendamment et séparément d'autres éléments décrits ici. Chaque élément du système peut être utilisé en combinaison avec d'autres éléments du système.

Liste des repères

	système d'échographie	10
	transducteur	11
	émetteur	12
5	récepteur	14
	volume	16
	plans de balayage	18
	mémoire	20
	convertisseur de balayage	42
10	mémoire de tranches	44
	processeur vidéo	50
	écran d'affichage	67
	unité de synchronisation	68
	électrodes	70
15	calculateur de mesure d'épaisseur de média	72
	archives de données	74
	système d'échographie	100
	émetteur	102
	matrice d'éléments	104
20	transducteur	106
	récepteur	108
	conformateur de faisceau	110
	processeur HF	112
	mémoire tampon HF/IQ	114
25	processeur de signaux	116
	système d'affichage	118
	mémoire tampon d'image	122
	artère	300
	intima	302
30	média	304
	externa	306
	lumière	307
	épaisseur (EIM)	308
	interface lumière-intima	309
35	interface intima-média	310

	interface média-externa	311
	RI	312
	paroi antérieure	313
	paroi postérieure	314
5	deuxième RI	316
	Procédé	400
	calculer	402
	normaliser	404
	appliquer	406
10	axe X	407
	déterminer	408
	appliquer	410
	axe Y ..	411
	ajuster	414
15	déterminer	416
	déterminer	420
	déterminer	422
	appliquer	424
	éliminer	426
20	déterminer	430
	appliquer	432

REVENDICATIONS

1. Procédé (400) pour mesurer l'épaisseur d'une partie d'un vaisseau sanguin (300) à plusieurs couches, reposant sur au moins une trame d'image médicale diagnostique en utilisant un dispositif échographique intégré (10), la/les trames d'images comportant un premier axe (407) sensiblement parallèle à une intima-média (304) de la structure anatomique et un deuxième axe (411) parallèle au premier axe, ledit procédé comprenant les étapes consistant à :

5 identifier (408) un axe central d'une couche parmi les multiples couches du vaisseau en fonction de l'intensité de la couche dans une trame d'image ;
10 déterminer (416) une première interface de la première couche ;
identifier (422), pour une pluralité de points sur la première interface, un point correspondant sur une deuxième interface ;
déterminer une différence de distance entre les différents points de la
15 première interface et un point correspondant de la deuxième interface ; et
transmettre à un écran d'affichage la différence de distance déterminée et/ou la/les trames d'images.

2. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre les étapes consistant à :

20 stocker la/les trames d'images dans une unité d'archivage interne d'images (74) et/ou un capteur interne de trame (74) de lecture de magnétoscope ; et
extraire la/les trames d'images d'une unité d'archivage interne d'images et/ou d'un capteur interne de trame de lecture de magnétoscope.

3. Procédé selon la revendication 1, comprenant en outre les étapes consistant à :

25 coupler une unité de signal d'ECG et de synchronisation (68) à un patient, l'unité de signal d'ECG et de synchronisation faisant corps avec le dispositif d'échographie intégré (10) ; et
transmettre des informations sur le cycle cardiaque du patient à un
30 processeur du dispositif échographique intégré.

4. Procédé selon la revendication 4, comprenant en outre l'étape consistant à synchroniser automatiquement la/les trames d'images avec une partie sélectionnable desdites informations sur le cycle cardiaque et/ou d'un signal externe d'ECG.

5. Procédé selon la revendication 1, dans lequel la première interface est une interface lumière-intima (309) et la deuxième interface est une interface média-externa (311), ledit procédé comportant en outre la mise en évidence d'une interface lumière-intima et/ou d'une interface média-externa.

5 6. Procédé selon la revendication 6, comprenant en outre l'étape consistant à modifier la résolution de la/des trames d'images pour faciliter la mesure de l'EIM des multiples couches du vaisseau sanguin (300).

7. Procédé selon la revendication 6, comprenant en outre les étapes consistant à :

10 calculer (402) un histogramme d'intensité d'une région intéressante de la/des images ;

 déterminer (408) une externa (306) à l'aide de l'histogramme d'intensité et une intensité moyenne de l'externa calculée à l'aide de l'histogramme d'intensité ;

 mettre en évidence une interface média-externa (311) d'après une limite de l'externa déterminée (306) ;

15 déterminer une deuxième valeur d'axe de l'interface lumière-intima à chaque valeur du premier axe de l'externa ; et

 mettre en évidence l'interface lumière-intima (309).

8. Procédé selon la revendication 6, comprenant en outre l'étape consistant à

20 déterminer une valeur de mesure d'EIM à l'aide de la différence des valeurs de coordonnées, sur un deuxième axe, de l'interface média-externa et de l'interface lumière-intima à chaque coordonnée sur le premier axe.

9. Procédé selon la revendication 9, comprenant en outre l'étape consistant à

25 corriger (430) la valeur de mesure d'EIM d'après une inclinaison de l'interface média-externa.

2/5

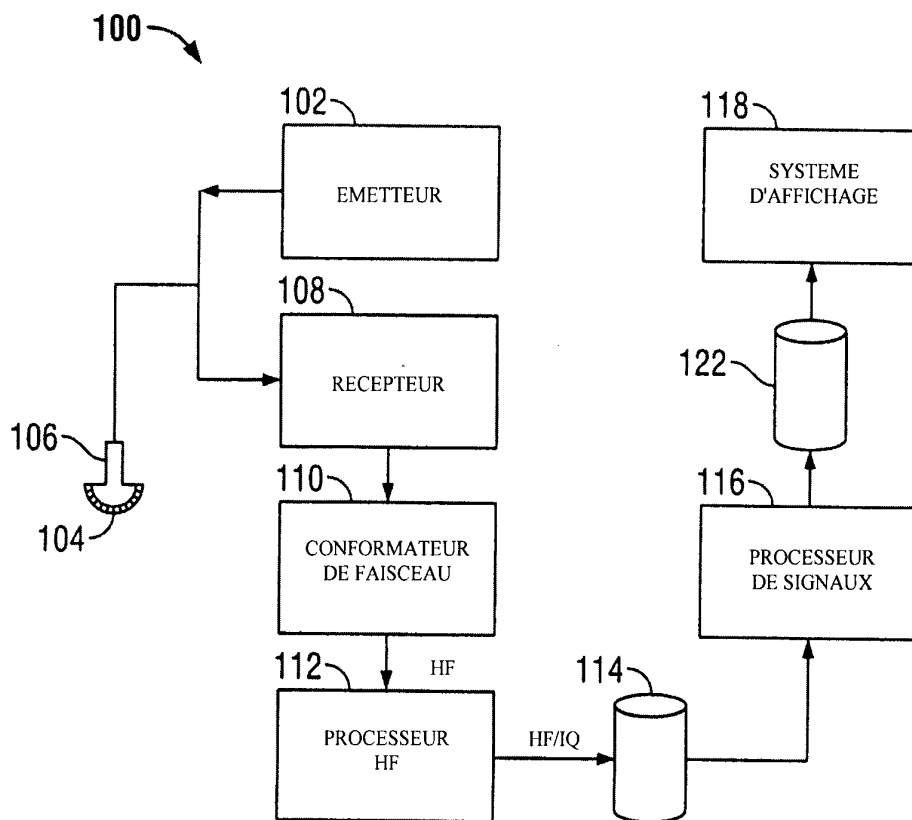


FIG. 2

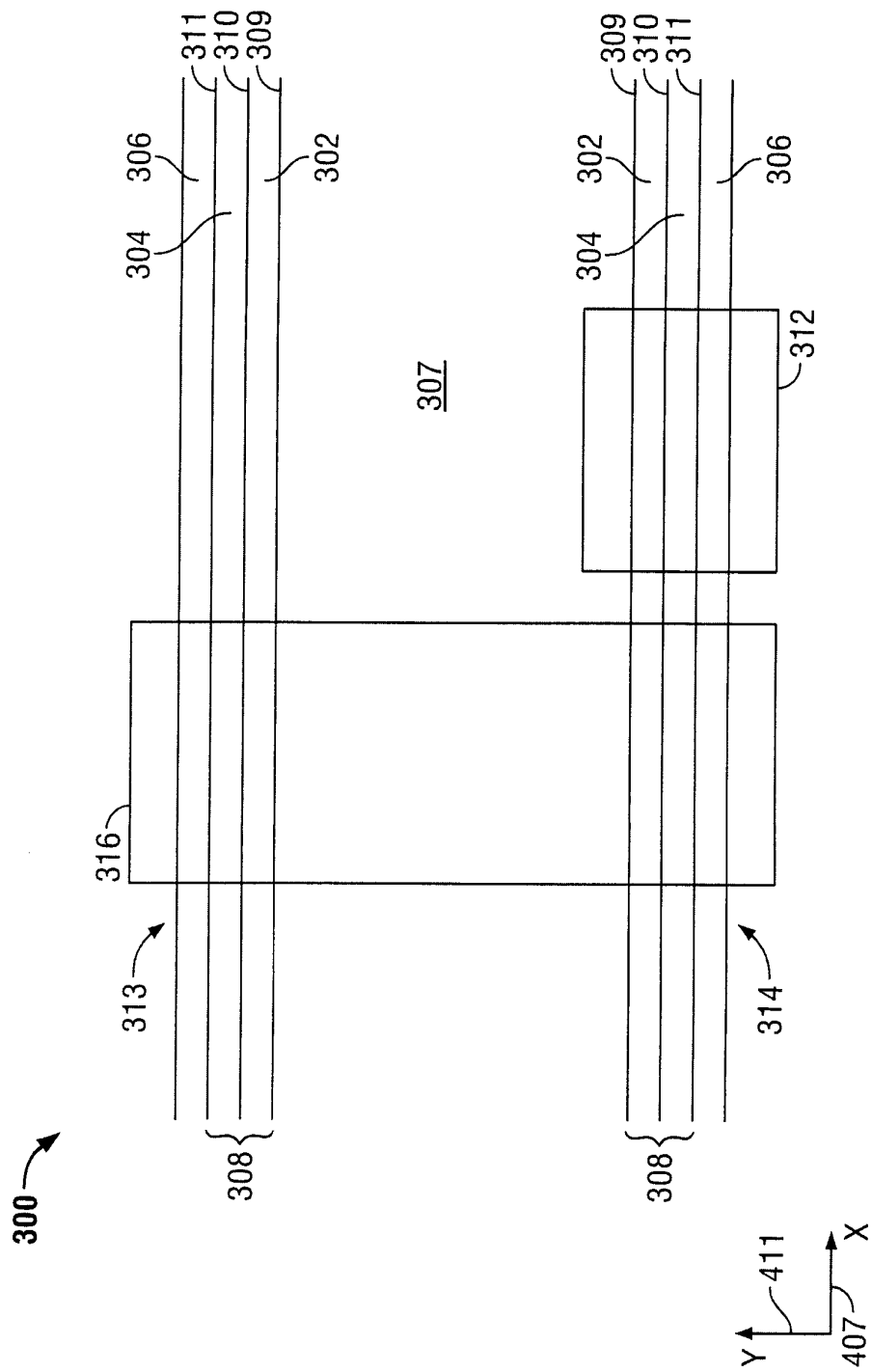


FIG. 3

4/5

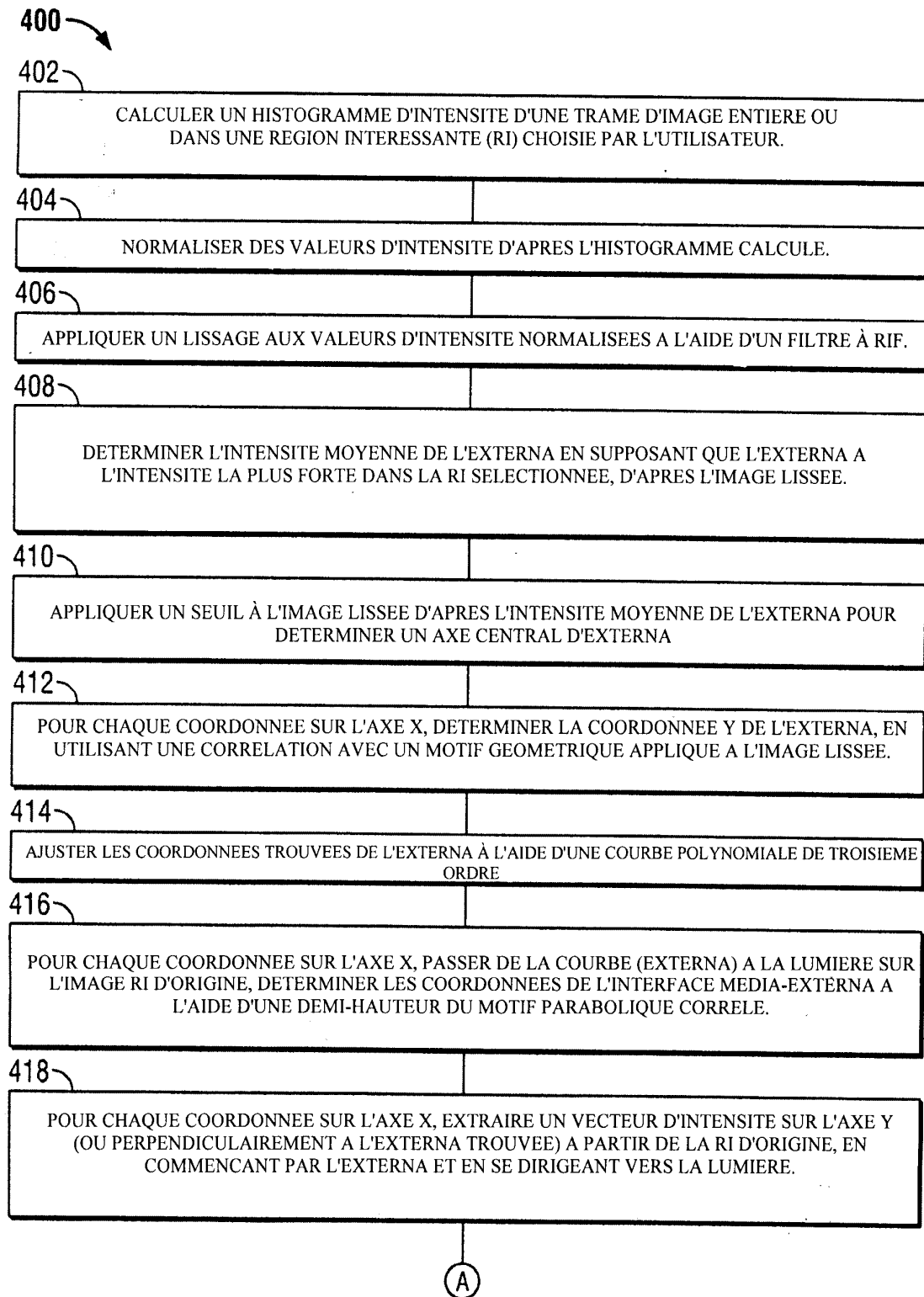


FIG. 4A

5/5

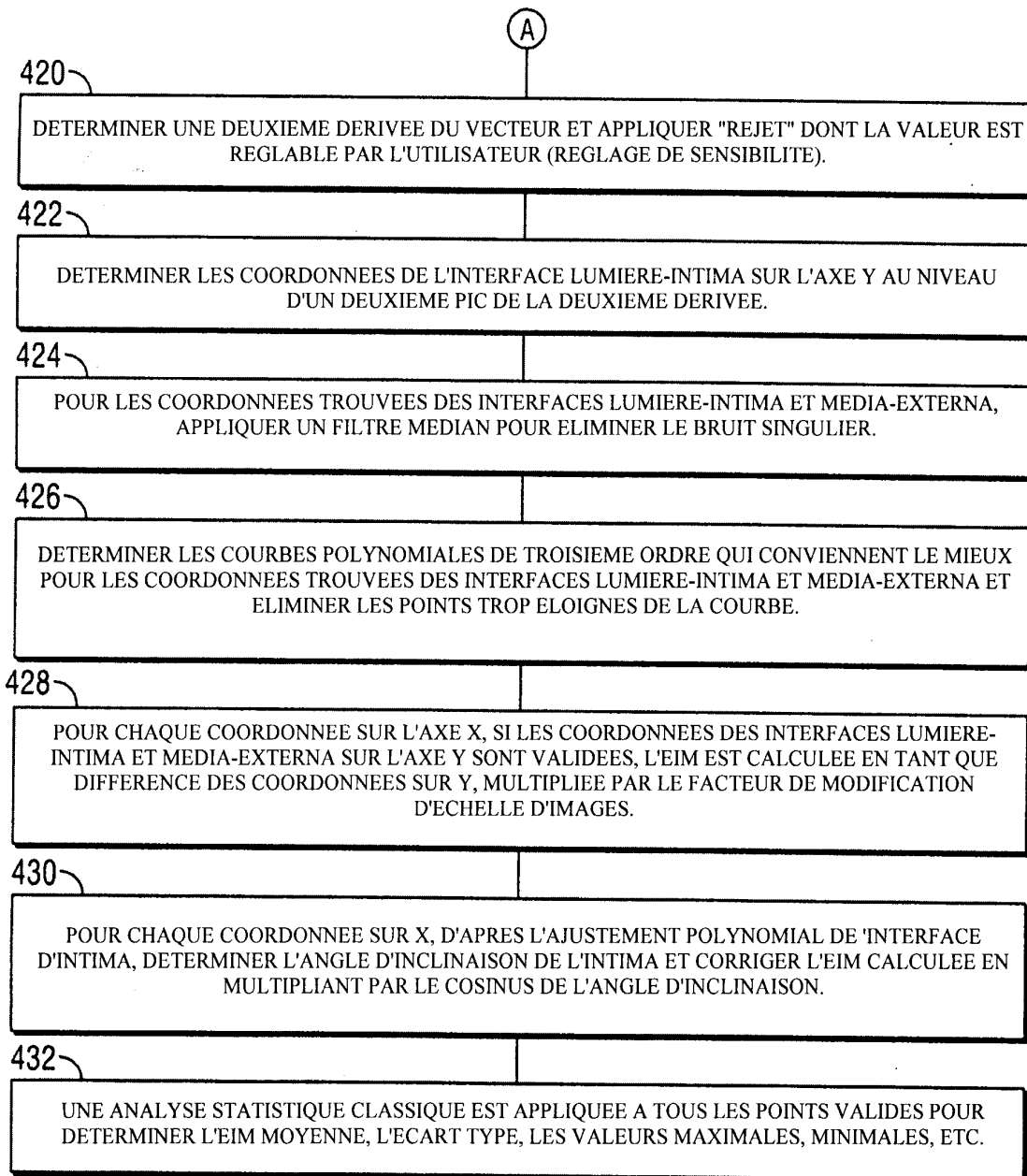


FIG. 4B