

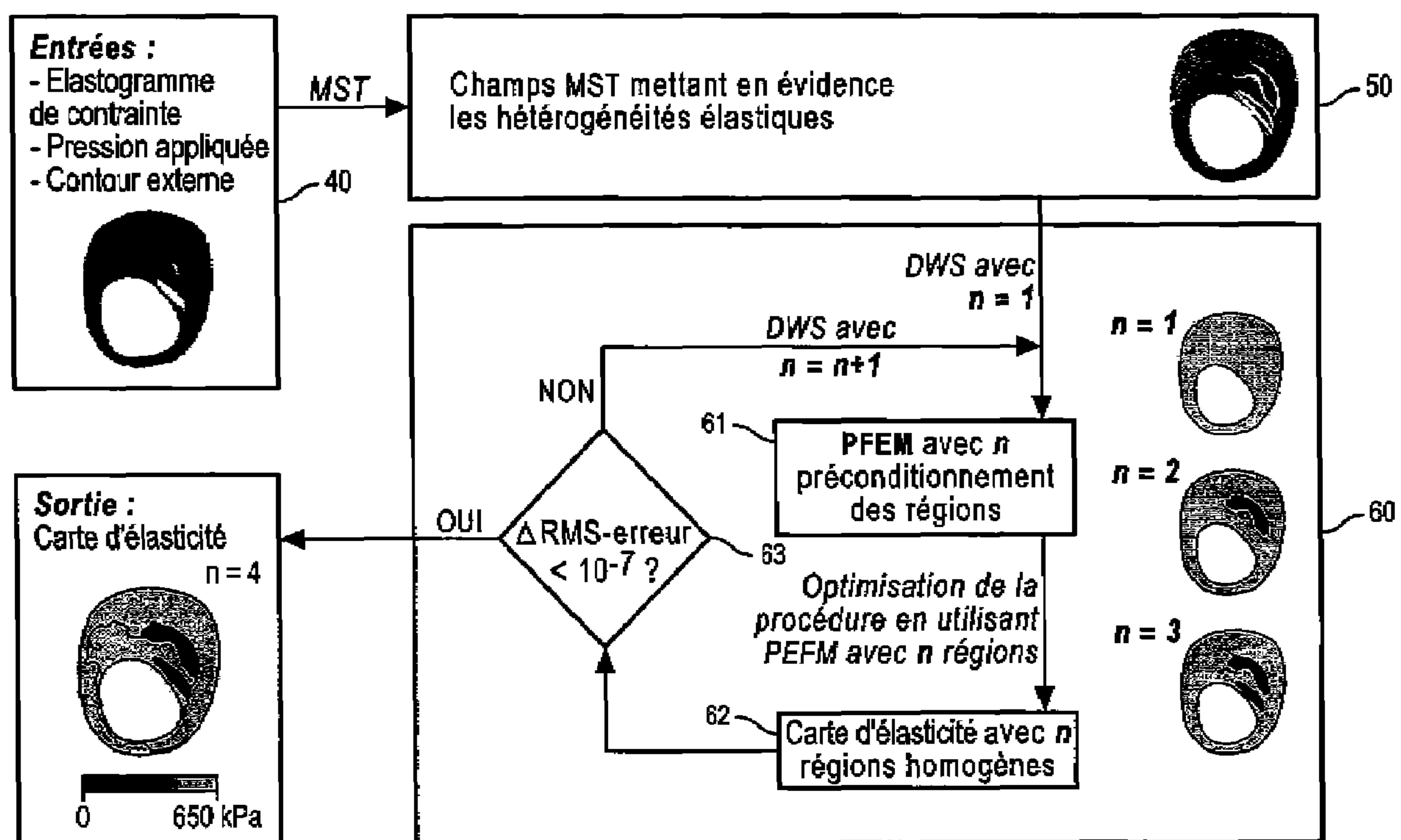


(86) **Date de dépôt PCT/PCT Filing Date:** 2009/11/23
(87) **Date publication PCT/PCT Publication Date:** 2010/06/17
(45) **Date de délivrance/Issue Date:** 2017/11/07
(85) **Entrée phase nationale/National Entry:** 2011/05/20
(86) **N° demande PCT/PCT Application No.:** EP 2009/065617
(87) **N° publication PCT/PCT Publication No.:** 2010/066561
(30) **Priorité/Priority:** 2008/11/21 (FR0857929)

(51) **Cl.Int./Int.Cl.** **G06T 7/10** (2017.01),
G06T 7/44 (2017.01)
(72) **Inventeurs/Inventors:**
OHAYON, JACQUES, FR;
LE FLOC'H, SIMON, FR;
FINET, GERARD, FR;
TRACQUI, PHILIPPE, FR
(73) **Propriétaires/Owners:**
UNIVERSITE JOSEPH FOURIER - GRENOBLE 1, FR;
CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE (CNRS), FR
(74) **Agent:** BERESKIN & PARR LLP/S.E.N.C.R.L.,S.R.L.

(54) **Titre : PROCÉDE DE TRAITEMENT D'IMAGE POUR L'ESTIMATION D'UN RISQUE DE RUPTURE D'UNE PLAQUE D'ATHEROME**

(54) **Title: IMAGE PROCESSING METHOD FOR ESTIMATING THE RISK OF ATHEROMA PLAQUE BREAKAGE**



(57) **Abrégé/Abstract:**

La présente invention concerne un procédé de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture d'une plaque d'athérome comprenant une étape de réception (40) d'une image, dite << élastogramme >>, représentant les déformations internes qui résultent de la compression d'un tissu vasculaire sanguin analysé en fonction de la pression sanguine, une étape de pré-segmentation (50) de l'élastogramme pour obtenir une image pré-segmentée comprenant une pluralité de zones, et une étape de calcul d'une image d'élasticité (60) représentant l'élasticité d'au moins une région de l'élastogramme, la région correspondant à

(57) Abrégé(suite)/Abstract(continued):

une zone sélectionnée parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée, et l'image d'élasticité permettant à l'utilisateur d'estimer le risque de rupture de plaque d'athérome, ce procédé étant remarquable en ce que : d'une part la pré-segmentation est réalisée en considérant le tissu comme étant un solide élastique incompressible de manière à déterminer le gradient du module d'Young comme étant égal à la somme du gradient du multiplicateur de Lagrange et d'un vecteur dépendant de l'espace, et d'autre part la pré-segmentation comprend la détermination des contours de chaque zone de la pluralité de zones au moyen dudit vecteur dépendant de l'espace.

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
17 juin 2010 (17.06.2010)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2010/066561 A1

(51) Classification internationale des brevets :
G06T 7/00 (2006.01)

[FR/FR]; 4 rue des Gélives, F-69660 Collonges au Mont d'Or (FR). **TRACQUI, Philippe** [FR/FR]; 11 allée Piat, F-38240 Meylan (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/EP2009/065617

(74) Mandataire : **TETAZ, Franck**; Cabinet REGIMBEAU, 139 rue Vendôme, F-69477 Lyon Cedex 06 (FR).

(22) Date de dépôt international :

23 novembre 2009 (23.11.2009)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :

0857929 21 novembre 2008 (21.11.2008) FR

(71) Déposants (pour tous les États désignés sauf US) :
UNIVERSITE JOSEPH FOURIER - GRENOBLE 1 [FR/FR]; 621, avenue Centrale, F-38400 St Martin d'Heres (FR). **CENTRE NATIONAL DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE (CNRS)** [FR/FR]; 3, rue Michel Ange, F-75016 Paris (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **OHAYON, Jacques** [FR/FR]; 50 Chemin de Coetan, F-73100 Tresserve (FR). **LE FLOC'H, Simon** [FR/FR]; 101 cours Jean Jaurès, F-38000 Grenoble (FR). **FINET, Gérard**

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

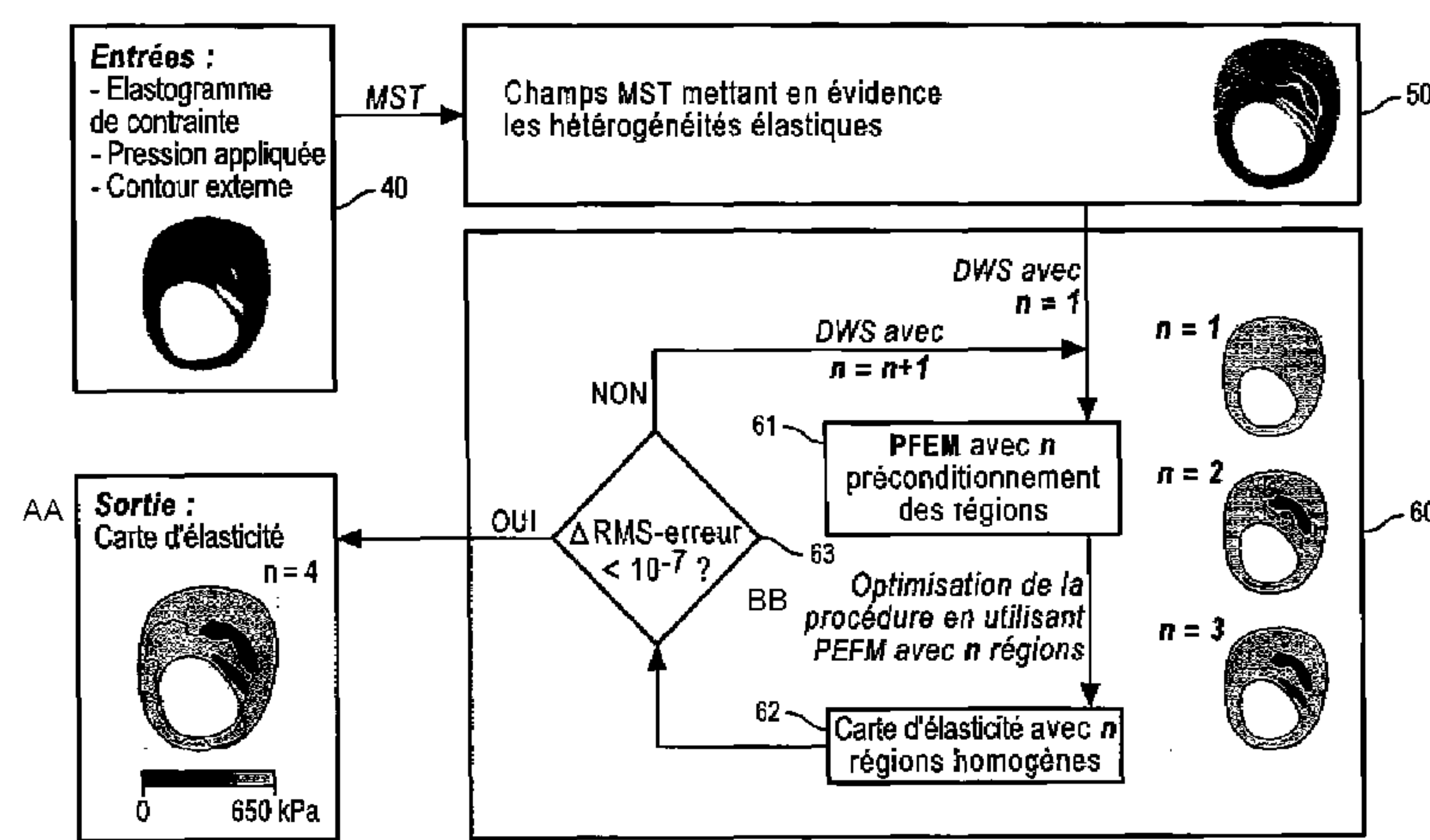
(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title : IMAGE PROCESSING METHOD FOR ESTIMATING A RISK OF ATHEROMA PLAQUE BREAKAGE

(54) Titre : PROCEDE DE TRAITEMENT D'IMAGE POUR L'ESTIMATION D'UN RISQUE DE RUPTURE DE PLAQUE D'ATHEROME

FIG. 3



40...Inputs:

- Strain elastogram
- Applied pressure
- External contours

50...MST-field highlighting the elasticity heterogeneities

DWS avec... DWS with
NON... NO

OUI... YES

BB... Optimisation Procedure using PEFM with n regions

61... PEFM with n pre-conditioning regions

62... Elasticity map with n homogeneous regions

63... Δ RMS-error 10^{-7} ?

AA... Output: Elasticity map

(57) Abstract : The invention relates to an image processing method for estimating a risk of atheroma plaque breakage, that includes the step of receiving (40) a so-called elastogram image representing the inner deformation resulting from the compression of an analysed blood vessel tissue based on blood pressure, the step of pre-segmenting (50) the elastogram in order to obtain a pre-segmented image including a plurality of areas, and the step of calculating an elasticity image (60) representing the elasticity of at least one region of the elastogram, the region corresponding to an area selected among the plurality of areas of the pre-segmented image, and the elasticity image enabling the user to estimate the risk of atheroma plaque breakage, wherein said method is characterised in that: the pre-segmentation is carried out while considering the tissue as being a non-compressible elastic solid in order to determine the Young modulus gradient as equal to the sum of the Lagrange multiplier gradient and of a space depending vector, and in that the pre-segmentation includes determining the outlines of each area in the plurality of areas using said space

depending vector.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2010/066561 A1

TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

Déclarations en vertu de la règle 4.17 :

— relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv))

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

— avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues (règle 48.2.h))

La présente invention concerne un procédé de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture d'une plaque d'athérome comprenant une étape de réception (40) d'une image, dite « élastogramme », représentant les déformations internes qui résultent de la compression d'un tissu vasculaire sanguin analysé en fonction de la pression sanguine, une étape de pré-segmentation (50) de l'élastogramme pour obtenir une image pré-segmentée comprenant une pluralité de zones, et une étape de calcul d'une image d'élasticité (60) représentant l'élasticité d'au moins une région de l'élastogramme, la région correspondant à une zone sélectionnée parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée, et l'image d'élasticité permettant à l'utilisateur d'estimer le risque de rupture de plaque d'athérome, ce procédé étant remarquable en ce que : d'une part la pré-segmentation est réalisée en considérant le tissu comme étant un solide élastique incompressible de manière à déterminer le gradient du module d'Young comme étant égal à la somme du gradient du multiplicateur de Lagrange et d'un vecteur dépendant de l'espace, et d'autre part la pré-segmentation comprend la détermination des contours de chaque zone de la pluralité de zones au moyen dudit vecteur dépendant de l'espace.

PROCEDE DE TRAITEMENT D'IMAGE POUR L'ESTIMATION D'UN RISQUE DE
RUPTURE D'UNE PLAQUE D'ATHEROME

DOMAINE TECHNIQUE DE L'INVENTION

5

La présente invention concerne le domaine technique du traitement d'image médicale. Plus particulièrement, la présente invention concerne un procédé de traitement d'image pour l'estimation d'un risque de rupture d'une plaque d'athérome.

10

PRESENTATION DE L'ART ANTERIEUR

Chaque année les maladies cardio-vasculaires font plus de victimes que le cancer. Angine de poitrine, infarctus du myocarde, mort subite et accidents vasculaires sont les conséquences de l'athérosclérose.

15

Des études histologiques ont montré qu'une plaque d'athérome vulnérable peut être définie comme un grand corps extracellulaire nécrotique 10 associé à une chape fibreuse 20 mince (i.e. inférieure à 100 μ m) infiltrée par des macrophages.

20

Lorsqu'une artère coronaire 30 irriguant le muscle cardiaque (ou myocarde) est obstruée par un thrombus déclenché par la rupture spontanée d'une plaque d'athérome, la zone non irriguée en oxygène est lésée. Ce mécanisme est à l'origine de la mort subite, de l'angor instable ou de l'infarctus du myocarde.

25

Plusieurs rapports ont révélé que ces plaques vulnérables peuvent être détectées cliniquement par diverses techniques, y compris l'échographie intravasculaire (ou « *IVUS* » acronyme du terme anglo-saxon « *Intra-Vascular Ultra-Sound* »), la tomographie par cohérence optique (ou « *OCT* » acronyme anglo-saxon de « *Optical coherence Tomography* »), la tomodensitométrie et l'Imagerie par Résonance Magnétique (ou IRM).

Toutefois, les prévisions de rupture basées sur la morphologie et sur la composition de la plaque sont encore assez imprécises et souffrent de l'insuffisance d'indicateurs de risque.

30

Le défi actuel est que la prévision de la rupture de la plaque coronarienne requiert non seulement :

- une quantification précise de l'épaisseur de la couche fibreuse et
- de la morphologie du corps nécrotique,

mais aussi et surtout une connaissance précise de ses propriétés mécaniques, et plus spécifiquement de l'élasticité, de la paroi artérielle et des composants de la plaque.

En effet, ces données peuvent permettre une évaluation précise du pic de contrainte au niveau de la couche fibreuse, critère qui semble être un bon indicateur biomécanique du
5 risque de rupture de la plaque.

Malheureusement, l'identification in vivo des propriétés mécaniques de la plaque est difficile en raison de son hétérogénéité et du caractère évolutif de ces propriétés mécaniques lors de la croissance de la plaque.

Plus précisément, la création d'une image d'élasticité (ou de rigidité) représentant
10 l'élasticité du tissu vasculaire sanguin analysé, constitue un pré-requis pour un calcul fiable des répartitions des contraintes.

Le calcul de ces images d'élasticité est un défi qui a été abordé par une assez grande diversité d'approches.

En utilisant comme données les déformations de la plaque au cours du cycle
15 cardiaque, plusieurs études ont été réalisées pour estimer des images d'élasticité vasculaire. Des approches directes ou des procédures itératives ont été proposées.

Les approches itératives se sont servies d'un algorithme d'optimisation afin de minimiser l'erreur entre les déformations mesurées et les déformations calculées grâce à un modèle numérique. Dans ce contexte, l'amélioration de la reconstruction de l'élasticité de la
20 plaque dépend de la performance de l'algorithme d'optimisation.

Ainsi, plusieurs groupes ont développé des algorithmes d'optimalisation et de segmentations pour l'extraction des modules élastiques des composants de la plaque. Toutefois, ces méthodes ne sont pas assez efficaces et performantes pour permettre d'obtenir une image d'élasticité lorsque la plaque d'athérome comporte plusieurs corps
25 nécrotiques voisins ce qui est souvent le cas.

Par ailleurs, ces méthodes ne sont pas performantes : 1) ni pour l'identification des composants et plus particulièrement des constituants rigides au sein de la plaque car elles ne sont pas en mesure d'extraire les inclusions de calcium, et 2) ni pour la quantification précise de l'épaisseur de la chape fibreuse, ce qui empêche donc tout diagnostic fiable de
30 vulnérabilité de la plaque.

Ainsi de façon à diagnostiquer précisément le degré de vulnérabilité d'une plaque d'athérome, le praticien a besoin de connaître avec précision :

- l'épaisseur de la chape fibreuse,

- les dimensions des différents constituants de la plaque
- les propriétés mécaniques de tous ces constituants.

Le but de la présente invention est de permettre au praticien d'estimer de manière plus précise le degré de vulnérabilité d'une plaque d'athérome en lui fournissant non seulement, une description morphologique complète de la plaque d'athérome, mais aussi
5 une image d'élasticité précise, notamment une image d'élasticité représentant l'élasticité des différents composants de la plaque d'athérome lorsque la plaque comporte plusieurs corps nécrotiques voisins et dans laquelle les inclusions de calcium sont prises en compte.

La présente méthode permet en outre au praticien d'obtenir avec précision les
10 autres critères (i.e. épaisseur de la chape fibreuse et dimensions des corps nécrotiques tel que l'épaisseur de ceux-ci) lui permettant d'estimer le risque de rupture d'une plaque d'athérome.

PRESENTATION DE L'INVENTION

15 A cet effet on propose un procédé de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture d'une plaque d'athérome comprenant :

- une étape de réception d'une image, dite « *élastogramme* », représentant les déformations internes qui résultent de la compression d'un tissu vasculaire sanguin analysé en fonction de la pression sanguine,
20
- une étape de pré-segmentation de l'élastogramme pour obtenir une image pré-segmentée comprenant une pluralité de zones, et
- une étape de calcul d'une image d'élasticité représentant l'élasticité d'au moins une région de l'élastogramme, la région correspondant à une zone sélectionnée parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée, et l'image d'élasticité permettant à
25 l'utilisateur d'estimer le risque de rupture de plaque d'athérome, procédé dans lequel :
- d'une part la pré-segmentation est réalisée en considérant le tissu comme étant un solide élastique incompressible de manière à déterminer le gradient du module d'Young comme étant égal à la somme du gradient du multiplicateur de Lagrange et d'un vecteur dépendant de l'espace,
30
- et d'autre part la pré-segmentation comprend la détermination des contours de chaque zone de la pluralité de zones au moyen dudit vecteur dépendant de l'espace.

Des aspects préférés mais non limitatif de du procédé selon l'invention sont les suivants :

- les contours de chaque zone de la pluralité de zones correspondent aux valeurs maximales du vecteur dépendant de l'espace ;
- 5 - le vecteur H dépendant de l'espace est de la forme :

$$H = - [\varepsilon]^{-1} \text{div} [\varepsilon]$$

Avec : - $[\varepsilon]$ la matrice de déformation,

 - $[\varepsilon]^{-1}$ l'inverse de la matrice de déformation,
 - $\text{div} [\varepsilon]$ la divergence de la matrice de déformation.
- 10 - l'étape de calcul d'une image d'élasticité comprend une sous étape de segmentation par ligne de partage des eaux dans laquelle les zones sont sélectionnées successivement parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée ;
- les zones sont sélectionnées successivement, de la zone de l'image pré-segmentée de plus haute intensité pour H à la zone de l'image pré-segmentée de plus basse intensité pour H ;
- 15 - l'étape de calcul de l'image d'élasticité comprend en outre une sous étape d'optimisation réalisée après la sélection de chaque nouvelle zone n+1 lors de l'étape de segmentation ;
- lors de l'étape d'optimisation, l'élasticité de la nouvelle zone n+1 sélectionnée lors de l'étape de segmentation est estimée en minimisant une erreur, dite erreur sur les déformations, entre les déformations mesurée de l'élastogramme et les déformations calculées des n+1 zones sélectionnées ;
- 20 - l'étape de calcul de l'image d'élasticité comprend une étape de comparaison de l'image d'élasticité à un critère d'arrêt de l'étape de calcul de l'image d'élasticité ;
- 25 - le critère d'arrêt est que la différence entre deux erreurs sur les déformations calculées lors de deux étapes successives caractérisant les élasticités des n et n+1 zones est supérieure à 10^{-7} ;
- le critère d'arrêt est que le nombre de zones sélectionnées est supérieur à 10.

L'invention concerne également un système de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture de plaque d'athérome, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens pour la mise en œuvre du procédé décrit ci-dessus.

L'invention concerne également un produit programme d'ordinateur comprenant des instructions de code programme enregistré sur un support utilisable dans un ordinateur,

caractérisé en ce qu'il comprend des instructions pour la mise en œuvre du procédé décrit ci-dessus.

PRESENTATION DES FIGURES

5

L'invention sera mieux comprise en référence aux figures qui suivent et qui sont purement illustratives et non limitatives et sur lesquelles :

- la figure 1 illustre schématiquement une plaque d'athérome,
- la figure 2 illustre un mode de réalisation d'un système de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture de plaque d'athérome,
- la figure 3 illustre un mode de réalisation du procédé de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture de plaque d'athérome.

PRESENTATION DETAILLEE DE L'INVENTION

15

On va maintenant décrire plus en détail le procédé selon l'invention.

Comme illustré à la figure 3, le procédé de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture d'une plaque d'athérome comprend :

- une étape de réception 40 d'une image, dite « *élastogramme* », représentant les déformations internes qui résultent de la compression d'un tissu vasculaire sanguin analysé en fonction de la pression sanguine,
- une étape de pré-segmentation 50 de l'élastogramme pour obtenir une image pré-segmentée comprenant une pluralité de zones, et
- une étape de calcul d'une image d'élasticité 60 représentant l'élasticité d'au moins une région de l'élastogramme, la région correspondant à une zone sélectionnée parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée, et l'image d'élasticité permettant à l'utilisateur d'estimer le risque de rupture de plaque d'athérome,

Comme on le verra plus en détail dans la suite, ce procédé est remarquable en ce que :

- d'une part la pré-segmentation est réalisée en considérant le tissu comme étant un solide élastique incompressible de manière à déterminer le gradient du module d'Young comme étant égal à la somme du gradient du multiplicateur de Lagrange et d'un vecteur dépendant de l'espace H,

- et d'autre part la pré-segmentation comprend la détermination des contours de chaque zone de la pluralité de zones au moyen dudit vecteur dépendant de l'espace.

Le lecteur appréciera que le gradient multiplicateur de Lagrange - dont il est fait mention ci-dessus - est issu de la condition d'incompressibilité du milieu.

5 L'élastogramme est obtenu par toute méthode connue de l'homme du métier. Par exemple, l'élastogramme peut être obtenu de la façon suivante. Une sonde ultrasonore est introduite dans l'artère du patient au niveau de la portion d'artère que l'on souhaite analyser. Une séquence d'images ultrasonores de l'artère est acquise pendant que le tissu artériel se comprime/dilate sous l'effet de la pulsation cardiaque. L'élastogramme ou
10 image de la distribution des déformations est estimée en étudiant la cinétique de la séquence temporelle d'images ultrasonores.

L'étape de pré-segmentation 50 permet l'obtention d'une image comprenant une pluralité de zones délimitées par leur contour. Les contours de chaque zone de la pluralité de zones correspondent aux valeurs maximales du vecteur dépendant de l'espace H.

15 L'étape de calcul de l'image d'élasticité 60 est ensuite mise en œuvre sur l'image obtenue à l'issue de l'étape de pré-segmentation. Cette étape de calcul de l'image d'élasticité comprend plusieurs sous-étapes.

Tout d'abord, une sous étape de segmentation par ligne de partage des eaux 61 est implémentée. Dans cette étape, les zones sont sélectionnées successivement parmi la
20 pluralité de zones de l'image pré-segmentée. Les zones sont sélectionnées une à une, de la zone de l'image pré-segmentée de plus haute intensité pour H à la zone de l'image pré-segmentée de plus basse intensité pour H. Plus précisément, on commence par sélectionner la zone de l'image dont la valeur du contour est la plus importante parmi l'ensemble des valeurs de contour de l'image. On applique à cette zone les sous étape décrites ci-après.
25 Puis, on sélectionne une autre zone de l'image pré-segmentée. Cette autre zone correspondant à la zone dont la valeur du contour est la plus importante parmi les zones restantes non traitées de l'image, et ainsi de suite. Si deux zones présentent la même valeur de contour, on sélectionnera la zone à traiter en premier en fonction d'un autre critère comme par exemple la taille de la zone ou tout autre critère connu de l'homme du métier.

30 Ensuite, une sous étape d'optimisation 62 est implémentée. Pour chaque nouvelle zone sélectionnée, on estime son élasticité. L'élasticité de la nouvelle zone sélectionnée est estimée en minimisant une erreur, dite erreur sur les déformations, entre les déformations

mesurées de l'élastogramme et les déformations calculées de l'ensemble des zones sélectionnées.

Plus précisément, supposons que n zones ont déjà été sélectionnées et que les élasticités de ces n zones ont déjà été estimées.

5 On sélectionne une nouvelle zone $n+1$ à la sous étape 61 précédente. Les élasticités des n premières zones ont déjà été calculées et on cherche à déterminer l'élasticité de la nouvelle zone sélectionnée $n+1$.

On assigne à cette nouvelle zone sélectionnée $n+1$ une valeur d'élasticité, par exemple égale à un. On calcul le champ de déformation des $n+1$ zones sélectionnées, avec
10 cette valeur d'élasticité assignée égale à un pour la zone $n+1$.

On calcule ensuite l'erreur de déformation entre le champ de déformation mesuré issu de l'élastogramme et le champ de déformation calculé des $n+1$ zones sélectionnées, avec cette valeur d'élasticité assignée égale à un pour la zone $n+1$.

On assigne ensuite à la zone $n+1$ une valeur d'élasticité égale à deux et on réitère
15 les étapes de calcul du champ de déformation et de l'erreur de déformation pour cette valeur d'élasticité assignée égale à deux pour la zone $n+1$, et ainsi de suite.

On retient ensuite pour la zone $n+1$ sélectionnée la valeur d'élasticité qui permet de minimiser l'erreur sur les déformations.

Bien entendu, l'estimation de l'élasticité de chaque nouvelle région sélectionnée
20 $n+1$ n'est pas faite en assignant des valeurs d'élasticité de manière empirique ; cette estimation peut être réalisée en utilisant par exemple un processus itératif ou récursif de recherche tel qu'une dichotomie.

Après avoir estimé l'élasticité de la nouvelle zone $n+1$, on effectue un test 63 pour déterminer si la sélection d'une autre zone $n+2$ est nécessaire ou non.

25 Deux critères d'arrêt peuvent être retenus.

Le premier est fonction du nombre de zones sélectionnées. Si le nombre de zones sélectionnées est supérieur à 10, alors on arrête le procédé et aucune autre zone de l'image pré-segmentée n'est sélectionnée.

Le deuxième est fonction de la variation de l'erreur sur les déformations entre deux
30 sélections de zones successives. Après l'estimation de l'élasticité de chaque nouvelle zone $n+1$, l'erreur sur les déformations obtenue pour les $n+1$ zones est comparée à l'erreur sur les déformations obtenue pour les n premières zones. Si l'écart entre ces deux erreurs sur les déformations calculées lors de deux sous étapes successives (de sélection de zone et

d'estimation de l'élasticité de la zone sélectionnée) est inférieur ou égal à 10^{-7} alors on arrête le procédé et aucune autre zone de l'image pré-segmentée n'est sélectionnée.

On obtient alors une image d'élasticité d'une pluralité de zones sélectionnées comme décrits précédemment.

5 Certaines de ces zones peuvent ensuite être fusionnées en fonction de différents critères tels que le recouvrement des zones par exemple, leur forme ou leur valeur d'élasticité.

10 On obtient alors une image d'élasticité représentant l'élasticité des moins une région d'intérêt retenues de l'élastogramme, chaque région correspondant à une zone sélectionnée parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée. Cette image d'élasticité permet à l'utilisateur d'estimer le risque de rupture de plaque d'athérome. En effet, cette image indique à l'utilisateur :

- l'épaisseur de la chape fibreuse (qui peut être mesurée aisément en utilisant un système de curseurs que positionne l'utilisateur par exemple),
- 15 - les dimensions des différentes régions retenues de la plaque (qui peuvent être calculées pour chaque région en utilisant des méthodes connues de l'homme du métier),
- les propriétés mécaniques de toutes ces régions puisque l'élasticité de chacune de ces régions a été estimée grâce au procédé selon l'invention.

20 Le procédé décrit ci-dessus peut être mis en œuvre sur un système de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture de plaque d'athérome tel qu'illustré à la figure 3. Ce système comprend des moyens de saisie 1, des moyens de traitement 2, et des moyens d'affichage 3. Les moyens de saisie 1 permettent la saisie de données par un utilisateur. Ces moyens de saisie 1 comprennent par exemple un clavier et/ou une souris
25 d'ordinateur. Les moyens de traitement 2 permettent le traitement des images radiologiques. Ces moyens de traitement 2 comprennent par exemple une unité centrale d'un ordinateur. Les moyens d'affichage 3 permettent notamment l'affichage des images traitées par les moyens de traitement.

30 On va maintenant décrire plus en détail des aspects théoriques relatifs au procédé et au système selon l'invention.

Principe général

La présente étude théorique a été conçue pour déterminer le modulogramme complexe de plaque d'athérome grâce notamment à une étape de pré-segmentation des données d'entrée et à une nouvelle approche combinant une segmentation par ligne de partage des eaux à une procédure d'optimisation permettant d'extraire la morphologie et le module d'Young des composants de la plaque d'athérome.

Une approche combinée basée sur la théorie de la mécanique continue a été appliquée avec succès à une lésion coronaire de patient imagée *in vivo* en utilisant un échographe intra-vasculaire (IVUS).

La robustesse et la performance du procédé selon l'invention ont été étudiées vis-à-vis de divers facteurs susceptibles d'affecter l'estimation de la vulnérabilité de la plaque d'athérome.

La figure 3 représente les différentes étapes du procédé selon l'invention basée sur un modèle d'éléments finis par métrique (PFEM abréviation de l'expression anglo-saxonne « *Parametric Finite Element Model* »).

Dans une première étape, en utilisant une approche par gradient d'élasticité obtenue en étendant le modèle théorique proposé par Sumi et al, un critère permettant de mettre en évidence les hétérogénéités de la plaque d'athérome est obtenu.

Plus particulièrement, ce critère permet de mettre en évidence les hétérogénéités de la plaque d'athérome à partir du champ de déformation radiale. Cette étape mathématique de pré-conditionnement des données sera appelée dans la suite « *transformée modifiée de Sumi* » (MST abréviation de l'expression anglo-saxonne « *Modified Sumi's Transform* »).

Cette étape de pré-conditionnement mathématique permet d'établir une image de la dérivée spatiale du module d'Young.

Ensuite, une étape de segmentation des données par ligne de partage des eaux (DWS abréviation de l'expression anglo-saxonne « *Dynamic Water Shed Segmentation* ») est appliquée aux données obtenues à l'étape précédente de pré-conditionnement pour obtenir une image d'élasticité.

Etape de détection de contours basée sur la théorie de mécanique continue

Transformé de Skorovoda

Skovoroda et al ont proposé un critère mathématique pour extraire les contours d'inclusions à partir du champ de déformation d'intraplaques et connaissant l'équation de

continuité de contrainte locale à l'interface entre les inclusions et le milieu environnant avec les modules d'Young E_{int} et E_{ext} respectivement.

La détection de chaque point de contour était obtenue en estimant le rapport :

- des composantes de déformation radiale interne $\epsilon_{ij}^{\text{int}}$ sur
- 5 - les composantes de déformation radiale externe $\epsilon_{ij}^{\text{ext}}$

le long d'une direction arbitraire et dans une région infinitésimale.

Ainsi, la position des rapports maximaux permettait de mettre en évidence les contours d'inclusion. L'expression mathématique simplifiée de leurs critères - obtenue en considérant que le matériau est incompressible et en ne prenant en compte que la composante

10 radiale du tenseur de contrainte ϵ_{rr} - est donnée par :

$$\frac{E^{\text{ext}}}{E^{\text{int}}} = \frac{\epsilon_{rr}^{\text{int}}}{\epsilon_{rr}^{\text{ext}}}$$

Ce critère a été utilisé pour évaluer les améliorations fournies par le procédé selon l'invention.

15 Transformé modifié de Sumi

En supposant que les propriétés mécaniques varient de manière continue dans l'espace et en écrivant l'équation d'équilibre local pour un milieu incompressible isotropique sollicité selon une condition de contrainte plane, Sumi a trouvé une relation entre le vecteur gradient du module d'Young et les composants du tenseur de contrainte. Ce critère a été utilisé avec

20 succès pour reconstituer une image de rigidité dans le cas d'une hétérogénéité circulaire immergée dans un milieu continuum.

Cependant, on notera que la condition de contrainte plane n'est pas pertinente pour modéliser une déformation des vaisseaux sanguins.

Il est donc nécessaire d'étendre cette approche à des milieux élastiques

25 incompressibles contraints selon des conditions de déformation plane. En considérant que la plaque d'athérome est incompressible, l'expression du gradient du module d'Young a été déduite de la manière suivante.

En supposant une élasticité linéaire, le milieu hétérogène est décrit par la loi de HOOKE :

$$[\sigma] = -p [I] + \frac{2}{3} E(\bar{x}) [\varepsilon]$$

Dans laquelle :

- $[\sigma]$ et $[\varepsilon]$ sont les tenseurs de contrainte et de déformation,
- $[I]$ est la matrice identité,
- 5 ○ E est le module d'Young qui est une production arbitraire de la position du vecteur x , et
- p est le multiplicateur de lagrange résultant de l'incompressibilité du matériau donné dans la contrainte cinématique suivante :

$$\text{Trace}.[\varepsilon] = 0$$

- 10 En négligeant la gravité et les forces inertielles, le tenseur de contrainte $[\sigma]$ satisfait l'équation d'équilibre local :

$$\nabla . [\sigma] = \vec{0}$$

En substituant les équations 2 et 3 dans l'équation 4, on obtient la relation suivante du gradient du module d'Young :

$$\frac{\nabla E}{E} = \frac{3}{2} [\varepsilon]^{-1} \frac{\nabla p}{E} - [\varepsilon]^{-1} \nabla . [\varepsilon]$$

15

Puisque le gradient lagrangien ne peut être mesuré expérimentalement, on s'intéresse plus particulièrement au second terme de la relation ci-dessus en considérant que pour l'étape de pré-segmentation, ce second terme peut être utilisé en tant que critère permettant la détermination de la position des contours des inclusions.

- 20 Par conséquent, on introduit un vecteur dépendant de l'espace H correspondant au deuxième terme de l'équation ci-dessus étant définie telle que :

$$\tilde{H} = - [\varepsilon]^{-1} \nabla . [\varepsilon]$$

Dans lequel H est un vecteur dépendant de l'espace. Le succès de la reconstruction d'une image des contours d'inclusions valide a posteriori la pertinence de l'approche selon l'invention.

5 Dans un système de coordonnées polaires bidimensionnelles (2D) les composantes du vecteur dépendant de l'espace H peuvent s'exprimer sous la forme :

$$H_r = -\frac{1}{\varepsilon_r^2 + \varepsilon_{r\theta}^2} \left\{ \varepsilon_r \left(\frac{\partial \varepsilon_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \varepsilon_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{2\varepsilon_r}{r} \right) + \varepsilon_{r\theta} \left(\frac{\partial \varepsilon_{r\theta}}{\partial r} - \frac{1}{r} \frac{\partial \varepsilon_r}{\partial \theta} + \frac{2\varepsilon_{r\theta}}{r} \right) \right\}$$

$$H_\theta = -\frac{1}{\varepsilon_r^2 + \varepsilon_{r\theta}^2} \left\{ \varepsilon_{r\theta} \left(\frac{\partial \varepsilon_r}{\partial r} + \frac{1}{r} \frac{\partial \varepsilon_{r\theta}}{\partial \theta} + \frac{2\varepsilon_r}{r} \right) - \varepsilon_r \left(\frac{\partial \varepsilon_{r\theta}}{\partial r} - \frac{1}{r} \frac{\partial \varepsilon_r}{\partial \theta} + \frac{2\varepsilon_{r\theta}}{r} \right) \right\}$$

Dans lequel $\varepsilon_{r\theta}$ et $\varepsilon_{\theta r}$ sont les composantes tangentielles et de cisaillement du tenseur de contrainte.

10 Afin de définir un critère qui dépend de la variation relative du module d'Young local, on introduit la projection dW du vecteur H sur le vecteur de position élémentaire dx tel que :

$$dW = \bar{H} \cdot d\bar{x}$$

En effet, en utilisant les équations 5, 6 et 8 dW peut être exprimé de manière avantageuse comme suit :

$$dW = \left(\frac{\nabla E}{E} - \frac{3}{2} [\varepsilon]^{-1} \frac{\nabla p}{E} \right) \cdot d\bar{x} = \frac{dE}{E} - \frac{3}{2} [\varepsilon]^{-1} \frac{\nabla p}{E} \cdot d\bar{x}$$

15 Cela montre que dW dépend de la variation relative du module d'Young local. L'approximation de dW par dE/E sera d'autant plus précise que les composants du gradient multiplicatif lagrangien deviennent petits.

En pratique, les contraintes radiales sont l'estimateur le plus simple du tenseur de contrainte avec les techniques de l'échographie courante.

20 C'est pourquoi le critère décrit ci-dessus est simplifié en négligeant les contraintes de compression. Ainsi, l'expression du critère dW est maintenant donnée par l'expression suivante :

$$dW = -\frac{1}{\varepsilon_r} \left(\frac{\partial \varepsilon_r}{\partial r} + \frac{2\varepsilon_r}{r} \right) dr - r \frac{1}{\varepsilon_r} \frac{\partial \varepsilon_r}{\partial \theta} d\theta$$

Les dérivés partiels des composantes de contrainte radiale ont été calculés en convoluant le champ de contrainte avec un masque de Sobel. Ainsi, l'amplitude de dW a été calculée en fonction de la définition ordinaire de maille polaire décrite ci-dessus pour permettre l'obtention d'une image MST. Les contours de chaque zone correspondent aux lignes où l'amplitude de dW est la plus importante. Cette étape de pré-conditionnement mathématique a été appelée transformé modifié de SUMI et a été utilisée pour mettre en évidence les hétérogénéités des plaques d'athérome.

10 Reconstruction du module d'Young

La figure 3 schématise les étapes successives du procédé selon l'invention pour identifier l'image d'élasticité du champ de contrainte radiale en utilisant le modèle d'élément fini paramétrique.

15 A partir du champ MST obtenu à l'étape de pré-conditionnement, une segmentation par ligne de partage des eaux dynamique (DWS) combinée à une procédure d'optimisation, a été appliquée pour obtenir une carte d'élasticité (modulogramme) sur les plaques étudiées.

A chaque itération de l'étape de segmentation par ligne de partage des eaux (i.e. pour un nombre donné d'inclusions de plaques), on suppose que chaque inclusion a une rigidité uniforme.

20 Le nième module d'Young a ensuite été identifié en utilisant une procédure d'optimisation du gradient qui minimise l'erreur moyenne quadratique (RMS abréviation de l'expression anglo-saxonne « *Root Mean Square* ») entre le $\varepsilon_r^{\text{meas}}$ et le $\varepsilon_r^{\text{comp}}$ calculés des contraintes radiales dans la plaque :

$$25 \quad \text{RMS}_{\text{plaque}} - \text{error} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{\text{node}, i} [\varepsilon_r^{\text{meas}}(n_i) - \varepsilon_r^{\text{comp}}(n_i)]^2}$$

Où N est le nombre total de nœuds dans la maille de plaque et N_i est le ième nœud de la plaque du maillage polaire.

30

Une contrainte a été imposée pendant l'optimisation : les modules d'Young non connus ont été classés entre 0.1 kPa et 10^4 kPa dans cette étape une solution du jeu de modules d'Young a été trouvée acceptable lorsque la procédure de tolérance admettait un seuil inférieur à 10^{-8} ou que le nombre de régions était égal à 30.

5 Des segmentations plus fines ont été obtenues en augmentant le nombre d'inclusions dans une plaque d'athérome de manière supérieure à une valeur égale à 10.

En effet, on sait d'après des études sur la morphologie de plaque d'athérome qu'il s'agit là d'une limite supérieure réaliste.

10 En outre, d'un point de vue algorithmique de calcul, il a été vérifié a posteriori que cette limite supérieure n'est jamais atteinte par l'étape d'optimisation.

Le lecteur aura compris que de nombreuses modifications peuvent être apportées au procédé et au système décrit ci-dessus sans sortir matériellement des enseignements du présent document. C'est pourquoi de telles modifications sont comprises dans la portée des revendications qui suivent.

REVENDICATION

1. Procédé de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture d'une plaque d'athérome comprenant :

- une étape de réception (40) d'une image, dite élastogramme, représentant les déformations internes qui résultent de la compression d'un tissu vasculaire sanguin analysé en fonction de la pression sanguine,
- une étape de pré-segmentation (50) de l'élastogramme pour obtenir une image pré-segmentée comprenant une pluralité de zones, et
- une étape de calcul d'une image d'élasticité (60) représentant l'élasticité d'au moins une région de l'élastogramme, la région correspondant à une zone sélectionnée parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée, et l'image d'élasticité permettant à un utilisateur d'estimer le risque de rupture de plaque d'athérome,

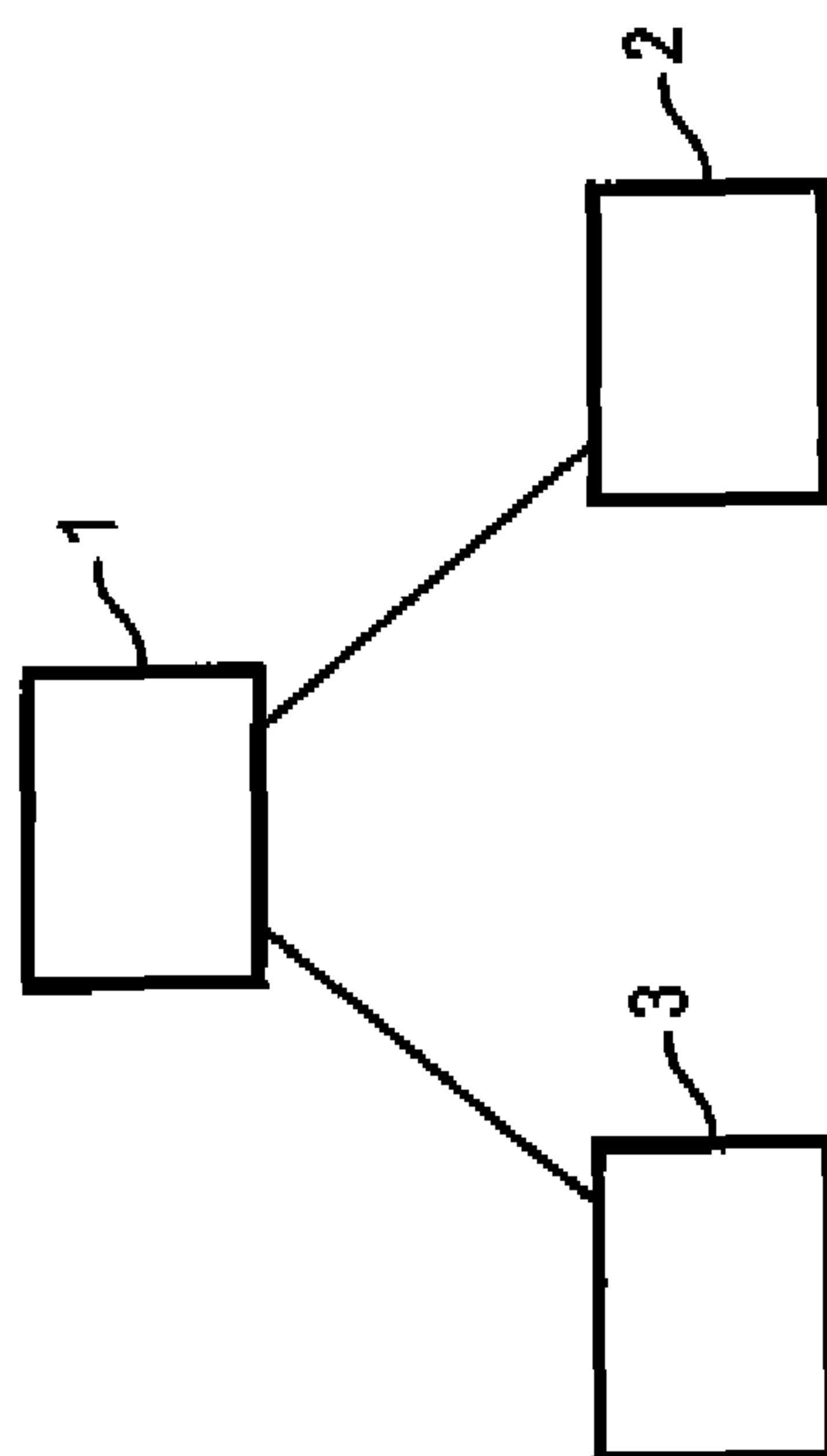
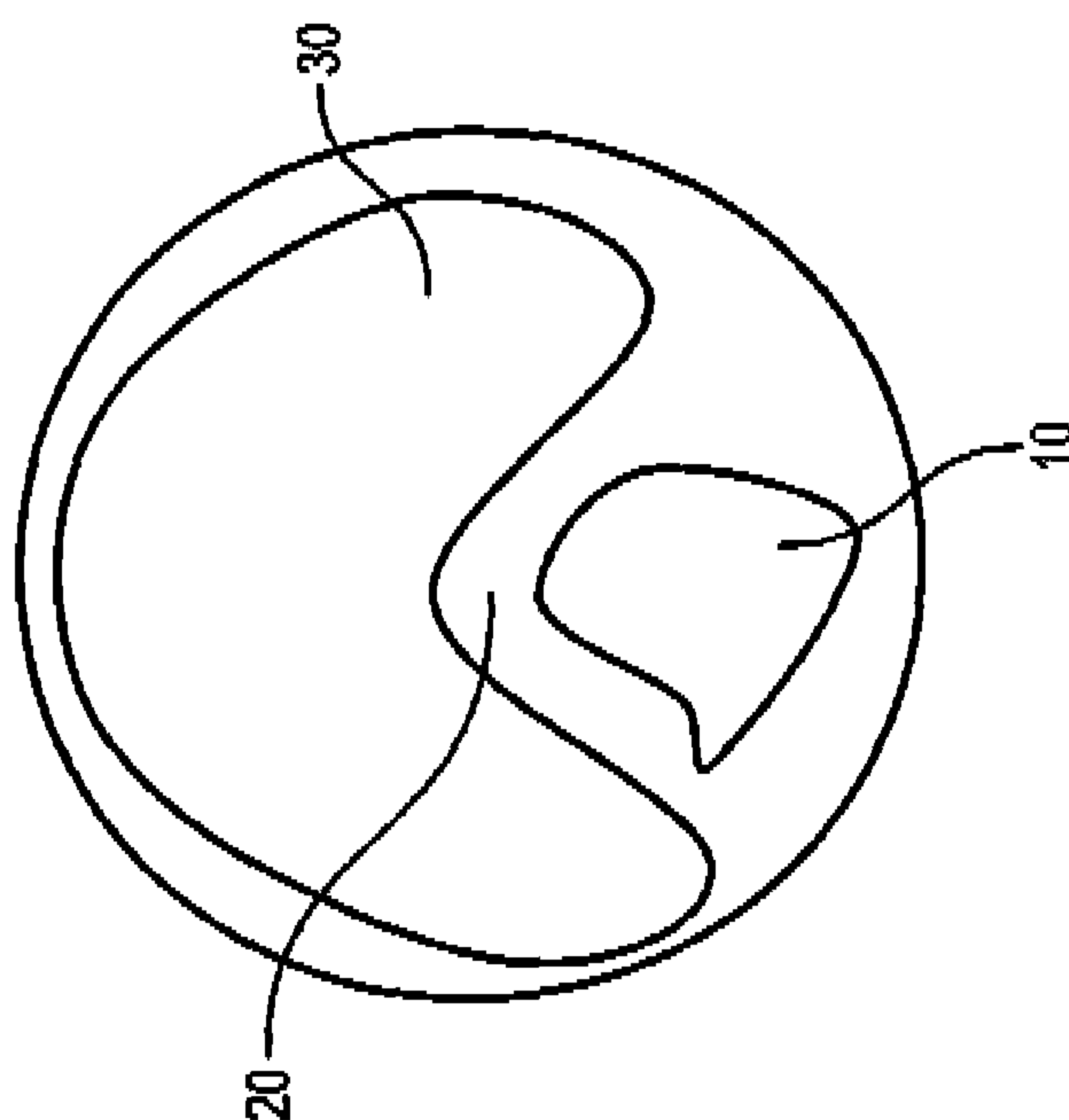
caractérisé en ce que :

- d'une part la pré-segmentation est réalisée en considérant le tissu comme étant un solide élastique incompressible de manière à déterminer le gradient du module d'Young comme étant égal à la somme du gradient du multiplicateur de Lagrange et d'un vecteur dépendant de l'espace de la forme $H = - [\varepsilon]^{-1} \text{div} [\varepsilon]$,
avec : - $[\varepsilon]$ la matrice de déformation,
- $[\varepsilon]^{-1}$ l'inverse de la matrice de déformation,
- $\text{div} [\varepsilon]$ la divergence de la matrice de déformation,
- et d'autre part la pré-segmentation comprend la détermination des contours de chaque zone de la pluralité de zones au moyen d'un critère (dW) exprimé en fonction dudit vecteur dépendant de l'espace permettant de mettre en évidence les hétérogénéités de la plaque d'athérome en fonction d'un champ de déformation radiale, ledit critère étant donné par la formule $dW = H \cdot dx$, où dx est un vecteur de position élémentaire.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que les contours de chaque zone de la pluralité de zones correspondent aux valeurs maximales du vecteur dépendant de l'espace.

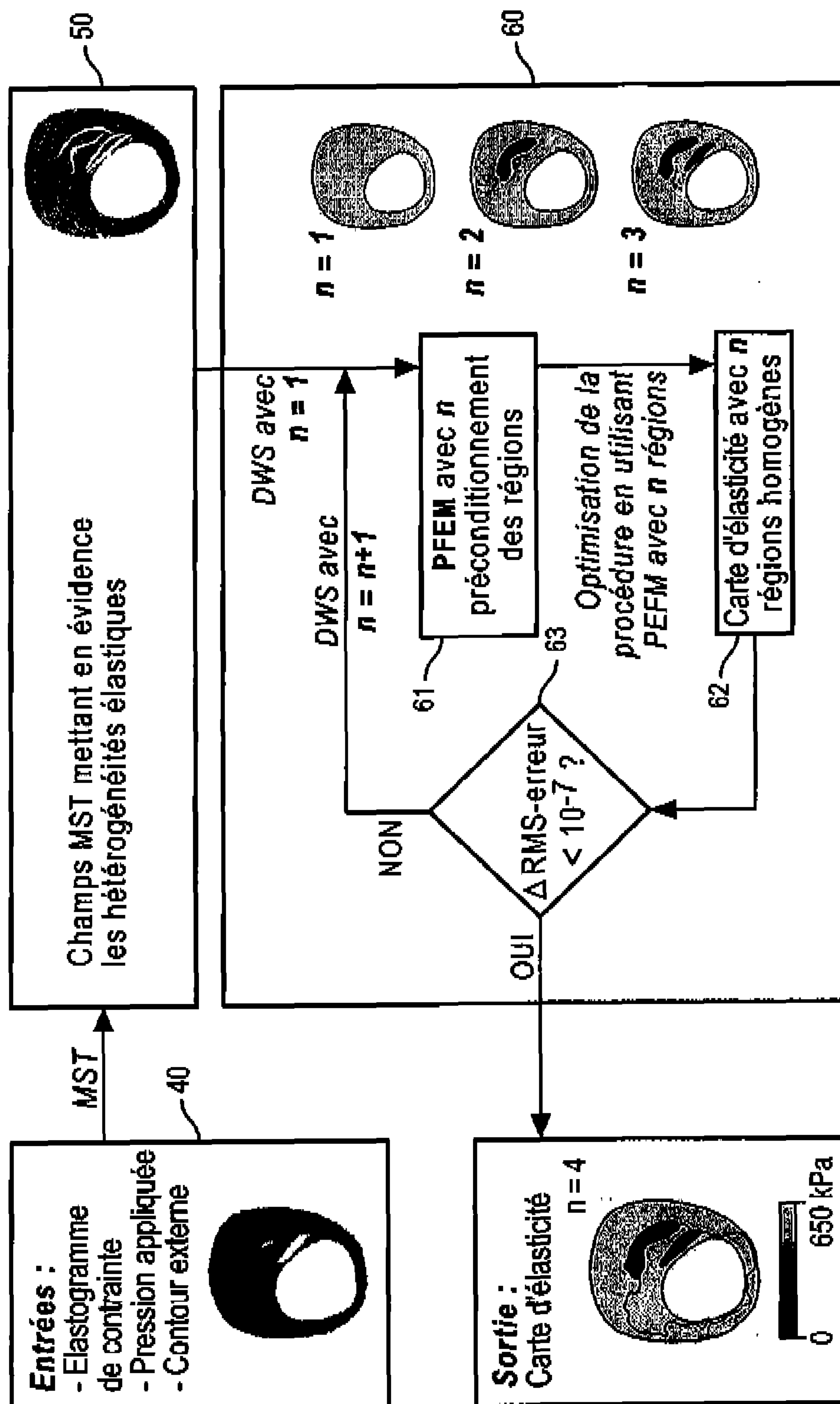
3. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 2, caractérisé en ce que l'étape de calcul d'une image d'élasticité (60) comprend une sous étape de segmentation par ligne de partage des eaux (61) dans laquelle des zones sont sélectionnées successivement parmi la pluralité de zones de l'image pré-segmentée.

4. Procédé selon la revendication 3, caractérisé en ce que les zones sont sélectionnées successivement, de la zone de l'image pré-segmentée de plus haute intensité pour le vecteur dépendant de l'espace à la zone de l'image pré-segmentée de plus basse intensité pour le vecteur dépendant de l'espace.
5. Procédé selon l'une des revendications 3 ou 4, caractérisé en ce que l'étape de calcul de l'image d'élasticité (60) comprend en outre une sous étape d'optimisation (62) réalisée après la sélection de chaque nouvelle zone lors de l'étape de segmentation.
6. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que lors de l'étape d'optimisation (62), l'élasticité d'une nouvelle zone sélectionnée lors de l'étape de segmentation est estimée en minimisant une erreur, dite erreur sur les déformations, entre des déformations mesurée de l'élastogramme et des déformations calculées des zones sélectionnées incluant une nouvelle zone.
7. Procédé selon l'une des revendications 3 à 6, caractérisé en ce que l'étape de calcul de l'image d'élasticité (60) comprend une étape de comparaison (63) de l'image d'élasticité à un critère d'arrêt de l'étape de calcul de l'image d'élasticité.
8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que le critère d'arrêt est que la différence entre deux erreurs sur des déformations calculées lors de deux étapes successives caractérisant les élasticités des zones sélectionnées est inférieure à 10^{-7} .
9. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que le critère d'arrêt est que le nombre de zones sélectionnées est supérieur à 10.
10. Système de traitement d'images pour l'estimation d'un risque de rupture de plaque d'athérome, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens (1, 2, 3) pour la mise en œuvre du procédé selon l'une des revendications 1 à 9.
11. Mémoire physique sur laquelle sont stockées des instructions de code programme qui, lorsqu'elles sont exécutées sur un ordinateur, permettent la mise en œuvre du procédé selon l'une des revendications 1 à 9.

1/2**FIG. 2****FIG. 1**

2/2

FIG. 3



Entrées :

- Elastogramme de contrainte
- Pression appliquée
- Contour externe



MST

Champs MST mettant en évidence les hétérogénéités élastiques



50

40

DWS avec $n = 1$

DWS avec $n = n+1$

NON

OUI

$\Delta \text{RMS-erreur} < 10^{-7} ?$

PFEM avec n
préconditionnement
des régions

Optimisation de la
procédure en utilisant
PEFM avec n régions

Carte d'élasticité avec n
régions homogènes

$n = 1$



$n = 2$



$n = 3$



60

Sortie :

Carte d'élasticité

$n = 4$



0 650 kPa