

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République Algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

جامعة سعد دحلب البليدة
Université SAAD DAHLAB de BLIDA

كلية التكنولوجيا
Faculté de Technologie

قسم الإلكترونيك
Département d'Électronique



Mémoire de Master

Mention : Électronique

Spécialité : Génie Biomédical

présenté par

Diboun Mohsen Djaoued

&

Sifi Meriem

Quantification des calcifications des membres inférieurs chez les diabétiques

Proposé par : Mr Cherfa & Mme Cherfa

Année Universitaire 2020-2021

Remerciements

En premier lieu et avant tout, nous remercions infiniment Dieu le Miséricordieux, de nous avoir donné la volonté et la force afin d'accomplir ce modeste travail, ainsi que d'avoir entendu nos prières dans les moments les plus difficiles.

Nous adressons nos remerciements aussi à tous nos enseignants, qui ont tout le mérite de nous avoir bien formés et grâce à qui nous sommes arrivés à bien au terme de ce parcours.

Nous tenons également à remercier notre promoteur et notre promotrice : un grand merci à Mr et Mme Cherfa qui nous ont assidument accompagné tout au long de ce projet, ainsi que pour leur attention portée sur notre évolution dans le travail et pour leur collaboration, ce fut un plaisir de travailler avec et un honneur d'être un binôme qu'ils encadrent ; merci à Mlle Chentir qui nous a apporté des connaissances sur la réalisation de projets en dépit des circonstances pour achever à bien notre travail. Nous remercions également l'ensemble des enseignants de l'université de Blida 1 ainsi que le Dr. Boulahdour du service de radiologie au CHU de Besançon. Nous présentons enfin nos remerciements aux membres du jury qui nous feront l'honneur d'évaluer et juger notre travail.

ملخص: تكلسات الاطراف السفلية هو من اهم تعقيدات مرض السكري واكثرها خطرا لهذا يعد التشخيص الصحيح و الدقيق لمدى انتشار هذه التكلسات عامل جد مهم و مفيد للحد من الضرر الناتج عنها و منه يرتكز هذا العمل على انشاء برنامج معين للقيام بعملية تكميم لهذه التكلسات عن طريق توظيف معارفنا في مجال معالجة الصور و باستخدام احد البرمجيات المختصة في هذا المجال لكن قبل البدء بهذا يتطلب القيام بتكميم التكلسات الناتجة عن مرض السكري معرفة ماهية هذه التكلسات في مجال الطب واشكال ظهورها في مختلف تقنيات التصوير الطبي و ايضا الفهم الوافي للمقصود بالتكميم في مجال معالجة الصور وكل هذا يساهم في الحصول على نتائج جيدة الى ابعد الحدود.

كلمات المفاتيح: تكلسات الاطراف السفلية؛ التصوير الطبي؛ معالجة الصور.

Résumé : Les calcifications des membres inférieurs sont l'une des complications les plus importantes et les plus dangereuses du diabète, donc un diagnostic correct et précis de l'étendue de la propagation de ces calcifications est un facteur très important et utile pour réduire les dommages qui en résultent, ce travail est donc basé sur la création d'un programme spécifique pour effectuer la quantification de ces calcifications en utilisant nos connaissances dans le domaine du traitement d'image pour pouvoir être conduits à obtenir de bons résultats dans les limites les plus strictes.

Mots clés : Calcifications ; Imagerie médicale ; Traitement d'images.

Abstract : Calcifications of the lower extremities are one of the most important and dangerous complications of diabetes, so correct and accurate diagnosis of the extent of the spread of these calcifications is a very important and useful factor in reducing the damage that it causes. This work is therefore based on the creation of a specific program to perform the quantification of these calcifications using our knowledge in the field of image processing and having one of the special softwares in the field all this in order to be able to be led to obtain good results within the strictest limits.

Keywords : Calcifications ; Medical Imaging ; Image processing.

Listes des acronymes et abréviations

ACC : Anterior Cingulate Cortex.

ACP : American College of Physicians.

AOMI : Artériopathie Oblitérante des Membres Inférieurs.

BMC : Bio-Med Central.

BMP : Bone Morphogenic Protein.

C13: Carboxyl-Terminal 13-kDa.

Ca2: Carbonic Anhydrase 2.

CAA: Calcification Aortique Abdominale.

CAC: Coronary Artery Calcium.

CAD: Coronary Artery Disease.

CCA: Common Carotid Artery.

CEA: Carcinoembryonic Antigen.

CHA: Carbonated HydroxyApatite.

CMLV: Cellules Musculaires Lisses Vasculaires.

CNN : Convolutional Neural Network.

CT: Computed Tomography.

CTA: Computed Tomography Angiography.

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine.

DICOS: Department of International Cooperation Studies.

DNID: Diabète Non Insulino-Dépendant.

EBCT: Electron-beam Computed Tomography.

ECG: Electrocardiogramme.

EISPACK: Eigensystem Package Subroutine Computing Facility.

FCM: Fuzzy C-Means.

FD-OCT: Fourier Domain-Optical Coherence Tomography.

FFT: Fast Fourier Transform.

FI : Fluorescence Index.

Gla : Gamma-linolenic acid.

GMM : Gaussian Mixture Models.

GVF: Gradient Vector Flow.

HbA1C : Hemoglobin A1c.

HD: Haute Définition.

HDL : High-Density Lipoprotein.

HTA : Hypertension Artérielle.

IC : Intracardiac.

IPS: Index de Pression Systolique.

IRM: Imagerie par Résonance Magnétique.

IRMf : Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle.

IVUS: Intravascular Ultrasound.

KNN: K-Nearest Neighbors.

Ksp: Kidney-specific protein.

LDL: Low-Density Lipoproteins.

LINPACK: LINear equations software PACKage.

LLAC: Lower Limb Arterial Calcifications.

MAS: Magic Angle Spinning.

MCV: Mean Corpuscular Volume.

MDCT: Multi-Detector Computed Tomography.

MEG: Magnetoencephalography.

MER: Muscle Enhancement Ratio.

MGP : Matrix Gla-protein.

ML : Machine Learning.

MRA: Magnetic Resonance Angiography.

MRS : Magnetic Resonance Spectroscopy.

OR: Operating Room.

PDW: Platelet Distribution Width.

pH: Potential Hydrogen.

Pi: Phosphate inorganique.

PO4: Phosphorus, Blood.

PPP: Pearly Penile Papules.

PTH: ParaThyroid Hormone.

RANKL: Receptor Activator of Nuclear factor kappa beta.

RGB: Red, Green, Blue.

ROC: Receiver Operating Characteristic.

RVB: Rouge, Vert, Bleu.

SEEG: Stereoelectroencephalography.

STND: STaNDard.

TcPO2: Transcutaneous Oximetry Test.

TDM: Tomodensitométrie.

TEP: Tomographie par Emission de Positons.

TESP: Total External Static Pressure.

UCLA: University of California, Los Angeles.

UKPDS: United Kingdom Prospective Diabetes Study.

US: Ultra-sons.

VOI: Volume Of Interest.

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre 1 : Généralités	3
1.1 Anatomie des membres inférieurs.....	3
1.1.1 Artères.....	4
1.2 Le diabète.....	8
1.2.1 Les organes intervenants dans la régulation de la glycémie.....	8
1.2.2 Régulation de la glycémie.....	9
1.2.3 caractéristique du diabète	11
Chapitre 2 : AOMI et imagerie médicale	18
2.1 Aperçu.....	18
2.2 Les facteurs de risque d'AOMI dans le diabète.....	19
2.2.1 L'hyperglycémie.....	19
2.2.2 L'hypertension artérielle systolique.....	19
2.2.3 Les dyslipidémies.....	19
2.2.4 Le tabac.....	20
2.2.5 L'insuffisance rénale sévère.....	20
2.3 L'AOMI dans le diabète.....	20
2.4 Diagnostic de l'AOMI chez le diabétique.....	20
2.4.1 L'interrogatoire.....	21
2.4.2 L'examen clinique.....	21
2.4.3 L'index de pression systolique.....	21
2.4.4 La pression de l'orteil.....	22
2.4.5 La pression transcutanée en oxygène.....	22
2.5 Techniques d'imagerie médicale pour les AOMI.....	22
2.5.1 L'échographie Doppler des artères des membres inférieurs.....	22
2.5.2 L'angioscanner.....	23
2.5.3 L'angio-IRM.....	24
2.5.4 L'artériographie.....	25
2.5.5 L'échographie conventionnelle.....	25
2.5.6 L'IRM conventionnelle (analyse in vivo)	28
2.5.7 Spectroscopies IRM P31.....	29
2.5.8 TDM CT conventionnelle et à faisceaux d'électrons.....	30

Chapitre 3 : Etat de l'art	34
3.1 Problématique et objectifs.....	34
3.2 Etat de l'art.....	35
3.3 Limites observables et choix de la méthode.....	61
Chapitre 4 : Méthode-Résultats - interprétation	63
4.1 Introduction sur Matlab.....	63
4.2 La fonction FCM.....	64
4.2.1 Le FCM par rapport à la segmentation en imagerie médicale.....	66
4.2.2 Le FCM sur Matlab.....	67
4.2.3 Le principe du FCM en traitement d'images.....	68
4.3 Implémentation de la méthode.....	70
4.3.1 Les étapes importantes de l'algorithme.....	72
4.4 Evaluation médicale.....	91
Chapitre 5 : Présentation de l'interface graphique	94
5.1 Interface graphique.....	94
5.2 Nôtre modèle GUI.....	95
5.2.1 Aperçu de modèle GUI.....	95
5.2.2 Inconvénients du modèle GUI.....	101
Conclusion générale	104
Annexe	105
Bibliographie	106

Liste des figures

Figure 1.1 Aorte abdominale	4
Figure 1.2 L'artère fémorale profonde	6
Figure 1.3 Vascularisation du pied.....	7
Figure 1.4 Régulation de la glycémie.....	9
Figure 1.5 Régulation Nerveuse.....	11
Figure 1.6 Schéma de l'absorption du Glucose	12
Figure 1.7 Diabète non insulinodépendant	15
Figure 2.1 Echo-Doppler des membres inférieurs	23
Figure 2.2 L'angioscanner.....	24
Figure 2.3 Angio-IRM	24
Figure 2.4 L'artériographie.....	25
Figure 2.5 Echographie IVUS	27
Figure 2.6 IRM conventionnelle	29
Figure 2.7 Spectroscopie IRM	30
Figure 2.8 Tomodensitométrie conventionnelle	32
Figure 4.1 Schéma synoptique des étapes de la programmation.....	71
Figure 4.2 Amélioration de contraste :.....	74
Figure 4.3 Histogramme de l'image originale.....	74
Figure 4.4 Résultat obtenu après transformation en image double (c=8)	76
Figure 4.5 Résultat de segmentation obtenu par la méthode FCM (c=8)	77
Figure 4.6 Comparaison des segmentations obtenues par la méthode FCM en choisissant des nombres de classes différents	77
Figure 4.7 Résultat obtenu du FCM à 8 classes.....	80
Figure 4.8 Choix de l'image d'intérêt.....	81
Figure 4.9 Le problème majeur dans la programmation.....	82
Figure 4.10 Binarisation de la segmentation FCM	84
Figure 4.11 Seuillage haut de l'image médicale	85
Figure 4.12 L'image érodée après dilatation	87
Figure 4.13 L'image après la fin des dilatations	88
Figure 4.14 Image des calcifications après seuillage	89
Figure 4.15 Segmentation des calcifications	89

Figure 5.1 Lancement rapide du guide Matlab.....	96
Figure 5.2 Conception initiale.....	97
Figure 5.3 Les opérations basiques.....	98
Figure 5.4 Les opérations avancées.....	98
Figure 5.5 Axes d'affichage.....	99
Figure 5.6 Les cases d'affichage.....	99
Figure 5.7 Lire l'image DICOM à segmenter.....	100
Figure 5.8 Segmentation et quantification des calcifications.....	100
Figure 5.9 Les parties de l'image originale qui sont segmentées en rouge.....	102

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Régulation de la glycémie.....p10

Tableau 31 : Récapitulatif des articles sélectionnés dans l'état de l'art.....p 48-61

Introduction générale

Les diabètes augmentent les complications cardiovasculaires, qui peuvent être coronariennes, cérébrales, ou périphériques (membres inférieurs). Les calcifications des membres inférieurs sont ainsi, une complication majeure, qui en résulte, dont la prévalence, et le taux de complications, notamment les amputations majeures, restent particulièrement élevés, chez les patients diabétiques. Cela est dû, d'une part, en raison du probable manque d'efficacité, des traitements, actuellement recommandés en prévention cardiovasculaire, et d'autre part, en raison du caractère, souvent silencieux, de la pathologie, dans cette population, jusqu'à aboutir à un stade critique menant à l'amputation. Ainsi, il devient de plus en plus important, d'avoir des estimations, améliorées et plus précises, de ces calcifications des membres inférieurs, et de pouvoir développer, un outil, sous la forme d'un logiciel informatique, qui puisse quantifier ce phénomène mesurable, avec les connaissances, acquises en traitement d'image.

Ce mémoire, a pour objet, d'exposer un des problèmes précis, dont les recherches sont au stade de commencement, malgré son importance, qui est la quantification des calcifications, des membres inférieurs, chez les diabétiques. Il s'agit, dans ce modeste travail, de vérifier, si les avancées, qui sont en cours, permettent de démontrer, qu'il y'a bien une réponse affirmative, à la problématique qui se pose, et qui est la suivante : est-ce qu'il est possible de faire la quantification des calcifications des membres inférieurs chez les diabétiques ? Nous allons essayer de répondre à cette problématique dans notre travail.

Notre manuscrit est organisé, autour de cinq parties principales.

Le premier chapitre, rappelle les notions, de l'anatomie, et du système vasculaire, dans les membres inférieurs, en permettant de comprendre le côté biologique de l'aspect du diabète, qui fait l'objet de notre étude, ainsi que les terminologies utilisées dans les explications approfondies touchant le côté médical.

Le deuxième chapitre, abordera le problème précis, des calcifications, dans les AOMI du diabète, en citant, comment les modalités actuelles d'imagerie, interviennent dans leur détection.

Le troisième chapitre, aborde l'état de l'art du domaine, en situant la progression actuelle des recherches, et en clarifiant la problématique.

Le quatrième chapitre, est dédié à l'outil mathématique utilisé, et à l'étude de l'implémentation, de la méthode proposée.

Enfin, le cinquième chapitre, présente les outils logiciels utilisés, pour la conception de l'interface graphique de notre système.

1. Généralités

Nous pouvons prendre les membres inférieurs pour acquis, mais ce sont deux machines, bien huilées, composées de plusieurs pièces anatomiques complexes, travaillant ensemble, et en parfaite harmonie.

Sans eux, vous ne pourriez pas marcher, sauter, courir, vous tenir debout, vous accroupir, etc.

Par conséquent, les maintenir en bonne condition est primordial.

Dans ce chapitre nous présenterons l'anatomie des membres inférieurs, le lieu des calcifications chez les diabétiques, en décrivant aussi, de façon simplifiée, la cause de ces calcifications, qui n'est autre que la maladie du diabète.

Nous verrons que, quasiment, la totalité des organes des membres inférieurs, est alimentée par le système cardiovasculaire. Les artères, notamment, sont un membre clé de cette étude, et, sachant que les maladies cardiovasculaires, sont la cause de mortalité, la plus importante au monde, avec près de 18 millions de décès, chaque année, et que cela est due à une mauvaise circulation sanguine, qui empêche les cellules de continuer à vivre correctement, nous verrons, en citant l'essentiel, comment cela se produit-il.

1.1 Anatomie des membres inférieurs

Nous allons ici nous intéresser à une partie de l'anatomie des membres inférieurs, et plus particulièrement l'anatomie de leurs vaisseaux sanguins, impliqués directement dans notre thème.

Comme dans le reste du corps humain, la vascularisation du membre pelvien comporte trois secteurs :

- un réseau d'apport artériel.

- une zone d'échanges constituée par le lit capillaire.
- une circulation de retour constituée de deux versants (I).

1.1.1 Artères

Le système artériel des membres inférieurs, débute, sur le plan fonctionnel, au niveau de l'aorte abdominale, immédiatement après la naissance des artères rénales. Sa division, donne naissance aux artères pelviennes. Les différentes parties, du système artériel des membres inférieurs, sont :

a. L'aorte abdominale

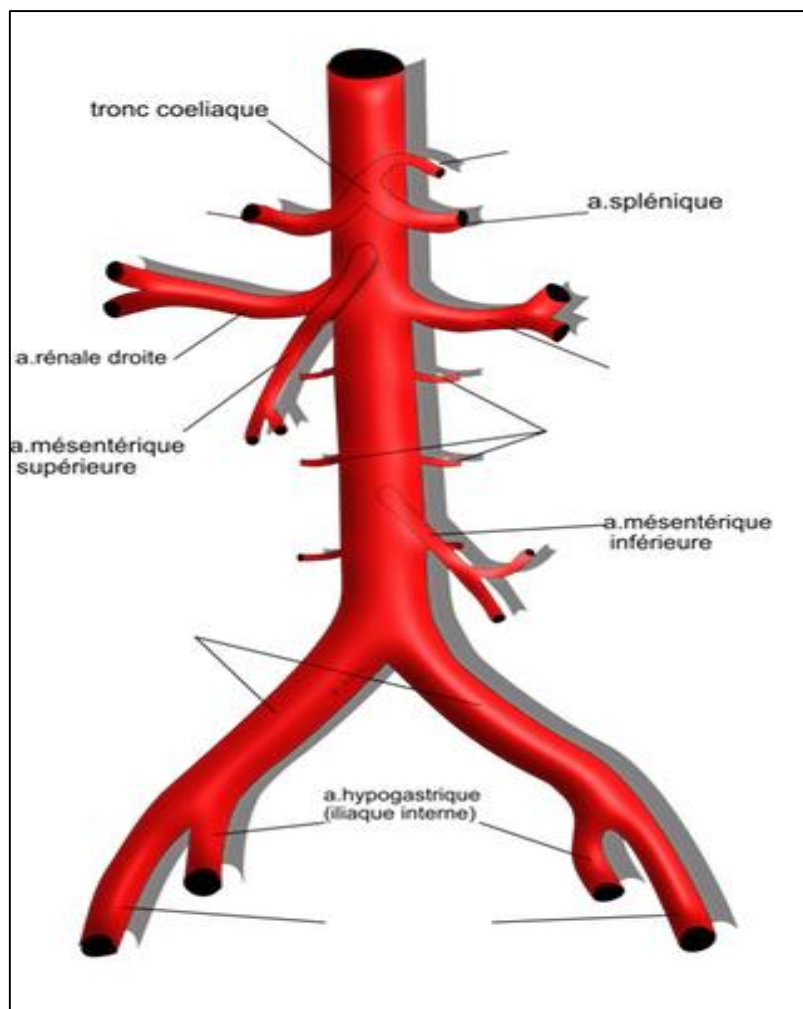


Figure 1.1. Aorte abdominale [2].

C'est le principal vaisseau sanguin, de la cavité abdominale, qui transmet le sang oxygéné, de la cavité thoracique, aux organes de l'abdomen, et aux membres inférieurs [1].

Les différentes parties anatomiques, de l'aorte abdominale, sont représentées dans la **figure 1.1**.

b. L'artère iliaque commune

C'est la branche terminale de l'aorte. Elle constitue un tronc de passage (1 droite et 1 gauche), naissant de la bifurcation aortique, de façon variable. C'est un vaisseau, dépourvu de collatérale notable, qui se divise, au niveau des articulations sacro-iliaques, en :

- **L'artère iliaque interne (hypogastrique) :** branche médiale, de division de la précédente, se dirige vers le bassin, et se divise en 2 groupes de branches.
- **L'artère iliaque externe :** fait suite à l'artère Iliaque commune, dont elle poursuit la direction, chemine en regard de la ligne arquée, pour atteindre l'anneau fémoral. Elle donne des collatérales, pour la paroi abdominale, et les organes génitaux externes [1].

c. L'artère fémorale commune

Elle fait suite à l'artère iliaque externe, sous le milieu de l'arcade inguinale, puis se divise 4 cm plus bas, en artère fémorale superficielle et profonde. Elle se situe dans un canal musculo aponévrotique, où elle est accompagnée par sa veine satellite, les lymphatiques et le nerf fémoral [3].

Elle se divise, après quelques centimètres de trajet en :

- **L'artère fémorale superficielle :** c'est une artère de passage, dans la cuisse. Elle naît par bifurcation de l'artère fémorale commune (branche antérieure). Son trajet est vertical à la partie antéro-médiale de la cuisse. Elle se termine, à l'anneau du muscle grand adducteur (canal des adducteurs), au niveau de son croisement, avec la diaphyse fémorale, où elle se termine par l'artère poplitée [3].
- **L'artère profonde de la cuisse :** c'est l'artère nourricière de la cuisse. Son origine est la branche postérieure de bifurcation de l'artère fémorale commune. Elle naît, à environ 4 cm, au-dessous de l'arcade inguinale. Son trajet vertical, traverse d'abord le trigone fémoral, puis pénètre dans la loge des muscles

adducteurs, en passant entre le muscle pectine, et le long adducteur. Elle perforé le muscle grand adducteur, et constitue la 3ème artère perforante [3].

La **figure 1.2** montre l'anatomie de cette partie artérielle.

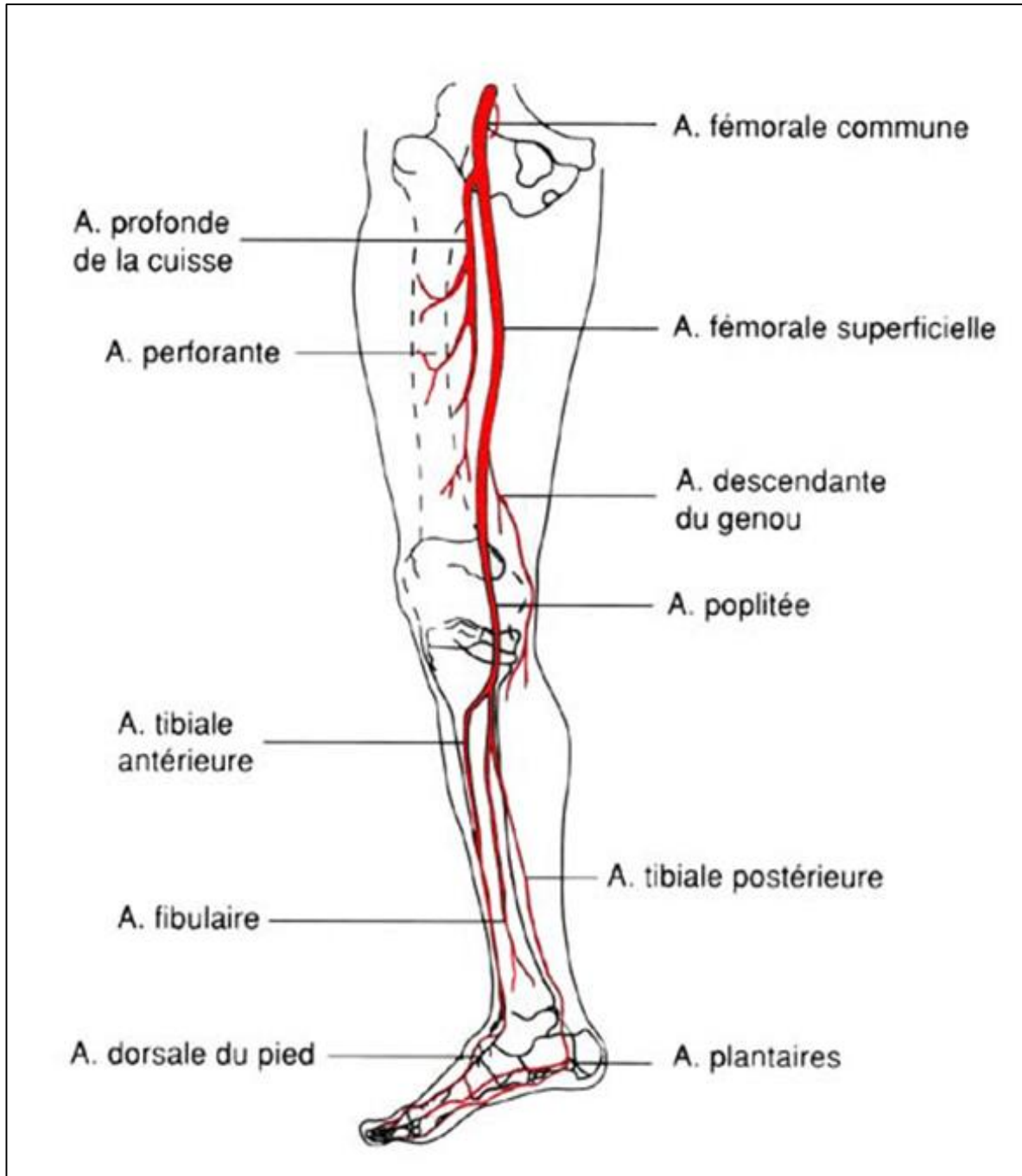


Figure 1.2. L'artère fémorale profonde [1].

d. L'artère poplitée

L'artère poplitée est une artère, qui fait suite à l'artère fémorale, à partir de l'anneau du muscle grand adducteur. Elle traverse la fosse poplitée, presque verticalement, selon son axe médian, avec les autres éléments vasculo-nerveux. Elle se termine, au niveau de l'arcade tendineuse du muscle soléaire, où elle se bifurque, en artère tibiale antérieure, et en tronc tibio-péronier. Elle donne les artères supéro-latérale, supéro-médiale, médiane, inféro-latérale et inféro-médiale du genou. Elle fournit des rameaux cutanés, et de nombreux rameaux musculaires, dont les artères surales [4].

L'artère poplitée se divise en :

- L'artère tibiale antérieure ;
- L'artère tibiale postérieure ;
- L'artère fibulaire.

e. Cheville et pied

Il existe 3 artères pour le pied :

- 2 artères plantaires, latérales et médiales ;
- L'artère dorsale du pied, faisant suite à l'artère tibiale antérieure.

[5].

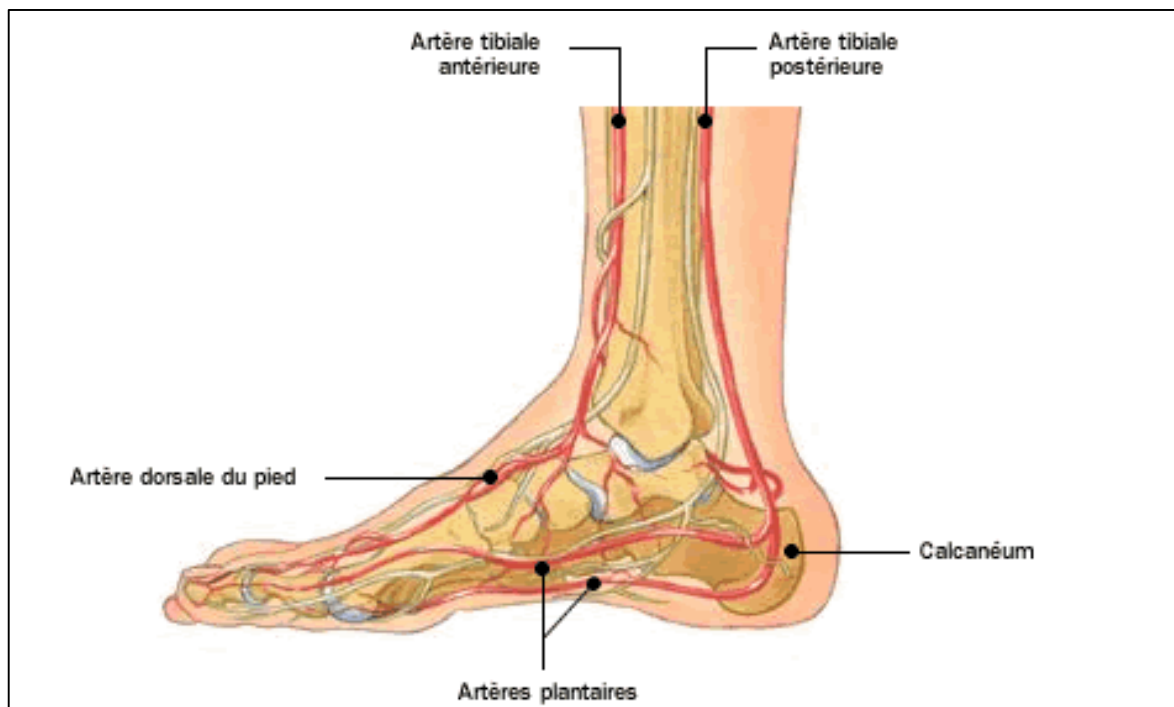


Figure 1.3. Vascularisation du pied [6].

Les différentes parties vasculaires du pied, sont représentées dans la **figure 1.3**.

Une fois que l'on sait que, les membres inférieurs, qui représentent 60% du corps humain, contiennent un réseau important de vaisseaux sanguins, nous allons aborder une pathologie, qui touche ces mêmes vaisseaux : c'est le diabète.

1.2 Le diabète

Pour connaître le diabète, il serait important de savoir que, la glycémie est la quantité de glucose dans le sang. Une anomalie sur la glycémie, est un signe potentiel de diabète, ce qui engendre par la suite, certains problèmes, comme celui que nous traitons dans ce mémoire. Une bonne compréhension de cette pathologie, est un atout, pour pouvoir ensuite, avoir une meilleure compréhension, de ce qu'elle engendre.

1.2.1 Les organes intervenants dans la régulation de la glycémie

Connaitre les organes intervenants dans la régulation de la glycémie, est comparable, à connaître les acteurs clés, sans lesquels, la prévention du diabète est minime. Nous déduirons, de ce fait, l'importance de leur fonctionnement naturel.

a. Le pancréas

C'est une glande mixte, à deux rôles, l'un exocrine et le second endocrine. Elle assure la production d'hormone hypoglycémiant, appelée l'insuline, secrétée par la cellule bêta, des îlots de Langerhans, et d'une hormone hyperglycémiant, sous le nom de glucagon, qui est secrétée par les cellules alpha, des mêmes îlots de Langerhans.

b. Le foie

Il intervient dans la régulation de la glycémie, par la production et le stockage du glucose, grâce à cinq voies métaboliques :

- La glycogénèse, qui assure le stockage de glucose, sous forme de glycogène.
- La glycogénolyse, qui est le déstockage du glucose, par l'hydrolyse du glycogène.

- La néoglucogenèse, ou synthèse du glucose, à partir d'éléments, non glucidiques, principalement sur les acides gras.
- La lipogenèse, ou synthèse d'acides gras, à partir d'une dégradation de glucose.
- La lipolyse, qui n'est autre, que la voie de dégradation des acides gras.

c. Le rein

Le rein joue un rôle important, dans l'homéostasie glucidique, aussi bien, en période post-absorptive, qu'en période postprandiale. Le rein produit du glucose, par néoglucogenèse, au niveau du cortex, et utilise du glucose, pour assurer les besoins énergétiques de la médulla.

[7].

1.2.2 Régulation de la glycémie

Le mécanisme de régulation du glucose, par l'organisme, est modélisé dans la **figure 1.2**.

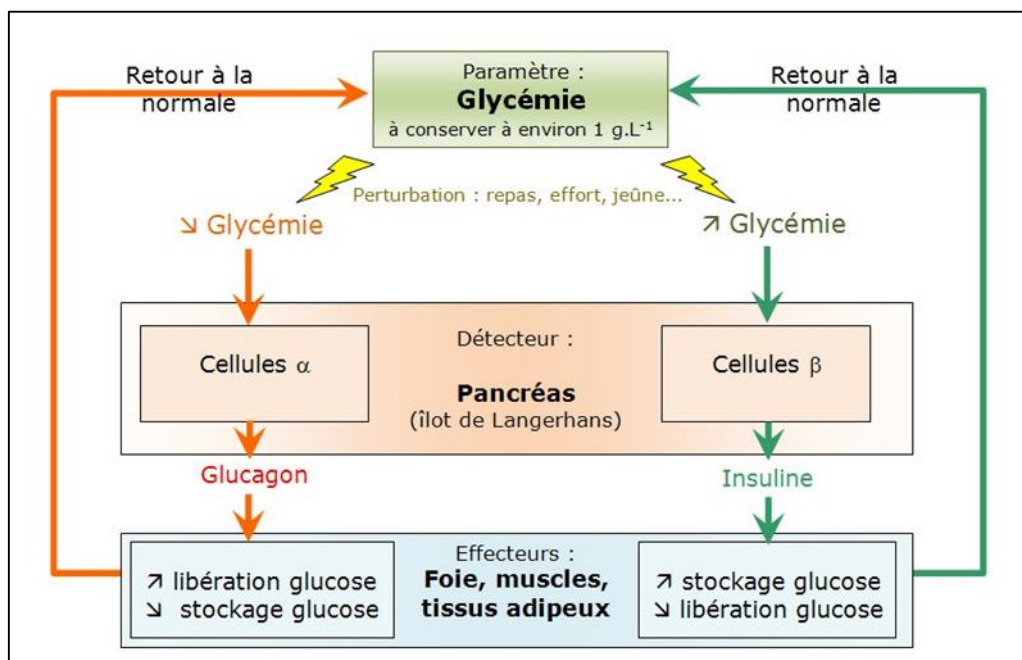


Figure 1.4. Régulation de la glycémie [8].

La glycémie varie, suite à un repas, ou à un effort ; cette variation déclenche deux mécanismes de régulation, l'une hormonale et l'autre nerveuse, pour aboutir à l'état normal.

a. La régulation hormonale

L'augmentation de la glycémie (lors d'une alimentation), provoque l'assimilation des cellules, qui sécrètent l'insuline (l'hormone hypoglycémiante). Cette hormone est responsable, d'une part, de l'activation de glycogène, et de l'inhibition de la glycogénolyse, au niveau du foie, du muscle et du tissu adipeux, et d'autre part, de la diminution de la glycémie (lors d'un effort, ou d'un jeun), qui entraîne la sécrétion de trois hormones hyperglycémiantes [7] :

- Glucagon : par les cellules alpha ;
- Adrénaline : par les musculo-surréal ;
- Cortisol : par les corticosurréal.

Nous pouvons résumer cette régulation par le **tableau 1.1** suivant :

Hormone	Cellule sécrétrice	Cellule cible	Rôle
Insuline sécrétée	Cellules bêta (îlots de Langerhans)	cellules du foie et du muscle.	hypoglycémiante
Glucagon, adrénaline, cortisol.	Cellules alpha - musculo- surréal - corticosurréal.	cellules hépatiques et musculaires	hyperglycémiante

Tableau 1.1. Régulation de la glycémie.

b. Régulation nerveuse

Cette régulation, n'intervient, qu'à l'état d'une hyperglycémie, qui stimule le centre nerveux bulbaire (système parasympathique nerf-x), et qui attire la sécrétion de l'insuline, par les cellules bêta. Un schéma détaillé de l'innervation des cellules bêta, par le système nerveux, est représenté dans la **figure1.5**.

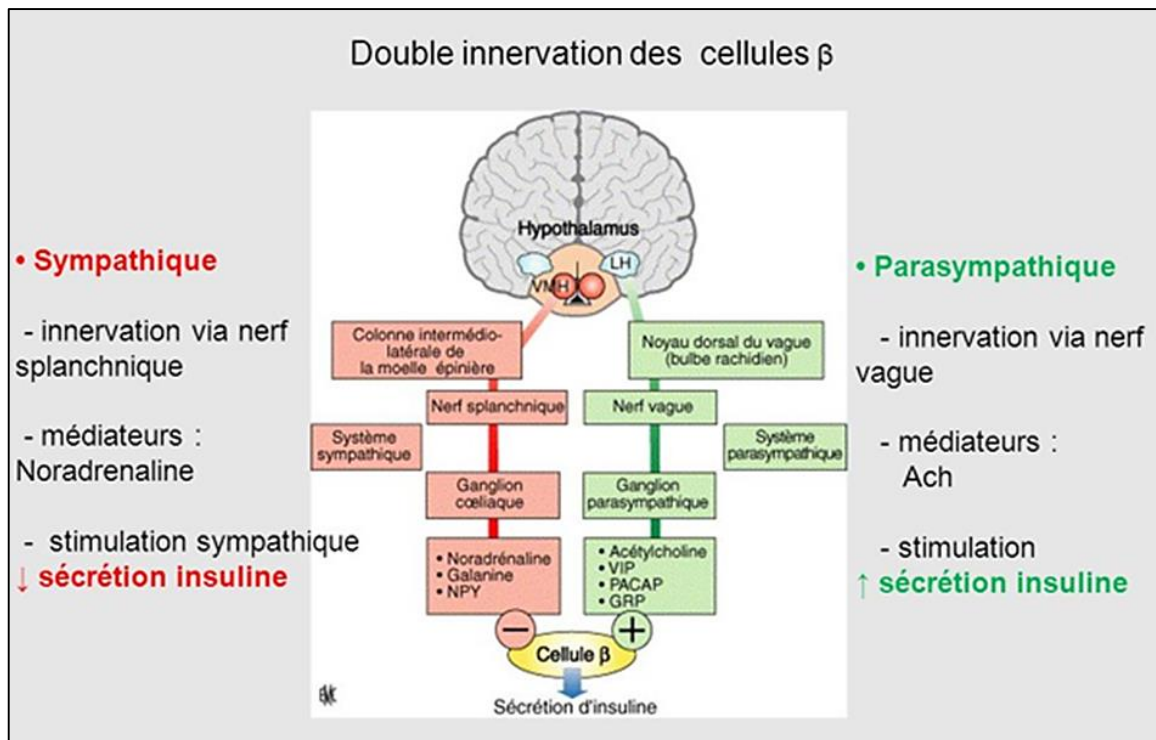


Figure 1.5. Régulation Nerveuse [9].

Remarque : La glycémie, est la présence physiologique de glucose dans le sang, ou, plus exactement, dans le plasma sanguin. Cette présence a un seuil, et s’il est dépassé, nous entrerons dans le domaine de la pathologie, qui est l’objet de notre travail.

1.2.3 Caractéristiques du diabète

Dans cette partie, nous commencerons par parler, d’une façon plus précise, du diabète, dans les limites du nécessaire, en répondant à des questions, probablement posées.

a. Définition

Le diabète est un trouble d'utilisation, de stockage, et d'assimilation des sucres, fournis par l'alimentation, qui se compose, dans la plupart des cas, de lipides (ou graisses), protides (comme la viande), et de glucides (sucres, féculents). Ces derniers sont ceux, qui procurent l'essentiel de l'énergie, dont a besoin le corps, afin de fonctionner, passant par l'intestin, et rejoignant la circulation sanguine. Une fois dans le sang, la glycémie peut augmenter légèrement, puis revenir à son taux normal, et le glucose peut être converti, en réserves et en énergie. Cependant dans le cas du diabète ce mécanisme est perturbé.

b. Comment détecter un diabète ?

Un diabète s'avère, lorsque la glycémie, à jeun, franchit la barre de 1.26 g/l, à deux reprises, ou dépasse les 2 g/l, à n'importe quel moment de la journée. Cette vérification se fait, à travers une prise de sang, pour un dosage de glycémie, pratiqué en laboratoire. Dans des cas très dangereux, on peut facilement détecter un diabète, par l'apparition de glucosides.

c. Le test est une vérification vraiment très importante, pourquoi ?

Les hyperglycémies, répétées et prolongées, sont des complications des diabètes, et entraînent, à long terme, une altération des nerfs, et des vaisseaux sanguins, présents dans tout le corps. Elles se traduisent par une cécité (ou perte de la vue), des infarctus (blocage du sang dans une artère coronaire), des atteintes aux pieds, qui peuvent conduire à des amputations, des troubles d'érection, ou par une insuffisance rénale (sur le filtrage), et des accidents vasculaires cérébraux.

d. Types de diabète

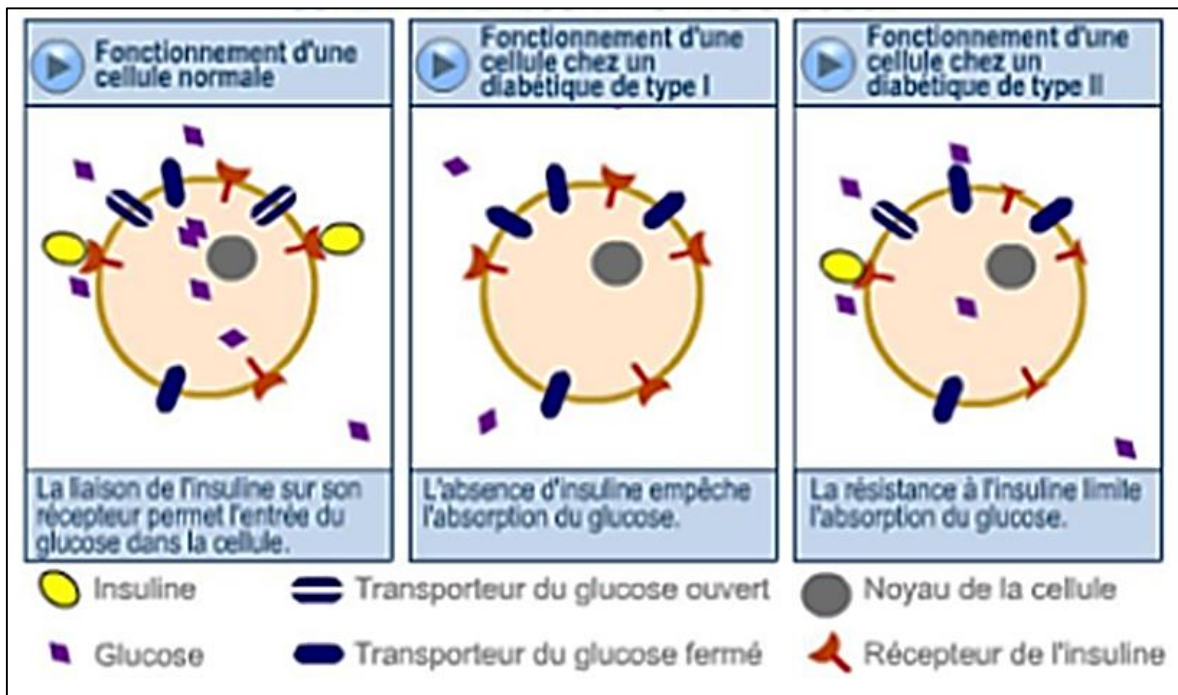


Figure 1.6. Schéma de l'absorption du Glucose [10].

Il existe deux types principaux, différents, mais, caractérisés par un excès de sucre dans le sang. Pour ce qui est de l'ampleur, il n'existe pas de diabètes, plus graves que

d'autres. La **figure 1.6.** schématise la différence, sur le plan biologique, entre le diabète de type 1, et le diabète de type 2, et, de ceux-ci avec un état normal, sur le plan cellulaire.

e. Les causes

On peut citer, le manque d'activité physique, le surpoids et l'obésité, comme causes révélatrices du diabète, et particulièrement de type 2, chez les génétiquement prédisposés. Sourd et indolore, son développement peut passer, très longtemps inaperçu, et deux anomalies sont responsables de l'hyperglycémie, dans son propre cas :

- Soit le pancréas fabrique, toujours de l'insuline, mais pas assez, par rapport à la glycémie : c'est l'insulinopénie ;
- Soit cette insuline agit mal, et on parle bien là, d'une insulino-résistance. L'insuline ne parvient plus à réguler la glycémie, et cette résistance épuise progressivement le pancréas, qui finit par ne plus assurer, une production suffisante d'insuline ;

Ces deux mécanismes font, une non-pénétration du glucose, dans les cellules humaines, restant dans la circulation sanguine, avec un taux dans le sang, qui n'est pas régulé par l'insuline.

Avec l'inexistence des causes précises, on pourra tout de même citer, un ensemble de facteurs favorisants :

- Une origine génétique : le facteur familial est prépondérant, des antécédents de diabète, du même type, sont souvent présents dans la famille ;
- Des facteurs environnementaux : alimentation déséquilibrée et autres, responsables de surpoids.

f. Le traitement du diabète de type 1

Actuellement, aucun traitement n'existe, pour guérir le diabète de type 1. Cependant, pour améliorer la vie du patient, et en prenant compte du régime, l'apport d'insuline, reste l'unique traitement.

- Soit sous forme d'injections (avec seringue ou stylo) ;
- Soit avec une pompe à insuline (traitement par pompe), pour administrer l'insuline en continu ;
- Sinon, un développement récent est mis en place, sous le nom de pancréas artificiel [11].

g. Le diabète de type 2

Il est nommé, par opposition, " diabète non insulino-dépendant " (DNID). Le terme peut paraître impropre, car, si ces malades sécrètent de l'insuline, celle-ci devient rapidement peu active, peu efficace. Mais, du moins, pendant très longtemps, et souvent même toujours, ces sujets peuvent-ils éviter l'injection quotidienne d'insuline. A souligner, qu'on parle souvent d'insulinorésistance. Le diabète de type 2 n'a pas une seule cause, mais plusieurs, qui font encore l'objet de recherches. Les spécialistes s'entendent sur le fait que, la combinaison de différents facteurs, serait à l'origine de l'apparition de la maladie.

Tout d'abord, de nombreux gènes de prédisposition, ont été mis en évidence : le matériel génétique prédispose à la maladie, ou au contraire l'en protège. La prédisposition à la maladie n'implique pas que le diabète de type 2 va se développer. C'est l'interaction de l'hérédité, avec des facteurs de l'environnement, comme l'alimentation et la sédentarité, qui entraîne la première phase du diabète de type 2 (l'insulinorésistance). Le régime alimentaire est donc également en cause. Une consommation excessive de graisses saturées, et de sucres rapides, à laquelle peut s'ajouter un manque d'exercice physique, mène à un surpoids, voire à une obésité. La consommation de tabac est un facteur aggravant [11].

h. Le traitement du diabète de type 2

Dans un premier temps, le traitement consiste en des mesures hygiéno-diététiques, puis vient rapidement, le recours aux antidiabétiques oraux ou injectables, dont l'efficacité est optimale, avec une association à une alimentation équilibrée, et une activité physique régulière.

La maladie est évolutive, dans ce second cas, et, après une escalade thérapeutique (soit (l'augmentation des antidiabétiques), des injections d'insuline seront proposées, au patient atteint, lors d'une carence en insuline, qu'on pourrait qualifier, de trop

importante, ou trop élevée. La **figure 1.7** est un exemple de schéma, représentant ce qui se passe pour un diabète, tel que celui appelé non insulino-dépendant.

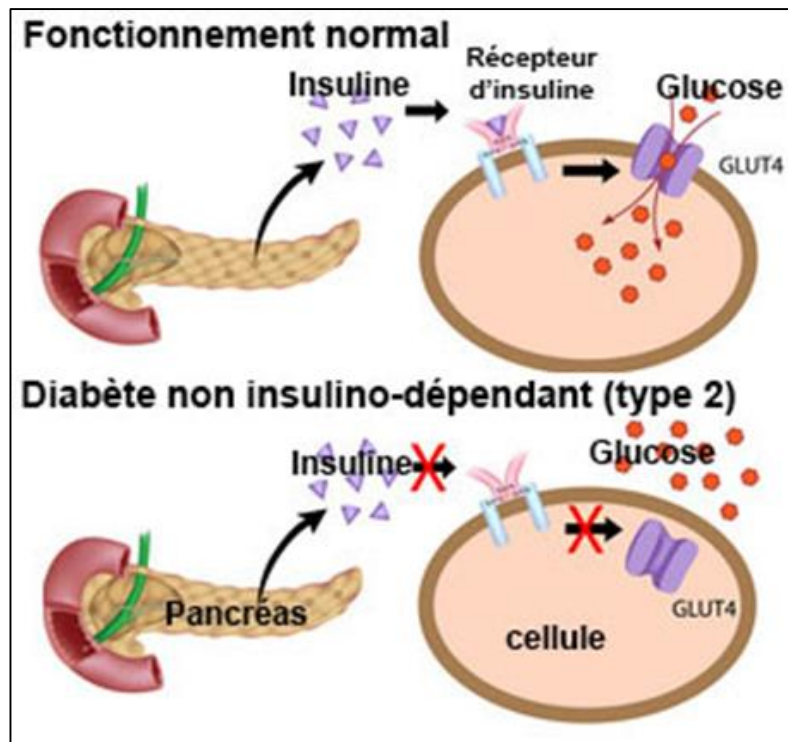


Figure 1.7. Diabète non insulino-dépendant [12].

i. Calcifications

Les calcifications sont une conséquence du diabète, et surtout, une suite à un symptôme de non-traitement, à prendre au sérieux dans la pathologie : l'AOMI.

Pour expliquer la complication majeure, que représente la calcification, on dira qu'elle se produit généralement, lorsque le calcium s'accumule, dans les tissus corporels, les vaisseaux sanguins ou les organes. Cette accumulation peut durcir, et perturber les processus normaux du corps. Le calcium est transporté dans la circulation sanguine, et se trouve également dans chaque cellule. En conséquence, la calcification peut se produire, dans presque toutes les parties du corps. Selon la National Academy of Medicine Trusted Source (anciennement l'Institut de médecine), environ 99% du calcium du corps, se trouve dans les dents et les os. Le reste (1%), se trouve dans le sang, les muscles, le liquide, à l'extérieur des cellules, et d'autres tissus corporels. Certains troubles, peuvent provoquer le dépôt de calcium, dans des endroits, auxquels il n'a typiquement pas d'appartenance. Au fil du temps, cela peut s'additionner, et causer des problèmes [13]. Dans le cas du diabète, qui nous intéresse, le système

cardiovasculaire devient très vulnérable aux complications, parmi elles les calcifications, qui sont une suite des AOMI [14].

j. Médiocalcose ou calcification des artères des membres inférieurs, une complication fréquente du diabète ?

Alors que la prévalence de la médiocalcose, des artères des membres inférieurs, dépistée par radiographie standard, est estimée à 17 %, des patients d'âge moyen, présentant un diabète de type 2, nouvellement diagnostiqué, cette prévalence augmente, à près de 50 %, dans les populations de patients diabétiques, plus âgés, lorsque la durée du diabète est plus longue [15]. Dans une population diabétique de type 2, à très haut risque cardiovasculaire, les calcifications artérielles de jambe, évaluées par scanner, sont même présentes, chez plus de 80 % des sujets, à haut risque cardiovasculaire [16]. La comparaison des populations diabétiques, et non diabétiques appariées, sur l'âge et le sexe, montre que le risque de médiocalcose, est 4,4 fois plus important, dans la population diabétique [17].

k. Physiopathologie de la médiocalcose des artères des membres inférieurs, chez le patient diabétique

Longtemps, on a considéré le processus de calcification vasculaire, et de médiocalcose en particulier, comme un processus passif, correspondant à l'accumulation de calcium et de phosphore en excès, aboutissant à la formation d'hydroxyapatite (phosphate de calcium), s'associant en cristaux d'hydroxyapatite. On sait maintenant qu'il s'agit d'un processus beaucoup plus complexe, non pas régi par les lois de la chimie, mais par celles de la biologie [18]. D'abord, histologiquement, la médiocalcose rappelle l'architecture de l'os endochondral [19]. Ensuite, les cellules calcifiées du média, correspondent à des cellules musculaires lisses, dont l'ensemble des caractères apparents ressemble à celui des ostéoblastes (cellule osseuse), puisqu'elles expriment des protéines, qui leurs sont spécifiques, et qui sont capables de produire, comme les ostéoblastes, des vésicules matricielles spécifiques des étapes initiales, du processus d'ossification [20]. En fait, il s'avère que le processus de calcification de la média, correspond à un processus actif, à des mécanismes complexes, impliquant des activateurs et des inhibiteurs moléculaires de la calcification, qui orchestrent le recrutement, la différenciation ou la transdifférenciation cellulaire, en cellules ostéoblastes-like [21]. Les ostéoblastes, en effet, comme les cellules musculaires lisses

vasculaires, dérivent de la même cellule souche, mésenchymateuse médullaire. Parmi les facteurs régulateurs de la calcification artérielle, on trouve les noms de : l'ostéoprotégérine, la matrix Gla-protein (MGP), la fétuine A et le pyrophosphate, qui inhibent la calcification vasculaire, alors que le RANK-ligand (RANKL), l'ostéopontine, l'ostéocalcine, la PTH et la vitamine D (en l'absence de déficit), seraient associés à l'activation de la calcification de la média [22]. La plupart des études, ont été réalisées, dans le cadre de l'insuffisance rénale, mais, le rôle de certains de ces facteurs, dans le développement de la médiacalcosse, a aussi été suggéré, au cours du diabète [21], [23], [24]. La présence d'une neuropathie diabétique, facteur particulièrement associé aux calcifications artérielles de jambe, pourrait modifier, via la sécrétion de neuromédiateurs, l'équilibre entre, facteurs inhibiteurs et activateurs, des calcifications artérielles [21].

Discussion

Les deux principaux types de diabète, sont des pathologies différentes, mais qui se caractérisent, tous les deux, par une anomalie, à réguler l'excès de sucre dans le sang, ce qui rend inadéquate, la circulation de ce dernier, notamment dans les membres inférieurs, membres aussi vascularisés, de façon importante. Cette anomalie s'aggrave, dans les cas de déconsidération ou d'ignorance. Donc, il n'y a pas de petits diabètes, ni de grands diabètes, tout doit être pris au sérieux, et traité efficacement, avec les meilleures des évaluations. Pour cela, il serait important, de connaître les moyens actuels, pour obtenir des données d'analyses précises, sur les complications du diabète, qui nous intéressent, à savoir les calcifications, plus précisément : les calcifications des AOMI. Ceci fera l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 2 AOMI et Imagerie Médicale.

Dans ce chapitre, nous présenterons les moyens actuels, utilisés afin d'obtenir des données d'analyses précises, dans le domaine médical, pour le thème de ce mémoire. On notera qu'une mesure précise de la calcification est essentielle pour identifier d'autres facteurs associés à ce processus, et que connaître les modalités d'imagerie pour ça, l'est tout autant. C'est pourquoi, une large gamme de méthodes pour visualiser, et mesurer la calcification, pour le diagnostic, et le traitement, sont cités dans les lignes qui suivent. Une comparaison est faite, afin de savoir ce qu'implique le choix d'une modalité parmi d'autres, pour notre objectif de quantifier la calcification, en tenant compte que les calcifications dont il s'agit, sont celles des AOMI.

2.1 Aperçu

La cause principale de décès, dans le diabète de type 2, est la maladie coronaire. Cependant, la mortalité cardiaque dans cette pathologie, a pu être considérablement réduite, ces dernières années, essentiellement grâce, aux traitements par les statines, les antiagrégants plaquettaires, et les bloqueurs du système rénine-angiotensine. Mais, à l'inverse, l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs (AOMI), visiblement moins sensible aux traitements cités précédemment, a vu sa prévalence augmentée. Actuellement, 50 % des patients diabétiques de type 2, présentent une AOMI. Les patients diabétiques, ont, en effet, 4 à 6 fois plus souvent une AOMI, que les non diabétiques [25]. Alors que 5 % des patients diabétiques présentent une lésion chronique du pied, l'AOMI est le principal facteur de risque d'amputation majeure. Or, le coût des amputations sur une année s'élevait, déjà il y a 20 ans, à 500 millions de francs. Un autre enjeu du dépistage, et de la prise en charge thérapeutique de l'AOMI, vient du fait que l'AOMI asymptomatique, représente un marqueur prédictif, important et, de morbi-mortalité cardiovasculaire (décès par infarctus du myocarde, événements coronaires aigus, accidents vasculaires cérébraux), après ajustement sur l'âge, et les différents facteurs de risque. Ainsi, le diagnostic précoce de l'AOMI, chez les sujets à risque, permet d'identifier des sujets asymptomatiques, ayant une autre atteinte cardiovasculaire, et de mettre en œuvre, les mesures adaptées, de prévention de la morbi-mortalité cardiovasculaire [26].

2.2 Les facteurs de risque d'AOMI dans le diabète

Nous citerons ici, les cinq principaux facteurs de risques d'AOMI, dans le diabète.

2.2.1 L'hyperglycémie

Biologiquement, l'hyperglycémie est responsable de plusieurs phénomènes physiopathologiques, qui concourent à son rôle pathogène : diminution de la synthèse d'oxyde nitrique, augmentation de la production d'endothéline-1, activation de la protéine kinase C, glycation de protéines, et notamment des apolipo-protéines des lipoprotéines de basse densité (LDL), petites et denses, particulièrement athérogènes, altération de la fonction endothéliale, prolifération des cellules musculaires lisses, hyper-agrégabilité plaquettaire... Une étude d'intervention, la United Kingdom Prospective Diabetes Study (UKPDS), qui avait pour but, d'évaluer l'effet d'un traitement intensif, du diabète de type 2, sur la morbi-mortalité, due à la maladie, a permis, d'une part, de mettre en évidence, que l'hyperglycémie était associée, indépendamment à l'AOMI et, d'autre part, que chaque augmentation de 1 % de l'hémoglobine glyquée (HbA1C), était associé à une augmentation de 28 %, du risque d'artériopathie périphérique. Aucune étude interventionnelle, n'a pu cependant démontrer avec certitude, un bénéfice du contrôle glycémique, sur le risque de développer une AOMI, ou d'autres atteintes macro-angiopathiques [27].

2.2.2 L'hypertension artérielle systolique

Dans l'étude United Kingdom Prospective Diabete Study (UKPDS), l'hypertension artérielle (HTA) multiplie le risque d'AOMI, de 2,5 chez l'homme, et de 5,7 chez la femme. Une augmentation de 10 mmHg, est associée à une augmentation du risque d'AOMI de 25 % [27]. Les dyslipidémies, le profil glycémique, le plus souvent retrouvé dans le diabète de type 2, associe une élévation du taux plasmatique des triglycérides, avec une diminution de celui des HDL. Dans l'UKPDS, il a été montré, qu'à chaque diminution de 0,1mmol/L de HDL, il y avait une augmentation de 22 % du risque d'AOMI [27].

2.2.3 Les dyslipidémies

Le profil glycémique, le plus souvent retrouvé, dans le diabète de type 2, associe une élévation du taux plasmatique des triglycérides, avec une diminution de celui des HDL.

Dans l'UKPDS, il a été montré, qu'à chaque diminution de 0,1mmol/L de HDL, il y avait une augmentation de 22 % du risque d'AOMI [27].

2.2.4 Le tabac

En analyse multivariée, dans l'étude UKPDS, le tabagisme actif, est associé à un risque relatif, de survenue d'une AOMI quasiment triple [27].

2.2.5 L'insuffisance rénale sévère

La prévalence des maladies cardiovasculaires est, 10 à 30 fois plus élevée, chez les patients atteint de diabète de type 2, que dans la population générale. La prévalence de l'AOMI, pourrait atteindre près de 48 %, chez les patients, en insuffisance rénale préterminale [28].

2.3 L'AOMI dans le diabète

Les mécanismes, concourant au rétrécissement de la lumière artérielle, sont très probablement différents, dans la maladie coronaire, que dans l'AOMI, puisque, seulement 20 % à 30 % des patients diabétiques coronariens, ont aussi une AOMI [29]. On peut distinguer deux grands mécanismes, qui participent à la maladie de la paroi artérielle : l'athérome (athérosclérose), et la calcification. La maladie athéromateuse typique, touche les vaisseaux de gros calibre, et les artères coronaires. Les facteurs de risque de la formation de cette plaque d'athérome, sont bien connus, et les stratégies interventionnelles, visant à limiter la formation de la plaque d'athérome, sont bien validées. Les calcifications artérielles sont, soit localisées, au niveau des plaques d'athérome sous-intimales, soit présentes dans la média (médiocalcose). La calcification artérielle est, lors du diabète, retrouvée plus fréquemment, d'évolution plus rapide, de localisation préférentiellement dans l'artère qui fait suite à l'artère fémorale, elle est située derrière le genou, et, est plus souvent, associée à la neuropathie [30]. La calcification de la paroi des artères sous-poplitées, est un facteur de risque indépendant d'amputation, et une médiocalcose sévère qui, même sans athérome, peut conduire à une ischémie critique de la jambe, et une amputation [31]. Cela explique en partie, pourquoi les diabétiques ont un risque relatif, 14 fois plus élevé de se faire amputer [32]. Il semble donc que, le processus de calcification artérielle, soit associé à l'athérogenèse classique, au niveau des artères de jambes (sous-poplitées), dans le diabète.

2.4 Diagnostic de l'AOMI chez le diabétique

Nous explorerons ici les moyens actuels et traditionnels, de diagnostiquer les AOMI.

2.4.1 L'interrogatoire

Les patients diabétiques, ayant une atteinte artérielle périphérique, ne présentent que, peu ou pas, de symptômes. Par exemple, une ischémie sévère distale, peut survenir, sans être associée à des douleurs, du fait de la présence d'une neuropathie, avec atteinte des fibres thermo-algiques. L'interrogatoire s'attachera néanmoins, à rechercher les signes d'artérite distale (claudication intermittente correspondant à une douleur à la marche, survenant toujours, pour le même périmètre de marche, douleurs de décubitus, nécessitant de dormir la jambe pendante) [33].

2.4.2 L'examen clinique

Le pied, dans l'artérite, est typiquement froid, la peau est fine et dépilée. L'examen clinique s'attachera à déterminer la coloration cutanée, lorsque le pied est surélevé, par rapport au cœur, et en position déclive (une pâleur du pied à l'élévation, associé à une rougeur du pied, en position déclive, est très en faveur d'une ischémie sévère, mais l'absence de ces signes n'exclut pas une artérite sévère). La palpation des pouls distaux (poplités, pédieux et tibiaux postérieurs), fait partie de l'examen, de dépistage de l'artérite distale, bien que la reproductibilité soit moyenne. La technique "examineur dépendant", est que les pouls puissent être présents, malgré l'existence d'une ischémie significative, ou à l'inverse, physiologiquement absents, sans qu'il n'y ait d'AOMI (dans 9 % des cas pour le pouls pédieux). Enfin, l'absence de pouls, ne renseigne pas, sur la sévérité de l'atteinte artérielle [33].

2.4.3 L'index de pression systolique

L'index de pression systolique (IPS), correspond au rapport de la pression systolique de cheville, sur la pression systolique humérale. La pression systolique humérale est prise aux deux bras, et la pression la plus élevée est retenue. La pression systolique de cheville, correspond à la pression, évaluée par Doppler, au niveau de l'artère pédieuse, ou de l'artère tibiale postérieure, des deux membres inférieurs, et la valeur, la plus élevée des deux, est retenue. La valeur de la pression de cheville, en elle-même, renseigne sur la perfusion

artérielle distale, une valeur inférieure à 80 mmHg, indique la présence d'une ischémie significative, alors que le seuil de 50 mmHg, est celui de l'ischémie critique. Un index, supérieur à 1,3, indique la pression d'une médiacalcosse, rendant les artères incompressibles. Un index, inférieur à 0,9, est très en faveur d'une artérite. Un IPS < 0,5, et une pression de cheville < 70 mmHg sont, par ailleurs, des facteurs de non cicatrisation. À noter que, la médiacalcosse, en augmentant les valeurs de pression de cheville, du fait de l'incompressibilité, peut entraîner une surestimation de l'IPS et des pressions de cheville [33].

2.4.4 La pression de l'orteil

L'IPS est parfois surestimé, en cas de médiacalcosse, et on peut conclure, à tort, à l'absence d'artérite, dans de telles situations. La mesure de la pression d'orteil, est sans doute, plus fiable que l'IPS, du fait que les artères digitales, sont moins fréquemment calcifiées. Une pression d'orteil < 55 mmHg, ou un index orteil-bras < 0,7, suggèrent fortement une artérite périphérique [33].

2.4.5 La pression transcutanée en oxygène

Une pression transcutanée d'oxygène, (TcPO₂) < 60 mmHg, est un facteur, en faveur d'une AOMI. Lorsque la valeur est inférieure à 30 mmHg, l'AOMI est considérée comme sévère. Une TcPO₂ < 30 mmHg, est un facteur, de mauvais pronostic, devant une plaie distale. Cependant, cette pression transcutanée, peut être sous-estimée, par l'œdème local, ou l'infection locale [33].

Remarque : Plus il y'a de progrès en technologie, meilleure est la précision, ce qui nous laisse entamer la section de l'imagerie médicale.

2.5 Techniques d'imagerie médicale pour les AOMI

Les techniques d'imagerie, permettent de confirmer, le diagnostic clinique d'artérite des membres inférieurs.

2.5.1 L'échographie Doppler des artères des membres inférieurs

L'échographie Doppler, des artères des membres inférieurs, combinant l'imagerie échographique mode B, au Doppler pulsé, permet de détecter, les lésions hémodynamiques significatives ($> 50\%$ de réduction du diamètre de l'artère), avec une sensibilité de 89 % sur les segments iliaques, et de 68 % sur l'artère poplitée. Alors que, la capacité d'évaluation des artères de jambes, est importante au cours du diabète, l'écho-Doppler est moins fiable, au niveau jambier, notamment, du fait de la présence d'atteintes diffuses multi-segmentaires, et parfois, de la présence d'un œdème local, qui gêne l'analyse. Néanmoins, cet examen, du fait de son non-invasivité, et du coût relativement faible, est l'examen de première intention, à proposer, devant une artérite symptomatique, ou une plaie de pied [34]. Les images d'échographie Doppler sur les membres inférieurs sont représentées dans la **Figure 2.1**.



Figure 2.1. Echo-Doppler des membres inférieurs [15].

2.5.2 L'angioscanner

C'est une technique plus sensible, pour le dépistage des lésions hémodynamiques significatives, notamment distales (sensibilité de 92 à 95 %), mais dont les limites (artéfacts dus, à l'imagerie radio-ionisante, agents de contraste néphrotoxiques, coût plus élevé), font que, le Doppler lui est préféré, en première intention [16]. Les images d'angioscanner des membres inférieurs, qui montrent la clarté des calcifications, sont représentées dans la **figure 2.2**.



Figure 2.2. L'angiographe [37].

2.5.3 L'angio-IRM

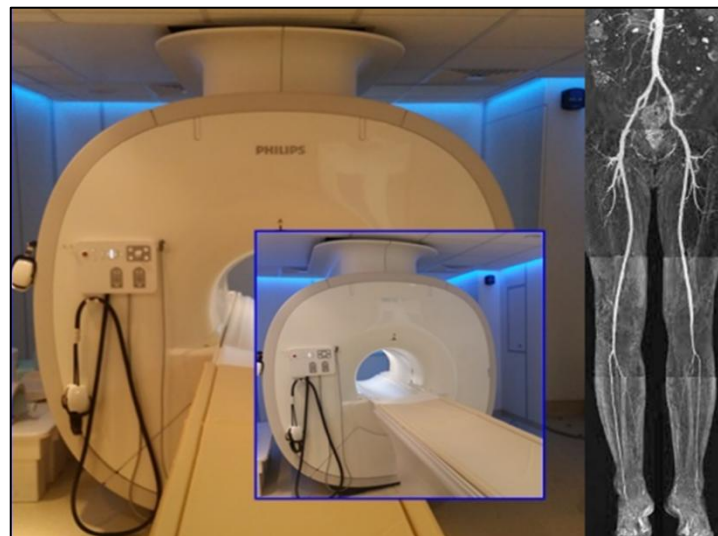


Figure 2.3. Angio-IRM [38].

Elle est, peut-être, une solution alternative, chez le patient, présentant une insuffisance rénale sévère, et pour qui, le Doppler, ne permet pas de trancher définitivement, sur la nécessité de réaliser une artériographie, pour effectuer un geste de dilatation per-artériographie, ou à visée diagnostic, avant un geste de pontage. L'avantage de l'IRM, est l'absence de radiation ionisante, la néphrotoxicité limitée du produit de contraste (il existe tout de même un risque de fibrose systémique néphrogénique, chez les patients présentant une insuffisance rénale sévère). Les désavantages sont la résolution spatiale limitée, la

présence d'artéfacts, liés au débit sanguin, ou à la présence de stents, et les contre-indications habituelles (corps étranger ferromagnétique, claustrophobie) [39]. La **figure 2.3**, permet d'avoir une idée, sur la netteté des images de l'angio-IRM, quand elle est réalisée, pour les membres inférieurs.

2.5.4 L'artériographie

Elle permet d'avoir une imagerie de haute résolution, du système artériel, et de réaliser, si besoin, une thérapie endovasculaire (**figure 2.4**). Les principaux inconvénients, sont les complications locales, les réactions allergiques à l'iode, le risque d'insuffisance rénale, particulièrement chez les patients, présentant une néphropathie préexistante, et le risque de surcharge vasculaire, chez les patients insuffisants cardiaques. Le risque d'insuffisance rénale, est prévenu par des procédures d'hydratation, avant et après, l'artériographie [40].

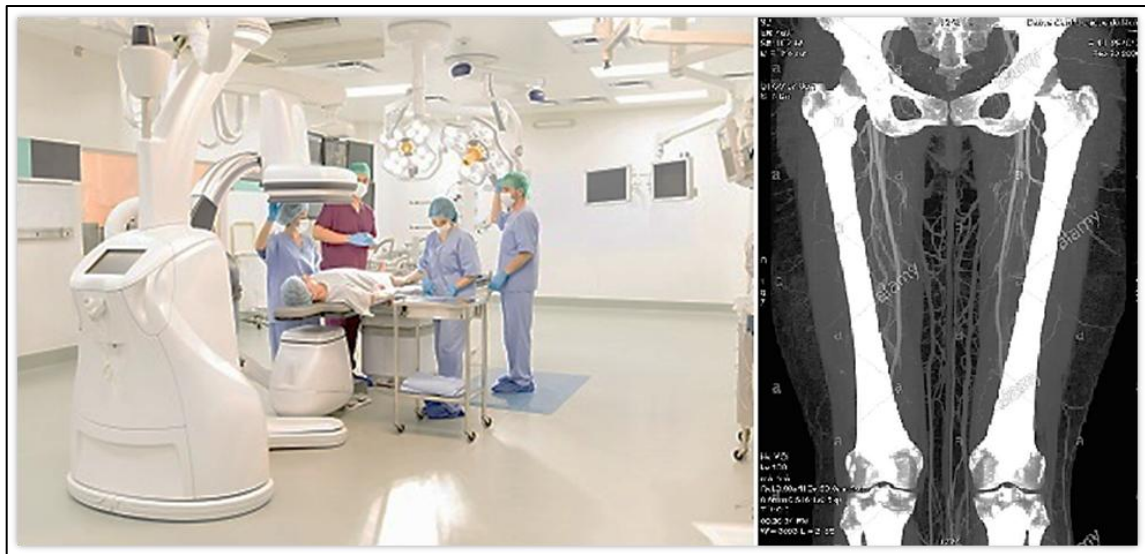


Figure 2.4. L'artériographie [41].

2.5.5 L'échographie conventionnelle

L'échographie à ultra-sons (US), implique la transmission d'ondes sonores, à haute fréquence (2 à 10 MHz), à travers un site anatomique d'intérêt, suivi de la conversion des échos, en impulsions électriques, produisant des images 2D. Différents modes, et types d'échographies, sont utilisées : luminosité ou mode B, mouvement ou mode M, Doppler spectral, et cartographie des flux de couleurs.

L'échographie en mode B, produit une image, en niveaux de gris, avec de bons détails anatomiques. En utilisant l'échographie en mode B, pour évaluer les plaques du système cardiovasculaire, les reflets faibles (écholucides), sont associés à un risque plus élevé, d'événements neurologiques, que les plaques, donnant des reflets forts (échoriches). Les plaques écholucides ont une teneur, plus élevée en lipides et en hémorragie, que les plaques échoriches, qui contiennent, plus de calcifications et de tissus fibreux. L'ulcération artérielle, est parfois attribuée, à tort :

- aux fosses, dans la plaque fibreuse ;
- à la calcification 2D, avec ombrage ;
- aux débris athéromateux ;
- ou à l'hémorragie de la plaque ulcérée.

L'échographie en mode B, a été largement utilisée, pour déterminer la distance intima-médiale, l'épaisseur de paroi et la calcification. La calcification de la plaque peut être identifiée, par une zone hyperéchogène brillante, résultant en cône d'ombre. Une telle imagerie qualitative, a été utilisée, dans une étude de la calcification, dans les plaques d'athérosclérose, en association avec des polymorphismes du gène de la protéine Gla, de la matrice humaine matrix-gla-protéine (MGP), qui code, pour une protéine qui inhibe la calcification, en liant fortement, les ions calcium, à ses résidus Gla. De manière significative, la calcification s'est avérée prévalente, dans les plaques d'athérosclérose fémorales, de patients porteurs d'un allèle MGP particulier. Cette étude démontre, l'utilisation de l'échographie en mode B, pour localiser la calcification. Cependant, cette méthode ne permet pas une quantification fiable de la calcification, car la résolution de l'image ne permet pas une délimitation précise, des composants de la plaque. L'échographie intravasculaire (IVUS), est une méthode invasive, qui détaille la relation, entre la plaque, et la paroi vasculaire, en temps réel, tout au long des artères. La nature invasive de l'IVUS, permet une définition exacte, non seulement de la quantité, mais aussi de la distribution de la calcification, dans la paroi vasculaire, et la capacité de classer les différentes sous-structures de la plaque, aidant à clarifier les angiogrammes ambigus, et à délimiter la nature exacte de l'empiètement luminal. Le positionnement central, d'un transducteur HF (haute fréquence), dans le vaisseau cible, facilite une haute résolution de

la frontière, entre la lumière artérielle, et la paroi, permettant une définition plus précise, des petites ulcérations, que ce qui est disponible, par d'autres méthodes de diagnostic.

Cependant, cette méthode ne peut pas être utilisée en routine, jusqu'à ce que, la signification pathologique de l'ulcération de la plaque soit clairement définie, évitant ainsi, la perturbation possible d'une plaque instable. Cette méthode, permet également d'identifier, des sous-ensembles de lésions, qui peuvent avoir une histoire naturelle importante, dans le développement de l'athérosclérose.

Quatre types de caractéristiques de la plaque athérosclérose, peuvent être distingués, à l'aide de l'IVUS :

- Riche en lipides (hypoéchogène) ;
- Fibromusculaire (échos doux) ;
- Fibreux (échogène brillant) ;
- Calcifié (échos brillants, avec ombre, derrière la lésion).

L'IVUS a été utilisé, pour différencier ces composants, dans plusieurs études in vivo. La précision, et l'exactitude de la quantification de la calcification, par IVUS, sont excellentes [42 à 64].



Figure 2.5. Echographie IVUS [65].

L'IVUS a été utilisé, pour évaluer l'arc de calcium, qui apparaît, comme un signal échogène lumineux, accompagné d'une ombre acoustique, dans la paroi artérielle (**figure 2.5**).

2.5.6 L'IRM conventionnelle (analyse in vivo)

L'imagerie par résonance magnétique IRM, est une technique d'imagerie puissante, qui peut produire des images, de structures anatomiques, et d'organes, à l'intérieur du corps. Elle offre, souvent, une résolution spatiale, et de contraste, plus élevée, que d'autres techniques d'imagerie, telles que la tomodensitométrie, qui nécessite des images radiographiques, et l'injection d'un colorant de contraste. L'IRM est la plus efficace, pour fournir des images de tissus ou d'organes, contenant de l'eau, ou des lipides, mais, n'est pas aussi utile, pour l'imagerie de structures, contenant des niveaux, plutôt faibles de ces molécules, en particulier à l'état solide. La sensibilité des images in vivo, est améliorée, par l'utilisation de bobines de surface multiéléments, qui peuvent être placées, à proximité du site anatomique d'intérêt. L'IRM est capable de distinguer, divers composants des plaques d'athérosclérose, tels que le tissu fibreux, les lipides, la calcification et le thrombus. Cette capacité permet, de déterminer le type de lésion, et de surveiller la progression, et la régression des plaques d'athérosclérose. La calcification apparaît, généralement, sombre, dans les images standards et pondérées en densité de protons (PDW) ; par conséquent, elle peut être difficile à distinguer, de la lumière d'une image de sang noir. Dans une étude, de la calcification de l'artère carotide, et de l'ischémie de la substance blanche, la calcification a été classée, à l'aide de 2 méthodes :

- la première est l'étendue de la calcification, basée sur les degrés de la circonférence du vaisseau, occupée par la calcification ;
- la seconde, par l'épaisseur de la calcification.

Dans une étude, des effets des médicaments hypolipémiants, sur les plaques d'athérosclérose, les chercheurs ont utilisé l'IRM, pour déterminer la surface de l'amas de calcium, et son pourcentage, par rapport, à la surface totale de la plaque. Les autres composants de la plaque ont été quantifiés de la même manière, afin que des comparaisons puissent être faites. Les patients, traités par un traitement hypolipémiant intensif, présentaient des pourcentages de lipides, significativement plus faibles, et des pourcentages de calcium plus élevés, que ceux qui n'avaient pas été traités. Cependant, les changements dans les pourcentages des composants de la plaque, peuvent être trompeurs,

car, si la proportion d'un composant diminue (par exemple, les lipides), alors la proportion des autres composants (par exemple, la calcification), doit nécessairement augmenter, si leurs masses ne changent pas. Nous utilisons actuellement l'IRM, pour quantifier les lésions athérosclérotiques calcifiées, dans l'artère fémorale superficielle. Les images résultantes, sont utilisées, pour guider une intervention endovasculaire, telle que la pose d'un stent, le pontage ou l'endartériectomie à distance [64], [66 à 70]. L'IRM pour les membres, est représentée dans la **figure 2.6**.



Figure 2.6. IRM conventionnelle [71].

2.5.7 Spectroscopies IRM P31

La spectroscopie MR (MRS) est utile, pour quantifier les noyaux, dans des environnements magnétiques spécifiques, et a été largement utilisée, pour étudier les biomolécules, dans des solutions isotropes. La rotation à l'angle magique (MAS), étend la puissance de la MRS, pour inclure la détermination des propriétés chimiques et structurales, d'échantillons cristallins liquides, et solides anisotropes. La teneur minérale de l'os, peut être quantifiée, à l'aide de P31 MRS, car le phosphate d'hydroxyapatite carbonatée CHA (Carbonated Hydroxyapatite), se distingue du phosphate inorganique, par exemple. En conséquence, le P31 MAS MRS, peut être utilisé, pour une quantification rapide de CHA, dans les plaques

d'athérosclérose. Dans une étude des phases lipidiques, et des dépôts de CHA, dans les lésions athérosclérotiques humaines, une plaque, avec une faible teneur en lipides (signaux C13 MAS MRS faibles), et une calcification importante (signaux P31 MAS MRS forts), a été utilisée, pour déterminer la teneur en CHA. Après délipidation de la plaque, l'intensité du signal P31 MAS MRS, n'a montré aucun changement, indiquant que le signal P31, résultait du phosphore non lipidique. Sur la base de l'intensité du pic P31 MAS MRS, la teneur en phosphore a pu être calculée, suivie d'une conversion stoechiométrique en teneur en CHA. L'intensité du signal P31, intégré dans les plaques, peut être calibrée, en utilisant du CHA synthétique, et de la poudre d'os, comme composés de référence. Les comparaisons des intensités de pic P31, ont montré que la poudre d'os, fournissait le meilleur étalonnage. Cette technique est quelque peu destructrice, car la délipidation, laisse le tissu, dans un état non natif. Le P31 MAS MRS est généralement limité à des échantillons ex vivo de 1 cm³ [66 à 70], [72 à 75]. La **figure 2.7** donne un aperçu de la spectroscopie IRM, qui s'applique sur les membres inférieurs, à savoir, une spectroscopie par résonance magnétique du phosphore (31 P-MRS), d'un sujet normal, avec le voxel positionné au niveau des muscles postérieurs de la jambe. Le pic normal de phosphocréatine est évident. Les images ont été recueillies, lors des soins de routine aux patients, par le Dr Claudia Cinnante, Unité de neuroradiologie, Fondazione IRCCS Ca' Granda Ospedale Maggiore Policlinico, Milan, Italie [76].

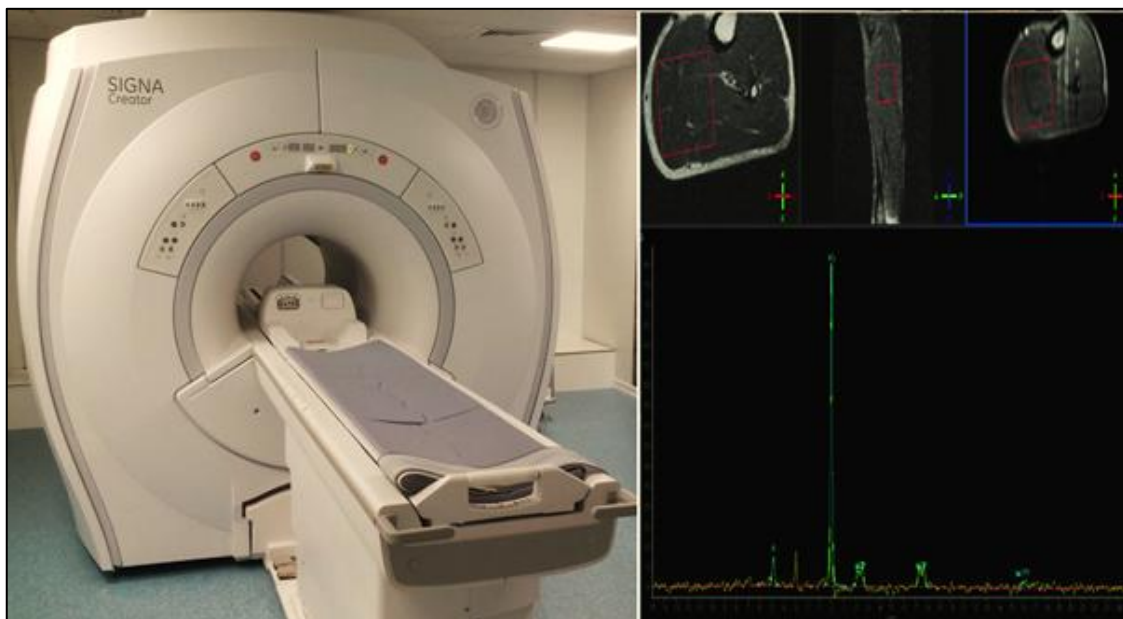


Figure 2.7. Spectroscopie IRM [76].

2.5.8 TDM CT conventionnelle et à faisceaux d'électrons

Le CT à faisceau d'électrons, est basé sur la technologie des rayons X, qui calcule des images axiales du corps. La tomодensitométrie par faisceaux d'électrons (EBCT), a été utilisée, pour déterminer la présence, et la quantité de calcium, accumulé dans les artères. Elle est beaucoup plus rapide, que la tomодensitométrie standard, produit des images, en une fraction de seconde, et acquiert des images de haute résolution, d'une artère en toutes circonstances naturelles. L'EBCT utilise un faisceau d'électrons, dans des cibles de tungstène stationnaires, permettant des temps de balayage très rapides. Un déclenchement électrocardiographique prospectif est nécessaire, pour l'acquisition d'images par EBCT, afin de réduire les artefacts de mouvements cardiaques. En conséquence, l'accumulation de graisse artérielle, et de calcium, peut être clairement visualisée par EBCT. En 100 millisecondes, des images en série, sont obtenues toutes les 3 à 6 mm, dans le but de détecter le calcium dans les artères. Des sections plus minces, ont permis de fournir des résultats plus précis. Le logiciel EBCT actuel, permet la quantification de la surface et de la densité, du calcium. Les images produites, fournissent la base du score calcique d'un patient, représentant la quantité totale de calcium, présente dans l'artère coronaire, et calculée, à l'aide de l'équation suivante :

$$\text{Score calcique} = [\text{somme de (zone supérieure au seuil N)}] T/3 \quad \dots\dots\dots(1)$$

dans laquelle,

N est un indice de densité, avec une valeur de 1 à 4, basé sur un nombre CT de pic tronqué (une mesure de densité, avec une plage de 130 à 499) ;

T est l'épaisseur de la coupe.

- Un score de calcium de 0, indique pratiquement, qu'il n'y a aucun risque de maladie cardiaque ;
- Les scores entre 1 et 100, sont en corrélation, avec un faible risque d'événements cardiaques, au cours des 5 prochaines années ;
- Les scores de 100 à 400, induisent un risque modéré d'événements cardiaques, et les scores 400, indiquent un risque élevé de crise cardiaque.

Bien que, cette classification du risque cardiaque, ne soit pas validée scientifiquement, elle est utile comme méthode clinique de diagnostic, et de pronostic des maladies cardiaques. Un autre système de quantification de la calcification, analysé par CT, est le score d'Agatston, et, les calculs de volume, et de masse, fournissent également des résultats reproductibles. L'EBCT offre une alternative précise et fiable, aux tests de résistance, les plus couramment utilisés, mais, est plus coûteux, que de nombreux tests comparables. Les résultats de l'EBCT ont été comparés, à ceux de l'échocardiographie 2D, Doppler US, IVUS, et de l'angiographie, et se sont avérés très précis, pour localiser et quantifier, les calcifications, dans le système cardiovasculaire. L'EBCT est également très efficace, pour détecter une calcification stable, dans la paroi artérielle, une caractéristique, fortement corrélée à l'âge. Une méthode alternative à l'EBCT, est la tomodynamométrie en spirale, à plusieurs détecteurs (MDCT), avec synchronisation d'électrocardiographie. La MDCT permet l'acquisition d'images de coupes, plus fines, mais nécessite une exposition, plus élevée aux rayonnements. La quantification de la calcification par MDCT, est plus précise, que par EBCT ou IVUS. La plaque non calcifiée, peut également être visualisée, par MDCT [75], [77 à 85]. La **figure 2.8** représente, différents types de tomodynamométrie, avec une image de son application, sur les membres inférieurs, chez un homme de 75 ans.

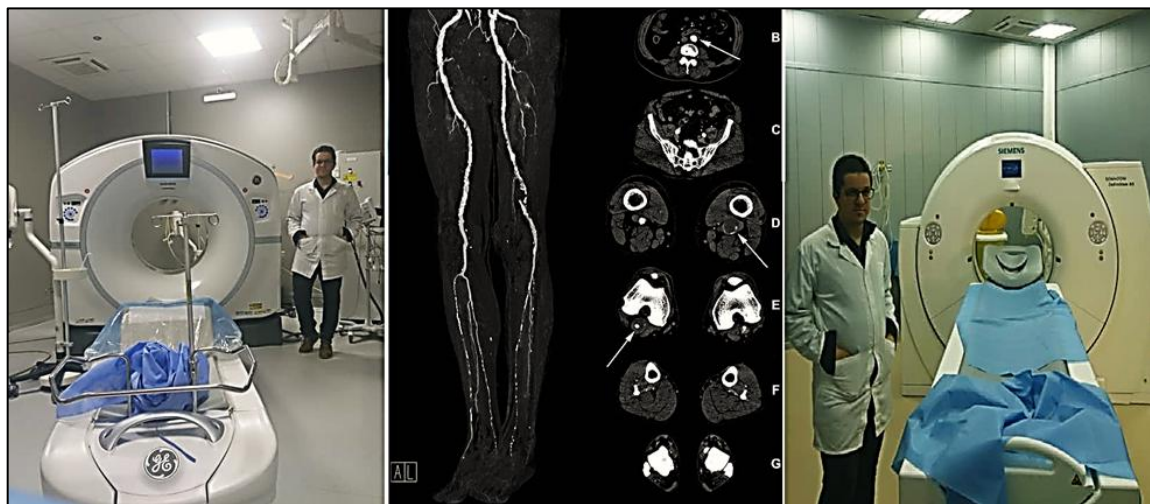


Figure 2.8. Tomodynamométrie conventionnelle [86].

Discussion

Le choix d'une méthode appropriée, de quantification de la calcification, dépend de la nature de l'échantillon, et des résultats souhaités. Bien que les méthodes de l'US, de

l'EBCT et de l'IRM, soient toutes capables, de différencier les composants de la plaque, l'IVUS et l'IRM, ont la résolution spatiale la plus élevée. Dans d'autres analyses, la tomodensitométrie et l'IRM, sont les principales méthodes, pour visualiser des coupes minces calcifiées, et créer une reconstruction de l'échantillon. La tomodensitométrie est probablement, la méthode simple la plus sensible, pour la quantification du calcium [87], en raison de sa disponibilité, mais aussi, d'un bruitage faible, et d'une clarté des calcifications, par rapport à leur voisinage, dans des régions, telles que, les membres inférieurs. Dans une étude portant sur 30 patients, pour trouver l'accord entre le Doppler et la tomodensitométrie des artères des membres inférieurs, la détection des calcifications, sténoses, collatérales était, significativement meilleure, dans des images tomodensitométriques [88].

Ces méthodes qualitatives et quantitatives, seront probablement bien utilisées, dans les futures investigations, sur la calcification vasculaire, telles qu'elles ont été utilisées ces dernières années, comme on le verra dans le chapitre suivant.

Chapitre 3 Etat de l'art

La calcification peut se déposer, dans tout le système vasculaire, y compris au niveau des membres inférieurs, et la minéralisation des artères fémorales, peut provoquer une claudication intermittente dans les jambes, entraînant une diminution de la mobilité.

Une mesure précise de la calcification, est essentielle, pour identifier d'autres facteurs, associés à ce processus, et finalement, pour élucider les mécanismes de calcification.

Ainsi, il devient de plus en plus important, d'avoir des estimations plus précises, et améliorées, de ces calcifications des membres inférieurs, et de pouvoir développer, un outil dans un logiciel, qui puisse quantifier ce phénomène mesurable, avec les connaissances, acquises en traitement d'image. Le passage en revue, de ce qui a été fait par les chercheurs, durant les dernières années, nous permettra d'avoir une idée précise, sur les méthodes qui ont été utilisées dans le domaine.

3.1 Problématique, et objectifs

Ce mémoire tente d'apporter une réflexion, concernant l'amélioration du diagnostic médical, lorsqu'il s'agit d'évaluer, l'évolution d'une complication du diabète, qui est la calcification des membres inférieurs. Plus précisément, il cherche à découvrir l'existence d'un moyen, de quantifier ces calcifications, à l'aide d'un logiciel, qui inclut le traitement d'images. Le travail vise à savoir, si, grâce à un algorithme et une bonne manipulation, il serait possible de donner une estimation précise, à l'ensemble des calcifications, et également si, cela est efficace, pour une meilleure prévention de leurs risques, qui sont dans la plupart des cas, très importants. Il serait intéressant, de voir comment, à partir d'un simple logiciel polyvalent, utilisé dans de nombreux domaines, on puisse avoir une application, qui aide la médecine, en calculant, de façon automatique, les éléments, qui nous intéressent dans l'ensemble des informations, que constitue une image médicale. Si grâce à cette étude, les calcifications des membres inférieurs, chez les sujets diabétiques, peuvent être quantifiées par un logiciel de calcul, nous aurons un autre outil, pour

déterminer précisément, le stade de l'évolution de la maladie, et, pour pouvoir ensuite, déterminer, s'il y'a réellement nécessité, de prendre la décision dure de l'amputation. La problématique centrale de ce mémoire, est par conséquent : Comment peut-on créer un programme, qui serait capable de quantifier les calcifications des membres inférieurs, chez les diabétiques ?

Aussi à ce propos, qu'en est-il de la possibilité de s'appuyer sur des recherches antérieures, ou qui sont en cours, pour l'utilisation de logiciels informatiques, afin de quantifier ces calcifications ?

3.2 Etat de l'art

Si, les relations entre, calcification au niveau des artères des jambes, et risque d'amputation, ont fait l'objet de quelques recherches, on sait, en revanche, peu de choses, sur un probable logiciel existant, pour quantifier les calcifications des membres inférieurs chez les diabétiques. Ceci étant l'objet, de ce que nous allons tenter de traiter. Ainsi, pour faire un état de la situation au niveau de la littérature, à ce jour, sur la problématique, qui est la création d'une interface, permettant la quantification des calcifications des membres inférieurs, chez les diabétiques, nous recenserons, avec un niveau de diversité, assez important, les travaux précédents, qui ont abordés les concepts liés au sujet.

- **M.Anakok, A. Aurengo et G. Hejblum (1989) [89]** : Les auteurs ont publié une nouvelle approche, pour la segmentation et l'identification automatique, des images cardiovasculaires numérisées. Elle consistait à faire, une détection de contour et un seuillage adaptatif, sur l'image d'entrée, pour obtenir des régions. Dans ce travail, il a été précisé, qu'en ce qui concerne l'aspect de la segmentation, il y avait nécessairement une perte de l'information numérique. Toutefois, la limitation aux principaux vaisseaux, donne des informations satisfaisantes, et une classe d'algorithmes, utilisée en analyse de formes, nommée squelettisation, qui permet d'avoir une base, pour un retour efficace sur les données de départ [89].
- **J.C. Cauvin (1992) [90]** : Ce travail concernait, la détection et la quantification des régions pathologiques en tomoscintigraphie. La squelettisation a ainsi été faite, et ce par l'algorithme morphologique de squelettisation, appliqué en 3D.

Cette méthode a été décrite, comme rapide, en considérant, en premier lieu, qu'elle prenait entre 3 et 4 minutes [90].

- **C. R. Becker, T. F. Jakobs et S. Aydemir (2000) [91]** : Le sujet est présenté, sous forme de comparaison, entre deux tomodensitométries, la première de type CT, conventionnel hélicoïdal, et à coupe unique, et la seconde, à faisceau d'électrons, pour la quantification de la calcification du système cardiovasculaire. Une méthode de comptage avait été choisie, et c'était la méthode d'Agatston, qui consistait à donner, en unités Hounsfield, un score, qui reflète la multiplication, du coefficient de densité le plus élevé, avec la surface en mm² de la calcification. La conclusion de l'essai, est que la tomodensitométrie conventionnelle à coupe unique, quand elle était déclenchée par ECG, présentait la meilleure concordance, avec les scores de calcium de la tomodensitométrie, par faisceau d'électrons [91].
- **J. Angulo, T. Nguyen-Khoa et Z. Massy (2003) [92]** : Les auteurs ont publié un article sur la quantification morphologique de la calcification, à partir d'images, à faible amplification. La méthode utilisée pour la segmentation, était celle du seuillage hystérésis, qui consistait à appliquer deux seuils, un premier, haut, pour les contours significatifs, et un second, bas, pour inclure les contours les moins significatifs, pour ensuite prendre les contours qui ont des liens avec la région d'intérêt [92]. Le résultat était que la robustesse et la précision des résultats de segmentation ont permis de considérer la quantification des calcifications comme une procédure correcte. Cependant, l'épaisseur des contours était assez significative.
- **C. Denzel, M. Höckl, K-M. Müller et al (2004) [93]** : Le travail porte sur la précision d'un score de calcium, par tomodensitométrie. L'étude faite in vitro, avec comparaison avec l'échographie, et avec l'histologie, a inclue la méthode d'Agatston pour le comptage. Leur conclusion est que, les scores calciques, calculés par morphologie CT, permettent une évaluation précise in vitro, de la teneur en calcium des plaques. En revanche, les valeurs médianes, de l'échelle de gris, ne reflètent pas adéquatement, la calcification de ces mêmes plaques [93].
- **M. Hooker (2006) [94]** : L'article porte sur l'introduction de la quantification, dans le traitement d'images, avec une méthode de prétraitement, qui consiste, à utiliser un noyau « kernel », pour ensuite, utiliser un filtre médian (utilisation de

la valeur médiane), et enfin faire la convolution entre le noyau et l'image [94]. Il s'agissait de faire une règle générale pour la quantification faite après photométrie, et morphométrie, et le résultat était l'établissement de 5 facteurs de dépendance dans l'intensité des pixels, qui sont : l'intensité lumineuse ; la concentration de couleurs ; la mise au point ou le focus ; la collection optique ; et le gain du détecteur.

- **A. E. Carpenter, T.R. Jones et M.R. Lamprecht (2006) [95]** : L'étude porte sur un logiciel d'analyse d'images, pour identifier et quantifier des éléments, observables à l'échelle microscopique, dans l'organisme humain. La méthode utilisée pour la segmentation est le seuillage par ligne de partage des eaux [95], et un logiciel qui donne le profil d'organismes à l'échelle cellulaire a été élaboré. Les auteurs ont conclu que le logiciel dont il s'agit, nommé CellProfiler, peut répondre quantitativement à une variété de questions biologiques, y compris des tests standard et des tests morphologiques complexes (par exemple, forme de cellule/organite/anomalie de tissus ou modèles subcellulaires).
- **L. Florez-Valencia (2006) [96]** : Ce travail de thèse, porte sur le modèle d'état de cylindre généralisé, et la quantification de sténoses artérielles, en imagerie 3D. La segmentation a été faite par seuillage hystérésis, et la détection de contour par l'algorithme « Fast-marching » [96]. Le résultat était une simplification dans l'initialisation de l'algorithme : deux points à l'intérieur de la lumière du vaisseau. De plus, les paramètres d'entrée (c'est-à-dire le contraste, les seuils grossiers et le niveau de détail du contour) ont été automatiquement bien calculés.
- **H. Scherl, J. Hornegger, M. Prümmera et al (2006) [97]** : Ils ont publié un article, sur la segmentation semi-automatique, basée sur des niveaux ou ensemble de niveaux, et la quantification de la sténose des artères, dans des ensembles de données 3D CTA. Ils ont développé une méthode semi-automatique, capable d'obtenir des résultats de segmentation déterministe d'artères, via des techniques de level-sets, et la quantification de la sténose des artères, dans des ensembles de données 3D CTA. Avec cette méthode, différents types de plaques, ont été presque complètement exclus, des régions segmentées [97].
- **H. Vernhet-Kovacsik (2008) [98]** : L'auteur a publié un article, sur la quantification des lésions « difficiles », au niveau cardiovasculaire, en scanner, incluant stents, pontages et calcifications, où l'amélioration de la qualité des

images, en cas d'artères calcifiées, de stents et de pontages, a été mentionnée. La méthode de cette amélioration était la rétro-reconstruction avec des petits champs de vision FOV (Field of View) sur les lésions « difficiles ». La déduction faite est que la quantification des sténoses, repose sur la mesure objective, du plus petit diamètre de la lumière, sur les coupes reconstruites en « cross section », sur le site de référence, et que ces mesures sont fiables, en cas d'artères, de plus de 1,5 mm de diamètre, et de stents, de plus de 3 mm de diamètre [98].

- **A. M. Ion (2010) [99]** : Dans cet article, dédié à la détection automatisée des artères périphériques dans les ensembles de données CTA, l'auteur a introduit une méthode, pour la segmentation, basée sur la croissance de régions [98]. L'auteur propose un algorithme de détection assistée par ordinateur, avec lequel on peut détecter et segmenter les vaisseaux périphériques et leurs anomalies directement à partir de données 3D. Afin de créer une bonne délimitation des artères dans l'image et d'améliorer la sensibilité pour la détection et la mesure de la sténose ou des anomalies, une approche basée sur la géométrie différentielle est utilisée. Cette approche sert de filtre d'amélioration et, en outre, fournit des informations sur la géométrie des structures dans l'image : les objets tubulaires représentant l'intérêt (artères). Avec la méthode de croissance de région proposée, le point de départ initial est représenté par la jonction des artères iliaques communes, et il est donc automatiquement sélectionné. La méthode a été mise en œuvre avec succès sur 15 datasets et l'évaluation a été réalisée par le jugement visuel de 2 radiologues expérimentés.
- **T.Sawagashira, H. Fujita, C. Muramatsu et al (2011) [100]** : le sujet est une méthode de détection automatique, des calcifications des artères du système cardiovasculaire, à l'aide d'un filtre top-hat (chapeau haut de forme), sur les radiographies X. Le filtre chapeau haut de forme morphologique, a été utilisé, dans la détection des calcifications artérielles. Cette procédure améliore les motifs blancs, plus petits que l'élément structurant utilisé. Ce dernier a été défini comme un cercle, de 15 pixels de rayon, pour améliorer la visibilité des calcifications artérielles. La sensibilité, pour la détection des CAC a été de 93,6% [100].
- **G.R. Washko et al (2012) [101]** : Les auteurs ont publié un article sur la quantification des calcifications aortiques, en TDM sans contraste, qui incluait aussi, la segmentation de l'aorte, avec une approche level-set 3D. Une transformée de Hough circulaire, sur des coupes axiales, a été utilisée, pour détecter les régions

d'aorte. La transformée de Hough a aussi été appliquée, sur des coupes obliques, pour détecter l'arc aortique. Le résultat présentait une erreur moyenne ponctuelle de $\pm 0,10$ mm, entre les surfaces segmentées, automatiquement, et celles segmentées manuellement [101].

- **E. Mehanna, E. Brandt, D. Wilson et al (2012) [102]** : Le travail traite de la caractérisation volumétrique des calcifications, dans le système cardiovasculaire humain, par tomographie par cohérence optique (OCT), dans le domaine fréquentiel. Dans cet article, la segmentation a été faite manuellement, et pour comparer les résultats, la loi de Simpson a été appliquée. La conclusion était que, la FD-OCT intravasculaire, peut caractériser avec précision, la distribution des calcifications. L'OCT peut quantifier le volume absolu de calcium, mais peut sous-estimer la charge calcique, dans les grandes plaques, avec des bords abluminaux mal définis [102].
- **S. Roy et S. Bandyopadhyay (2012) [103]** : Les auteurs ont publié un article, sur la segmentation d'images médicales, avec une approche très simplifiée, car elle comportait l'utilisation d'un filtre médian, un filtre passe haut, et la segmentation automatique, en effectuant un seuillage, par la méthode d'Otsu, suivi d'autres fonctions morphologiques simples, comme l'érosion et la dilatation, Elle a été testée sur les tumeurs [103]. Le résultat était que les expériences ont montré de bons résultats également dans des situations complexes. La déduction faite est que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) suggère des informations plus parfaites pour l'examen médical que celles d'autres images médicales telles que les images ultrasonores, les images CT et les rayons X.
- **P. Goyal, A. Kumar et V. Gupta (2012) [104]** : Le travail porte sur la détection de la calcification, dans les artères, par traitement d'images. La méthode de quantification est l'utilisation de fonctions très utiles pour rechercher des configurations de voisinage de pixels spécifiques dans une image binaire [104]. Les données sources sont des images DICOM (imagerie numérique et communications en médecine) bidimensionnelles filtrées prises à partir des données de tomodensitométrie à 64 coupes du système cardiovasculaire à l'aide d'un filtre pour mettre en évidence uniquement les régions des artères. Le travail a été implémenté sur Intel(R) Core (TM) i3 à 2,20 GHz en utilisant MATLAB version 7.8.0.347. La segmentation des artères a été réalisée sur des données isolées de la tomodensitométrie (TDM) 2-D. La déduction a été faite que la

technologie 64-Slice CT Scan fournit une méthode non invasive efficace pour visualiser directement les artères périphériques. Aussi qu'en utilisant une petite dose de contraste, l'angiographie CT 64 coupes fournit une visualisation auparavant impossible à obtenir. Le système a été développé en utilisant différentes fonctions de traitement d'images dans le logiciel MATLAB et les régions de calcification dans les différentes artères utilisant ce système sont étiquetées par une couleur différente.

- **D. Hanb, N.T. Doana, H. Shimb et al (2014) [105]** : Les auteurs ont publié un article, qui propose une méthode de détection des points de départ des artères ou germes en utilisant une caractéristique géométrique locale, pour le suivi automatique des artères dans le CTA. Cette méthode est basée sur un filtre de type hessien [105]. Le résultat était qu'à l'aide de 19 ensembles de données cliniques CTA, il est démontré que la méthode proposée détecte les points d'ensemencement et peut être utilisée pour l'extraction entièrement automatique des artères cardiovasculaires. L'analyse de la courbe ROC (Receiver Operating Caractéristique) montre les avantages de la méthode proposée.
- **J. M Patsch, M. A. Zulliger, C. Loewe et al (2014) [106]** : Ils ont publié un article, sur la quantification des calcifications artérielles, de la partie inférieure de la jambe, par tomодensitométrie (TDM) périphérique quantitative, à haute résolution, où la méthode de segmentation a clairement été le seuillage, et il s'agissait de seuillage dual [106]. Le résultat était le développement d'un algorithme semi-automatisé pour quantifier les calcifications artérielles inférieures de la jambe Lower Limb Arterial Calcifications (LLAC). Les LLAC ont été comparés aux calcifications des artères coronaires Coronary Arterial Calcifications (CAC), telles que quantifiées par la tomодensitométrie multi-détecteurs et le score d'Agatston chez quarante-six patients sous hémodialyse chronique. Une corrélation positive significative a été trouvée entre LLAC et CAC. L'étude indique que la mesure LLAC a une bonne validité et une excellente fiabilité. Enfin, une déduction a été faite que l'utilisation de méthodes de seuillage en tomодensitométrie pour l'évaluation simultanée des calcifications artérielles, de la géométrie osseuse périphérique, de la densité osseuse et de la microarchitecture osseuse devrait faciliter les recherches futures sur les

interactions ostéo-vasculaires et les associations potentielles avec les événements cardiovasculaires.

- **T. Markiewicz, M. Dziekiewicz, M. Maruszyński (2014) [107]** : Ils ont publié un article, très spécifique à la segmentation des calcifications des membres inférieurs, qui touchent les diabétiques. L'article était : La reconnaissance des plaques d'athérosclérose, et de leur dimensionnement étendu, par imagerie angio-tomographie informatisée. Dans lequel, les auteurs soulèvent la question de la discrimination automatique des plaques athéroscléreuses, au sein d'une lumière artérielle basée sur le seuillage numérique et statistique des images de tomographie angio-graphique (CTA), et leur dimensionnement avancé comme support à l'évaluation préopératoire des vaisseaux. Pour l'étude, un ensemble de tomographies des artères ilio-fémorales et fémorales ont été examinées. Dans chaque cas, une séquence d'environ 130 à 480 images des plans de coupes des artères a été analysée avant leur segmentation, sur la base d'une transformation morphologique d'image. Une étape cruciale dans la mise en scène de l'altération athéroscléreuse est la reconnaissance de la plaque dans l'image CTA. Les auteurs ont également semblé être convaincus d'avoir essayé la majorité des méthodes disponibles jusqu'à lors, avant d'innover pour enfin choisir une nouvelle méthode que représente la segmentation par seuillage avec le mélange de gaussiennes GMM [107]. Les résultats, ont été confirmés dans l'étude semblable que les auteurs ont publié l'année suivante.
- **T. Markiewicz, M. Dziekiewicz, M. Maruszyński (2015) [108]** : L'article porte sur le système informatisé pour l'évaluation quantitative des plaques d'athérosclérose dans les artères fémorales et iliaques, visualisées par tomographie multicoupes CT. Les auteurs soulèvent la question de la discrimination automatique des plaques athéroscléreuses, au sein d'une lumière artérielle basée sur le seuillage numérique et statistique des images de tomographie CT conventionnelle, et leur dimensionnement avancé comme support à l'évaluation préopératoire des vaisseaux. La méthode de segmentation utilisée était la méthode GMM [108]. L'article a présenté et comparé différentes approches de la segmentation d'images en utilisant le seuillage. Sur la base de nombreuses expériences numériques concernant la segmentation des zones des artères iliaques et fémorales dans les images des séquences de coupes MSCT, les

auteurs ont constaté que la méthode GMM fournit les résultats de reconnaissance les plus précis et reproductibles entre la lumière et les régions de la plaque artérioscléreuse où les calcifications sont visibles. Les résultats d'une telle reconnaissance sont appliqués à la paramétrisation numérique des changements athérosclérotiques et l'article présente quelques résultats choisis d'une telle analyse. Les résultats des investigations ont également été utiles aux experts médicaux pour résoudre de nombreux problèmes d'imagerie MSCT vasculaire tels que : l'isolement de plaques de la région de la lumière ou de multiples lésions dans l'artère, le pourcentage d'occlusion ou le rétrécissement de la lumière dans le segment vasculaire ainsi que localisation de l'occlusion dans l'artère.

- **D. S. Jodas, Aledir S. Pereira et R. S. Tavares (2015) [109]** : Les auteurs ont publié un article, sur un examen des méthodes de calcul appliquées, pour l'identification et la quantification des plaques athéroscléreuses, en images (CTA, IRM). Une nouvelle méthode est apparue, parmi celles pratiquées, pour réaliser la quantification des calcifications des membres inférieurs chez les diabétiques. Ils ont utilisé la méthode du Fuzzy-clustering, connue sous le nom de la méthode (FCM) [109]. Dans l'article, une revue des méthodologies les plus importantes qui ont été développées pour identifier les principaux composants des plaques d'athérosclérose dans les images est présentée. Par conséquent, des algorithmes de calcul qui prennent en considération l'analyse de l'échogénicité des plaques, des techniques de traitement d'images, des algorithmes de clustering et une classification supervisée utilisés pour la segmentation, c'est-à-dire l'identification, des composants de la plaque athérosclérotique en échographie, en tomographie et en images par résonance magnétique sont introduits. La principale contribution du travail est de fournir une catégorisation des études les plus importantes liées à la segmentation des plaques d'athérosclérose et de ses composants dans les images acquises par les modalités d'imagerie les plus utilisées. De plus, l'efficacité et les inconvénients de chaque méthodologie ainsi que les recherches futures concernant la segmentation et la classification des éléments qui concernent notre recherche sont également discutées.
- **Y. Hicks, W. Evans et K. Elmasria (2016) [110]** : L'article porte sur la détection automatique et la quantification de la calcification de l'aorte abdominale, en absorptiométrie à rayons X, à double énergie. La segmentation consistait à faire un seuillage multiniveaux, mais aussi la différence entre la surface de l'organe et

la surface des calcifications [110]. Une méthode automatique en deux étapes pour détecter et quantifier la gravité de la Calcifications Aortiques Abdominales CAA est décrite. Tout d'abord, un modèle d'apparence active a été utilisé pour segmenter les vertèbres lombaires L1-L4 et l'aorte sur les images, la segmentation de l'aorte était basée sur sa position par rapport aux vertèbres. Dans la deuxième étape, les vecteurs de caractéristiques représentant les régions calcifiées de l'aorte ont été extraits pour quantifier la gravité de l'AAC. La présence et la gravité de l'AAC ont également été déterminées à l'aide d'un système de notation visuel établi. L'aorte abdominale a été divisée en quatre parties immédiatement antérieures à chaque vertèbre, et la gravité de la calcification des parois antérieure et postérieure a été classée séparément pour chaque partie sur une échelle de 0 à 3. Les résultats ont été additionnés pour donner un score de sévérité composite allant de 0 à 24. Ce score de sévérité a été classé comme suit : AAC légère (score 0-4), AAC modérée (score 5-12) et AAC sévère (score 12-24) . Deux algorithmes de classification (k plus proche voisin et machine à vecteurs de support) ont été entraînés et testés pour attribuer les vecteurs de caractéristiques extraits automatiquement aux trois classes. Il y avait un bon accord entre les méthodes AC24 automatique et visuelle et la précision de la technique automatisée par rapport à la classification visuelle a indiqué qu'elle est capable d'identifier et de quantifier l'AAC sur une gamme de gravité.

- **D. Dunke, P. A. Dias, D. A. S. Fajado et al (2016) [111]** : Les auteurs ont publié une étude sur la quantification, pour le traitement d'image, d'éléments microscopiques, en faisant un réajustement des dimensions des images, pour minimiser le temps de calcul [111]. Le travail introduit une méthode d'évaluation de filaments biologiques microscopiques en temps réel des images sans aucune technique de coloration, de contraste de phase ou de dilution, à la différence des études présentes dans la littérature. De plus, un algorithme qui estime la longueur totale du filament étendu sur la base du calcul de la distance géodésique est introduit. Les résultats étaient que les tendances du taux de croissance des filaments, le paramètre le plus important pour la prise de décision, sont correctement identifiées. Pour les images de référence dont les filaments ont été marqués par des spécialistes, l'algorithme a correctement reconnu 72 % des pixels des filaments, avec un taux de faux positifs d'au plus 14 %. Un temps d'exécution moyen de 0,7 s par image a été atteint. Des expériences enfin ont montré que

l'algorithme conçu fournissait une quantification appropriée des filaments par rapport à la perception humaine et aux méthodes standard. Le temps d'exécution moyen de l'algorithme a prouvé son aptitude à être mappé de manière optimale dans une architecture de calcul pour fournir une surveillance en temps réel.

- **J.A. Leipsic, P. Li et L. Yang (2017) [112]** : Dans ce travail, il s'agit d'un rapport scientifique, sur la réduction des artefacts de « blooming », dans la calcification des artères du système cardiovasculaire, par un nouvel algorithme de suppression, et c'était une étude initiale. La méthode citée, était pour le dit « deblooming », qui consistait à utiliser deux fois un kernel (noyau), pour la réduction d'intensité, sans affecter les contours [112]. Un algorithme de défloraison dédié a été utilisé pour le traitement de l'imagerie. Le résultat était la trouvaille d'un biais plus faible vers la mesure de la sténose à l'aide de l'algorithme de défloraison (standard (STND) : biais de 24,6 % contre 15,0 %, plage de 10,2 % à 39,0 % contre 4,0 % à 25,9 % ; Haute définition standard (HD STND) : biais de 17,9 % contre 11,0 %, plage de 8,9 % à 30,6% vs 0,5% à 21,5%). Avec l'utilisation de l'algorithme de défloraison, la spécificité pour le diagnostic d'une sténose significative est passée de 45,8 % à 75,0 % (STND), de 62,5 % à 83,3 % (HD STND) ; tandis que la valeur prédictive positive (VPP) est passée de 69,8% à 83,3% (STND), de 76,9% à 88,2% (HD STND). Dans le groupe de patients, la réduction du volume de calcification était de $48,1 \pm 10,3$ %, la réduction de la sténose du diamètre coronaire par rapport à la plaque calcifiée était de $52,4 \pm 24,2$ %. Ces résultats suggèrent que le nouvel algorithme de défloraison pourrait réduire efficacement les artefacts de floraison causés par les plaques calcifiées cardiovasculaires et, par conséquent, améliorer la précision du diagnostic dans l'évaluation des sténoses de système cardiovasculaire.
- **M. Vonder, G. J. Pelgrim et S.E.M. Hujisse (2017) [113]** : Les auteurs ont publié un article, sur la faisabilité de la mise en forme spectrale, pour la détection et la quantification des calcifications cardiovasculaires, en tomodynamométrie ultra-faible dose. Dans l'article, il a été noté que la méthode d'Agatston, pour le comptage, était encore d'actualité [113].
- **P. Bruno (2018) [114]** : L'auteur a mis au point une méthode de segmentation vasculaire automatique d'images issues d'une ciné-angiographie des artères fémorales. La méthode consistait, à faire une convolution, utilisant un filtre médian de taille 3x3, et les points essentiels étaient : un calcul d'image négative,

une égalisation d'histogramme adaptative et une détection des contours à l'aide du filtre de Canny. [114]. Dans l'article, une nouvelle méthode pour segmenter automatiquement l'arbre vasculaire à partir d'images de ciné-angiographie a été introduite, afin d'améliorer l'interprétation clinique de la complexité des collatérales vasculaires chez les patients atteints de maladie occlusive artérielle périphérique. L'approche est basée sur : (1) une méthode de détection de caractéristiques pour convertir la vidéo en une image statique avec un champ de vision plus large, et (2) un réseau neuronal convolutif (CNN) personnalisé pour la segmentation de la structure vasculaire. Des évaluations expérimentales sur un ensemble de cas cliniques confirment la viabilité de l'approche : la précision est évaluée en termes d'aire sous la courbe ROC, où une valeur moyenne de $0,988 \pm 0,006$ est mesurée.

- **Y. Gharaibeh, D. Wilson, V. Zimin et al (2019) [115]** : Les auteurs ont publié un article, qui traite la segmentation des calcifications cardiovasculaires, dans les images intravasculaires. Ils ont fait un prétraitement par filtrage gaussien, puis une segmentation (par deep learning) de la lumière vasculaire et des calcifications en utilisant un réseau de neurone convolutionnel pré-entraîné, SegNet. [115]. L'ensemble de données comprenait 48 volumes d'intérêt ou Volumes of Interest (VOI) provenant de 34 retraits cliniques, donnant un total de 2640 images in vivo. Les annotations ont été déterminées à partir d'un consensus entre deux analystes experts. En gardant les VOI intacts, Une validation croisée 10 fois sur toutes les données a été effectuée. Suite au nettoyage du bruit de segmentation, les sensibilités obtenues étaient de $0,85 \pm 0,04$, $0,99 \pm 0,01$ et $0,97 \pm 0,01$ pour les classes de tissus calcifiés, de lumière et autres, respectivement.
- **Z. Lin et al (2019) [116]** : L'objectif du travail est une segmentation automatisée, à partir d'une image CTA dynamique, pour le diagnostic de la maladie occlusive des artères périphériques. La méthode utilisée a encore été le Fuzzy-C means [116]. Le rapport d'amélioration musculaire (MER) a été calculé pour (1) une zone améliorée plus élevée par rapport à la zone totale ; et (2) la valeur moyenne correspondante du signal à des niveaux améliorés supérieurs est sur la surface totale. Les membres inférieurs ont été diagnostiqués comme un groupe normal ($n = 22$) avec chaque score de segment de vaisseau ≤ 1 et un score de ruissellement ≤ 7 , et sinon comme un groupe d'ischémie ($n = 48$). Le MER pour le groupe ischémie était significativement différent ($p < 0,05$) de celui du groupe normal.

Il y avait de faibles corrélations ($|r| = 0,47$, $p < 0,05$) entre les scores de ruissellement et les valeurs de MER. L'analyse des caractéristiques de fonctionnement du récepteur entre les deux groupes avait une aire sous la courbe de 0,71 à 0,73. Cette étude de 2019, a démontré que le FCM pouvait être utilisé pour la segmentation musculaire automatisée à partir des images CTA conventionnelles tant pour une évaluation qualitative de la calcification musculaire des jambes, que pour les calcifications vasculaires des membres inférieurs. La méthode a clairement été choisie à partir des idées de cet article.

- **F. Sepehrband, G. Barisano, R. P. Cabeen et al (2019) [117]** : Les auteurs ont publié un article, sur des approches de traitement d'images, pour améliorer la visibilité et la quantification de l'espace périvasculaire, à l'aide de l'IRM. L'utilisation d'un filtre médian a été mise en place [117]. Il a été déduit que des approches de traitement d'image peuvent être utilisées pour améliorer le rapport de contraste entre l'espace périvasculaire ou perivascular space (PVS) et les tissus environnants. Ici, des images pondérées T1 et T2 pour améliorer le contraste PVS ont été combinées, intensifiant la visibilité de PVS. Le contraste PVS amélioré a été obtenu en combinant des images pondérées T1 et T2 qui ont été filtrées de manière adaptative pour éliminer le bruit spatial haute fréquence non structuré. L'évaluation a été faite sur de jeunes adultes en bonne santé en les présentant à deux lecteurs experts et également par une quantification automatisée. Il a été constaté que le contraste PVS ou Enhanced PVS Contrast (EPC) améliore la visibilité du PVS et aide à résoudre un plus grand nombre de PVS. Une approche de quantification PVS automatisée très fiable, a également été présentée. Il a également été cité que l'approche en question a été optimisée à l'aide de lectures d'experts.
- **N. Zhang, G. Yang et W. Zhang (2020) [118]** : Ils ont publié un article, dans un cadre entièrement automatique, pour une analyse complète des scores de calcium, des artères du système cardiovasculaire, sur une tomographie sans contraste (quantifications totales et spécifiques aux vaisseaux). La méthode est jugée complète et simple, car elle repose sur une segmentation par seuillage, comme pour la majorité des articles, ayant comme modalité la tomographie, et l'ancien Agatston était mentionné encore une fois pour le comptage [119]. Dans cette étude rétrospective monocentrique, un cadre d'apprentissage en profondeur multi-tâches a été proposé pour détecter et quantifier la calcification des artères

coronaires à partir d'images tomodensitométriques recueillies entre octobre 2018 et mars 2019. Un total de 232 tomodensitogrammes à synchronisation cardiaque sans contraste ont été récupérés et étudiés (80 % pour l'entraînement du modèle et 20 % pour les tests). Les résultats en Calcium Scores (CACS) des ensembles de données de test (n = 46), y compris le score d'Agatston, le score de volume de calcium, le score de masse de calcium, ont été calculés de manière entièrement automatique et manuelle aux niveaux total et spécifique au vaisseau, respectivement. Les résultats ont été qu'aucune différence significative n'a été trouvée dans la quantification des CACS obtenues à l'aide de méthodes automatiques ou manuelles aux niveaux totaux et spécifiques au vaisseau (score d'Agatston : automatique 535,3 vs manuel 542,0, P = 0,993 ; score de volume de calcium : automatique 454,2 vs manuel 460,6, P = 0,990 ; score de masse calcique : automatique 128,9 vs manuel 129,5, P = 0,992). Par rapport à la vérité terrain, le nombre de vaisseaux calcifiés peut être reconnu avec précision automatiquement (total : automatique 107 vs manuel 102, P = 0,125 ; artère principale gauche : automatique 15 vs manuel 14, P = 1.000 ; artère ascendante gauche : automatique 37 vs manuel 37, p = 1 000 ; artère circonflexe gauche : automatique 22 vs manuel 20, p = 0,625 ; artère coronaire droite : automatique 33 vs manuel 31, p = 0,500). Au niveau du patient, il n'y avait pas de différence statistique dans la classification du score d'Agatston (P = 0,317) et le nombre de vaisseaux calcifiés (P = 0,102) entre les résultats automatiques et manuels.

- **X. Zhu, Y. Zhang, J. Bai et al (2021) [119]** : Le but de ce travail était la segmentation d'adventice, dans les images d'échographie intravasculaire, basée sur un algorithme de snake amélioré. C'est une nouvelle méthode de segmentation basée sur le modèle snake à flux vectoriel à gradient (GVF) qui est proposée dans l'article. Les principales caractéristiques de la méthode proposée comprennent deux aspects : l'un est qu'un filtrage non linéaire est effectué sur le champ GVF pour réduire les points critiques, modifier la structure morphologique des courbes parallèles et étendre la plage de capture ; l'autre est que le serpent ballon est combiné avec le modèle. Ainsi, le GVF amélioré et le serpent ballon peuvent être automatiquement initialisés et surmonter le problème causé par les minima d'énergie locaux. Les résultats de 20 cas in vivo ont validé la précision et la stabilité de la méthode de segmentation pour les images échographiques intravasculaires.

- **E. Mehanna, E. Brandt, D. Wilson et al (2021) [120]** : Ils ont publié un essai clinique, sur la caractérisation volumétrique, de la calcification cardiovasculaire humaine, par tomographie par cohérence optique, dans le domaine fréquentiel. Le deep learning a été utilisé, et une méthode à contours ou walls proposée [121]. Les artères coronaires cadavériques ont été imagées en utilisant une tomographie par cohérence optique dans le domaine de Fourier ou Fourier Domain Optical Coherence Tomography (FD-OCT) à un intervalle de trame de 100Dm. Les artères ont ensuite été congelées, sectionnées et imagées sur toute leur longueur à des intervalles de 20Dm à l'aide du système automatisé Case Cryo-Imaging. Un co-enregistrement volumétrique complet entre FD-OCT et cryo-images a été réalisé. La surface calcique, la distance par rapport à la lumière et l'angle ont été tracés sur chaque coupe transversale et la quantification volumétrique a été effectuée hors ligne à l'aide d'un algorithme dédié. Trente artères descendantes antérieures gauches (LAD) ont été imagées par FD-OCT et cryo-imagerie. Parmi ceux-ci, 13 vaisseaux avaient un total de 55 plaques avec calcification par cryo-imagerie et la FD-OCT a identifié 47 (85%) de ces plaques. Les analyses quantitatives de 1285 cryo-images ont été comparées aux 257 images FD-OCT co-enregistrées correspondantes. La distribution du calcium, représentée par la distance calcium-lumière (profondeur) et l'angle calcique moyen, était similaire avec une excellente corrélation entre FD-OCT et cryo-imagerie respectivement (distance calcium-lumière : $0,25 \pm 0,09$ mm vs $0,26 \pm 0,12$ mm, $p=0,742$; $R=0,90$), (angle calcique moyen : $35,33 \pm 21,86^\circ$ vs $39,68 \pm 26,61^\circ$, $p=0,207$; $R=0,88$). La quantification volumétrique du CAC était possible par OCT ; le volume de calcium était sous-estimé dans les grandes calcifications dans lesquelles la bordure de la plaque abluminale ne pouvait pas être bien visualisée ($3,11 \pm 2,14$ mm³ contre $4,58 \pm 3,39$ mm³, $p = 0,001$) en OCT contre cryo respectivement. Enfin il a été cité que la FD-OCT intravasculaire peut caractériser avec précision la distribution des CAC. L'OCT peut aussi quantifier le volume absolu de calcium, mais peut sous-estimer la charge calcique dans les grandes plaques avec des bords abluminaires mal définis.

Tableau récapitulatif de l'état de l'art après sélection des articles :

Année	Auteurs	Article	Méthodes	Évaluations
1989	M. Anakok, A. Aurengo, G. Hejblum	Nouvelle approche pour la segmentation et l'identification automatique des angiographies numérisées	Image d'entrée →déttection de contour +seuillage adaptatif→ des régions. Squelettisation→ des segments Séquencement→ des séquences (constituant des vaisseaux) Plusieurs séquences→ un arbre	La modalité utilisée est : L'Angiographie Les résultats disent que la limitation aux principaux vaisseaux, donne des informations satisfaisantes, et une classe d'algorithmes, utilisée en analyse de formes, nommée squelettisation, qui permet d'avoir une base, pour un retour efficace sur les données de départ.
1992	J.C. Cauvin	Méthodes de traitement d'images appliquées à la détection et à la quantification des régions pathologiques en tomoscintigraphie du myocarde	Le myocarde est squelettisé par l'algorithme morphologique de squelettisation appliqué en 3D.	La modalité utilisée est : Tomoscintigraphie Les résultats sont : Une méthode qui a été décrite, comme rapide, en considérant, en premier lieu, qu'elle prenait entre 3 et 4 minutes. Opérationnelle pour la clinique.
2000	C.R. Becker, T. F. Jakobs, S. Aydemir	TDM conventionnel hélicoïdal et simple coupe versus TDM par faisceaux d'électrons pour la quantification de la calcification des artères cardiovasculaires	Agatston & Brand and Altman : unités Hounsfield ; méthode d'Agatston	La modalité utilisée est : TDM conventionnel Les résultats sont : La tomodensitometrie conventionnelle à coupe unique avait le meilleur accord avec des scores de calcium CT par faisceau d'électrons.

2001	J. Pelletier	Métriologie quantitative des artères cardiovasculaires	Snake à partir de fonctions B-Spline. Calcul du pourcentage de sténose : A partir de l'identification de chemin central on prend, le diamètre de la lumière maximale en proximal divisé par le diamètre de la lumière minimale pour obtenir le pourcentage de sténose du vaisseau coronarien	La modalité utilisée est : l'Angiographie Les résultats sont que : Les performances de l'algorithme sont bonnes par rapport au système CMS et sont utiles pour automatiser les analyses angiographiques des vaisseaux sanguins.
2001	P. Felkel	Tracking des vaisseaux dans les bases de données CTA périphériques	Poursuite directe des vaisseaux ; hystérisis et détection de contour ; seuillage-morphologique	La modalité utilisée est : Angiographie par tomographie CT. Les résultats sont : L'algorithme proposée a été testée sur des ensembles de données 2D et 3D avec des résultats prometteurs. L'algorithme détecte les vaisseaux avec une probabilité de succès plus élevée.
2002	P. Felkel	Segmentation des vaisseaux dans les données CTA périphériques	Poursuite directe des vaisseaux ; hystérisis et détection de contour ; seuillage-morphologique	La modalité utilisée est : Angiographie par tomographie CT. Les résultats sont : basé sur une combinaison d'approches live wire, de suivi direct des vaisseaux et une méthode pour élimination osseuse basée sur le seuillage

				d'hystérésis, il a été confirmé que prendre le seuillage hystérésis est efficace pour faire une segmentation précise de la région d'intérêt.
2003	J. Angulo, T. N. Khoa, Z. A. Massy	Quantification morphologique de la calcification cardiovasculaire à partir d'images à faible grossissement	Estimation d'état de Kalman. Détection de contour par l'algorithme « Fast-marching ». Seuillage hystérésis	La modalité utilisée est : la microscopie, et la tomographie CT conventionnelle. Les résultats sont : la robustesse et la précision des résultats de segmentation ont permis de considérer la quantification des calcifications comme une procédure correcte. Cependant, l'épaisseur des contours était assez significative.
2004	C. Denzel, M. Lell, M. Maak	Calcium de l'artère carotide : Précision d'un score calcique par tomographie TDM - étude in vitro avec comparaison à l'échographie et à l'histologie	Estimation du score d'Agatson	La modalité utilisée est : tomographie TDM Les résultats sont : les scores calciques, calculés par morphologie CT, permettent une évaluation précise in vitro, de la teneur en calcium des plaques. En revanche, les valeurs médianes, de l'échelle de gris, ne reflètent pas adéquatement, la calcification de ces mêmes plaques.
2004	H. Schoellnast et al.	Angiographie tomographique en spirale multicoupe	Segmentation par détection de contours	La modalité utilisée est : Angiographie par tomographie CT

		(CTA) dans la maladie artérielle périphérique occlusive : un outil vulnérable pour détecter un rétrécissement significatif de la lumière artérielle		Les résultats sont : dans la région infrapoplitée, les modalités particulières d'imagerie CTA ont conduit à une mauvaise interprétation concernant les sténoses et les occlusions dans 39 à 45 cas, alors que seulement 0 à 6 lésions aorto-iliaques et fémoro-poplitées significatives ont été mal interprétées. Le CTA multicoupe est utile pour détecter les lésions hémodynamiquement significatives dans la maladie occlusive artérielle périphérique. Étant donné que les études tomographiques axiales ont donné les résultats les plus corrects. Tout dépend des diamètres des vaisseaux.
2006	M. Hooker	Quantification et traitement des images	Filtre médian (valeur médiane et convolution entre le noyau et l'image). Il s'agissait de faire une règle générale pour la quantification faite après photométrie, et morphométrie sans impliquer la segmentation.	La modalité utilisée est : Microscopie Les résultats sont : L'établissement de 5 facteurs de dépendance dans l'intensité des pixels nécessaires à la quantification, qui sont : l'intensité lumineuse ; la concentration de couleurs ; la mise au point ou le focus ; la collection optique ; et le gain du détecteur.

2006	L. Floréz-valancia	Modèle d'état de cylindre généralisé et la quantification de sténoses artérielles en imagerie 3D	Détection de contour par l'algorithme « Fast-marching » ; seuillage Hysteresis	La modalité utilisée est : Angiographie par tomодensitométrie CT et MRA Les résultats sont : Les segmentations obtenues à partir des images CTA présents des erreurs de 'diamètre moyen' plus petites par rapport à celles obtenues à partir des images MRA, en raison de bonne résolution des images CTA .
2006	H. Scherl, J. Hornegger, M. Prümmera	Segmentation semi-automatique basée sur des niveaux et quantification de la sténose de l'artère carotide interne dans des ensembles de données 3D CTA	Techniques de Level-Set	La modalité utilisée est : Angiographie par tomодensitométrie CT La quantification réussie de la sténose des artères, dans des ensembles de données 3D CTA. Avec cette méthode, différents types de plaques, ont été presque complètement exclus, des régions segmentées.
2008	H. Vernhet-Kovacsik	Quantification des lésions coronaires en scanner : stents, pontages, calcifications	La quantification par mesure objective du plus petit diamètre de la lumière sur les coupes reconstruites en « cross section ». Rétro-reconstruction avec des petits champs de vision FOV (Field of View) sur les lésions «	La modalité utilisée est : Angiographie par tomодensitométrie CT Les résultats sont : Des mesures qui sont fiables en cas d'artères de plus de 1,5 mm de diamètre et de stents de plus de 3 mm de diamètre. Amélioration de la qualité des images en

			difficiles ».	cas d'artères calcifiées, de stents et de pontages.
2010	Adina Ion	Détection automatisée des artères périphériques dans les ensembles de données CTA	Croissance de régions	La modalité utilisée est : Angiographie par tomodynamométrie CT Les résultats sont : La méthode a été mise en œuvre avec succès sur 15 datasets et l'évaluation a été réalisée par le jugement visuel de 2 radiologues expérimentés.
2011	T. Sawagashira, T. Hayashi, H. Fujita	Une méthode de détection automatique des calcifications de l'artère carotide à l'aide d'un filtre top-hat sur les radiographies panoramiques dentaires	Un filtre haut de forme morphologique en niveaux de gris qui corrige les tendances dans les valeurs de fond a été utilisé pour détecter les calcifications.	La modalité utilisée est : Radiographies à Rayons X Les résultats sont : Une procédure qui améliore les motifs blancs plus petits que l'élément de structure utilisé. L'élément de structure a été défini comme un cercle de 15 pixels de rayon. La sensibilité pour la détection des CAC était de 93,6%
2012	S. Kurugol, R.S.J. Estepa, J. Ross	Segmentation de l'aorte avec une approche 3D level-set et quantification des calcifications aortiques en TDM sans contraste	Application de la transformée de Hough sur des coupes obliques pour détecter l'arc aortique.	La modalité utilisée est : Tomodynamométrie TDM conventionnelle sans contraste Les résultats sont : Une erreur moyenne ponctuelle de $\pm 0,10$ mm entre les surfaces segmentées

				manuellement et automatiquement
2012	P. Goyala, A. Kumar, V. Guptac	Détection de calcifications dans les artères coronaires par traitement d'image	Méthode de quantification par fonction "white miss"	La modalité utilisée est : Tomodensitométrie TDM conventionnelle Les résultats sont : Résultats satisfaisants en détectant la calcification dans les artères de données de patient anormales, c'est-à-dire un patient présentant une calcification dans les artères. Le résultat de la méthode décrite montre convenablement le tracé du diamètre du vaisseau/artère coronaire ainsi que la région de calcification. Les autres descriptions sont dans la chronologie.
2012	E. Mehanna, H. G. Bezerra, D. Prabhu	Caractérisation volumétrique des calcifications coronaires humaines par tomographie par cohérence optique dans le domaine fréquentiel	Loi de Simpson pour le mesure du volume ; segmentation manuelle	La modalité utilisée est : FD-OCT Les résultats sont : La FD-OCT intravasculaire peut caractériser avec précision la distribution des CAC. L'OCT peut quantifier le volume absolu de calcium, mais peut sous-estimer la charge calcique dans les grandes plaques avec des bords abluminaux mal définis

2014	D. Hanb, N.T. Doana, H. Shimb	Une détection rapide des graines utilisant une caractéristique géométrique locale pour le suivi automatique des artères coronaires dans le CTA	Détection des points de départ des artères par le filtre des vaisseaux Hessian-based incorporé avec nouvelle entité géométrique locale.	La modalité utilisée est : Angiographie par tomodynamométrie CT Les résultats sont qu'à l'aide de 19 ensembles de données cliniques CTA, il est démontré que la méthode proposée détecte les points d'ensemencement et peut être utilisée pour l'extraction entièrement automatique des artères cardiovasculaires.
2014	M. A. Zulliger	Quantification des calcifications artérielles de la partie inférieure de la jambe par tomodynamométrie (TDM) périphérique quantitative haute résolution	Méthode du seuillage dual	La modalité utilisée est : Tomodynamométrie TDM conventionnelle à haute résolution Les résultats sont : Une validité de l'utilisation du seuillage en TDM ; Une corrélation positive significative a été trouvée entre LLAC et CAC. L'étude indique que la mesure LLAC faite a une bonne validité et une excellente fiabilité.
2014	T. Markiewicz	Reconnaissance des plaques d'athérosclérose des membres inférieurs et de leur dimensionnement étendu par imagerie angio-tomographie informatisée	Segmentation par seuillage avec le mélange de gaussiennes GMM	La modalité utilisée est : Angiographie par tomodynamométrie CT Les résultats sont : la méthode GMM fournit les résultats de reconnaissance les plus précis et reproductibles des calcifications par rapport aux autres méthodes utilisées selon l'auteur.

2015	T. Markiewicz	Système informatisé pour l'évaluation quantitative des plaques d'athérosclérose dans les artères fémorales et iliaques visualisées par tomодensitométrie multicoupes CT	Segmentation par seuillage avec le mélange de gaussiennes GMM	La modalité utilisée est : Tomodensitométrie TDM conventionnelle Les résultats sont : la méthode GMM fournit les résultats de reconnaissance les plus précis et reproductibles entre la lumière et les régions de la plaque artérioscлéreuse où les calcifications sont visibles.
2015	D. S. Jodas	Un examen des méthodes de calcul appliquées pour l'identification et quantification des plaques athéroscléreuses en images (CTA, IRM)	Fuzzy clustering; K-means C-means	La modalité utilisée est : Angiographie par tomодensitométrie CT et IRM Les résultats sont : Validation de la méthode FCM dans une étude comparative sur l'efficacité et les inconvénients de chaque méthodologie utilisée pour la quantification des plaques athéroscléreuses.
2016	K. Elmasria, Y. Hicksa , W. Evans	Détection et quantification automatiques de l'aorte abdominale calcification en absorptiométrie à rayons X à double énergie	Seuillage multi niveaux ; faire la différence entre la surface de l'organe et la surface des calcifications	La modalité utilisée est : Aabsorptiométrie à rayons X Les résultats sont : Il y avait un bon accord entre les méthodes automatique et visuelle, et la précision de la technique automatisée par rapport à la classification visuelle a indiqué qu'elle est capable d'identifier et de

				quantifier l'AAC sur une gamme de gravité.
2017	P. Li, L. Xu, L. Yang	Réduction des artefacts de blooming dans la calcification des artères coronaires par un nouvel algorithme de défloraison : étude initiale	Réduction d'intensité sans affecter les contours deblooming	La modalité utilisée est : Angiographie par tomomodensitométrie CT Les résultats sont : Dans le groupe de patients, la réduction du volume de calcification était de $48,1 \pm 10,3$ %, la réduction de la sténose du diamètre coronaire par rapport à la plaque calcifiée était de $52,4 \pm 24,2$ %. Ces résultats suggèrent que le nouvel algorithme de défloraison pourrait réduire efficacement les artefacts de floraison causés par les plaques calcifiées cardiovasculaires.
2017	M. Vonder, G. J. Pelgrim, E. M. Huijsse	Faisabilité de la mise en forme spectrale pour la détection et la quantification des calcifications coronaires en tomomodensitométrie ultra-faible dose	Agatston pour le comptage	La modalité utilisée est : Tomomodensitométrie TDM ultra-faible dose Les résultats sont : L'Agatston, pour le comptage, confirmé qu'il est encore d'actualité, en donnant une quantification précise pour les radiologues.
2018	P. Bruno	Utilisation de réseaux de neurones convolutifs pour concevoir et mettre en œuvre une méthode de segmentation	Calcul d'image négative ; égalisation d'histogramme adaptative ; estimation d'éclairage non uniforme ;	La modalité utilisée est : Ciné-Angiographie Les résultats sont : Des évaluations expérimentales sur un ensemble de cas

		vasculaire automatique d'images biomédicales (Ciné-angiographie)	détection des bords à l'aide du filtre Canny ;	cliniques confirment la viabilité de l'approche : la précision est évaluée en termes d'aire sous la courbe ROC, où une valeur moyenne de $0,988 \pm 0,006$ est mesurée.
2019	Y. Gharaibeh, D. Prabhu, C. Kolluru	Segmentation des calcifications coronaires dans les images OCT intravasculaires par deep learning : application au scoring des calcifications	Filtrage Gaussien et segmentation « deep learning »	La modalité utilisée est : OCT intravasculaire Les résultats sont : Une validation croisée 10 fois sur toutes les données a été effectuée. Suite au nettoyage du bruit de segmentation, les sensibilités obtenues étaient de $0,85 \pm 0,04$, $0,99 \pm 0,01$ et $0,97 \pm 0,01$ pour les classes de tissus calcifiés, de lumière et autres, respectivement.
2019	Z. Lin et al.	Segmentation automatisée à partir d'une image CTA dynamique pour le diagnostic de la maladie occlusive artérielle périphérique	Fuzzy C-Means	La modalité utilisée est : Angiographie par tomodensitométrie CT Les résultats sont que : Le FCM pouvait être utilisé pour la segmentation musculaire automatisée à partir des images CTA conventionnelles tant pour une évaluation qualitative de la calcification musculaire des jambes, que pour les calcifications

				vasculaires des membres inférieurs.
2019	F. Sepehrband, G. Barisano, N. Sheikh-Bahaei	Approches de traitement d'images pour améliorer la visibilité et la quantification de l'espace périvasculaire à l'aide de l'IRM	Coefficient de corrélation de Pearson, matrice hessienne, filtre moyenneur	La modalité utilisée est : L'IRM Les résultats sont que : Le contraste PVS ou Enhanced PVS Contrast (EPC) améliore la visibilité du PVS et aide à résoudre un plus grand nombre de PVS. Une approche de quantification PVS automatisée très fiable, a également été présentée. Il a également été cité que l'approche en question a été optimisée à l'aide de lectures d'experts.
2020	N. Zhang, G. Yang, W. Zhang	Cadre entièrement automatique pour une analyse complète des scores de calcium des artères sur une tomographie densitométrie cardiovasculaire sans contraste : quantifications totales et spécifiques au vaisseau	Agatston et segmentation par seuillage (méthode complète) Utilisation du deep learning	La modalité utilisée est : Tomodensitométrie CT conventionnelle Les résultats sont : Au niveau du patient, il n'y avait pas de différence statistique dans la classification du score d'Agatston (P = 0,317) et le nombre de vaisseaux calcifiés (P = 0,102) entre les résultats automatiques et manuels.
2021	X. Zhu, Y. Zhang,	Segmentation d'adventice dans les images d'échographie intravasculaire basée	Algorithme snake amélioré (méthode précise et rapide)	La modalité utilisée est : échographie et ultrasons intravasculaires

	J. Bai et al.	sur un algorithme de snake amélioré		Les résultats sont : 20 cas in vivo ont validé la précision et la stabilité de la méthode de segmentation pour les images échographiques intravasculaires.
2021	E. Mehanna H. G. Bezerra	Caractérisation volumétrique des calcifications coronaires humaines par tomographie par cohérence optique dans le domaine fréquentiel	Méthode contour "wall" et « deep learning »	La modalité utilisée est : FD-OCT ou Cohérence optique dans le domaine de Fourier Les résultats sont : caractérisation précise de la distribution des CAC. quantification du volume absolu de calcium, sous-estimation potentielle de la charge calcique dans les grandes plaques avec des bords abluminaux mal définis.

Tableau 3.1 Récapitulatif des articles sélectionnés dans l'état de l'art.

Remarque : durant la recherche, aucune base de données dans ces articles n'a été rencontrée.

3.3 Limites observables et choix de la méthode

Durant la recherche bibliographique, il a été observé que, la disponibilité d'articles traitant, de façon précise, le sujet de la quantification des calcifications, des membres inférieurs, chez les diabétiques, n'était pas aussi grande. Ce n'est qu'à partir de l'année 2014, qu'a été publié un premier élément trouvable, qui se concentre sur les membres inférieurs par T. Markiewicz. Dans les recherches de ce dernier, la bibliographie utilisée, comporte en grande majorité, des articles sur les carotides et les vaisseaux coronaires. T. Markiewicz s'est penché sur le sujet de la segmentation des calcifications des membres inférieurs, de façon à publier, un deuxième article en 2015, où il présente la méthode GMM (mélange de Gaussiennes), comme une technique assez précise. Cependant, la

méthode n'a pas, à priori, été utilisée dans de suivantes publications, qui ont recommandées pour la plupart, même en 2019, une autre méthode, facilement éligible pour le travail, et qui a toujours été fiable dans le domaine du traitement d'images médicales : la méthode Fuzzy-C means ou FCM.

La méthode Fuzzy-C means, est la méthode choisie, en considérant, qu'elle a fait ses preuves auparavant. Cette méthode est aussi sélectionnée, grâce au fait, qu'elle reste utilisée actuellement. Elle représente une méthode assez flexible, car elle peut être modifiée, de façon à ajouter des classes additionnelles, tel que souhaité, parmi d'autres avantages. Cependant, pour l'adapter à une utilisation précise, il a été fortement recommandé, de pouvoir bien manipuler la programmation, et de savoir améliorer l'algorithme traditionnel. Il est important de noter que, dans nos recherches, les articles qui donnent des données sur un FCM, à 6 ou plus de classes, sont assez rares. Notre travail, est un travail, dans lequel, nous nous proposerons de répondre aux exigences d'un FCM, à plusieurs classes, fonctionnant pour une quantification satisfaisante, des calcifications des membres inférieurs, chez les diabétiques. Tout cela, bien sûr, en tentant de créer un algorithme, comportant la fonction FCM de façon améliorée, dans les limites du nécessaire.

Discussion

Dans ce chapitre, nous avons passé en revue les différentes méthodes, utilisées dans des quantifications, et des segmentations qui se rapprochent de celles des calcifications des membres inférieurs de patients diabétiques. Différentes similarités avec de précédents travaux ont été proposées, dont nous avons cité une liste non-exhaustive. Ces travaux ont été choisis, puisqu'ils orientent avec une diversité, vers l'objectif visé de ce mémoire dont il représente le titre : La quantification des calcifications des membres inférieurs. D'autres travaux ne sont pas présentés dans notre état de l'art, puisqu'ils relèvent d'autres domaines tels que la biologie, nécessitant de faire des expériences en nombre sur le vivant. Après avoir posé la problématique du mémoire de façon claire, et vu où en est la recherche dans son domaine, on s'engage maintenant à commencer le travail en se basant sur une méthode sûre et approuvée. Il s'agit de la méthode Fuzzy C-Means qu'on exploitera dans la programmation, et qui fera l'objet principal du chapitre suivant.

Chapitre 4 Méthode – Résultats - Interprétations

Dans ce chapitre, nous allons implémenter la méthode de segmentation Fuzzy-C-Means ou FCM choisie, pour faire la segmentation et la quantification des calcifications des membres inférieurs, grâce à une programmation qui sera adaptée à ce qu'implique son utilisation, sur les images tomodensitométriques CT, servant de base dans notre procédé, le tout sur MATLAB.

4.1 Introduction sur Matlab

Il existe plusieurs langages de programmation numériques, et de logiciels de traitement des données, adaptés au domaine de l'imagerie médicale ; on peut citer : ITK-Snap, MATLAB, Slicer...etc. Notre choix se porte, sur l'utilisation de MATLAB, qui est plus puissant, et plus complet, que les autres.

MATLAB est un langage de programmation, de quatrième génération, émulé par un environnement de développement, du même nom. MATLAB est l'abréviation de MATrix LABoratory, écrit à l'origine en Fortran, par C. Moler. MATLAB était destiné à faciliter l'accès au logiciel matriciel, développé dans les projets LINPACK et EISPACK. Il permet de manipuler des matrices, d'afficher des courbes et des données, de mettre en œuvre des algorithmes, de créer des interfaces utilisateurs, et peut s'interfacer, avec d'autres langages, comme le C, C++, Java et Fortran. Les utilisateurs de MATLAB, sont issus, de milieux très différents, comme l'ingénierie, les sciences (mathématiques entre autres), et l'économie, dans un contexte, aussi bien industriel, que pour la recherche. MATLAB peut s'utiliser seul, ou bien avec des toolbox (boîte à outils). La particularité de MATLAB, est qu'il permet un travail interactif, soit en mode commande, soit en mode programmation, tout en ayant toujours, la possibilité de faire des visualisations graphiques. Considéré comme un des meilleurs langages de programmations, MATLAB possède les particularités suivantes par rapport à ces langages :

- La programmation facile ;

- La continuité parmi les valeurs entières, réelles et complexes ;
- La gamme étendue des nombres ; et leurs précisions ;
- La bibliothèque mathématique ; très compréhensible ;
- L’outil graphique, qui inclut les fonctions d’interface graphique, et les utilitaires ;
- La possibilité de liaison, avec les autres langages classiques de programmation (C ou Fortran).

[121].

4.2 La fonction FCM

L'algorithme Fuzzy C-Means, est un algorithme de clustering flou (fuzzy), non supervisé. L'algorithme de clustering conventionnel, trouve la « partition dure », d'un ensemble de données, donné en fonction de certains critères, qui évaluent la qualité de la partition. Par « partition hard », nous entendons, que chaque donnée, appartient à, exactement, un cluster de la partition. Tandis que l'algorithme de clustering soft, trouve une « partition soft », d'un ensemble de données. Dans la « partition soft », la donnée peut appartenir, partiellement à plusieurs clusters. Une partition soft, n'est pas nécessairement une partition floue, car l'espace d'entrée, peut-être plus grand, que l'ensemble de données. Cependant, la plupart des algorithmes de clustering soft, génèrent une partition soft, qui forme également une partition floue. Un type de clustering soft, d'un intérêt particulier, est celui, qui garantit le degré d'appartenance, du point x dans tous les clusters totalisant un, autrement dit, la somme des degrés d'appartenance de x à chacune des classes est égal à un (Equ. 5.1) :

$$\sum_j \mu_{c_j}(x_i) = 1 \quad \forall x_i \in X \quad (5.1)$$

Une partition soft, qui satisfait cette condition supplémentaire, est appelée partition soft contrainte. L'algorithme Fuzzy C-Means, qui est l'algorithme de clustering flou le plus connu, produit, en effet, une partition soft contrainte.

Afin de produire une partition soft contrainte, la fonction objectif J1, des moyennes dures, a été étendue de deux manières :

- Le degré d'appartenance flou, au cluster, a été incorporé dans la formule ;

- Un paramètre supplémentaire m , a été introduit, comme exposant de poids, dans l'appartenance floue.

La fonction objectif étendue, notée J_m , est :

$$J_m(\mathbf{P}, \mathbf{V}) = \sum_{i=1}^k \sum_{\mathbf{x}_k \in X} \left(\mu_{c_i}(\mathbf{x}_k) \right)^m \|\mathbf{x}_k - \mathbf{v}_i\|^2 \quad (5.2)$$

Où \mathbf{P} est la partition floue, de l'ensemble de données X , formé par C_1, C_2, \dots, C_k ;

k est le nombre de clusters ;

Le paramètre m est le poids, qui détermine le degré, auquel les membres partiels du cluster, affectent le résultat du clustering.

Comme le C-means hard, le FCM essaie également, de trouver une bonne partition, en recherchant le prototype \mathbf{v}_i , qui minimise la fonction objectif J_m . À la différence des C-means hard, l'algorithme des FCM, doit également rechercher la fonction d'appartenance μ_{c_i} , qui minimise J_m . Une partition floue contrainte $\{C_1, C_2, \dots, C_k\}$, ne peut être le minimum local de la fonction objectif J_m , que si les conditions suivantes sont satisfaites :

$$\mu_{c_i}(x) = \frac{1}{\sum_{j=1}^k \left(\frac{\|x-v_i\|^2}{\|x-v_j\|^2} \right)^{1/m-1}} \quad \mathbf{1} \leq i \leq k, x \in X \quad (5.3)$$

$$\mathbf{v}_i = \frac{\sum_{\mathbf{x} \in X} \mu_{c_i}(\mathbf{x})^m \mathbf{x}}{\sum_{\mathbf{x} \in X} \mu_{c_i}(\mathbf{x})^m} \quad \mathbf{1} \leq i \leq k \quad (5.4)$$

Quelques points importants concernant l'algorithme FCM :

Il garantit la convergence pour $m > 1$, et trouve le minimum local, de la fonction objectif J_m . Le résultat, de l'application du FCM, à un ensemble de données, dépend, non seulement, du choix des paramètres m et c , mais aussi, du choix du prototype initial [122].

4.2.1 Le FCM par rapport à la segmentation en imagerie médicale

La segmentation des images, occupe une place importante, dans le domaine du traitement d'images. Cela devient plus important, lorsqu'il s'agit, généralement, d'images médicales, où des décisions préopératoires et postopératoires, sont nécessaires, dans le but d'initier, et d'accélérer, le processus de récupération. La détection assistée par ordinateur, d'une présence anormale de calcifications, dans les vaisseaux sanguins, est principalement motivée, par la nécessité d'obtenir, une précision maximale. La segmentation manuelle, de ces calcifications anormales, ne peut être comparée, aux machines informatiques modernes, à haute vitesse, qui nous permettent, d'observer visuellement le volume, et l'emplacement de ces calcifications indésirables. Les types d'imagerie médicale, comme précédemment cités, sont principalement des images échographiques, tomodensitométriques à rayons X, mammographiques numériques, images par résonance magnétique (IRM), etc. Les images IRM, ont généralement un bon contraste, par rapport à la tomodensitométrie (CT), mais, cela n'est pas valable, pour les calcifications des membres inférieurs, chez les diabétiques. Par conséquent, la plupart des recherches, en traitement d'images médicales, dans ce sens, utilisent des images CT [123].

a. Segmentation par seuillage

La méthode de seuillage, est fréquemment utilisée, pour la segmentation d'images, surtout pour celle, incluant la tomodensitométrie. Il s'agit d'une méthode de segmentation simple, et efficace, pour des images, d'intensités différentes. La technique, tente essentiellement, de trouver une valeur seuil, ce qui permet de classer les pixels, en différentes catégories. Une faiblesse majeure, de ce mode de segmentation, est qu'il ne génère que deux classes. Par conséquent, cette méthode ne traite pas, les images multicanaux. En outre, elle ignore également, les caractéristiques spatiales, en raison desquelles, une image devient sensible au bruit, et subit un problème d'inhomogénéité d'intensité, que l'on s'attend à trouver, dans des modalités d'imageries, telles que l'IRM. Ces deux fonctionnalités, créent la possibilité de corrompre l'histogramme de l'image. Pour surmonter ces problèmes, diverses versions de la technique de seuillage, ont été introduites, qui segmentent les images médicales,

en utilisant les informations, basées sur les intensités locales, et la connectivité. En outre, l'association d'un seuillage, avec la méthode FCM, s'est avérée efficace, pour la segmentation d'images médicales CT [124].

b. Méthodes de segmentation, supervisée et non supervisée

Des méthodes supervisées, et non supervisées, de traitement d'images, sont fréquemment appliquées. La segmentation du volume, par des méthodes de clustering, c-means hard et floues, a pour résultat, qu'il semble y avoir, suffisamment de non-uniformité des données, entre les coupes, pour empêcher une segmentation satisfaisante. La classification supervisée, nous permet d'avoir, suffisamment de pixels connus, pour générer des paramètres représentatifs, pour chaque classe d'intérêt. Dans une classification non supervisée, une connaissance préalable des classes, n'est pas requise. Il y a généralement utilisation d'un algorithme de clustering, pour classer les données d'une image. Les classificateurs de fenêtres, comme les KNN, ML et Parzen, sont des algorithmes, de classification, supervisés. Alors que l'algorithme de classification non supervisé, comprend : K-Means, FCM, distance minimale, distance maximale, et regroupement hiérarchique,... etc [125].

4.2.2 Le FCM sur Matlab

La fonction, de ligne de commande FCM, commence, par une estimation initiale des centres de cluster, qui sont destinés, à marquer l'emplacement moyen de chaque cluster. L'estimation initiale, pour ces centres de cluster, est très probablement incorrecte. De plus, le FCM attribue, à chaque point de données, une note d'appartenance, pour chaque cluster. En mettant à jour, de manière itérative, les centres de cluster, et les notes d'appartenance, pour chaque point de données, le FCM déplace, de manière itérative, les centres de cluster au bon emplacement, dans un ensemble de données. Cette itération, est basée, sur la minimisation d'une fonction objective, qui représente la distance, d'un point de données donné, à un centre de cluster, pondéré par le degré d'appartenance, de ce point de données.

La fonction, de ligne de commande FCM, génère une liste de centres de cluster, et plusieurs niveaux d'appartenance, pour chaque point de données, et, il est possible, d'utiliser les informations, renvoyées par le FCM, pour nous aider, à créer un système d'inférence floue, en créant des fonctions d'appartenance, pour représenter les qualités floues, de chaque cluster [126].

4.2.3 Le principe du FCM en traitement d'images

Pour reconnaître le motif, et analyser une image, le processus principal, est la segmentation de l'image, puisque c'est une opération, de division d'une image, en parties, qui ont les mêmes caractéristiques, dont la collection de parties, forme l'image originale. Il existe, de nombreux types de reconnaissance de formes, et de segmentation d'images, mais, il y a principalement, deux types de classification, qui sont utilisés : la classification supervisée et la classification non supervisée. Dans la première, les classes sont définies, à l'avance, et dans la seconde, elles ne sont pas définies, à l'avance, ce qui est connu, sous le nom de regroupement.

Dans le clustering, en lui-même, les deux types existants sont : le clustering hard, et le clustering flou. Dans le clustering hard, la donnée appartient, exactement à un cluster, alors que, dans le clustering flou, la donnée appartient, par le degré d'appartenance, à chaque cluster, et, la sommation de toutes les valeurs d'appartenance, à l'un des éléments de données, est égale à un. Effectivement, le clustering fuzzy c-means, comme précédemment cité, est l'un des algorithmes de clustering, non supervisé, qui est largement utilisé, dans le traitement d'images, et la vision par ordinateur, car il est facile, à mettre en œuvre, considérant ses performances de regroupement. Il est utilisé, pour segmenter une image, en regroupant les pixels, qui ont des valeurs similaires, ou presque similaires, dans un cluster. Chaque groupe de valeurs de pixels, qui appartiennent à un cluster, sont similaires, les uns aux autres, et différents, des valeurs de pixels, qui appartiennent, à d'autres clusters ; puis, ces clusters représentent les segments, de l'image segmentée. La moyenne floue traditionnelle, souffre de certaines limitations, elle n'est pas précise, dans la segmentation des images bruitées, et prend du temps, car elle est de nature itérative. L'algorithme du FCM dont nous avons modifié quelques paramètres, semble néanmoins permettre de surmonter certaines limitations du FCM traditionnel, qui prend du temps [127].

a. Complexité temporelle

C'est le temps nécessaire, pour exécuter un algorithme. La notation « O », est utilisée, pour exprimer la complexité temporelle ; elle est proportionnelle, à la taille des données d'entrée. Si la taille d'entrée est n , alors la complexité temporelle, est le temps requis, par l'algorithme, pour traiter ces entrées. Chaque algorithme a une, ou plusieurs, opérations primitives, de sorte que, le temps de l'algorithme, est déterminé, en calculant la somme, des temps nécessaires, pour exécuter chacune de ces

opérations. Il est toujours exprimé, par le terme prédominant, qui est l'exposant, du terme, ayant la valeur, la plus élevée. Il ignore, également, la constante de multiplication, et la constante de division. Si le temps requis, pour accomplir un algorithme de taille d'entrée n , est de $10n^3 + 6n$, alors l'expression de sa complexité temporelle, est $O(n^3)$. En outre, si le temps requis, pour accomplir un algorithme est, $c \cdot n^2$ ou $(n^2)/c$, où c est constant, alors, la complexité temporelle est $O(n^2)$.

Si l'algorithme, a traité toutes les données saisies, poudé la nature de la fonction de l'algorithme. Certains types courants de complexités temporelles obtenir la solution souhaitée, il prend le temps maximum, pour réaliser le processus requis.

Il existe de nombreux types, de complexités temporelles, qui dépendent, lles, sont le temps constant $O(1)$, le temps linéaire $O(n)$, le temps quadratique $O(n^2)$, le temps exponentiel $O(c^n)$, où $c \geq n > 1$. Dans l'algorithme proposé, nous suggérons un algorithme, qui consomme moins de temps, par rapport à l'algorithme FCM traditionnel, en minimisant le nombre d'opérations, tout en gardant, la précision des données [128].

b. Le FCM traditionnel

L'algorithme FCM, est l'un des algorithmes, couramment utilisé, pour la segmentation d'images. L'espace de l'image est divisé en différentes régions de cluster, avec des valeurs de pixels d'image similaires. Pour la segmentation d'images médicales, le type de clustering approprié, est le clustering flou. Le Fuzzy c-means (FCM), peut être considéré, comme la version floue, de l'algorithme des k-means. C'est un algorithme de clustering, qui permet, à une donnée, d'avoir un degré d'appartenance, à chaque cluster. Par ? Il a été développé par Dunn, et modifié par James Bezdek. L'algorithme, est une méthode de clustering itérative, qui produit une partition c optimale, en minimisant au sein d'un groupe, l'erreur au carré, de la fonction objective. Il est largement utilisé, dans la segmentation d'images, et la reconnaissance de formes.

Voici les étapes de la fonction clustering en 2 classes FCM [129] :

- **Étape 1** : Choisir, au moins 2 centroïdes aléatoires, et leur attribuer des valeurs au hasard ;
- **Étape 2** : Calculer la matrice d'appartenance :

$$U_{ij} = \frac{1}{\sum_{k=1}^c \left[\frac{|x_i - c_j|}{|x_i - c_k|} \right]^{\frac{2}{m-1}}} \quad (6)$$

Où $m > 1$, et c , est le nombre de clusters.

- **Étape 3** : Calculer des centres des clusters :

$$C = \frac{\sum_{i=1}^n U^{m_{ij}} x_i}{\sum_{i=1}^n U^{m_{ij}}} \quad (7)$$

- **Étape 4** : si $C_{k-1} - C_k < \epsilon$, avec k le numéro de l'itération, alors, c'est la condition d'arrêt, sinon passer à l'étape 2.

On déduit que l'algorithme FCM, est un algorithme itératif, qui consomme du temps, et de la mémoire, car il calcule la valeur d'appartenance, pour chaque élément des données, et, c'est la raison pour laquelle, la simplification, dans la programmation, est une nécessité, de premier plan.

4.3 Implémentation de la méthode

La programmation a été faite, après obtention de huit dossiers DICOM, comportant, aux environs, de 1200 images 2D de coupes transversales des membres inférieurs où les calcifications liées au problème du diabète sont visibles. Ces images ont été fournies, par l'aimable assistance, de Laurent Comas, ingénieur hospitalier, au pôle imagerie, à l'hôpital de Besançon (associé au Nanomedecine Lab, Imagery and Therapeutics). Tout cela, sous les directives du radiologue principal. Le schéma synoptique apparent (**figure 4.1**), donne un aperçu, sur le programme, et cela, afin de mieux s'orienter, durant la lecture des lignes, qui vont suivre.

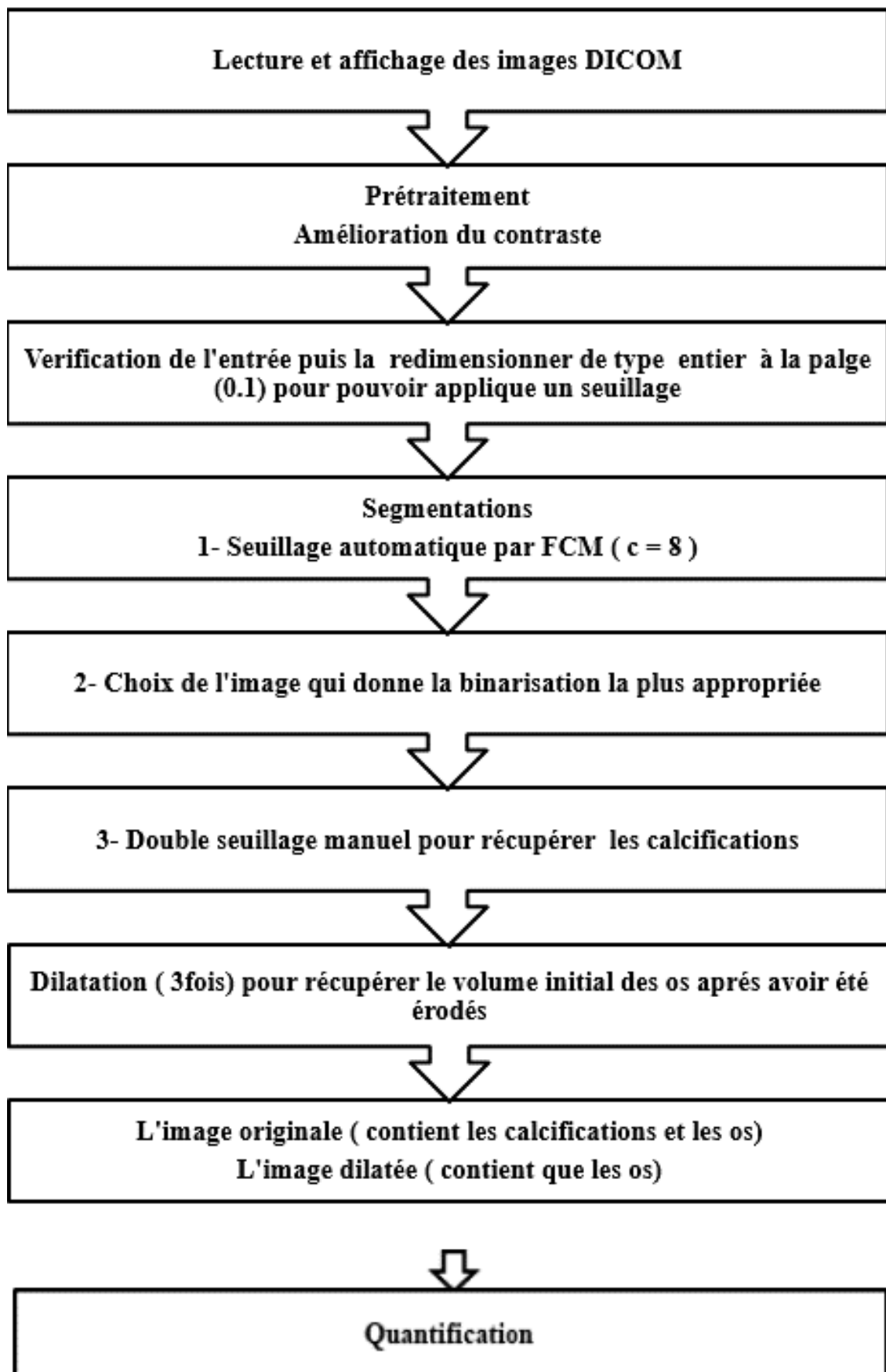


Figure 4.1. Schéma synoptique des étapes de la programmation.

4.3.1 Les étapes importantes de l'algorithme

Nous commençons, dans cette section, par présenter, par partition, notre algorithme :

a. Lecture et affichage des images originales DICOM

Pour la lecture, il s'agit d'une importation du fichier DICOM, que l'on souhaite exploiter, et, ce même fichier, est lu, par une fonction spécifique, au format DICOM, pour l'enregistrer ensuite, en tant que valeur nommée. Notre exemple est comme suit :

- **info = dicominfo(filename)** : lit les métadonnées du fichier, conforme DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), ou Digital Imaging and Communication in Security (DICOS), filename [126].

Dans notre cas, l'image en question, est contenue dans le fichier, sous le filename (nom du fichier) I700.dcm, que nous avons affecté à la valeur info.

```
info = dicominfo('C:\Users\dibou\Desktop\CT\CT18062021\DICOM\I700');
```

- **Y = dicomread (nom de fichier)** : lit les données d'image, à partir du nom de fichier du fichier DICOM conforme.

Nous avons ensuite donné un nom, après lecture par dicomread, aux données de l'image lue, ce nom-là est tout simplement Y.

```
Y = dicomread(info);
```

Quelques fonctions de base pour l'affichage des images sont définies comme suit :

- **figure** : une fonction MATLAB, qui crée un nouvel objet figure, en utilisant les valeurs de propriété par défaut.
- **imshow** : une fonction MATLAB, qui affiche l'image, dans une figure Handle Graphics, où l'image sélectionnée, est une image en niveaux de gris, RVB (couleur ou binaire [126]).

Maintenant qu'on est dans l'affichage, on s'est proposé d'afficher l'image Y, dans une nouvelle figure prédéterminée, de la façon suivante :

```
figure, imshow(Y);
```

Il est à noter que l'image qu'on essaie d'afficher ici, est l'image originale choisie. Cette même image, nécessite une amélioration de contraste, une fois affichée, afin que l'on puisse mieux apercevoir, l'ensemble des données qu'elle comporte ; pour cela, nous proposons d'utiliser la fonction suivante :

- **imcontrast** : un outil, pour ajuster le contraste. Cette fonction MATLAB, crée un outil de réglage du contraste, dans une figure distincte, associée à l'image en niveaux de gris, de la figure actuelle, appelée image cible.

L'outil imcontrast, a été utilisé à des fins d'un meilleur visionnage de l'image sélectionnée. Cependant, il ne rentre pas dans le prétraitement, car aucune modification n'a été faite automatiquement. En effet, imcontrast est un outil manuel pour ajuster le contraste, et son utilisation, implique plus d'intervention de l'utilisateur. Or, ce que l'on veut, c'est une programmation d'un logiciel, utilisable de la façon la plus fiable, mais aussi la plus confortable, pour la quantification des calcifications des membres inférieurs, des sujets diabétiques. Imcontrast ici, est une fonction ajoutée au programme, et qui sert à des fins de meilleur visionnage de l'image originale.

```
info = dicominfo('C:\Users\dibou\Desktop\CT\CT18062021\DICOM\I700');  
Y = dicomread(info);  
figure, imshow(Y);  
imcontrast;
```

Pour vérifier les résultats de la lecture et de l'affichage des résultats, nous faisons maintenant une première exécution.

Résultat :

La description de ce qui s'est produit, serait une amélioration du contraste, produite de façon interactive, avec utilisation du curseur, sur une image originale, telle que, celle présentée en **figure 4.2**. Une autre option est également possible, pour une autre amélioration, qui est toute aussi manuelle, celle de l'histogramme (**Figure 4.2**). Une fois le contraste amélioré, on peut éclaircir les calcifications ; ceci dit, la quantification ne serait possible, sans une segmentation, et une sélection adéquate, de la région qu'elle couvre.

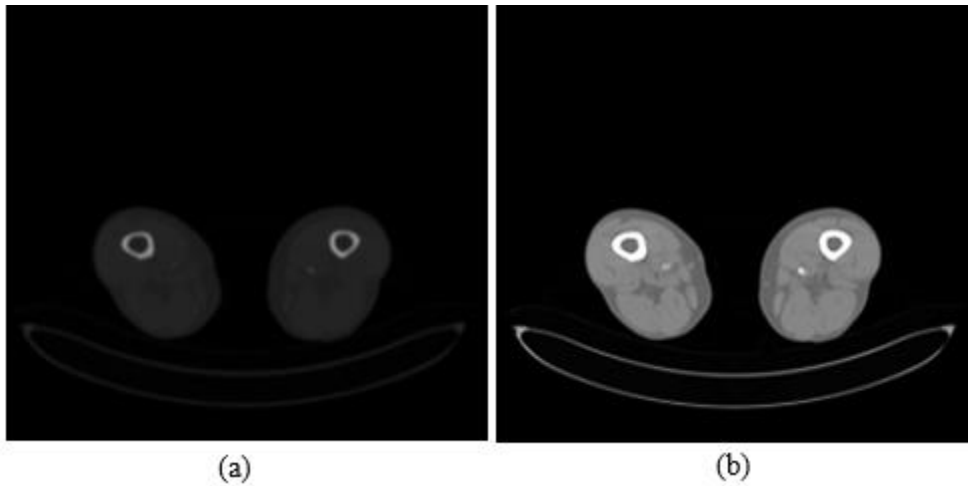


Figure 4.2. Amélioration de contraste : (a) image originale ; (b) image contrastée.

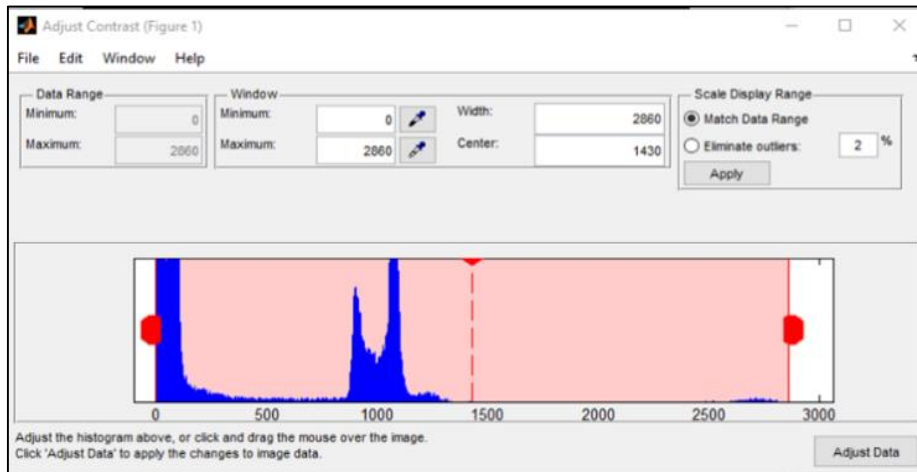


Figure 4.3. Histogramme de l'image originale.

Interprétation :

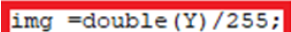
On aperçoit, que l'image originale avait des niveaux de gris très proches du noir, et après une amélioration de contraste, nous obtenons une image dont l'exploitation paraît possible, à priori. Nous rappelons que l'égalisation de l'histogramme sur la **figure 4.3** est aussi une méthode d'ajustement du contraste d'une image numérique qui utilise un histogramme, et qu'elle consiste à appliquer une transformation sur chaque pixel de l'image, et donc d'obtenir une nouvelle image à partir d'une opération indépendante sur chacun des pixels.

b. Prétraitement

Vue que, les images obtenues, de notre source, sont acquises sans bruitage notable, dû au phénomène physique, qui a été utilisé pour l'acquisition, les outils qui ont été nécessaires au prétraitement simple, n'ont pas été très nombreux. Il s'agissait de préparer des images, déjà bien claires, c'est-à-dire sans artefacts, pour un prochain prétraitement, et on a commencé par une conversion de l'image, en double précision, avec la fonction, définie comme suit :

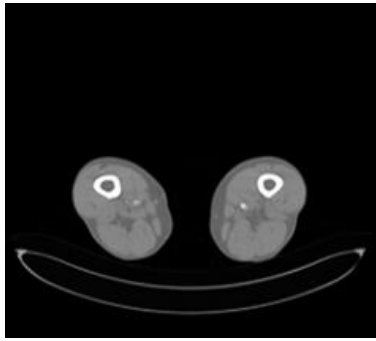
- **double()** : c'est la fonction qui indique que, les valeurs numériques de l'entrée, doivent être examinées, et qu'un nouveau tableau, de la même taille, doit être construit, un tableau qui a les mêmes valeurs numériques, mais représentés comme des types de données, à double précision. Lorsqu'il est appliqué à une image, l'implication est le plus souvent, que le tableau d'images d'origine, a été stocké, sous forme d'entiers 8 bits non signés, et maintenant l'équivalent en virgule flottante est souhaité.

Les valeurs, sur l'image qu'on exploite, sont de 0 à 255, pour les 256 différents niveaux de gris, nous avons appliqué la fonction double, avec une division de 255, pour obtenir les valeurs possibles, dans une fourchette de virgules, entre le 0 et le 1.

```
clear all; close all; clc;
info = dicominfo('C:\Users\dibou\Desktop\CT\CT18062021\DICOM\I700');
Y = dicomread(info);
figure, imshow(Y);
imcontrast;

```

Résultat :

La **figure 4.4** illustre le manque de précision d'une image obtenue en s'arrêtant à la transformation en image double, d'où la nécessité d'effectuer des opérations supplémentaires.



(a)



(b)

Figure 4.4. Résultat obtenu après transformation en image double ($c=8$) ; (a) : image originale de l'opération précédente ; (b) : image double résultante

Interprétation :

Les résultats ne sont pas encore vraiment satisfaisants, si l'on veut faire la segmentation, même si la transformation en image double est indispensable, à l'exploitation de l'image pour de prochaines étapes. Cette étape concerne uniquement la redistribution des valeurs des différents niveaux de gris de l'image, en valeurs exploitables pour la suite du traitement de l'image.

c. Introduction de la fonction FCM

Nous avons défini une valeur en « clusternum », soit nombre de clusters, et on a choisi un FCM, en huit classes. La raison de ce choix, est, qu'en réalité, il s'agit de faire une segmentation, pour la quantification des calcifications des membres inférieurs. La binarisation d'une image comme en (b) dans la **figure 4.5**, paraissait intéressante, et une image assez similaire, n'est apparue, qu'avec l'utilisation de 8 classes. Après les tests que l'on a effectués, on a choisi un nombre de classes égal à 8.

```
clusterNum = 8;
```

Résultat :

Nous avons obtenu donc, avec l'utilisation de 8 classes, un résultat intéressant proposé par la méthode FCM, sans passer par plusieurs étapes, tel que montré ci-dessous.

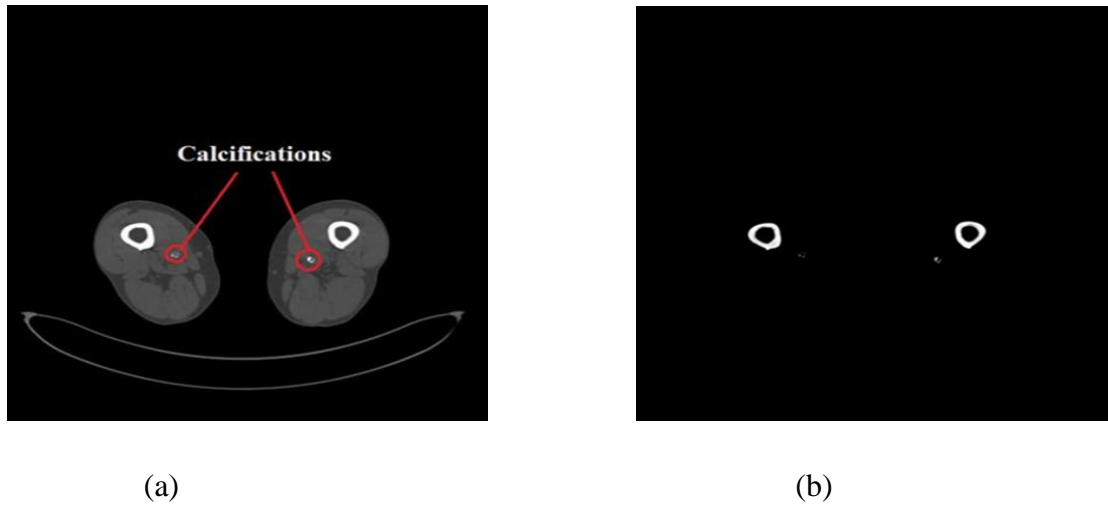


Figure 4.5. Résultat de segmentation obtenu par la méthode FCM ($c=8$) ; (a) : image originale de l'opération précédente ; (b) : image segmentée.

Interprétation :

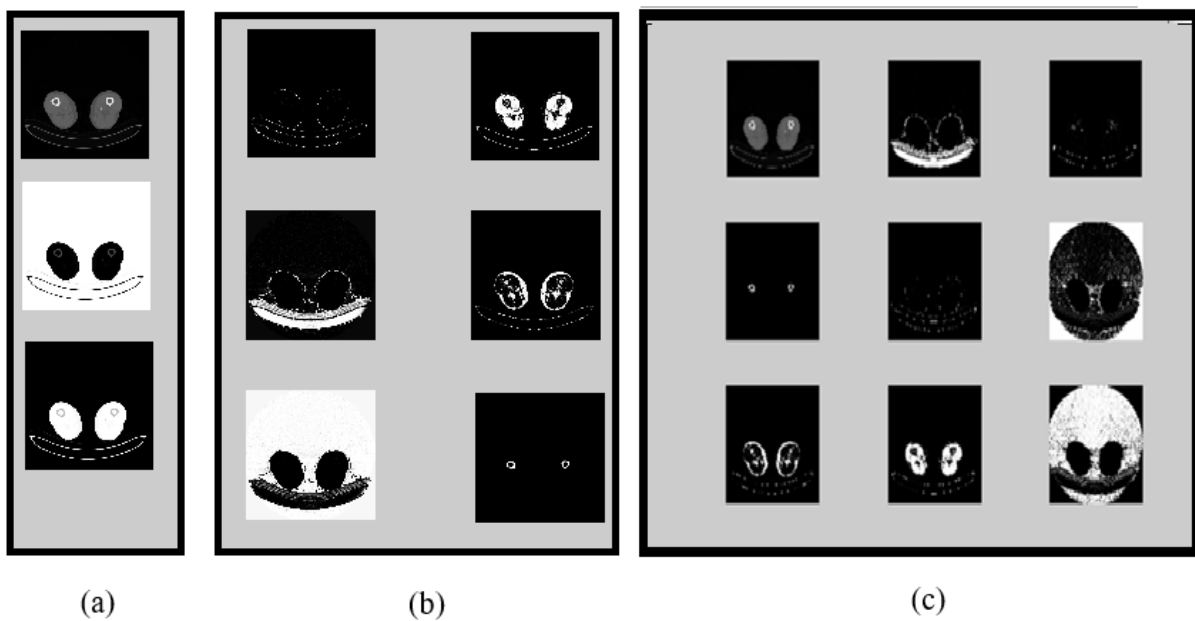


Figure 4.6. Comparaison des segmentations obtenues par la méthode FCM en choisissant des nombres de classes différents ; (a) : FCM à 2 classes ; (b) : FCM à 6 classes ; (c) : FCM à 8 classes.

Dans la **figure 4.6**, il est apparent que l'utilisation de plus de classes, offre un meilleur éventail de choix d'images qui pourraient nous servir dans les prochaines étapes, ce qui fait son intérêt. Sans l'augmentation de nombre de classes, il aurait fallu un algorithme moins simplifié pour l'obtention d'une image avantageuse telle que celle en résultat dans la **figure 4.5**. Cette dernière figure représente un objectif, et pas un

résultat, auquel on est arrivé, à l'étape dans laquelle nous sommes. Nous présenterons, néanmoins, les moyens d'y arriver, au cours des prochaines lignes. Ce qu'il faut savoir, c'est que dans le prétraitement, on augmente les chances, de faire une segmentation, de façon optimale. Faire la segmentation, en minimisant les inconvénients qui puissent être rencontrés, lors de la procédure d'extraction des calcifications, se ferait d'abord, par un aboutissement d'un résultat, où il reste le moins de régions, qui ne font pas l'objet de notre intérêt. C'est d'ailleurs pour cela, que l'on a fait appel à la méthode FCM. Une fonction qui accepte plusieurs modifications, et qui nous laisse toujours une porte ouverte, pour arriver au moins, à ce qui s'apparenterait, un très bon prétraitement, si toutefois on n'aboutit pas à la segmentation. Pour l'appel de la fonction FCM, l'idéal est de reformuler le nom de la fonction, dont le fichier a été nommé FCMforImage, exactement de la même façon que dans le script, soit pour notre programme :

```
[ Unow, center, now_obj_fcn ] = FCMforImage( img, clusterNum );
```

d. Affichage de la fonction FCM

Pour l'affichage du résultat du FCM, nous avons décidé, de mettre ce qu'on a obtenu sur une seule figure, grâce à la commande subplot.

- **Subplot(m,n,p)** : Crée des axes, dans des positions en mosaïque. Cette fonction MATLAB, divise la figure actuelle, en une grille m par n, et crée un axe, dans la position de grille, spécifiée par p.

Nous avons choisi, 3 lignes et 3 colonnes, afin d'afficher les 8 classes, avec l'image originale, pour ensuite, pouvoir faire la comparaison, nécessaire au choix de l'image à utiliser.

```
figure;  
subplot(3,3,1);
```

Par la suite, il y a eu introduction d'une fonction, qui affiche les images, la fonction imshow(img, []).

- **imshow(I, [])** : affiche l'image en niveaux de gris I, en mettant l'affichage à l'échelle, en fonction de la plage de valeurs de pixels dans I. imshow utilise

[min(I(:)) max(I(:))] comme plage d'affichage. imshow affiche, la valeur minimale de I en noir, et la valeur maximale en blanc.

Et qui s'ajoute au programme ainsi :

```
figure;  
subplot(3,3,1); imshow(img, []);
```

Enfin, pour les éléments du résultat de la fonction FCM, nous avons décidé de raccourcir le script, en utilisant une boucle for. De cette manière, le résultat du FCM, pour chaque classe, est affecté à une case dans l'affichage, de façon progressive.

```
for i=1:clusterNum  
    subplot(3,3,i+1);  
    imshow(Unow(:, :, i), []);  
end
```

Chaque fonction, dans les trois lignes, qui restent après optimisation du script, signifie une instruction, dont le rôle est bien précis. Dans l'ordre suivi ça donne :

- **for i=1 : clusternum** : de i, jusqu'à la valeur, donnée précédemment, du nombre de clusters.
- **Subplot(3,3, i+1)** : on place l'image, à la case i+1 (pour chaque valeur que prend i), dans une matrice, de trois lignes et trois colonnes.
- **Imshow (Unow(:, :,i),[])** : affichage simple, de l'image, située en position i, après subplot précédent, avec toutes ses lignes, et toutes ses colonnes.

Une fois ses informations bien comprises, on peut avoir une idée sur l'affichage des résultats, leur positionnement, qui semblera ordonné, mais aussi la disponibilité des choix, pour la sélection de l'image appropriée, afin qu'ensuite, on puisse faire une segmentation convenable.

Résultat :

Dans la **Figure 4.7**, obtenue, après exécution des instructions, nous verrons que les résultats obtenus, juste à partir de l'application de la méthode FCM, sont déjà très prometteurs.

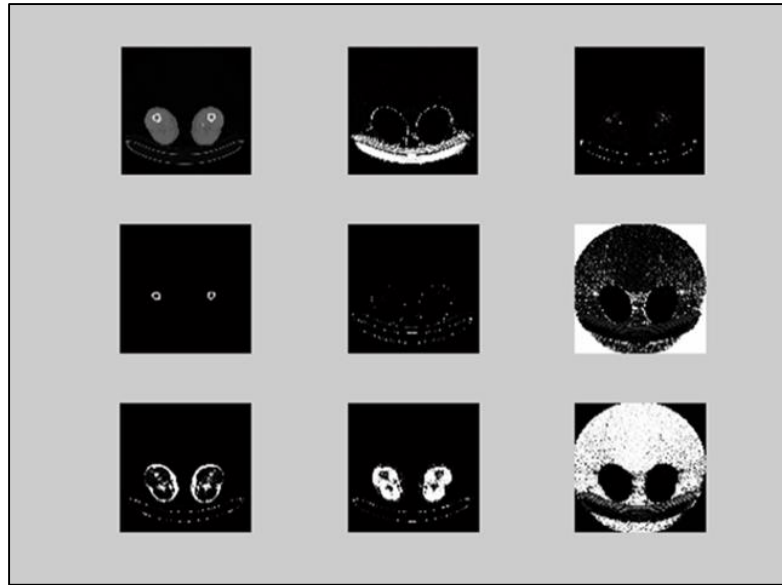


Figure 4.7. Résultat obtenu du FCM à 8 classes.

Interprétation :

Dans la **figure 4.7**, nous observons des résultats obtenus, avec 8 classes, qui sont variés. Nous remarquons aussi que les muscles, en huitième position et leurs contours en septième, sont presque segmentés, tout comme les calcifications en quatrième position.

Toutefois, il y'a d'abord deux choses à noter :

- La première remarque ne comporte aucun inconvénient, car, c'est simplement qu'il s'agit, de la troisième position dans le script, qui est affectée à la quatrième position, dans l'image affichée. Les raisons sont simples, il y a nettement l'image originale, en première position, ce qui fait décaler le reste d'une case en plus. L'utilité de la remarque est que, dans le script, l'image 3, est celle, apparaissant en quatrième position, dans la figure à plusieurs classes.
- Cette remarque, justifie la décision, de continuer les opérations, pour la segmentation. C'est tout simplement, que l'image qui nous intéresse, parmi les 8 classes, est une image, qui a bien segmentée des éléments riches en calcium, mais que, comme ça a impliqué les calcifications, ça a aussi impliqué les os.

Après affichage des résultats de l'application de la fonction FCM, on remarque bien que, l'objectif, que l'on avait dans la section « l'introduction de la fonction FCM », est, à ce

stade, atteint. Nous allons, suite à cela, explorer les possibilités d'une suite de la programmation, qui nous emmènerait aisément, vers la segmentation, que l'on souhaite obtenir.

e. Partie manuelle

Après exécution, et affichage du résultat de la fonction FCM, en ayant une image pour chaque classe, nous avons donc repéré, celle qui nous convient, de façon assez évidente, soit celle qui contient les calcifications, ce qui nécessite donc un opérateur qualifié. Le critère de cette convenance, est que l'image a mis en évidence les calcifications, tout en faisant abstraction des organes qui l'entourent, même si les os (riches en calcium aussi), font partie de ce qui reste après l'application de la fonction FCM pour la segmentation.

Résultat :

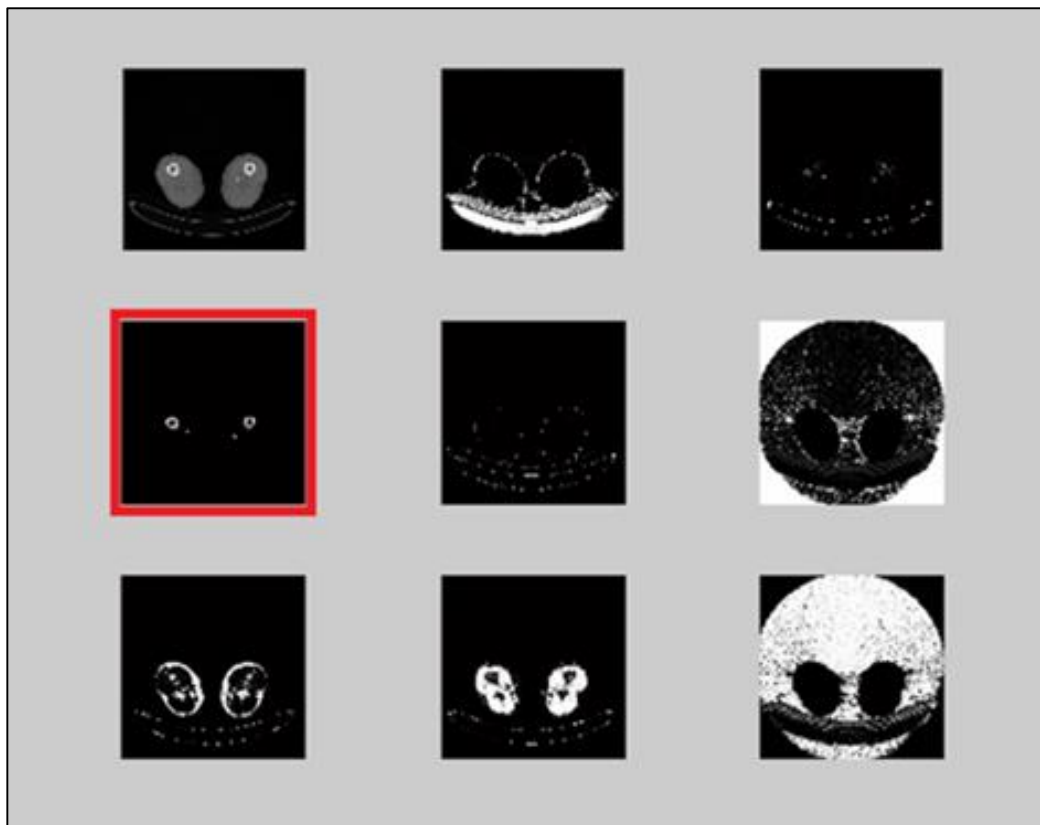


Figure 4.8. Choix de l'image d'intérêt.

Interprétation :

La sélection de l'image d'intérêt, comme montré dans la **figure 4.8**, a été motivée, par le fait que la segmentation à 8 classes, nous a permis d'obtenir une classe ne contenant que les calcifications et les os, qui nous laisse envisager, une suite intéressante, pour la segmentation des calcifications. Toutes les parties, qui ne sont pas des parties riches en calcium, ne sont pas apparentes dans l'image, qu'on a choisie, ce qui donne, une segmentation précise, des os et des calcifications, uniquement.

Remarque :

S'il y'a eu un grand défi majeur, dans la réalisation de l'interface, je vous dirais qu'il s'agit de la sortie du FCM, qui changeait à chaque exécution. Les résultats ont été, à chaque fois, donnés dans un ordre différent, ce qui ne permettait pas, de choisir une image à exploiter (**figure 4.9**).



Figure 4.9. Le problème majeur dans la programmation.

Le problème a cependant été résolu, par l'ajout d'une fonction `rng`, injectée dans la `FCMforImage`, pour neutraliser, d'une certaine façon, le phénomène aléatoire du FCM. Cette fonction, n'était disponible, que dans de récentes versions de MATLAB, d'où une réinstallation du logiciel qui, cette fois, est à jour (la `rng` n'était pas disponible avant 2011).

Tandis que, l'image qui nous intéresse, est la troisième, en considérant qu'on ne compte pas la toute première (l'image originale), nous allons l'appeler et l'exploiter, pour une segmentation par seuillage. À noter que, la désignation de l'image appropriée, est la partie manuelle en elle-même, dans notre programme.

Une fois ce problème majeur réglé, nous attaquons la suite du programme, en choisissant d'abord, d'afficher l'image à exploiter, parmi celles suggérées par la fonction FCM, et l'outil choisi, à savoir, la fonction `Imshow`.

`Imshow(Unow(:, :,3))` : signifie affichage, de toutes les lignes, et de toutes les colonnes, pour l'image, à $i=3$.

```
figure
imshow(Unow(:, :, 3))
```

f. Binarisation (post traitement)

En remarquant que les os et les calcifications sont à des niveaux de gris rapprochés d'une certaine manière, nous avons décidé d'opter pour une somme de deux seuillages, l'un haut et l'autre bas effectués par la fonction `im2bw`.

- **`BW = im2bw(I,level)`** : convertit l'image en niveaux de gris `I` en image binaire `BW`, en remplaçant tous les pixels de l'image d'entrée avec une luminance supérieure au niveau (`level`) par la valeur 1 (blanc), et en remplaçant tous les autres pixels par la valeur 0 (noir) .

Nous avons décidé de faire une première binarisation pour un seuillage à seuil minimum placé à 0.01, afin de laisser en noir uniquement ce qui était déjà en noir.

```
BW = im2bw(Unow(:, :, 3), 0.01)
figure;
imshow(BW)
```

Résultat :

Les résultats de cette opération sont affichés comme suit :

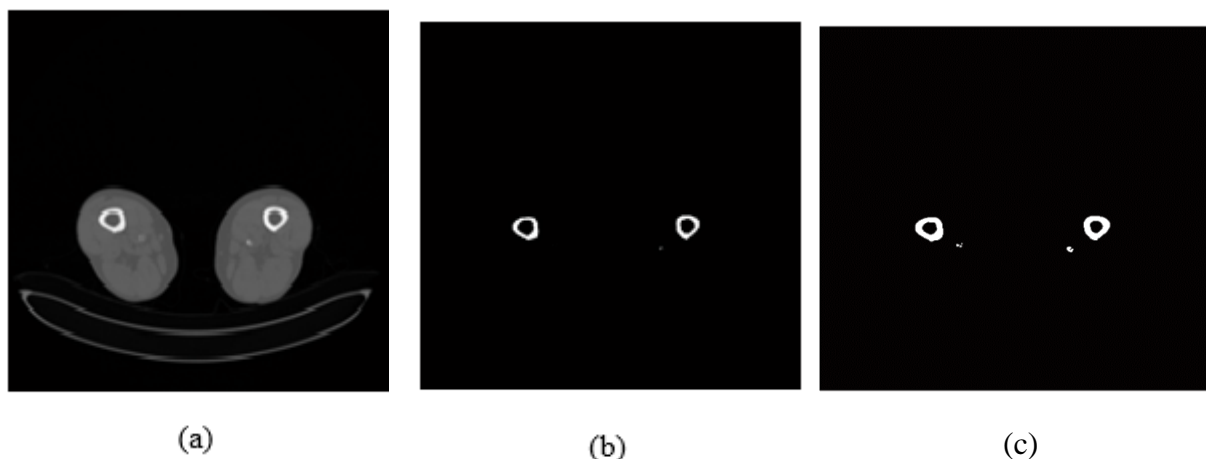


Figure 4.10. Binarisation de la segmentation FCM ; (a) : image originale ; (b) : image segmentée non binarisée ; (c) : image segmentée binarisée.

Interprétation :

La **figure 4.10** montre la binarisation, après segmentation des os et des calcifications à la fois. Il s'agit d'un résultat qui semble être assez précis, c'est aussi une image prête pour la quantification. Cela dit, ce qui nous intéresse dans cette programmation, c'est d'avoir uniquement les calcifications vasculaires à quantifier, car ce sont elles, qui concernent plus précisément les patients atteints de diabète.

Ainsi une méthode, apparentée au seuillage par hystérésis, s'impose. Nous avons choisi de faire, une seconde segmentation, qui est celle des os, pour ensuite la soustraire de l'image originale, en considérant, que le nécessaire, est que la zone où se trouvent les os, soit entièrement recouverte. Tout cela sera fait, pour avoir uniquement, les calcifications des vaisseaux sanguins, avec la précision la plus optimale, et rien d'autre. Le seuil a été choisi, sur la base d'une uniformité de la fourchette des niveaux de gris, sous lesquels les os normaux des membres inférieurs apparaissent, des essais ont été faits, afin de fixer manuellement, un seuil avec l'intention de faire une segmentation des ossements, ceux-ci étant aux niveaux de gris les plus élevés, considérant que les os ont une atténuation élevée et est affiché comme haute densité (lumineux) sur des images tomодensitométriques CT [130].

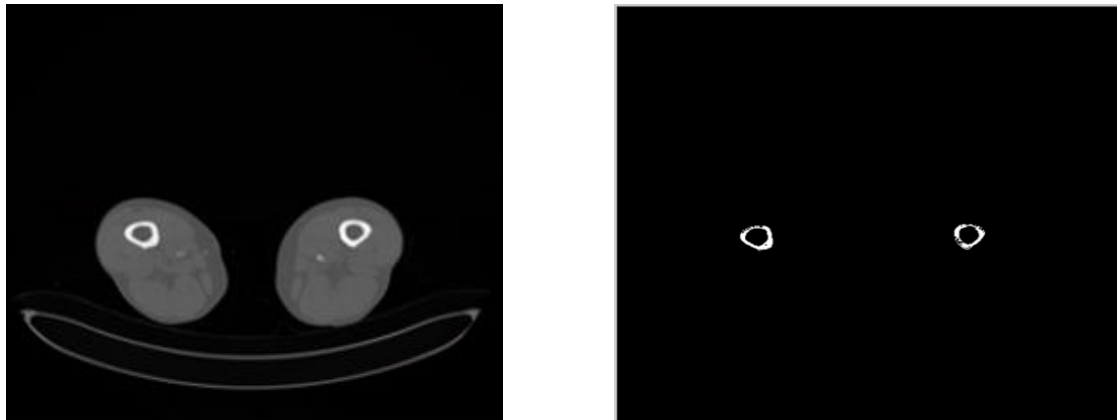
g. Soustraction des os, pour n'obtenir que les calcifications

Nous commençons par la segmentation des os.

```
BW2 = im2bw(K, 0.965)
figure;
imshow(BW2)
```

Le second seuillage maintenant effectué, en ne gardant que les valeurs, les plus proches du blanc, nous observons d'après le résultat obtenu une perte d'information, se traduisant par une épaisseur réduite des os (**figure 4.11**).

Résultat :



(a)

(b)

Figure 4.11. Seuillage haut de l'image médicale ; (a) : Image originale ; (b) : Image segmentée

Interprétation :

La **figure 4.11** montre clairement, que pour ne pas inclure les calcifications, dans la deuxième segmentation, on doit accepter qu'il y ait perte d'information, par érosion des os. Mais, ce que nous envisageons après, c'est de recouvrir les parties perdues, de ces mêmes os, mais de façon isolée, avec la méthode de dilatation. Cette remarque faite, le plan réel pour la suite, nous laisse envisager pas une, mais une suite de dilatations, pour que, dans la soustraction d'une seconde image choisie de l'image initiale, les os de la première image, soient entièrement couverts, dans la deuxième.

h. Dilatation

Une dilatation morphologique consiste, à déplacer l'élément structurant, sur chaque pixel de l'image, et à regarder, si l'élément structurant, intersecte la structure d'intérêt.

Les fonctions utiles à savoir, pour cette étape sont :

- **Strel** : création d'un élément structurant morphologique.
- **SE = strel('square',W)** : crée un élément structurant carré, dont la largeur est de W pixels. W doit être un scalaire entier non négatif.

```
se = strel('square',3);
```

Nous avons choisi l'élément structurant de forme carré, alors que les os sont arrondis, et non le cercle, pour deux raisons : La première étant que l'objectif, est plutôt de couvrir les os en entier, avec le moins de dilatations effectuées, et la seconde est que dans des essais comportant plusieurs images à segmenter (environ 283), seul l'élément structurant carré, à totalement couvert les os, au bout de seulement trois dilatations. Une fois que l'élément structurant est choisi (un carré de largeur 3 donc), nous entamons la dilatation directe, grâce à l'instruction imdilate.

- **IM2 = imdilate(IM,se)** : Cette fonction MATLAB, dilate l'image en niveaux de gris, binaire ou binaire compactée IM, renvoyant l'image dilatée, IM2.

```
dilateI= imdilate(BW2,se);
```

Suivie d'un affichage :

```
dilateI= imdilate(BW2,se);  
figure;  
imshow(dilateI)
```

Résultat :

La **figure 4.12** montre que le résultats recueillis, reflètent la réapparition de os dans leur forme initiale.

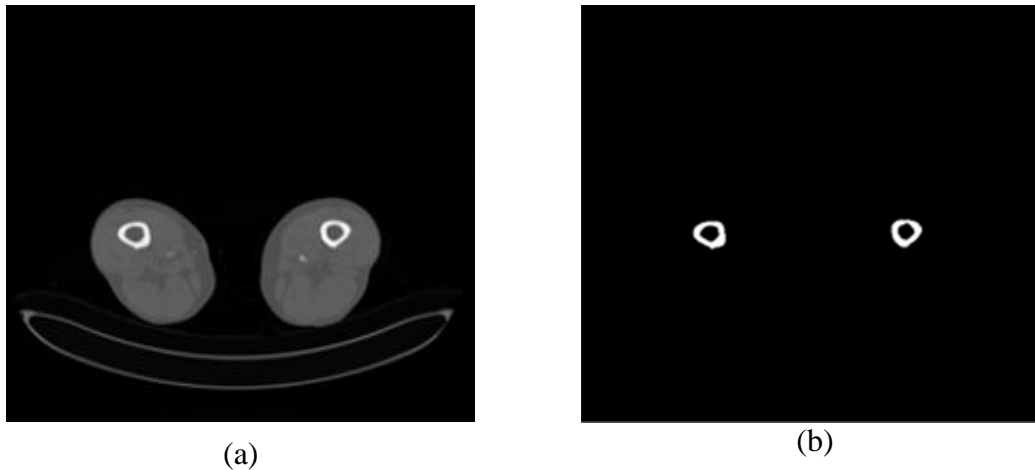


Figure 4.12. L'image érodée après dilatation ; (a) : Image originale ; (b) : Image dilatée.

Interprétation

Le résultat, tel que montré dans la **figure 4.12**, ne couvrant pas totalement les os de l'image initiale, une suite de dilatations s'impose pour ne pas fausser le résultat final.

i. Triple dilatation

Nous voyons clairement, dans le résultat précédent, que les os retrouvent leur forme initiale, de façon fiable, à partir de la première dilatation. Une suite de dilatations semble s'imposer donc, on a choisi alors de faire une triple dilatation, pour être assurés de couvrir complètement les os dans l'image sans toucher les calcifications, pour ne pas que celle-ci soient altérées dans le résultat final.

```

imshow(dilateI)
dilateII=imdilate(dilateI,se);
dilateIII=imdilate(dilateII,se);
dilateIV=imdilate(dilateIII,se);

```

Résultat :

La **figure 4.13**. montre que la dilatation finale des os, est suffisamment importante, pour pouvoir couvrir les os, dans l'image proposée par la méthode FCM, et permettre la soustraction, de ces mêmes os, de cette même image proposée, afin de récupérer les calcifications.

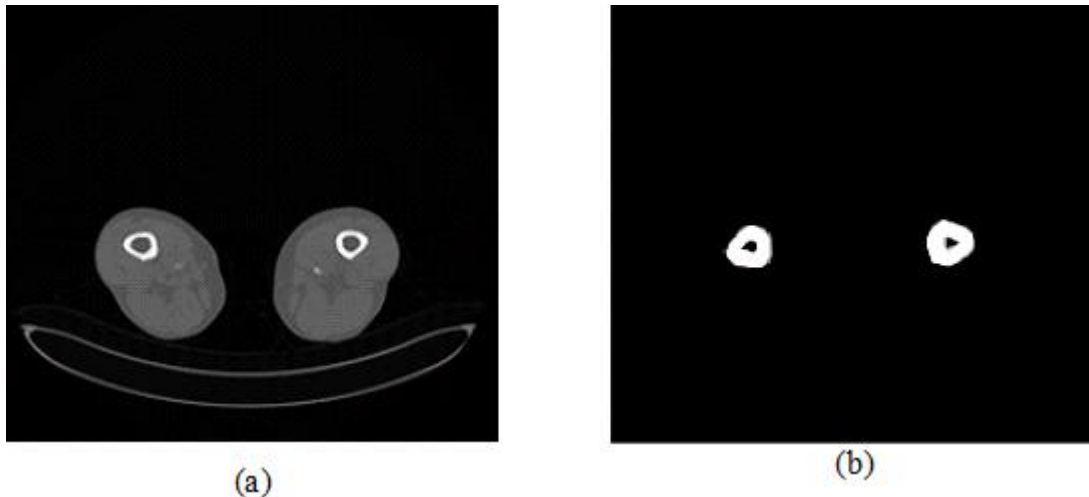


Figure 4.13. *L'image après la fin des dilatations ; (a) : Image originale ; (b) : Image dilatée trois fois.*

Interprétation :

Ces résultats de dilatations successives, rendent possible l'extraction des calcifications seuls. En d'autres termes, c'est la segmentation des calcifications qui semble être possible, segmentation qui une fois binarisée, devrait rendre possible la quantification finale. Nous verrons cela dans la suite de cette étude.

j. Formation de l'image segmentée, après un double seuillage

Pour la formation de l'image finale, obtenue après à un double seuillage, et des dilatations successives, sur l'image à seuil élevé, nous procédons à la soustraction de cette dernière, de l'image à seuil bas, pour enfin obtenir, une image finale, où il n'y a que les calcifications des membres inférieurs, du patient diabétique, qui sont segmentées. Cette opération sera suivie d'un affichage du résultat sur une nouvelle figure.

Remarque :

- L'image a seuil bas est notée BW.
- L'image à seuil haut transformée, est notée dilateIV.

```
Z=BW-dilateIV
figure;
imshow(Z)
```

Pour avoir les idées claires, nous mentionneront le fait que, les images sont traitées, par rapport à leurs niveaux de gris. On cherche à enlever les parties communes, aux deux segmentations, et cela, en considérant que soustraire du blanc, à n'importe quel autre niveau de gris, serait obtenir du noir (**Figure 4.14, Figure 4.15**). Les 2 figures, donnent un aperçu, de la réalisation, de la segmentation des calcifications, des membres inférieurs, grâce aux techniques existantes, dans le domaine du traitement d'images, techniques qui sont, dans ce programme, très utiles en combinaison. Les résultats d'une idée, telle que prendre les connaissances acquises, pour soutenir la méthode FCM, seront évaluées par la suite.

Résultat :

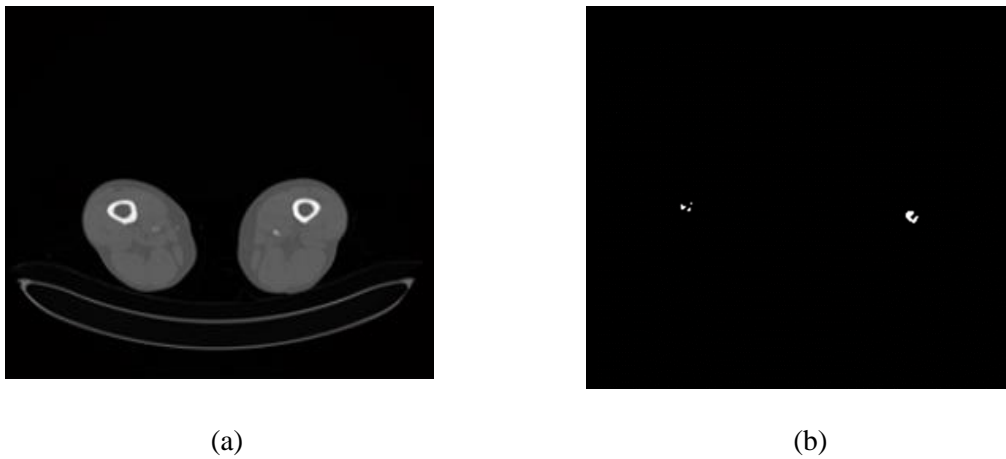


Figure 4.14. Image des calcifications après seuillage ; (a) : Image originale ; (b) : Image segmentée.

L'image finale :



Figure 4.15. Segmentation des calcifications ; (a) : Image originale ; (b) : Image segmentée.

Interprétation :

La **figure 4.14** et la **Figure 4.15** sont les dernières figures, qui nous permettent d'interpréter le résultat obtenu. Elles sont, d'ailleurs aussi, les dernières que nous présentons dans ce chapitre, ce qui nous laisse déduire, qu'à ce niveau du travail, nous arrivons au terme de la programmation, concernant la segmentation. On rappelle que, la segmentation est la partie clé, pour permettre à la médecine, de résoudre des problèmes, liés, aux AOMI, chez les patients diabétiques. Dans notre cas, le problème précis, auquel nous tentons d'apporter des solutions, concerne l'évaluation des calcifications, qui font l'objet de notre étude. Signe de son importance, la segmentation est indispensable pour cette même évaluation, et la précision de la segmentation, reflète aussi la fiabilité d'une suite d'opérations, qui permettent aux médecins, d'avoir un assistance, pour la prise de décision, opérations dont la quantification en fait partie. Les dernières images montrent, des segmentations assez bien délimitées, des calcifications des membres inférieurs. L'évaluation des résultats par des experts sera présentée dans le prochain chapitre. Nous saurons, dès lors, si nous sommes bien parvenus à la résolution de notre problème.

k. La Quantification

Enfin, pour la quantification, nous avons suivi, ce qui était mentionné dans certains ouvrages, comme méthode dans l'utilisation de MATLAB, pour une image segmentée par seuillage, à savoir la fonction `BWarea`.

```
total = bwarea(Z)
```

Résultat :

La quantité des calcifications, en prenant l'exemple de cette image, est, de ce fait :

```
total =  
  
1.3373e+03
```

Soit 1337 unités. On citera que les unités sont celles de la fonction `bwarea` dont la fonction est d'estimer la surface des objets dans l'image binaire BW. Approximativement, le résultat est un scalaire dont la valeur correspond à peu près au nombre total de pixels sur l'image.

Pour avoir la grandeur en mm^2 , nous avons pensé à une règle de trois qui donne la relation suivante :

Un pixel occupe une surface, correspondant à une surface égale à de la distance en millimètres reflétée par une dimension de l'image, divisée par le nombre de pixels parfaitement alignées sur cette même distance. Le tout au carré bien sûr.

Interprétation :

Après essai sur plusieurs images, de cette quantification, nous avons observé, que plus il y'avait de calcifications, plus la quantité exprimée, en unités, était importante, et inversement. La quantification ne serait aussi possible, sans une bonne segmentation des calcifications. Cependant, les portes sont ouvertes pour plusieurs modifications, afin d'exprimer la valeur d'une autre façon, mais il faut noter que les médecins n'ont pas encore une façon de faire le comptage des calcifications, donc c'est un début.

4.4 Évaluation médicale

L'évaluation médicale des résultats, a été faite, avec la contribution, d'éléments du personnel médical, travaillant au CHU de Besançon, pour l'interprétation. Comme cité précédemment, les huit documents DICOM, comportant environ 1200 images, ont été fournis, avec l'aimable assistance de Laurent Comas, ingénieur hospitalier, au pôle imagerie (associé au Nanomedecine Lab, Imagery and Therapeutics).

- Pour avoir un avis médical, plus précis, sur l'utilité des résultats, dans les prises de décisions, nous avons d'abord demandé, au radiologue principal, qui a initié l'aide à l'obtention des images, le Dr Boulahdour, de nous fournir des éclaircissements sur le sujet.
- Pour les informations utiles, qui pourraient manquer, et celles, que l'on peut tirer des résultats de notre travail, le Dr. Boulahdour a précisé, qu'un chirurgien vasculaire, est beaucoup plus, en attente, de la quantification de la calcification.
- Nous lui avons ensuite, présenté le but du programme, c'est-à-dire quantifier les calcifications, après une segmentation correcte et précise. Pour la radiologue, la segmentation était nettement plus importante, car le but de la quantification serait toujours mieux évalué par un chirurgien. En effet la mission d'un radiologue, dans le

domaine, est d'abord de détecter les calcifications, dire si elles sont là, et donner l'information à quelqu'un de spécialisé, dans le traitement, qui suit leur détection.

- Concernant le résultat du programme automatique, et demandant s'il y avait une bonne extraction, ou une bonne segmentation des calcifications, la réponse a vraiment été affirmative. D'ailleurs, l'idée de la difficulté, pour qu'une machine puisse segmenter, une partie précise de l'image médicale, ne semblait pas connue, par notre interlocuteur.
- À la question d'ailleurs, la radiologue a répondu, que l'image finale montre des calcifications, et pour savoir est ce que l'image finale représente une segmentation précise des calcifications, la réponse était un « Oui » clair.
- Nous avons terminé l'échange, par une dernière question, concernant l'aspect de la binarisation. Nous avons voulu connaître une information, qui semble très pertinente, et qui est l'existence d'inconvénients, pour un radiologue, que le résultat puisse montrer toutes les calcifications, avec un niveau de gris uniforme, en blanc. La problématique posée était, que si, dans les images CT originales, certaines parties des calcifications apparaissaient, avec une faible densité, et d'autres avec une forte densité, mais qu'après la segmentation, l'ensemble des calcifications étaient en blanc, est ce qu'il y'avait perte d'information utile, pour un radiologue ?
La réponse finale était : Non, il n'y a pas perte d'information, bien au contraire, car cela met en valeur la calcification, qui est moins riche en calcium.
- Pour un ultime avis médical, nous nous sommes adressés au Dr Benmelha, du même Chu de Besançon, qui est chirurgien vasculaire. La question était de savoir, est-ce-que le taux de calcifications pouvait aider un chirurgien, et quelles étaient les informations utiles à un chirurgien, dans une image des calcifications des membres inférieurs, et plus précisément, la quantification. Le chirurgien a répondu de façon précise, que, même avant l'amputation, il y a la prévention grâce à la quantification. Si c'est très calcifié, explique le chirurgien, il faut éviter que ce soit bouché, ce qui implique des interventions, tels que poser des stents, afin de garantir une circulation sanguine normale à long terme. Oui, plus les calcifications sont importantes, moins la bonne circulation est assurée, sans anomalies. Cependant, il est important de savoir que, le Dr. Benmelha a donné une autre affirmation, qui conforte l'importance de la

segmentation, à savoir que, tant qu'on voit la lumière du vaisseau, on peut être assuré, qu'il y a encore une circulation sanguine active, dans l'artère du patient diabétique.

Discussion

Au terme de cette étude, il est possible de répondre en résumé, à la problématique posée, dans l'introduction, pour conclure ce chapitre. Les calcifications des membres inférieurs, chez les diabétiques, ont de vraies chances d'être quantifiées, grâce au progrès scientifique, de l'heure actuelle. Nous avons vu, qu'un logiciel comme Matlab, peut traiter des images DICOM, et que la représentation de ces dernières, en tant que matrices, permet beaucoup d'opérations, sur ces mêmes données, ce qui laisse le champ ouvert à l'application de nombreuses méthodes de prétraitement, et de traitement d'image, tels que le FCM, dont les propriétés sont extrêmement variables.

Chapitre 5 Présentation de l'interface graphique.

Dans ce dernier chapitre, nous présenterons les résultats, sous forme d'interface graphique GUI, dont l'objectif est de simplifier l'exécution de l'algorithme de segmentation et de quantification des calcifications des membres inférieurs, en permettant à l'utilisateur, d'interagir avec un programme informatique, grâce à différents objets graphiques (boutons, menus, cases à cocher...etc). Des objets qui seront tout simplement actionnés à l'aide de la souris ou du clavier.

5.1 Interface graphique

Les interfaces utilisateurs graphiques (GUI), également appelées applications, permettent de contrôler, par pointer-cliquer, les applications logicielles, éliminant ainsi, le besoin pour les autres, d'apprendre une langue, ou de taper des commandes, pour exécuter l'application. Il est possible, de partager des applications, à la fois, pour une utilisation dans MATLAB, et également, en tant qu'applications de bureau, ou applications web.

On peut choisir, parmi les trois manières suivantes, de créer une application dans MATLAB :

- Convertir un script, en une application simple : choisir cette option, serait nécessaire, lorsqu'on souhaite partager un script, avec des étudiants, ou des collègues, et leur permettre, de modifier des variables, à l'aide de commandes interactives ;
- Créer une application, de manière interactive : cette option est pratique, lorsqu'on souhaite créer une application, plus sophistiquée, à l'aide d'un environnement, de glisser-déposer, pour créer l'interface utilisateur ;
- Créer une application, par programmation : on choisit cette option, lorsqu'on souhaite créer l'interface utilisateur, d'une application, en écrivant, nous même, le code.

Pour faciliter le système d'aide au diagnostic, assisté par ordinateur, nous avons mis en œuvre, une interface graphique, sous le Gui Matlab, afin de segmenter, et de quantifier, les calcifications des membres inférieurs, en un seul clic ; les images utilisées sont des coupes axiales(CT), sous le format DICOM [131].

a. Convertir un script, en une application simple

L'utilité, d'utiliser l'éditeur Live Editor, est la conversion d'un script, en une application simple, dotée de commandes interactives, permettant aux autres, de faire des expérimentations, avec les variables de notre code. L'ajout des curseurs, des champs d'édition, et des boutons, se fait sans écrire de code. Il faut alors spécifier, quelles parties du script, s'exécuteront, lorsqu'une valeur est modifiée, et ensuite, masquer le code, pour créer des applications, et tableaux de bord simples.

Les commandes interactives sont idéales, pour créer une interface simple, avec un script en direct. Si on souhaite concevoir, une interface utilisateur, plus sophistiquée, ou permettant davantage de contrôle, sur le comportement de l'application, on doit envisager de créer une application autonome, à l'aide d'App Designer [132].

b Créer une application, de manière interactive

App Designer est un environnement interactif qui intègre les deux tâches principales de la création d'applications : la présentation des composants visuels et la programmation du comportement de l'application. Il permet de passer rapidement de la conception visuelle dans le canevas au développement de code dans l'éditeur MATLAB.

App Designer est idéal pour concevoir de manière interactive la mise en page et programmer son comportement dans un environnement. On peut aussi programmer nous-même l'intégralité de l'application, y compris l'interface utilisateur [133].

5.2 Notre modèle GUI

Nous nous proposons de voir, où nous mèneraient une utilisation de logiciels, utilisés dans le traitement d'images, afin de segmenter, de façon quasi-automatique, les calcifications des membres inférieurs.

5.2.1 Aperçu du modèle GUI

Nous nous proposerons de choisir une méthode d'étape par étape pour avoir une idée sur la réalisation de l'interface GUI, une interface qui reproduit les résultats de façon claire et

automatique. On commence par le visionnage du lancement rapide tel qu'illustré dans la **figure 5.1** qui donne le premier pas pour le lancement d'une interface graphique en matlab.

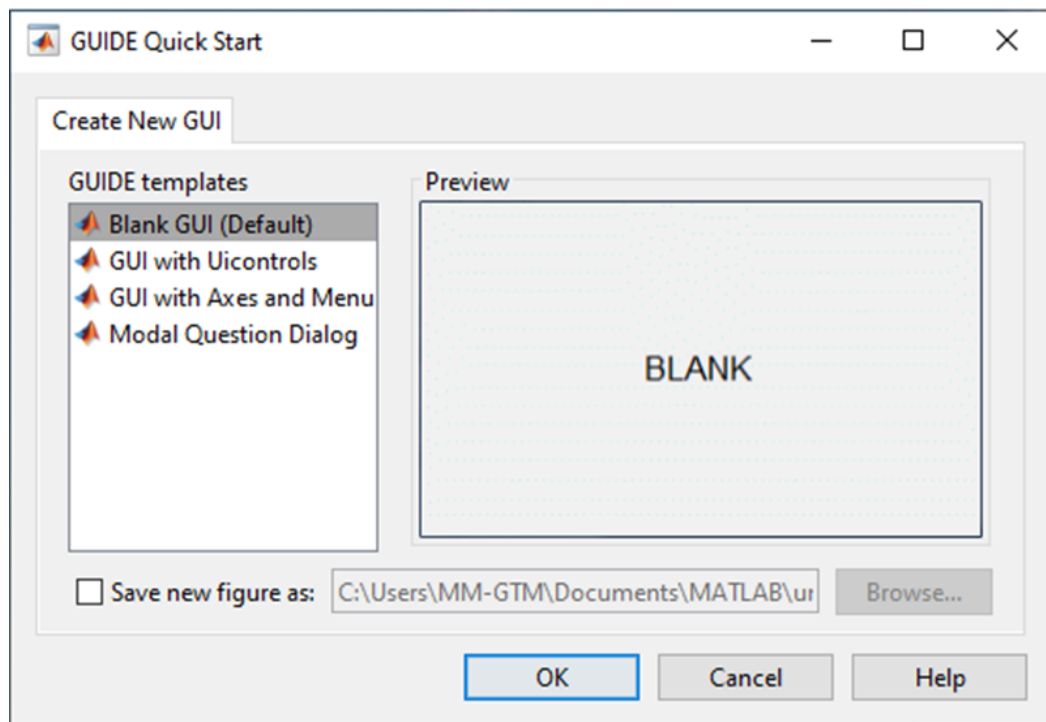


Figure 5.1. Lancement rapide du guide Matlab.

La première interface graphique que nous allons présenter se compose de :

- 4 PUSH BUTTON
- 2 AXES, 2 PANEL
- 2 EDIT TEXT,
- 4 STATIC TEXT (**figure 5.2**).

Cette interface prend en compte, un résultat rapide. Cela dit, le fait qu'elle soit entièrement automatique, est avantageux, mais, il est aussi porteur de difficultés rencontrées, en raison du caractère aléatoire, de la méthode principale utilisée, pour la segmentation, à savoir celle du FCM. Cela est cependant facilement réglable, si on choisit les compromis qu'on accepterait dans l'amélioration des options. Nous pouvons citer : Plus de temps d'affichage des résultats, si on augmente le nombre d'itérations pour une meilleure extraction des

informations, par exemple. Cela dit la simplicité du modèle GUI est assurée, et nous pouvons le déduire dès le visionnage de la conception initiale tel que montré dans la **figure 5.2**.

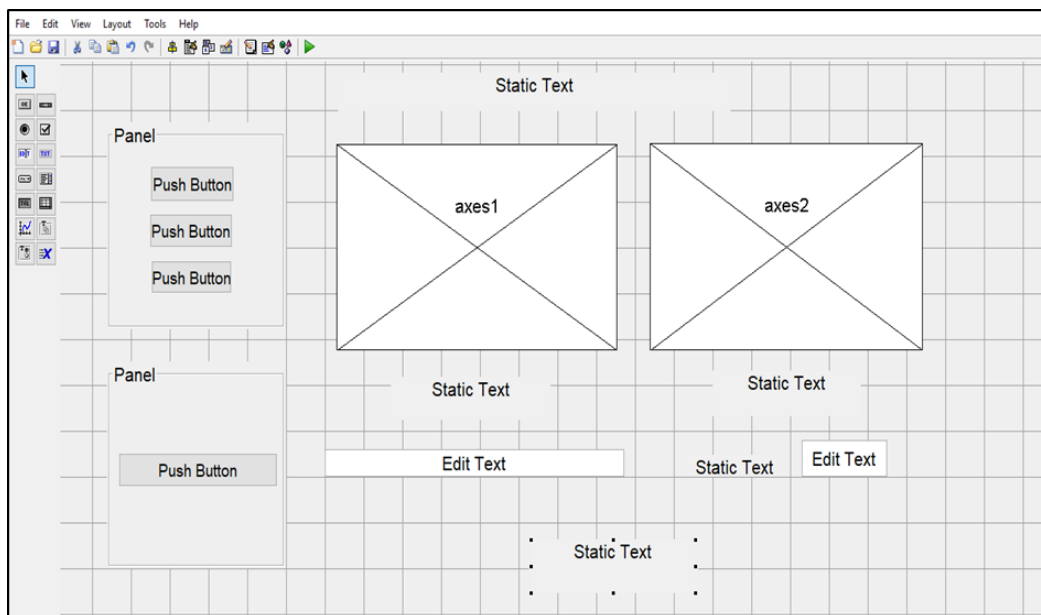


Figure 5.2. Conception initiale.

Notre interface graphique, contient 3 boutons, pour les opérations basiques (**figure 5.3**) :

- Le 1^{er}, permet de lire l'image DICOM originale(Load) ;
- Le 2^{ème}, pour effacer l'image précédente, afin de lire une nouvelle image DICOM(Clear) ;
- Le 3^{ème}, pour quitter l'interface graphique(Exit).

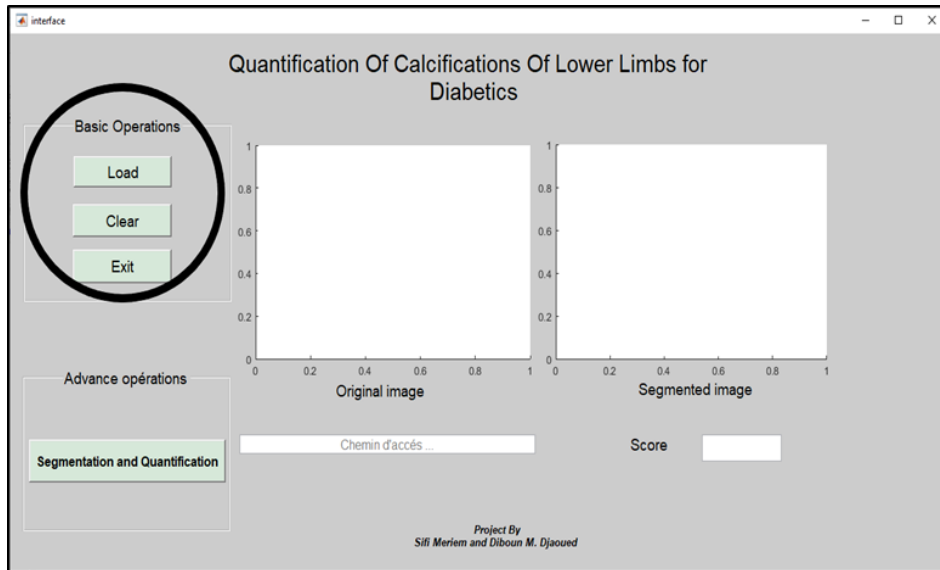


Figure 5.3. Les opérations basiques.

Nous avons observé en **Figure 5.3** dans quelle partie les opérations précédemment cités se trouvent. L'interface comporte 1 bouton, pour les opérations avancées : afin de segmenter les calcifications, avec la méthode complète, et quantifier les calcifications, en même temps, (Segmentation and Quantification) comme présenté en **figure 5.4**.

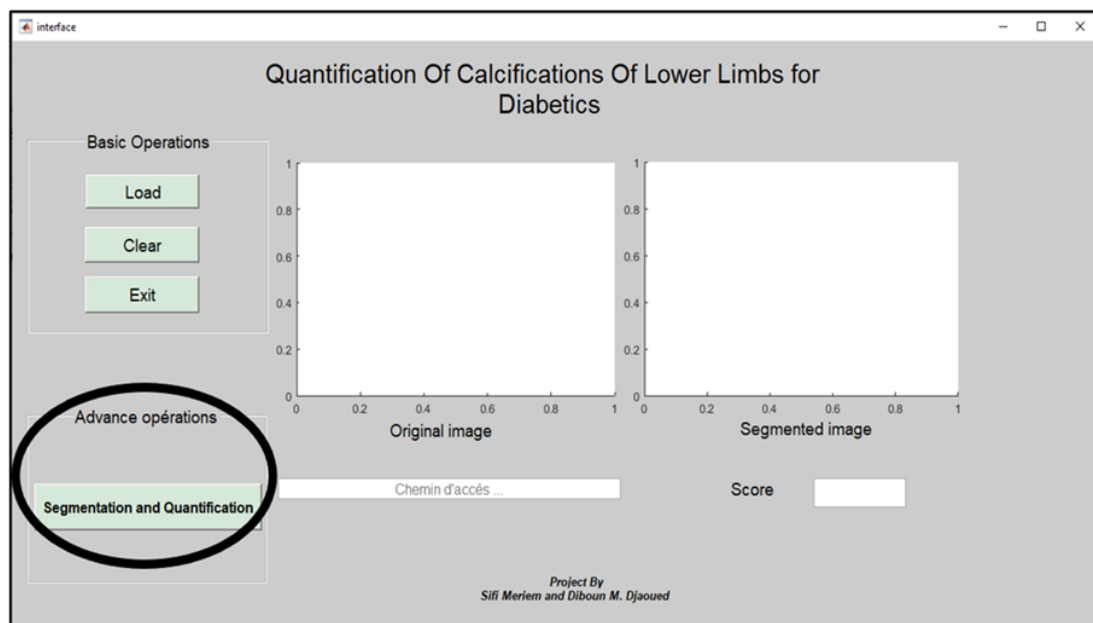


Figure 5.4. Les opérations avancées.

Elle contient 2 axes : Le 1^{er}, pour afficher l'image originale ; Le 2^{ème}, affiche l'image segmentée, tel que dans la **figure 5.5**.

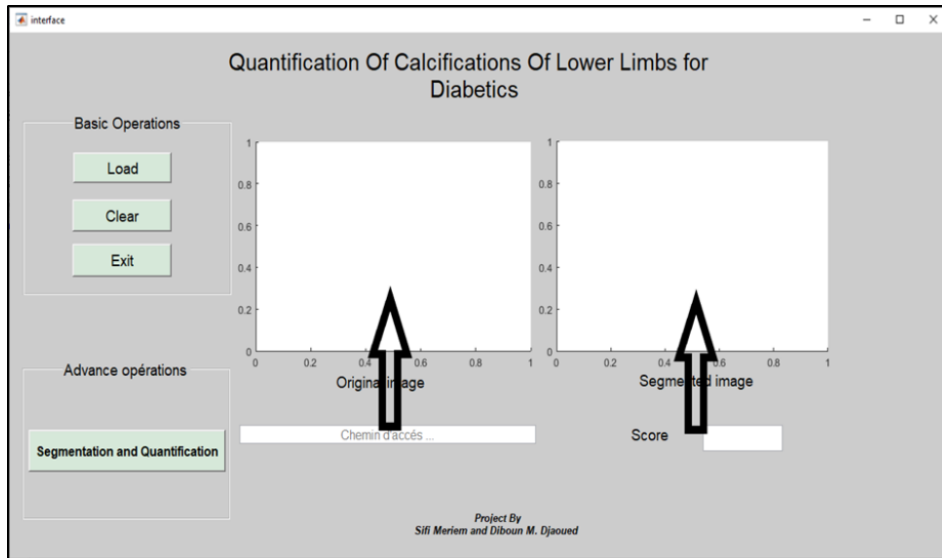


Figure 5.5. Axes d’affichage.

De même qu’elle contient 2 cases : la 1^{ère}, affiche le chemin d’accès de l’image originale ; la 2^{ème} case, affiche le score des calcifications. Ces cases sont entourées en noir en **figure 5.6**.

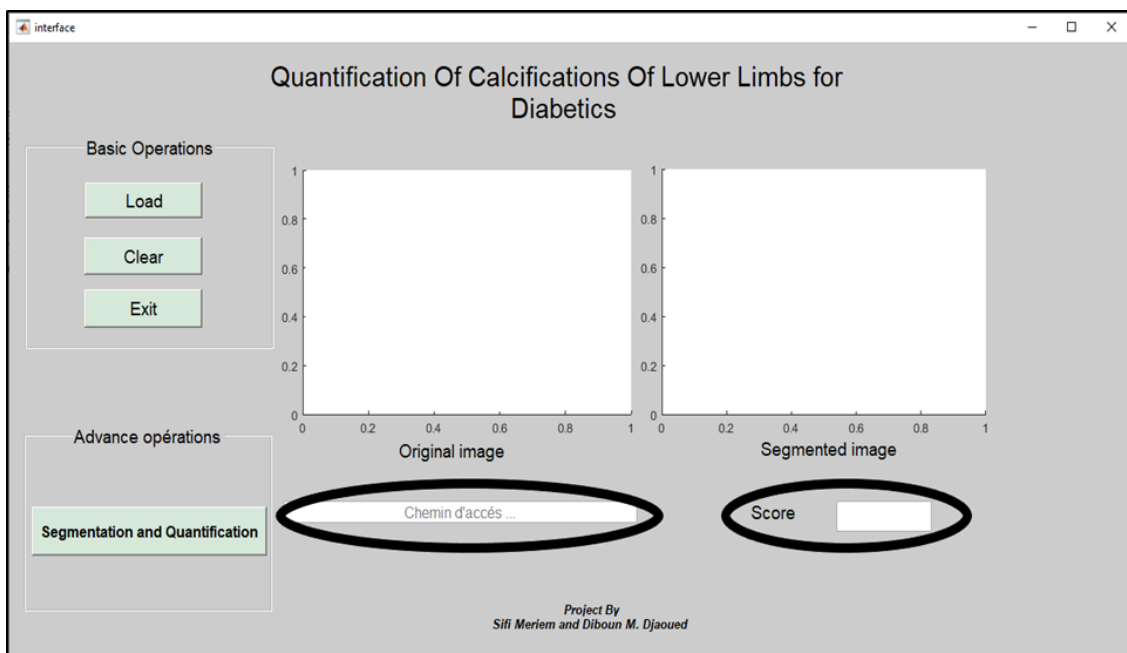


Figure 5.6. Les cases d’affichage.

Pour poursuivre nos étapes, nous commençons à exploiter l’interface, et c’est d’abord en chargeant une image DICOM, que l’utilisateur doit commencer comme montré en **figure 5.7**, qui donne le résultat du chargement de l’image que l’on désire segmenter.

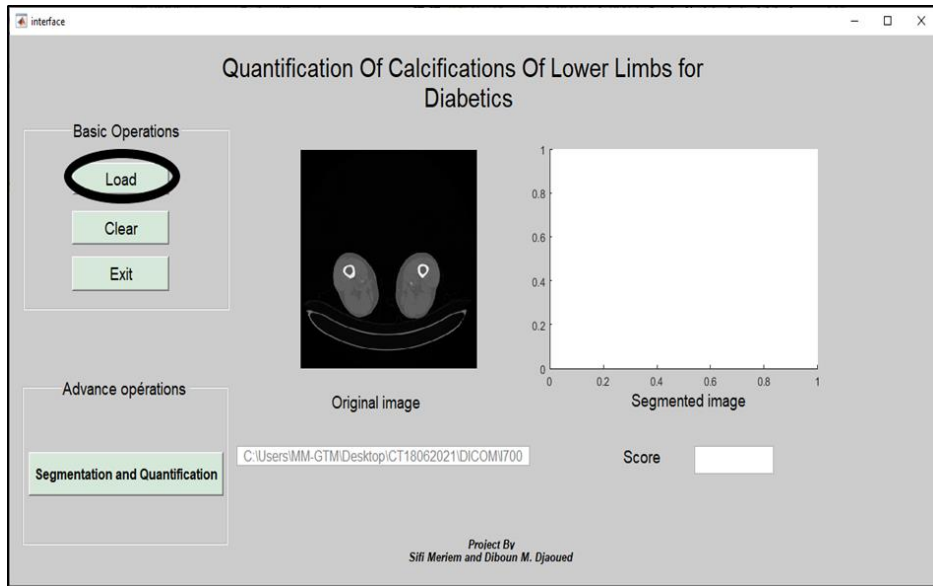


Figure 5.7. Lire l'image DICOM à segmenter.

Une fois que l'image à segmenter est chargée, l'exécution de sa segmentation et de sa quantification peuvent être faites.

On segmente et quantifie directement les calcifications en un clic, grâce à l'opération Segmentation and Quantification visible en **figure 5.8**.

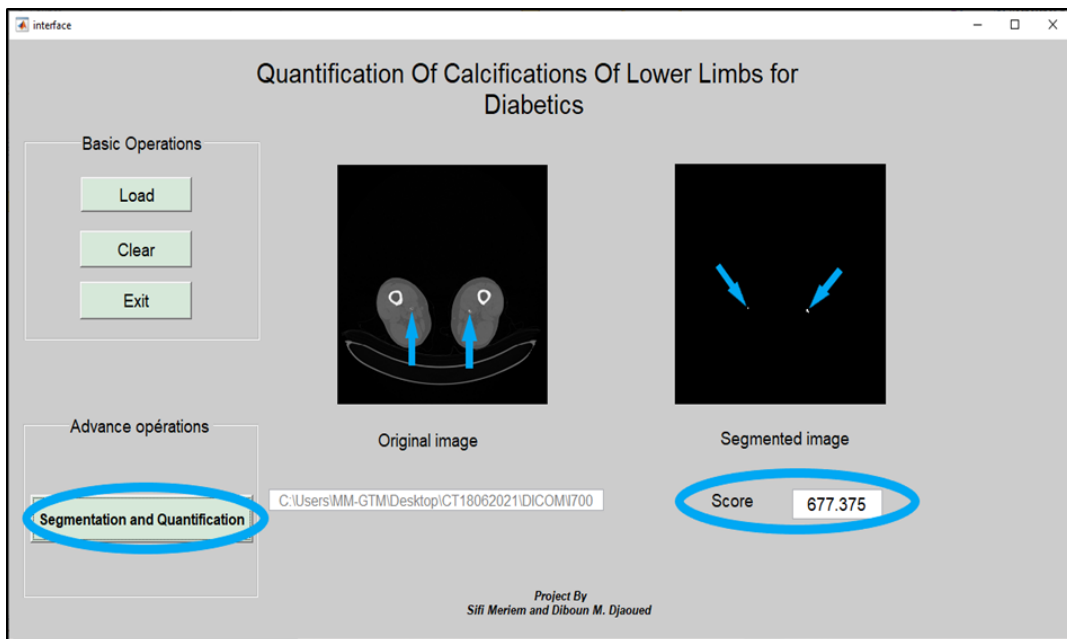


Figure 5.8. Segmentation et quantification des calcifications.

La figure précédente (5.8), représente le résultat de la segmentation, avec la méthode complète (FCM améliorée), des calcifications des membres inférieurs, appliquée sur une

coupe axiale. Le résultat de la segmentation, s'affiche sur l'axe « Segmented image », de l'interface graphique, et celle de la quantification, s'affiche sur la case « Score ». La question qui se pose maintenant est : Quels sont les inconvénients d'une telle simplicité dans l'utilisation de l'application ?

5.2.2 Inconvénients du modèle GUI

Le modèle GUI présenté, est un modèle en une étape, mais il ne garantit pas toujours des résultats parfaits. Son inconvénient, est qu'il ne prend pas en compte, que la méthode FCM, dans sa classification, n'est pas idéale, en raison du facteur aléatoire de celle-ci. Bien que des progrès soient faits, avec une amélioration de la fonction FCM [203], par résolution du problème posé, par l'application aux images d'une fonction FCM simple, les différentes images DICOM ne peuvent être toutes identiques, et c'est la raison même de leur intérêt [134]. La méthode FCM simple, nous permet d'obtenir la segmentation des 8 classes, mais, ces classes apparaissent, à chaque exécution de l'algorithme, dans un ordre différent, donc dans des figures différentes, étant donné que, les centres de classes sont initialisés aléatoirement. Par conséquent, cela rendrait les prochaines étapes quasi impossibles. Mais ce problème une fois résolu a laissé place à des possibilités infinies d'amélioration et ce notamment pour plus de précision dans le traitement d'image [135]. Une prise en compte que, la fonction FCM, dans sa nature, s'attend toujours à recevoir une image, qui ne ressemble pas à une autre, dans l'initialisation de son application, est nécessaire. Cependant une idée a été pensée pour remédier aux imperfections du FCM et c'est une assistance humaine dans une modification des paramètres selon les préférences, telles que celles concernant le temps, l'optimisation du résultat de l'extraction ou encore l'ajout de classes au FCM. Cette même modification de classes, permet quant à elle, d'avoir du choix dans la sélection de l'image à exploiter pour de prochains résultats. Pour nos paramètres, la **figure 5.9** permet de dire à vue d'œil d'abord si les calcifications ont bien été extraites, cependant l'avis médical est nécessaire.

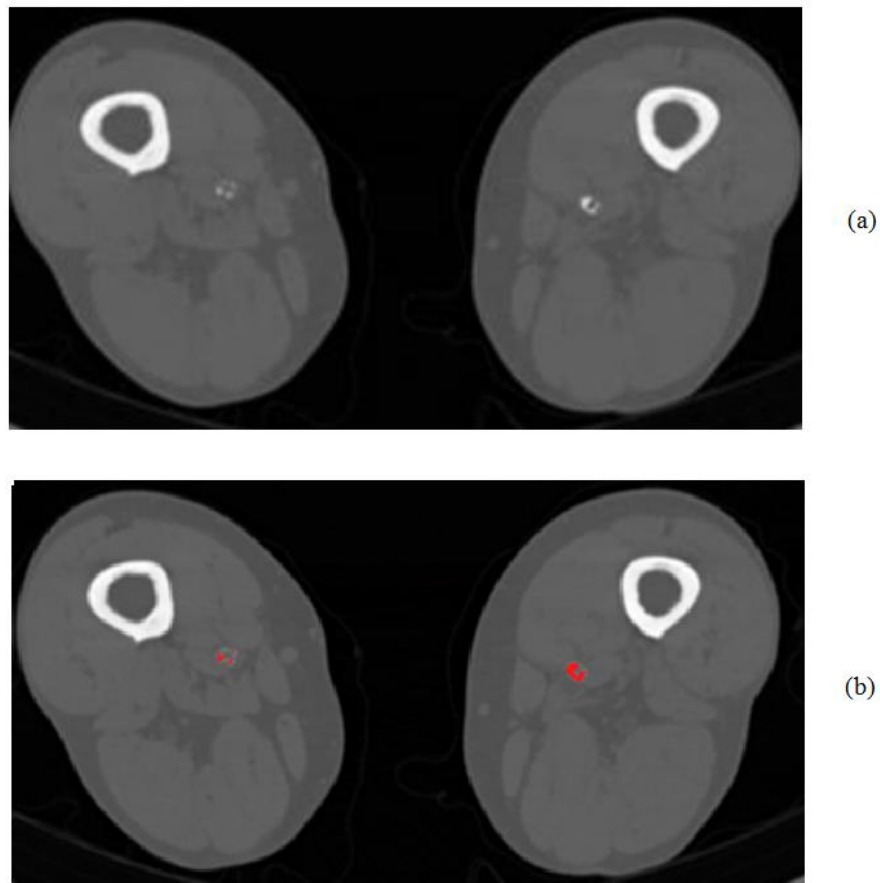


Figure 5.9. Les parties de l'image originale qui sont segmentées en rouge : (a) l'image originale, (b) les zones que couvrent les parties segmentées par rapport à l'image originale.

Discussion

L'interface graphique, que nous avons proposée, est dédiée à l'utilisation médicale, donc elle ne traite que les images DICOM, et elle ne contient, que des boutons simples à utiliser, et elle ne nécessite, de l'utilisateur, de l'équipe médicale, aucune connaissance, en traitement d'image. La méthode de segmentation FCM amélioré, prend plus de temps, que les autres méthodes de segmentation, mais, ses résultats sont meilleurs, et plus précis, avec toujours, une porte ouverte, dans l'option de la modification des paramètres du FCM, selon les préférences, dans le cadre de l'optimisation. Les paramètres choisis sont : 100 itérations pour ne pas être contraints de prendre plus de 3 minutes dans l'exécution (un article citait 3 minutes comme un temps optimal [90]) ; un nombre de classe de 8 pour les raisons citées dans le chapitre 4. En effet, après avoir fait l'essai de 6 classes, ce n'est que l'utilisation de 8 classes qui nous donnait des résultats prometteurs ; et le choix d'une condition d'arrêt conforme à celle de la fonction FCM simple

qui ne posait pas de problèmes durant les exécutions. Une modification des paramètres doit prendre compte des compromis qu'elle implique, tel que celui du temps avec la précision de la segmentation des calcifications. Pour terminer, nous citerons bien une citation célèbre, sur les compromis d'Eric Scarazzinni, qui dit : « La vie est faite de compromis, mais les compromis ne doivent pas altérer nos valeurs ».

Conclusion générale

Les calcifications des membres inférieurs est l'une des complications, les plus graves, observées, chez les patients diabétiques. Elle conduit à un risque excessif de décès, de maladies cardiovasculaires, et de perte d'un membre, ce qui la rend responsable d'handicaps. La proposition d'une évaluation des calcifications, grâce à un logiciel, utilisable en imagerie médicale, a semblé très attrayante et convenable, par son potentiel très prometteur. La présente étude a donc eu pour but, de vérifier l'hypothèse, selon laquelle, on peut quantifier les calcifications des membres inférieurs de sujets diabétiques, par un logiciel informatique en se basant sur nos connaissances acquises en traitement d'images. Les résultats obtenus, expriment une réponse favorable à la possibilité de faire la segmentation, et donc la quantification visée. Avec de sérieuses évaluations médicales, pour savoir s'il y avait une bonne extraction, ou une bonne segmentation des calcifications, la réponse des médecins et radiologues a vraiment été affirmative, et pour savoir est ce que l'image finale représente une segmentation précise des calcifications, la réponse était un « Oui » clair. Les médecins spécialistes ont même souligné que dans les résultats il n'y a pas pertes d'informations, et que les résultats de la segmentation mettaient en valeur les calcifications, qui sont moins riches en calcium, donc moins visibles sur les coupes Tomodensitométriques CT. Reste que, la porte est ouverte à plus d'améliorations. On peut, par exemple choisir plusieurs classes et limiter le nombre d'itérations ce qui nous donnerait des résultats satisfaisants dans la segmentation des images médicales. Cela dit, il reste le compromis temps et précision qui demeure présent, car il a fallu dans les environs d'une minute pour la segmentation en question dans ce travail afin qu'on puisse avoir des données fiables pour la quantification. Il serait intéressant de développer d'autres méthodes de segmentation dans ce domaine jusque-là peu exploré, celui des calcifications vasculaires des membres inférieurs chez les diabétiques. Les idées de perspectives sont de rajouter des étapes, en faisant plusieurs segmentations, pour chaque niveau de gris, comme pour une nouvelle forme de score d'Agatston, ou encore de donner accès à une entrée dans l'interface pour le choix du nombre de classes, et des paramètres que comporte la méthode FCM.

(I) : Versants de circulation de retour.

(II) : Les 2 groupes de branches de l'artère iliaque interne (hypogastrique).

(I) : Versants de circulation de retour :

- Le réseau veineux
- Le réseau lymphatique

(II) : Les 2 groupes de branches de l'artère iliaque interne (hypogastrique) :

- Groupe médial viscéral : se distribue aux organes du bassin. (Voies de dérivations transversales).
- Groupe latéral pariétal : (artères obturatrice, artères Glutéale crâniale, Glutéale caudale) se distribuant aux muscles de la hanche et de la cuisse. S'anastomosent avec les artères lombaires.

Bibliographie

- [1] Laboratoire d'Anatomie de la faculté de Médecine de Toulouse, 'Vaisseaux du membre pelvien', 2019, 'http://www.anat-jg.com/Membre_pelvien/vxmi/vxmi%20cadre.html?fbclid=IwAR17u-QvdQFh6KL__2nWoR57gG4bx2JwBMY7SpDJOJqS5b_wD8GjVBQcaiE', (Consulté le 13/08/2021).
- [2] Anat-jg, 'Aorte', 2012, '<http://www.anat-jg.com/mysite/fiches/fichaorte.html>', (Consulté le 30/10/2021)
- [3] Ebiologie, 'Arteresfemorale', 2020, '<https://www.ebiologie.fr/cours/s/231/l-artere-femorale>', (Consulté le 30/10/2021).
- [4] Imaios, 'Artère poplitée', 2012, '<https://www.imaios.com/fr/e-Anatomy/Structures-anatomiques/Artere-poplitee>', (Consulté le 30/10/2021).
- [5] Ebiologie, 'Arteres femorale', 2020, '<https://www.ebiologie.fr/cours/s/233/les-arteres-du-pied>', (Consulté le 30/10/2021).
- [6] doctissimo, 'Atlas du corps humain : veines du pied', 2015, '<https://www.doctissimo.fr/html/sante/atlas/fiches-corps-humain/gaines-tendineuses-pieds-02.htm>', (Consulté le 31/10/2021).
- [7] K.G. Seshadri, P.K. Kumar, S.R.Aravind : 'Clinician's Handbook of Diabetes', 'Macmillan Medical Communications, 2015.
- [8] Voir son Diabète, Transformation du glucose - Homéostasie glucidique, 2016, '<http://diabete-type2-cgm.blogspot.com/2016/02/transformation-du-glucose-homeostasie.html>', (Consulté le 23/04/2021).
- [9] SlidePlayer, Journées des Lille avril, 2012, '<https://slideplayer.fr/slide/2447829/>', (Consulté le 23/03/2016).

- [10] C. Gagnon, MC Chouinard, S. Jean et al. : 'Guide d'Utilisation L'OGIS-DM1', GRIMN, 2009.
- [11] Le Figaro, 'Diabète Comment cela se passe t'il ? ', 2015
'<https://sante.lefigaro.fr/sante/maladie/diabete-type-2/quest-ce-que-cest-0>', (Consulté le 03/08/2021).
- [12] D. Florence : 'Le Diabète', CHR Haute Senne, 2013.
- [13] K. Moore : 'Calcification', 2018, '<https://www.healthline.com/health/calcification>', (Consulté le 14/02/2021).
- [14] UMVF, 'Lésions Élémentaires Des Cellules, Tissus et Organes', 2012, 'http://campus.cerimes.fr/anatomie-pathologique/enseignement/anapath_2/site/html/3_32_1.html', (Consulté le 13/02/2021).
- [15] L. Niskanen, O. Siitonen, M. Suhonen et al. : 'Medial Artery Calcification Predicts Cardiovascular Mortality in Patients with NIDDM', Diabetes Care, 1994.
- [16] O. Bourron, C. Aubert, S. Liabeuf et al. : 'Below-Knee Arterial Calcification in Type 2 Diabetes', Clin Endocrinol Metab, 2014.
- [17] J. Moon, V. Clark, J. Beabout, et al. : 'A Controlled Study of Medial Arterial Calcification of Legs', Arch Neurol, 2011.
- [18] O. Bourron : 'Artérite Calcifiante des Membres Inférieurs : Une Complication du Diabète à Prendre au Sérieux', 2018, '<https://www.edimark.fr/correspondances-mhdn/arterite-calcifiante-membres-inferieurs-complication-diabete-a-prendre-serieux#:~:text=Dossier-,Art%C3%A9rite%20calcifiante%20des%20membres%20inf%C3%A9rieurs%20%3A%20une%20complication,diab%C3%A8te%20%C3%A0%20prendre%20au%20s%C3%A9rieux&text=La%20calcification%20de%20la%20m%C3%A9dia,bien%20que%20fr%C3%A9quente%2C%20du%20diab%C3%A8te.>', (Consulté le 11/02/2021).
- [19] J. Qiao, R. Mertens, M. Fishbein, et al. : 'Cartilaginous Metaplasia in Calcified Diabetic Peripheral Vascular Disease', Hum Pathol, 2003.

- [20] C. Shanahan, N. Cary, J. Salisbury et al. : 'Medial Localization of Mineralization-Regulating Proteins in Association with Mönckeberg's Sclerosis', *Circulation*, 1999.
- [21] J. Leopold : 'Vascular Calcification : Mechanisms of Vascular Smooth Muscle Cell Calcification', *Trends Cardiovasc Med*, 2015.
- [22] C. Ho et C. Shanahan : 'Medial Arterial Calcification : An Overlooked Player in Peripheral Arterial Disease', *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 2016.
- [21] K. Moore : 'Calcification', 2018, '<https://www.healthline.com/health/calcification>', (Consulté le 14/02/2021).
- [23] J.M. Tobis, J. Mallery, K. Lehmann et al. : 'Intravascular Ultrasound Imaging of Human Coronary Arteries in Vivo: Analysis of Tissue Characterizations With Comparison to in Vitro Histological Specimens', *Circulation*, 1991.
- [24] A. Mary, A. Hartemann, M. Brazier et al. : 'Higher Parathyroid Hormone Levels are Associated with Increased Below-The-Knee Arterial Calcification in Type 2 Diabetes', *Diabetes Metab*, 2017.
- [25] A. Grimaldi, A. Heurtier et al. : 'Epidemiology Of Cardio-Vascular Complications of Diabetes', *Diabetes Metab*, 1999.
- [26] S. Kumar et al. : 'The Prevalence of Foot Ulceration and its Correlates in Type 2 Diabetic Patients: A population-Based Study', *Diabet Med*, 1994.
- [27] A.I. Adler et al. : 'UKPDS 59: Hyperglycemia and Other Potentially Modifiable Risk Factors for Peripheral Vascular Disease in Type 2 Diabetes', *Diabetes Care*, 2002.
- [28] A. O'Hare, K. Johansen. : 'Lower-Extremity Peripheral Arterial Disease Among Patients with End-Stage Renal Disease', *J Am Soc Nephrol*, 2001.
- [29] P.P. Singh et al. : 'The Prevalence and Predictors of an Abnormal Ankle-Brachial Index in the Bypass Angioplasty Revascularization Investigation 2 Diabetes (BARI 2D) trial', *Diabetes Care*, 2011.
- [30] A. Grimaldi : 'Vascular Lesions in Diabetics', *J Mal Vasc*, 2002.

- [31] G.S. Soor et al. : 'Peripheral Vascular Disease: Who Gets it and Why? A Histomorphological Analysis of 261 Arterial Segments from 58 Cases', Pathology, 2008.
- [32] S. Fosse et al. : 'Incidence and Characteristics of Lower Limb Amputations in People with Diabetes', Diabet Med, 2009.
- [33] N.C. Schaper et al. : 'Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Disease in Diabetic Patients with a Foot Ulcer: A Progress Report of the International Working Group on the Diabetic Foot', Diabetes Metab Res Rev, 2012.
- [34] C. Grataloup-Oriez: 'Principes et techniques de l'échographie-doppler', Naxos Biomedicale,2013.
- [35] Rome pratique, 'Angiologie phlebologie', 2019,
'<https://www.romepratique.com/angiologie-phlebologie/>', (Consulté le 25/04/2021).1
- [36] S.Kownator: 'Artériopathie des Membres Inférieurs, Réalités cardiologiques, 2012.
- [37] TDR Palettes, 'Pourquoi passer un angioscanner?', 2021, '<http://www.tdr-palettes.fr/pourquoi-passer-un-angioscanner/>', (Consulté le 25/04/2021).
- [38] F Lefèvre, H Gaucher, L Debelle et al. : 'Angio IRM des Membres inférieurs par Suivi d'Embole Sans Soustraction: Note Technique', Editions françaises de radiologie, 1999.
- [39] O. Bourron : 'L' Artérite des Membres Inférieurs dans le Diabète',Réalités Cardiologiques, 2013.
- [40] N.C. Schaper et al. : 'Diagnosis and Treatment of Peripheral Arterial Disease in Diabetic Patients with a Foot Ulcer: A Progress Report of the International Working Group on the Diabetic Foot', Diabetes Metab Res Rev, 2012.
- [41] Top Views, Angiogram, 2020, '<https://two-views.com/angiogram/risks.html>', (Consulté le 26/04/2021).
- [42] R. Barry, C. Pienaar, C.J. Nel et al. : 'Accuracy of B-Mode Ultrasonography in Detecting Carotid Plaque Hemorrhage and Ulceration', Ann Vasc Surg, 1990.

- [43] P.J. Schreiner, G. Heiss, H. Tyroler et al.: 'Race and Gender Differences in the Association of Lp(a) with Carotid Artery Wall Thickness', 'The Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study, *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 16:471– 478, 1996.
- [44] E. Groot, J.W. Jukema, A.H. Zwinderman et al.: 'B-Mode Ultrasound Assessment of Pravastatin Treatment Effect on Carotid and Femoral Artery Walls and its Correlations with Coronary Arteriographic Findings', *J Am Coll Cardiol*, 1998.
- [45] L.E. Wagenknecht, C.D. Langefeld, W. Riley et al.: 'Race-Specific Relationships Between Coronary and Carotid Artery Calcification and Carotid Intimal Medial Thickness', *Stroke*, 2004.
- [46] S.M. Herrmann, C. Whatling, E. Brand et al. : 'Polymorphisms of the Human Matrix Gla Protein (MGP) Gene, Vascular Calcification, Myocardial Infarction', *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 2000.
- [47] L.R. Guterman, J.D. Flaherty, L.N. Hopkins et al. : 'Depiction of Carotid Plaque Ulceration and Other Plaque-Related Disorders by Intra Vascular Sonography: A Flow Chamber Study', *Am J Neuroradiol*, 1996.
- [48] A. Maehara et P.J. Fitzgerald : 'Coronary Calcification: Assessment by Intra Vascular Ultrasound Imaging', *Z Kardiol*, 2000.
- [49] J.M. Tobis, J. Mallery, K. Lehmann et al. : 'Intravascular Ultrasound Imaging of Human Coronary Arteries in Vivo: Analysis of Tissue Characterizations With Comparison to in Vitro Histological Specimens', *Circulation*, 1991.
- [50] E.J. Gussenhoven, C.E. Essed, P. Frietman et al. : 'Intravascular Ultrasonic Imaging: Histologic and Echographic Correlation', *Eur J Vasc Surg*, 1989.
- [51] G. Chiesa, L. Vignati, M. Marchesi et al. : 'Development of A Lipid-Rich, Soft Plaque in Rabbits, Monitored by Histology and Intravascular Ultrasound', *Atherosclerosis*, 2001.
- [52] N.D. Palmer, D. Northridge, A. Lessells et al. : 'In Vitro Analysis of Coronary Atheromatous Lesions by Intravascular Ultrasound: Reproducibility and Histological Correlation of Lesion Morphology', *Eur Heart J*, 1999.

- [53] J.A. Beckman, S. Kinlay, M.A. Creager et al. : 'Relationship of Clinical Presentation and Calcification of Culprit Coronary Artery Stenoses', *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 2001.
- [54] N.J. Weissman, F.O. Mendelsohn, W.D. Anderson et al. : 'Intravascular Ultrasonic Analysis of Plaque Characteristics Associated with Coronary Artery Remodeling', *Am J Cardiol*, 1999.
- [55] R. Kornowski : 'Impact of Smoking on Coronary Atherosclerosis and Remodeling as Determined by Intravascular Ultrasonic Imaging', *Am J Cardiol*, 1999.
- [56] D.S. Scott, U.K. Arora, N.J. Weissman et al. : 'Pathologic Validation of A New Method to Quantify Coronary Calcific Deposits in Vivo Using Intravascular Ultrasound', *Am J Cardiol*, 2000.
- [57] M.P. Urbani, G. Pelosi, G. Parenti et al. : 'In Vivo Radiofrequency-Based Ultrasonic Tissue Characterization of the Atherosclerotic Plaque', *Stroke*, 1993.
- [58] M. Kawasaki, H. Fujiwara, T. Noda et al. : 'Noninvasive Quantitative Tissue Characterization and Two-Dimensional Color-Coded Map of Human Atherosclerotic Lesions Using Ultrasound Integrated Backscatter: Comparison Between Histology and Integrated Backscatter Images', *J Am Coll Cardiol*, 2001.
- [59] K. Sano, H. Takatsu, G. Takemura et al. : 'In Vivo Quantitative Tissue Characterization of Human Coronary Arterial Plaques by use of Integrated Backscatter Intravascular Ultrasound and Comparison with Angioscopic Findings', *Circulation*, 2002.
- [60] T. Brandt, R. Winter, S. Wildermuth et al. : 'CT Angiography and Doppler Sonography for Emergency Assessment in Acute Basilar Artery Ischemia', *Stroke*, 1999.
- [61] G.M. London, A.P. Guerin, S.J. Marchais et al. : 'Arterial Media Calcification In End-Stage Renal Disease: Impact on All-Cause and Cardiovascular Mortality', *Nephrol Dial Transplant*, 2003.
- [62] S.S. Pai et R.O. Bude : 'Sonographic Appearance of Extensive Hepatic Arterial Calcification Mimicking Pneumobilia', *J Clin Ultrasound*, 2002.

- [63] J. Whitehall, M. Smith, L. Altamirano et al. : 'Idiopathic Infantile Arterial Calcification: Sonographic Findings', *J Clin Ultrasound*, 2003.
- [64] S.E. Clarke, R.R. Hammond, J.R. Mitchell et al. : 'Quantitative Assessment of Carotid Plaque Composition Using Multicontrast MRI and Registered Histology', *Magn Reson Med*, 2003.
- [65] USA Philips, Intravascular ultrasound IVUS, 2021, '<https://www.usa.philips.com/healthcare/education-resources/technologies/igt/intravascular-ultrasound-ivus>', (Consulté le 26/04/2021).
- [66] L.M. Reilly, J.H. Rapp, P.C. Ursell et al. : 'Structure of Plaque at Carotid Bifurcation: High-Resolution MRI with Histological Correlation', *Stroke*, 2001.
- [67] M. Levin, J.T. Fallon, M. Harrington et al. : 'The Diagnostic Accuracy of Ex-Vivo MRI for Human Atherosclerotic Plaque Characterization', *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 1999.
- [68] J. Morrisett, J. Schwartz, G. Lawrie et al. : 'Discrimination of Components in Atherosclerotic Plaques from Human Carotid Endarterectomy Specimens by Magnetic Resonance Imaging Ex-Vivo', *Magn Reson Imaging*, 2003.
- [69] G.J. Adams, C.B. Bordelon, G.W. Vick et al. : 'Bilateral Symmetry of Human Carotid Artery Atherosclerosis', *Stroke*, 2002.
- [70] V. Fuster, J.G. Aguinaldo, D. Samber et al. : 'Quantification of Human Atherosclerotic Plaques Using Spatially Enhanced Cluster Analysis of Multicontrast-Weighted Magnetic Resonance Images', *Magn Reson Med*, 2004.
- [71] Research Gate, Patient Characteristics radiation Doses and Reconstruction Times, 2020, 'https://www.researchgate.net/figure/Patient-Characteristics-Radiation-Doses-and-Reconstruction-Times_tbl2_334170132', (Consulté le 26/04/2021).
- [72] C.E. Brown, J.R. Allaway, K.L. Brown et al. : 'Noninvasive Evaluation of Mineral Content of Bone Without use of Ionizing Radiation', *Clin Chem*, 1997.
- [73] M.F. Hsieh, L.H. Perng, T.S. Chin et al. : 'Phase Purity of Sol-Gel-Derived Hydroxyapatite Ceramic', *Biomaterials*, 2001.

- [74] J.A. Hamilton, J.D. Morrisett, G.M. Lawrie et al. : 'Identification of Different Lipid Phases and Calcium Phosphate Deposits in Human Carotid Artery Plaques by MAS NMR Spectroscopy', *Magn Reson Med*, 1998.
- [75] W. Guo, M.E. DeBaakey, Lawrie GM et al. : 'Quantification in Situ of Crystalline Cholesterol and Calcium Phosphate Hydroxy Apatite in Human Atherosclerotic Plaques by Solid-State Magic Angle Spinning NMR', *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 2000.
- [76] S. Piccinelli et G. Tasca : 'Advances in Quantitative Imaging of Genetic and Acquired Myopathies: Clinical Applications and Perspectives', *Frontiers in Neurology*, 2019.
- [77] R. Vliegenthart, A. Hofman, J.C. Witteman et al. : 'Coronary Calcification at Electron-Beam CT: Effect of Section Thickness on Calcium Scoring in Vitro and In Vivo', *Radiology*, 2003.
- [78] C.R. Walsh, M.G. Larson, C.J. O'Donnell et al. : 'Association of Aortic Valve Calcium Detected by Electron Beam Computed Tomography with Echocardiographic Aortic Valve Disease and With Calcium Deposits in the Coronary Arteries and Thoracic Aorta', *Am J Cardiol*, 2004.
- [79] M.C. Aubry, S.T. Turner, C. Scott et al. : 'Evaluation and Clinical Implications of Aortic Valve Calcification Measured by Electron-Beam Computed Tomography', *Circulation*, 2004.
- [80] C. Pirich, A. Leber, M. Schwaiger et al. : 'Relation of Coronary Vasoreactivity and Coronary Calcification in Asymptomatic Subjects With a Family History of Premature Coronary Artery Disease', *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 2004.
- [81] S. Achenbach, D. Ropers, B. MacNeill et al. : 'Assessment of Coronary Remodeling in Stenotic and Nonstenotic Coronary Atherosclerotic Lesions by Multidetector Spiral Computed Tomography', *J Am Coll Cardiol*, 2004.
- [82] T.J. Brady, K. Anders, U. Baum et al. : 'Clinical Results of Minimally Invasive Coronary Angiography Using Computed Tomography', *Cardiol Clin*, 2003.

- [83] S. Schroeder, A. Kuettner, M. Heuschmidt et al. : 'Noninvasive Evaluation of the Prevalence of Noncalcified Atherosclerotic Plaques by Multi-Slice Detector Computed Tomography: Results of a Pilot Study', *Int J Cardiol*, 2003.
- [84] F. Ziegler, G. Steinbeck, O. Muehling et al. : 'Composition of Coronary Atherosclerotic Plaques in Patients with Acute Myocardial Infarction and Stable Angina Pectoris Determined by Contrast-Enhanced Multislice Computed Tomography', *Am J Cardiol*, 2003.
- [85] C. Rist, M. Reiser, P. Boekstegers et al. : 'Accuracy of Multidetector Spiral Computed Tomography in Identifying and Differentiating the Composition of Coronary Atherosclerotic Plaques: A Comparative Study with Intracoronary Ultrasound', *J Am Coll Cardiol*, 2004.
- [86] B. Horehledova, C. Muhl, G. Milanese et al. : 'CT Angiography in the Lower Extremity Peripheral Artery Disease Feasibility of an Ultra-Low Volume Contrast Media Protocol', *CardioVascular and Interventional Radiology*, (Consulté le 26/04/2021).
- [87] C. L. Higgins, S. A. Marvel, J. D. Morrisett et al. : 'Quantification of Calcification in Atherosclerotic Lesions', *AHA Journals*, 2005.
- [88] OMS, 'Diabète', 2020, '<https://www.who.int/fr/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>', (Consulté le 12/02/2021).
- [89] M. Anakok, A. Aurengo, G. Hejblum et al. : 'Nouvelle Approche Pour la Segmentation et l'Identification Automatique des Angiographies Numérisées', INSERM, 1989.
- [90] J.C. Cauvin : 'Méthodes de Traitement d'Images Appliquées à la Détection et à la Quantification des Régions Pathologiques en Tomoscintigraphie du Myocarde', Theses, 1992.
- [91] C. R. Becker, T. F. Jakobs, S. Aydemir et al. : 'Helical and Single-Slice Conventional CT Versus Electron Beam CT for the Quantification of Coronary Artery Calcification', NIH. National Library of Medicine, 2000.

- [92] J. Angulo : 'Morphological Quantification of Aortic Calcification from Low Magnification Images', Academia, 2003.
- [93] C. Denzel, M. Höckl, K-M. Müller et al. : 'Carotid Artery Calcium: Accuracy of a Calcium Score by Computed Tomography (CT)—An In vitro Study with Comparison to Sonography and Histology', NIH. National Library of Medicine, 2004.
- [94] M. Hooker : 'Quantification and Images Processing', Physiology, 2006.
- [95] A. E. Carpenter, T. R Jones, M. R. Lamprecht et al. : 'CellProfiler: Image Analysis Software for Identifying and Quantifying Cell Phenotypes', Genome Biology, 2006.
- [96] L. Floréz-Valancia : 'Modèle d'Etat de Cylindre Généralisé et la Quantification de Sténoses Artérielles en Imagerie 3D', INSA-Lyon, 2006.
- [97] H. Scherl, J. Hornegger, M. Prümmera et al. : 'Segmentation Semi-Automatique Basée sur des Niveaux et Quantification de la Sténose de l'Artère Carotide Interne dans des Ensembles de Données 3D CTA', Uni-Erlangen, 2006.
- [98] H. Vernhet-Kovacsik : 'Quantification des Lésions Coronaires "Difficiles" en Scanner : Stents, Pontages, Calcifications', EM Consulte, 2008.
- [99] A. Ion : 'Automated Detection of Peripheral Arteries in CTA Datasets', Eprint Kingston, 2010.
- [100] T. Sawagashira, H. Fujita, C. Muramatsu et al. : 'An Automatic Detection Method for Carotid Artery Calcifications Using Top-Hat Filter On Dental Panoramic Radiographs', NIH. National Library of Medicine, 2011.
- [101] R S. J. Estepar, J. Ross, G. R. Washko et al. : 'Segmentation de l'Aorte avec une Approche 3D Level-set et Quantification des Calcifications Aortiques en TDM Thoracique sans Contraste', NIH. National Library of Medicine, 2012.
- [102] E. Mehanna, E. Brandt, D. Wilson et al. : 'Volumetric Characterization of Human Coronary Calcification by Frequency-Domain Optical Coherence Tomography', NIH. National Library of Medicine, 2012.
- [103] S. Roy et S. K. Bandyopadhyay : 'Detection and Quantification of Brain Tumor from MRI of Brain and its Symmetric Analysis', Academia, 2012.

- [104] P. Goyal, A. K. Singh, V. Gupta et al. : 'Calcification in Coronary Arteries Using Image Processing', ResearchGate , 2012.
- [105] D. Hanb, N.T. Doana, H. Shimb et al. : 'A Fast Seed Detection Using Local Geometrical Feature for Automatic Tracking of Coronary Arteries in CTA', NIH. National Library of Medicine, 2014.
- [106] J. M. Patsch, M. A. Zulliger, C. Loewe et al. : 'Quantification of Lower Leg Arterial Calcifications by High-Resolution Peripheral Quantitative Computed Tomography (CT)', NIH. National Library of Medicine, 2014.
- [107] T. Markiewicz, M. Dziekiewicz, M. Maruszyński et al. : 'Recognition of Atherosclerotic Plaques and Their Extended Dimensioning with Computerized Tomography Angiography Imaging & Computerized System for Quantitative Assessment of Atherosclerotic Plaques in the Femoral and Iliac Arteries Visualized by Multislice Computed Tomography CT', Sciendo, 2015.
- [108] T. Markiewicz, M. Dziekiewicz, M. Maruszyński et al. : 'Thresholding Techniques for Segmentation of Atherosclerotic Plaque and Lumen Areas in Vascular Arteries', Sciendo, 2015.
- [109] D. S. Jodas : 'A Review of Computational Methods Applied for Identification and Quantification of Atherosclerotic Plaques in Images (CTA , IRM)', Repositorio Aberto, 2016.
- [110] K. Elmasria, Y. Hicksa ,W. Evans et al. : 'Automatic Detection and Quantification of Abdominal Aortic Calcification in Dual Energy X-Ray Absorptiometry', Semantic, 2016.
- [111] P. A. Dias, T. Dunke, D. A. S. Fajado et al. : 'Image Processing for Identification and Quantification of Filamentous Bacteria in In Situ Acquired Images', NIH. National Library of Medicine, 2016.
- [112] J. A leipsic, P. Li, et L. Yang at al. : 'Blooming Artifact Reduction in Coronary Artery Calcification by A New De-blooming Algorithm: Initial Study', NIH. National Library of Medicine, 2017.

- [113] M. Vonder, G. J. Pelgrim, S. E M Huijsse et al. : 'Feasibility of Spectral Shaping for Detection and Quantification of Coronary Calcifications in Ultra-Low Dose CT', NIH. National Library of Medicine, 2017.
- [114] P. Bruno : 'Using CNNs for Designing and Implementing an Automatic Vascular Segmentation Method of Biomedical Images', Cineca Iris, 2018.
- [115] Y. Gharaibeh, D. Prabhu, C. Kolluru et al. : 'Coronary Calcification Segmentation in Intravascular OCT Images Using Deep Learning: Application to Calcification Scoring', NIH. National Library of Medicine, 2019.
- [116] Z. Lin et al. : 'Automated Muscle Segmentation From Dynamic CTA Image for Diagnostic of Pereferral Arterial Occlusive Disease', IEEE Access, 2019.
- [117] F. Sepehrband, G. Barisano, N. Sheikh-Bahaei et al. : 'Image Processing Approaches to Enhance Perivascular Space Visibility and Quantification Using MRI', Nature, 2019.
- [118] N. Zhang, G. Yang, W. Zhang et al. : 'Fully Automatic Framework for Comprehensive Coronary Artery Calcium Scores Analysis on Non-Contrast Cardiac-Gated CT Scan: Total and Vessel-Specific Quantifications', Eur J Radiol, 2021.
- [119] N. Zhang, G. Yang, W. Zhang et al. : 'A Snake-Based Method for Segmentation of Intravascular Ultrasound Images and its In Vivo Validation', Arivix, 2021.
- [120] E. Mehanna, E. Brandt, D. Wilson et al. : 'Volumetric Characterization of Human Coronary Calcification by Frequency-Domain Optical Coherence Tomography OCT', NIH. National Library of Medicine, 2021.
- [121] L. Himmelspach : 'Fuzzy Clustering of Incomplete Data', Heinrich-Heine U. Düsseldorf, 2015
- [122] L. Himmelspach : 'Fuzzy Clustering of Incomplete Data', Heinrich-Heine U. Düsseldorf, 2015.
- [123] D. Aneja et T.R. Kumar : 'Fuzzy Clustering Algorithms for Effective Medical Image Segmentation', Int. J. of Intelligent Systems and Applications, 2013.
- [124] B.Y Cao : 'Fuzzy Information and Engineering', 'Springer, 2007.

- [125] L. santos, R. Veras, K. Aires et al. : 'Medical Image Segmentation Using Seeded Fuzzy C-means: A Semi-supervised Clustering Algorithm', IJCNN, 2018.
- [126] O. Demirkaya, M. H. Asyali et P. K. Sahoo : 'Image Processing with Matlab', CRC Press, 2009.
- [127] G. Schaefer, C. Shi, Y. Jin et al. : 'Fuzzy C-Means Techniques for Medical Image Segmentation', 'Studies in Fuzziness and Soft Computing, 2009.
- [128] H.M. Rustum, H.A. Hadi et A. A. Jalil : 'Improved Fuzzy C-Mean Algorithm for Image Segmentation', 'Int. J. of Advanced research in Artificial Intelligence, 2016.
- [129] J.C. Bezdek : 'Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithm', Plenum, 1981.
- [130] Case edu, 'Computed Tomography (CT) of the Brain: Basics', 2016, '<https://case.edu/med/neurology/NR/CT%20Basics.htm>', (Consulté le 08/08/2021).
- [130] L. Himmelpach : 'Fuzzy Clustering of Incomplete Data', Heinrich-Heine U. Düsseldorf, 2015.
- [131] Y. Li et G. Li : 'Fast Fuzzy c-Means Clustering Algorithm with Spatial Constraints for Image Segmentation', Springer, 2010.
- [132] S. Naz et al. : 'Image Segmentation Using Fuzzy Clustering: A Survey', IEEE, 2010.
- [133] Y. Yang et al. : 'Image Thresholding via a Modified Fuzzy C-Means Algorithm', Iberoamerican Congress on Pattern Recognition, 2004.
- [134] W. Gonzalez : 'Digital Image Processing', Prentice-Hall 3ed, 2008.
- [135] W. Gonzalez : 'Digital Image Processing', Prentice-Hall, 2002.