



HAL
open science

Imagerie spectrale et thrombus de l'auricule

Mathilde Paillet

► **To cite this version:**

Mathilde Paillet. Imagerie spectrale et thrombus de l'auricule. Médecine humaine et pathologie. 2021. dumas-03690610

HAL Id: dumas-03690610

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03690610v1>

Submitted on 8 Jun 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ CLERMONT AUVERGNE
UFR DE MÉDECINE ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES

THÈSE D'EXERCICE
pour le
DIPLOME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE
par

PAILLET, Mathilde, Hélène, Carine

Présentée et soutenue publiquement le 7 juin 2021

IMAGERIE SPECTRALE ET THROMBUS DE L'AURICULE

Président du jury : Monsieur BOYER Louis, Professeur, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand

Membres du jury :

- Madame CASSAGNES Lucie, Maître de conférences, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand
- Monsieur ESCHALIER Romain, Professeur, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand
- Monsieur GHELIS Nil, Docteur, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand

UNIVERSITÉ CLERMONT AUVERGNE
UFR DE MÉDECINE ET DES PROFESSIONS PARAMÉDICALES

THÈSE D'EXERCICE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

par

PAILLET, Mathilde, Hélène, Carine

Présentée et soutenue publiquement le 7 juin 2021

IMAGERIE SPECTRALE ET THROMBUS DE L'AURICULE

Président du jury : Monsieur BOYER Louis, Professeur, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand

Membres du jury :

- Madame CASSAGNES Lucie, Maître de conférences, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand
- Monsieur ESCHALIER Romain, Professeur, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand
- Monsieur GHELIS Nil, Docteur, UFR de Médecine et des Professions paramédicales de Clermont-Ferrand



UNIVERSITÉ CLERMONT AUVERGNE

PRESIDENTS HONORAIRES
UNIVERSITE D'AUVERGNE

: **JOYON** Louis
: **DOLY** Michel
: **TURPIN** Dominique
: **VEYRE** Annie
: **DULBECCO** Philippe
: **ESCHALIER** Alain

PRESIDENTS HONORAIRES
UNIVERSITE BLAISE PASCAL

: **CABANES** Pierre
: **FONTAINE** Jacques
: **BOUTIN** Christian
: **MONTEIL** Jean-Marc
: **ODOUARD** Albert
: **LAVIGNOTTE** Nadine

PRESIDENT DE L'UNIVERSITE et
PRESIDENT DU CONSEIL ACADEMIQUE PLENIER
PRESIDENT DU CONSEIL ACADEMIQUE RESTREINT
VICE-PRESIDENTE DU CONSEIL D'ADMINISTRATION
VICE-PRESIDENT DE LA COMMISSION DE LA RECHERCHE
VICE PRESIDENTE DE LA COMMISSION DE LA
FORMATION ET DE LA VIE UNIVERSITAIRE
DIRECTEUR GENERAL DES SERVICES

: **BERNARD** Mathias
: **DEQUIEDT** Vianney
: **FOGLI** Anne
: **HENRARD** Pierre

: **PEYRARD** Françoise
: **PAQUIS** François



UFR DE MEDECINE ET DES PROFESSIONS PARAMEDICALES

DOYENS HONORAIRES

: **DETEIX** Patrice
: **CHAZAL** Jean

DOYEN
RESPONSABLE ADMINISTRATIVE

: **CLAVELOU** Pierre
: **ROBERT** Gaëlle

LISTE DU PERSONNEL ENSEIGNANT

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. BACIN Franck - BEGUE René-Jean - BEYTOUT Jean - BOMMELAER Gilles - BOUCHER Daniel - BUSSIÈRE Jean-Louis - CANO Noël - CASSAGNES Jean - CATILINA Pierre - CHABANNES Jacques - CHAZAL Jean - CHIPPONI Jacques - CHOLLET Philippe - CITRON Bernard - COUDERT Jean - DASTUGUE Bernard - DAUPLAT Jacques - DECHELOTTE Pierre - DEMEOCQ François - DE RIBEROLLES Charles - DETEIX Patrice - ESCANDE Georges - Mme FONCK Yvette - MM. GENTOU Claude - Mme GLANDDIER Phyllis - MM. IRTIUM Bernard - JACQUETIN Bernard - Mme LAVARENNE Jeanine - MM. LAVERAN Henri - LESOURD Bruno - LEVAI Jean-Paul - MAGE Gérard - MARCHEIX Jean-Claude - MICHEL Jean-Luc - MONDIE Jean-Michel - PHILIPPE Pierre - PLAGNE Robert - PLANCHE Roger - PONSONNAILLE Jean - REY Michel - Mme RIGAL Danièle - MM. ROZAN Raymond - SCHOEFFLER Pierre - SIROT Jacques - RIBAL Jean-Pierre - SOUTEYRAND Pierre - TANGUY Alain - TERVER Sylvain - THIEBLOT Philippe - TOURNILHAC Michel - VANNEUVILLE Guy - VIALLET Jean-François - Mlle VEYRE Annie

PROFESSEURS EMERITES :

MM. AUMAITRE Olivier - BOITEUX Jean-Paul - CHAMOIX Alain - DUBRAY Claude - ESCHALIER Alain - KEMENY Jean-Louis - LABBE André - Mme LAFEUILLE Hélène - MM. LEMERY Didier - LUSSON Jean-René

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

PROFESSEURS DE CLASSE EXCEPTIONNELLE

M. VAGO Philippe	Histologie-Embryologie Cytogénétique
M. AVAN Paul	Biophysique et Traitement de l'Image
M. DURIF Franck	Neurologie
M. BOIRE Jean-Yves	Biostatistiques, Informatique Médicale et Technologies de Communication
M. BOYER Louis	Radiologie et Imagerie Médicale option Clinique
M. POULY Jean-Luc	Gynécologie et Obstétrique
M. CANIS Michel	Gynécologie-Obstétrique
Mme PENAULT-LLORCA Frédérique	Anatomie et Cytologie Pathologiques
M. BAZIN Jean-Etienne	Anesthésiologie et Réanimation

M. BIGNON Yves Jean	Chirurgicale
M. BOIRIE Yves	Cancérologie option Biologique
M. CLAVELOU Pierre	Nutrition Humaine
M. GILAIN Laurent	Neurologie
M. LEMAIRE Jean-Jacques	O.R.L.
M. CAMILLERI Lionel	Neurochirurgie
	Chirurgie Thoracique et
	Cardio-Vasculaire
M. DAPOIGNY Michel	Gastro-Entérologie
M. LLORCA Pierre-Michel	Psychiatrie d'Adultes
M. PEZET Denis	Chirurgie Digestive
M. SOUWEINE Bertrand	Réanimation Médicale
M. BOISGARD Stéphane	Chirurgie Orthopédique et
	Traumatologie
Mme DUCLOS Martine	Physiologie
M. SCHMIDT Jeannot	Médecine d'Urgence
M. BERGER Marc	Hématologie
M. GARCIER Jean-Marc	Anatomie-Radiologie et Imagerie
	Médicale
M. ROSSET Eugénio	Chirurgie Vasculaire
M. SOUBRIER Martin	Rhumatologie
M. ABERGEL Armando	Hépatologie
Mle BARTHELEMY Isabelle	Chirurgie Maxillo-Faciale
M. RUIVARD Marc	Médecine Interne

PROFESSEURS DE
1ère CLASSE

M. CAILLAUD Denis	Pneumo-phtisiologie
M. VERRELLE Pierre	Radiothérapie option Clinique
M. CITRON Bernard	Cardiologie et Maladies Vasculaires
M. D'INCAN Michel	Dermatologie -Vénérologie
Mme JALENQUES Isabelle	Psychiatrie d'Adultes
M. GERBAUD Laurent	Epidémiologie, Economie de la Santé et Prévention
M. TAUVERON Igor	Endocrinologie et Maladies Métaboliques
M. MOM Thierry	Oto-Rhino-Laryngologie
M. RICHARD Ruddy	Physiologie
M. SAPIN Vincent	Biochimie et Biologie Moléculaire
M. BAY Jacques-Olivier	Cancérologie
M. COUDEYRE Emmanuel	Médecine Physique et de Réadaptation
Mme GODFRAIND Catherine	Anatomie et Cytologie Pathologiques
M. LAURICHESSE Henri	Maladies Infectieuses et Tropicales
M. TOURNILHAC Olivier	Hématologie
M. CHIAMBARETTA Frédéric	Ophtalmologie
M. FILAIRE Marc	Anatomie – Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire

M. GALLOT Denis	Gynécologie-Obstétrique
M. GUY Laurent	Urologie
M. TRAORE Ousmane	Hygiène Hospitalière
M. ANDRE Marc	Médecine Interne
M. BONNET Richard	Bactériologie, Virologie
M. CACHIN Florent	Biophysique et Médecine Nucléaire
M. COSTES Frédéric	Physiologie
M. FUTIER Emmanuel	Anesthésiologie-Réanimation
Mme HENG Anne-Elisabeth	Néphrologie
M. MOTREFF Pascal	Cardiologie
Mme PICKERING Gisèle	Pharmacologie Clinique
M. RABISCHONG Benoît	Gynécologie Obstétrique
M. CHABROT Pascal	Radiologie et Imagerie Médicale
M. DESCAMPS Stéphane	Chirurgie orthopédique et Traumatologique
Mme HENQUELL Cécile	Bactériologie Virologie
M. POMEL Christophe	Cancérologie - Chirurgie Générale

PROFESSEURS DE
2ème CLASSE

Mme CREVEAUX Isabelle	Biochimie et Biologie Moléculaire
M. FAICT Thierry	Médecine Légale et Droit de la Santé
Mme KANOLD LASTAWIECKA Justyna	Pédiatrie
M. TCHIRKOV Andréi	Cytologie et Histologie
M. CORNELIS François	Génétique
M. LESENS Olivier	Maladies Infectieuses et Tropicales
M. AUTHIER Nicolas	Pharmacologie Médicale
M. BROUSSE Georges	Psychiatrie Adultes/Addictologie
M. BUC Emmanuel	Chirurgie Digestive
M. CHABROT Pascal	Radiologie et Imagerie Médicale
M. LAUTRETTE Alexandre	Néphrologie Réanimation Médicale
Mme BRUGNON Florence	Biologie et Médecine du Développement et de la Reproduction
M. ESCHALIER Romain	Cardiologie
M. MERLIN Etienne	Pédiatrie
Mme TOURNADRE Anne	Rhumatologie
M. DURANDO Xavier	Cancérologie
M. DUTHEIL Frédéric	Médecine et Santé au Travail
Mme FANTINI Maria Livia	Neurologie
M. SAKKA Laurent	Anatomie – Neurochirurgie
M. BOURDEL Nicolas	Gynécologie-Obstétrique
M. GUIEZE Romain	Hématologie
M. POINCLOUX Laurent	Gastroentérologie
M. SOUTEYRAND Géraud	Cardiologie
M. EVRARD Bertrand	Immunologie
M. POIRIER Philippe	Parasitologie et Mycologie
Mme PHAM DANG Nathalie	Chirurgie Maxillo-Faciale et Stomatologie

Mme SARRET Catherine

Pédiatrie

PROFESSEURS DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

M. CLEMENT Gilles

Médecine Générale

M. VORILHON Philippe

Médecine Générale

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

2ème CLASSE

Mme MALPUECH-BRUGERE Corinne

Nutrition Humaine

PROFESSEURS ASSOCIÉS DES UNIVERSITÉS

Mme BOTTET-MAULOUBIER Anne

Médecine Générale

M. CAMBON Benoît

Médecine Générale

M. TANGUY Gilles

Médecine Générale

**MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES –
PRATICIENS HOSPITALIERS**

***MAITRES DE CONFERENCES
HORS CLASSE***

Mme CHAMBON Martine

Bactériologie Virologie

Mme BOUTELOUP Corinne

Nutrition

Mme FOGLI Anne

Biochimie Biologie

Moléculaire

Mle GOUAS Laetitia

Cytologie et
Histologie,
Cytogénétique

**MAITRES DE CONFERENCES DE
1ère CLASSE**

M. MORVAN Daniel	Biophysique et Traitement de l'Image
Mle GOUMY Carole	Cytologie et Histologie, Cytogénétique
M. MARCEAU Geoffroy	Biochimie Biologie Moléculaire
Mme MINET-QUINARD Régine	Biochimie Biologie Moléculaire
M. ROBIN Frédéric	Bactériologie
Mle VERONESE Lauren	Cytologie et Histologie, Cytogénétique
M. DELMAS Julien	Bactériologie
Mle MIRAND Andrey	Bactériologie Virologie
M. OUCHCHANE Lemlih	Biostatistiques, Informatique Médicale et Technologies de Communication
M. LIBERT Frédéric	Pharmacologie Médicale
Mle COSTE Karen	Pédiatrie
Mle AUMERAN Claire	Hygiène Hospitalière
Mme CASSAGNES Lucie	Radiologie et Imagerie Médicale
M. LEBRETON Aurélien	Hématologie
M. BUISSON Anthony	Gastroentérologie
M. BOUVIER Damien	Biochimie et Biologie Médicale
M. MAQDASY Salwan	Endocrinologie, Diabète et Maladies Métaboliques
Mme NOURRISSON Céline	Parasitologie - Mycologie
Mme PONS Hanaë	Biologie et Médecine du Développement et de la Reproduction

**MAITRES DE CONFERENCES DE
2ème CLASSE**

M. JABAUDON-GANDET Matthieu	Anesthésiologie – Réanimation Chirurgicale
M. COLL Guillaume	Neurochirurgie Métaboliques
M. GODET Thomas	Anesthésiologie-Réanimation et Médecine Péri-Opératoire
M. LACHAL Jonathan	Pédopsychiatrie
M. MOUSTAFA Farès	Médecine d'Urgence

**MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES
DE MEDECINE GENERALE**

1ère CLASSE

Mme VAILLANT-ROUSSEL Hélène Médecine Générale

2ème CLASSE

Mme LAPORTE Catherine Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

HORS CLASSE

M. BLANCHON Loïc Biochimie Biologie Moléculaire
M. MARCHAND Fabien Pharmacologie Médicale
Mme VAURS-BARRIERE Catherine Biochimie Biologie Moléculaire

CLASSE NORMALE

M. BAILLY Jean-Luc Bactériologie Virologie
Mle AUBEL Corinne Oncologie Moléculaire
Mle GUILLET Christelle Nutrition Humaine
M. BIDET Yannick Oncogénétique
M. DALMASSO Guillaume Bactériologie
M. PIZON Frank Santé Publique
M. SOLER Cédric Biochimie Biologie Moléculaire
M. GIRAUDET Fabrice Biophysique et Traitement de l'Image
M. LOLIGNIER Stéphane Neurosciences – Neuropharmacologie

Mme MARTEIL Gaëlle
M. PINEL Alexandre

Biologie de la Reproduction
Nutrition Humaine

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES DES UNIVERSITES

M. BERNARD Pierre
Mme ESCHALIER Bénédicte
Mme RICHARD Amélie
M. TESSIÈRES Frédéric
M. ROUGE Laure

Médecine Générale
Médecine Générale
Médecine Générale
Médecine Générale
Médecine Générale

A Monsieur le Professeur BOYER Louis

Que je remercie pour son implication dans la formation de ses internes et sa bienveillance tout au long
de mon internat.

A Madame le Docteur CASSAGNES Lucie,

Que je remercie pour les connaissances transmises et le soutien au cours de ce projet de thèse.

A Monsieur le Professeur ESCHALIER Romain,

En remerciement pour l'accueil agréable reçu lors de mes visites en cardiologie
interventionnelle.

DÉDICACES PERSONNELLES

Je remercie mes parents pour m'avoir toujours soutenu, en particulier pendant mes années d'étude.

Je remercie ma sœur pour réussir à me faire sourire et rire en toute occasion.

Je remercie mes amies de la Faculté (Lucie, Anaïs, Amandine) pour avoir partagé avec moi les meilleures années de nos vies à ce jour.

Je n'oublie pas les amis rencontrés au gré des années de l'internat (Mathilde et Romain), et les collègues radiologues devenus amis (Alexis, Marine, Louise et les autres).

Je remercie enfin Raphaël pour les moments partagés et ceux à venir.

TABLE DES MATIÈRES

1. CONTEXTE	17
1.1 Rappels sur la fibrillation atriale	17
1.1.a Epidémiologie et définition	
1.1.b Physiologie et enjeux de la fibrillation atriale	
1.1.c Prise en charge thérapeutique de la fibrillation atriale	
1.1.d Cas particulier de l'ablation percutanée de fibrillation atriale	
1.2 Exploration scanographique des veines pulmonaires et de l'auricule	20
1.2.a Objectifs du scanner pré-procédural	
1.2.b Protocole scanographique usuel	
1.3 Anatomie et physiologie de l'auricule	23
1.4 Erreur ! Signet non défini.spectrale	23
1.4.a Rappels sur les rayons X et la tomodensitométrie	
1.4.b Imagerie spectrale	
1.5 Rationnel de l'étude	29
RÉSUMÉ	32
2. INTRODUCTION	34
3. MATERIEL ET METHODES	35
3.1 Protocole d'acquisition scanographique	35
3.2 Protocole d'étude	35
3.3 Méthodes statistiques	37
4. RÉSULTATS	38
4.1 Caractéristiques de l'échantillon	38
4.2 Données de densité	41

4.3	Définition des seuils diagnostics	44
5.	DISCUSSION	47
6.	CONCLUSION	49
7.	RÉFÉRENCES	50

LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES

Tableaux

Tableau I: Résumé des caractéristiques de l'échantillon étudié.....	40
Tableau II. Moyenne de densité au sein de l'oreillette gauche entre les groupes.....	41
Tableau III. Résultats de l'analyse statistique confrontant les groupes DR et T.....	42
Tableau IV. Résultats de l'analyse statistique confrontant les groupes DR1, DR2 et T.....	43
Tableau V. Caractéristiques statistiques des seuils retenus.....	45

Figures

Figure 1. Coupe scanographique montrant l'auricule gauche et un auricule accessoire.	21
Figure 2. Coupes scanographiques acquises lors de la première et de la seconde hélice.....	22
Figure 3 : Schéma illustrant le phénomène de fluorescence.....	25
Figure 4. Schéma montrant les trois techniques actuelles d'imagerie spectrale en scanner.....	26
Figure 5. Exemple de réduction des artefacts métalliques en imagerie spectrale.....	27
Figure 6. Courbes rapportant les coefficients d'atténuation de l'Iode, du Calcium et de l'eau en fonction de l'énergie des rayons X traversants.....	28
Figure 7. Reconstructions mono-énergétiques d'énergies croissantes.....	29
Figure 8. Diagramme de flux.....	38
Figure 9, 10 et 11. Courbes ROC des seuils choisis.....	46
Figure 12. Comparaison des irradiations moyennes entre acquisition spectrale et classique..	54
Figure 13. Autorisation du CERIM.....	55

LISTE DES ABREVIATIONS

ACFA / FA: Arythmie complète sur fibrillation atriale / Fibrillation atriale

AVC: Accident vasculaire cérébral

CERIM: Comité d'éthique pour la recherche en imagerie médicale

CHA2DS2 VASC: score de risque thrombotique

CT: computed tomography, scanner

ETO: Echographie transoesophagienne

DR1: défaut de remplissage non équivoque

DR2: défaut de remplissage équivoque

FOV: Field of view / Champ de vue

GE: General Electric corporation

GSI: Gemstone spectral imaging

HAS BLEED: score de risque hémorragique

LAA: Left atrial appendage, auricule gauche

KV: Kilo volt

KeV: Kilo électronvolt ($1.6 \cdot 10^{-19}$ Joules)

ROC: Receiver operating characteristic Curve

ROI: Region of interest

RVP/RVN: Rapport de vraisemblance positif / négatif

Se / Sp : Sensibilité / Spécificité

SEC: Spontaneous echo contrast

T: Thrombus

UH: Unité Hounsfield

VPP / VPN : Valeur prédictive positive / négative

1. CONTEXTE

1.1 Rappels sur la fibrillation atriale

1.1.a **Epidémiologie et définitions**

L'arythmie complète sur fibrillation atriale (ACFA) est la première cause d'accident vasculaire cérébral (AVC) en Europe [1]. Elle correspond à une activité atriale rapide (>400/min) et irrégulière, responsable d'une contraction atriale désorganisée donc inefficace. La conduction ventriculaire est généralement rapide et irrégulière. Elle est à l'origine de la traduction clinique de la FA, sous la forme de palpitations.

La classification usuelle de la FA rapporte cinq patterns principaux : la FA nouvellement diagnostiquée (non classable), la FA paroxystique d'une durée inférieure à 7 jours, la FA persistante d'une durée comprise entre 7 jours et 1 an, la FA persistante de longue durée (supérieure à 1 an) et la FA permanente [1]. La FA permanente correspond à une FA persistante sans objectif de restauration du rythme engagée par le patient et le clinicien.

1.1.b **Physiologie et enjeux de la fibrillation atriale**

La FA est génératrice de troubles hémodynamiques et d'une augmentation du risque thrombotique qui font toute la gravité de cette pathologie.

La désynchronisation des dépolarisations atriales entraîne une perte de contractilité atriale globale et donc une diminution du volume d'éjection systolique ventriculaire. Il s'y associe une diminution du remplissage diastolique de l'oreillette par réduction de la durée de la diastole atriale. Ceci conduit à une baisse du débit cardiaque, et ce, dès l'apparition de la

FA. Par ailleurs, la conduction ventriculaire rapide et irrégulière de la FA est responsable d'une symptomatologie anxigène (palpitations). Enfin, la baisse du débit cardiaque entraîne un risque de thrombose intracardiaque important, à risque embolique.

À plus long terme, la diminution de la contractilité des oreillettes par asynchronisme conduit à leur dilatation et leur perte de fonctionnalité définitive. Il apparaît une fibrose du myocarde atrial dilaté, génératrice de troubles rythmiques et conductifs. La FA s'auto-entretient alors dans le cadre d'une FA persistante [2].

1.1.c Prise en charge thérapeutique de la fibrillation atriale

La prise en charge de la fibrillation atriale est axée sur trois principes : contrôle de la fréquence cardiaque, contrôle du rythme cardiaque et prévention du risque thrombotique [1, 3]. La diminution de la fréquence cardiaque permet généralement l'amélioration des symptômes cliniques. Elle s'obtient en première intention pharmacologiquement. La restauration et le maintien d'un rythme sinusal peut être obtenue par cardioversion électrique, drogues antiarythmiques et ablation percutanée. La prévention du risque d'AVC nécessite une anticoagulation, dépendant de la balance entre risque thrombotique (CHA2DS2 VASC) et risque hémorragique (HAS BLED) [1, 4]. En cas de contre-indication absolue à une anticoagulation chez un patient à haut risque thrombotique, une occlusion percutanée de l'auricule peut être envisagée [1, 3, 4].

1.1.d Cas particulier de l'ablation percutanée

Parmi les techniques de restauration du rythme, l'ablation percutanée de fibrillation atriale est une thérapeutique récente dont les indications ne cessent de croître. Bien qu'invasive, elle est plus efficace et présente un risque de récurrence plus faible que les anti-arythmiques (86% de réussite à 1 an contre 26%) [5]. Elle est recommandée dans la FA paroxystique symptomatique réfractaire ou intolérante à au moins une classe d'anti-arythmique (recommandation de classe I) [1].

La présence d'un thrombus intra-auriculaire est une contre-indication formelle au geste. Une anticoagulation efficace est donc nécessaire au moins 4 semaines avant le geste et est poursuivie au moins deux mois après ce dernier.

L'ablation percutanée est réalisée en salle de cardiologie interventionnelle, sous contrôle scopique, parfois associée à un contrôle échocardiographique trans œsophagien.

L'anesthésie est locale ou générale. La cathétérisation de l'atrium gauche et des veines pulmonaires s'obtient par un abord veineux fémoral, avec cathétérisme trans-septal. Une sonde thermique peut être positionnée dans l'œsophage pour contrôle de la température. Une sonde au sein de l'oreillette gauche permet une cartographie 3D per-procédurale ainsi que l'enregistrement de l'activité électrique endocavitaire. Ces données sont fusionnées avec le scanner préopératoire.

Le dogme à l'origine de l'ablation percutanée repose sur des travaux de 1998 d'Haïssaguerre [6] mettant en évidence la responsabilité des veines pulmonaires dans la génération de la FA paroxystique. La stratégie d'ablation comprend donc toujours une isolation électrique des veines pulmonaires par destruction circonférentielle du tissu superficiel au voisinage de leurs ostiums. Elle est associée à une alcoolisation de la veine de Marshall. Deux méthodes d'isolation existent : radiofréquence point par point (référence) et

cryoablation [7]. La reconnexion d'une ou de plusieurs veines pulmonaires est la cause de 80% des récurrences [7].

Les principales complications de l'ablation de FA comportent : péricardite, tamponnade, AVC, paralysie phrénique, fistule oeso-cardiaque [7]. A long terme, une sténose des ostiums des veines pulmonaires peut apparaître.

1.2 **Exploration scanographique des veines pulmonaires et de l'auricule**

1.2.a **Objectifs du scanner pré-procédural**

Ce scanner est réalisé la veille ou le jour-même de l'intervention. La recherche d'un thrombus des cavités gauches (intra-auriculaire le plus souvent) en est le premier objectif. Il est présent dans 2% des cas [8]. Sa présence est une contre-indication absolue à la réalisation du geste.

Le second objectif du scanner pré-procédural est l'analyse de l'anatomie veineuse pulmonaire afin de reconnaître des variations anatomiques à risque. On estime que 70% des patients présentent une anatomie normale des veines pulmonaires, soit deux veines de chaque côté (supérieure et inférieure) [8]. Les principales variations anatomiques sont : l'ostium commun entre veine supérieure et inférieure, la présence d'une veine pulmonaire accessoire, une fusion tardive des collatérales veineuses avec un tronc commun de moins de 5 mm avant l'ostium, un auricule gauche accessoire [8].

De même, des éventuelles particularités du septum inter-atrial doivent être notifiées, notamment la présence d'une hypertrophie lipomateuse ou un septum anévrysmal, en vue de la réalisation du cathétérisme trans-septal.



Figure 1. Coupe scanographique axiale montrant l'auricule gauche (pointe de flèche) et un auricule accessoire (flèche).

Ce scanner permet d'évaluer le risque de récurrence de FA via la volumétrie de l'atrium gauche. Un volume supérieur à 40 ml/m² constitue un facteur pronostique péjoratif [8, 9].

Ce scanner est également nécessaire pour les reconstructions per-procédurales.

Enfin, l'imagerie pré-procédurale constitue une référence pour le suivi ultérieur et la recherche de complications. La position de l'œsophage par rapport à l'ostium de la veine pulmonaire inférieure gauche doit être rapportée ; le risque étant la fistule oeso-cardiaque post-ablation. Dans les cas de reprise opératoire d'ablation, l'imagerie doit rechercher une sténose veineuse séquellaire de la précédente intervention.

1.2.b Protocole scanographique usuel

Le protocole d'acquisition scanographique d'un angioscanner veineux pulmonaire peut varier suivant les équipes. Dans tous les cas, il débute par une injection de produit de contraste de haute concentration (350-400mg/mL), à une dose calculée en fonction du poids du patient (en moyenne 70 mg). Le débit d'injection doit être élevé (minimum 2.5mL/sec) [8].

Cette injection est potentialisée par un bolus de sérum physiologique de 30mL en moyenne.

Une première acquisition hélicoïdale en apnée centrée sur le massif cardiaque est réalisée.

Elle doit comprendre le massif cardiaque et la crosse aortique [8]. Le déclenchement de cette hélice peut être manuelle ou automatique par bolus-tracking.

Une seconde hélice peut être réalisée, à 30 secondes de la première, également centrée sur le massif cardiaque, afin de différencier thrombus auriculaire et artefact de flux [10]. En effet, la stase au sein de l'auricule gauche se traduit par la persistance de sang non iodé en son sein et donc par un retard d'opacification de l'auricule. Ceci se manifeste scanographiquement par un défaut hypodense dans l'auricule (Figure 2). La seconde hélice est systématique dans notre centre.

Elle permet des résultats diagnostiques proches de l'ETO per-procédurale. On estime en effet à 23% le nombre de faux positifs de thrombus au scanner après une hélice précoce [8] et à 26% la valeur prédictive positive de cette dernière [10]. Ces valeurs s'améliorent s'il y a réalisation d'une seconde hélice plus tardive mais fait augmenter la dose d'irradiation du patient.

La synchronisation au rythme cardiaque n'est pas recommandée [8].

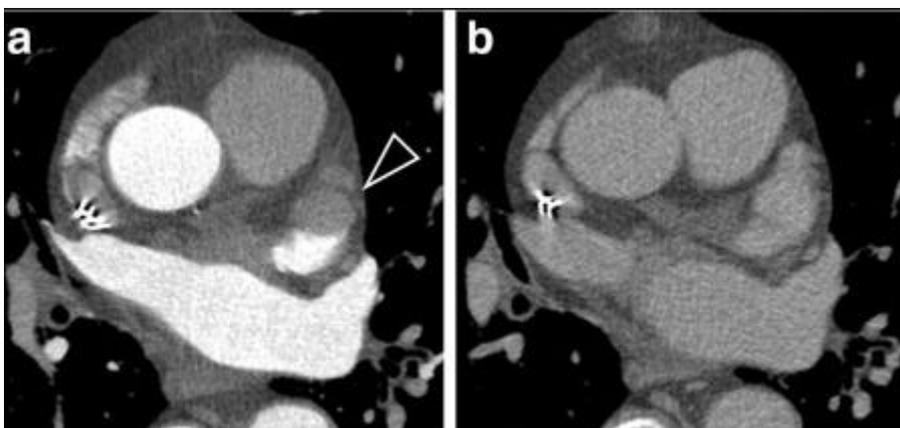


Figure 2. Coupes scanographiques de même position, acquises lors de la première hélice (a) et de la seconde hélice (b). On note la présence d'un défaut au sein de l'auricule sur la

phase précoce, mimant un thrombus. Ce dernier correspond à un artefact de remplissage lent sur la seconde hélice.

1.3 Anatomie et physiologie de l'auricule

L'auricule gauche est un reliquat embryologique développé aux dépens de l'atrium gauche [11]. Il est formé d'un orifice d'entrée, puis de plusieurs lobes séparés par des replis. Il est constitué de tissu myocardique fonctionnel et est recouvert de tissu péricardique. Sa surface interne présente des indentations formées de muscle pectiné, responsable d'artefacts (échos spontanés) en échographie transoesophagienne (ETO) pouvant mimer un thrombus.

Le nombre et la répartition des lobes et replis est extrêmement variable entre les individus, pouvant constituer des facteurs de risque intrinsèques de thrombose [11, 12].

L'auricule gauche se contracte de manière synchrone à l'atrium gauche. Dès l'apparition de la FA, il subit un défaut de contractilité qui génère une stase, à risque de thrombose [13]. A plus long terme, il est l'objet comme l'atrium gauche de remaniements morphologiques irréversibles, sous la forme d'une dilatation et d'une fibrose, augmentant encore le risque thrombotique.

Cette stase au sein de l'auricule dilaté, fibrosé, acontractile, est également responsable d'artefact de flux et de remplissage lent lors des acquisitions scanographiques pré-procédurales. Et ce, d'autant plus que l'auricule présente une morphologie à risque (nombreux replis). On comprend alors que les patients les plus à risque de thrombus intra-auriculaire sont également ceux pour lesquels il existe le plus souvent un doute diagnostique au scanner.

1.4 Scanner et imagerie spectrale

1.4.a Rappels sur les rayons X et la tomodynamométrie

La tomodynamométrie repose sur les principes du rayonnement X. Le rayon X est une onde électromagnétique créée par décélération d'électron. On l'obtient en médecine grâce au tube de Coolidge. Le faisceau de rayon X présente une énergie dépendante du voltage du tube. L'énergie peut être exprimée en Joules avec la formule suivante :

Energie maximale des photons X (Joules) = V (tension de l'anode, en Volt) x 1.6.10⁻¹⁹ (énergie cinétique d'un électron, en Joule).

L'énergie maximale pour un courant de 140V est donc de 140 x 1.6.10⁻¹⁹ Joules. On l'exprime généralement d'une manière plus simple : énergie maximale=140 eV (électronvolt).

Ce spectre traverse le patient, s'atténue en fonction des obstacles rencontrés et rejoint les barrettes de détecteurs. Lorsque les rayons X entrent en collision avec des atomes de la matière, ils perdent tout ou partie de leur énergie. Cette perte est régie par des coefficients d'atténuation dépendant de l'énergie des rayons incidents, du numéro atomique Z de la matière rencontrée, de sa densité et de l'épaisseur traversée :

$\varphi = \varphi_0 \times e^{-\mu x}$ (φ :flux; φ_0 :flux incident; μ :coefficient d'atténuation linéaire).

Cette atténuation suit une loi exponentielle de pente négative. Deux phénomènes entrent en jeu : l'effet photoélectrique et l'effet Compton.

Aux faibles énergies, l'effet photoélectrique prédomine. Le photon X incident expulse un électron d'une couche du nuage électronique de l'atome rencontré. Le photon perd alors toute son énergie et disparaît.

Aux hautes énergies, l'effet Compton est majoritaire. Le photon incident présente une énergie très supérieure à celle des électrons des couches électroniques des atomes de matière. Lors des interactions, le photon incident expulse un électron mais ne perd pas toute son

énergie cinétique. Il poursuit sa traversée, avec une trajectoire déviée et une énergie inférieure.

Dans les deux cas, si l'électron expulsé provient d'une couche profonde, il y aura réorganisation des couches électroniques avec création d'un photon X d'énergie égale à l'énergie nécessaire au changement de couche : c'est le phénomène de fluorescence.

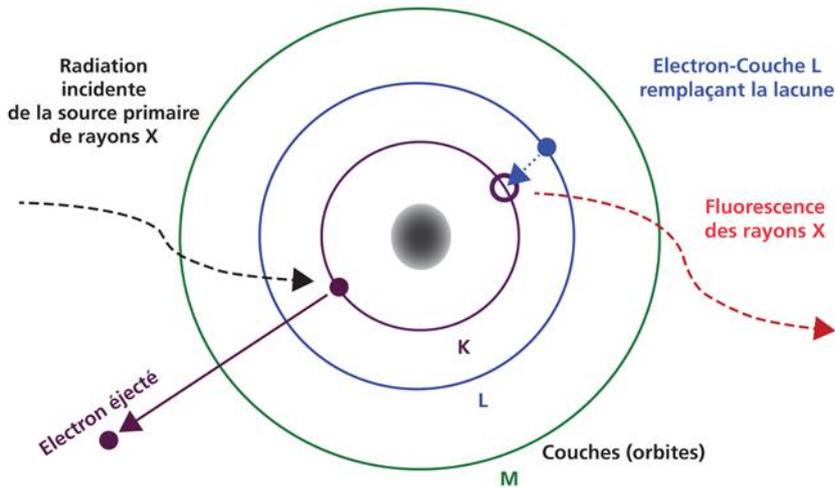


Figure 3. Schéma illustrant le phénomène de fluorescence.

1.4.b Imagerie spectrale

L'imagerie spectrale est une modalité d'imagerie scanner qui utilise deux spectres différents de rayons X, généralement 80KV et 140KV, au lieu d'un seul (tomodensitométrie classique). Ceci permet d'estimer les courbes d'atténuation des structures traversées et donc de déterminer leur nature.

Les techniques diffèrent suivant les constructeurs. Il peut y avoir deux tubes émetteurs et deux détecteurs travaillant en simultané. Il peut y avoir commutation très rapide entre deux énergies grâce à un seul tube et un seul détecteur. Enfin, il peut y avoir un même tube pour deux détecteurs (technique Sandwich).

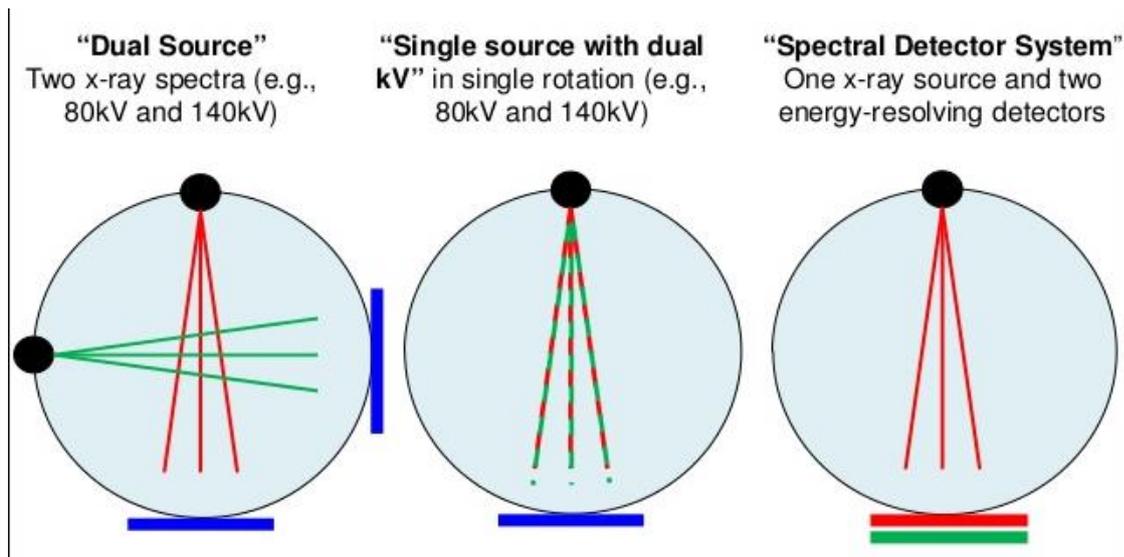


Figure 4. Schéma montrant les trois techniques actuelles d'imagerie spectrale en scanner.

L'utilisation de deux spectres offre la possibilité de réaliser des reconstructions virtuelles à tous les niveaux d'énergie de rayon X désirés (40 KeV, 70 KeV, 130 KeV par exemple).

Les applications actuellement reconnues de l'imagerie spectrale comprennent la caractérisation de lithiase urinaire, la diminution des artefacts métalliques, l'obtention de cartographie d'iode (imagerie de perfusion, recherche de carcinome hépatocellulaire entre autres) [14, 15, 16].



Figure 5. Exemple de réduction des artefacts métalliques en imagerie spectrale. Coupe scanographique de gauche correspondant à une acquisition standard à 120 KV polychromatique. Coupes scanographiques de droite correspondant à une reconstruction mono-énergétique à 110 KeV.

L'imagerie spectrale permet de majorer le contraste d'une structure d'intérêt. Pour cela, on choisit des reconstructions à des énergies générant un fort contraste avec les tissus mous adjacents.

Dans le domaine de l'imagerie vasculaire, l'imagerie spectrale permet des cartographies d'iode grâce à des reconstructions à bas niveaux d'énergie où le contraste tissu mou / iode est le plus fort (40-50 KeV). Elles autorisent l'utilisation de moindres quantités de produits de contraste iodé [17].

Ceci s'explique par la courbe d'atténuation de l'iode, marquée par une fluorescence et une forte atténuation lorsque le photon X incident présente une énergie proche de 33 KeV. Cette énergie correspond à l'énergie de liaison des électrons de la couche K des atomes d'iode ("K-Edge de l'iode").

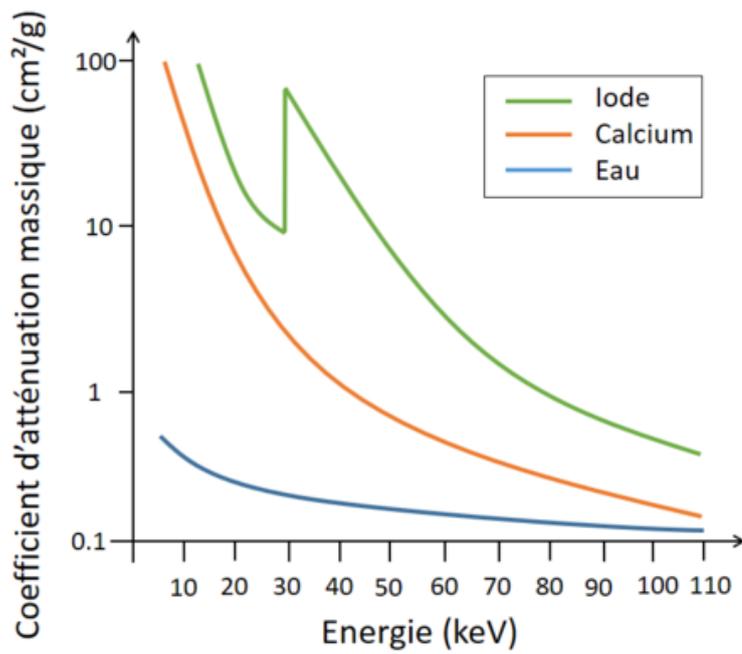


Figure 6. Courbes rapportant les coefficients d'atténuation de l'Iode, du Calcium et de l'eau en fonction de l'énergie des rayons X traversants. On notera le pic d'atténuation de l'Iode pour un photon incident de 33 KeV.

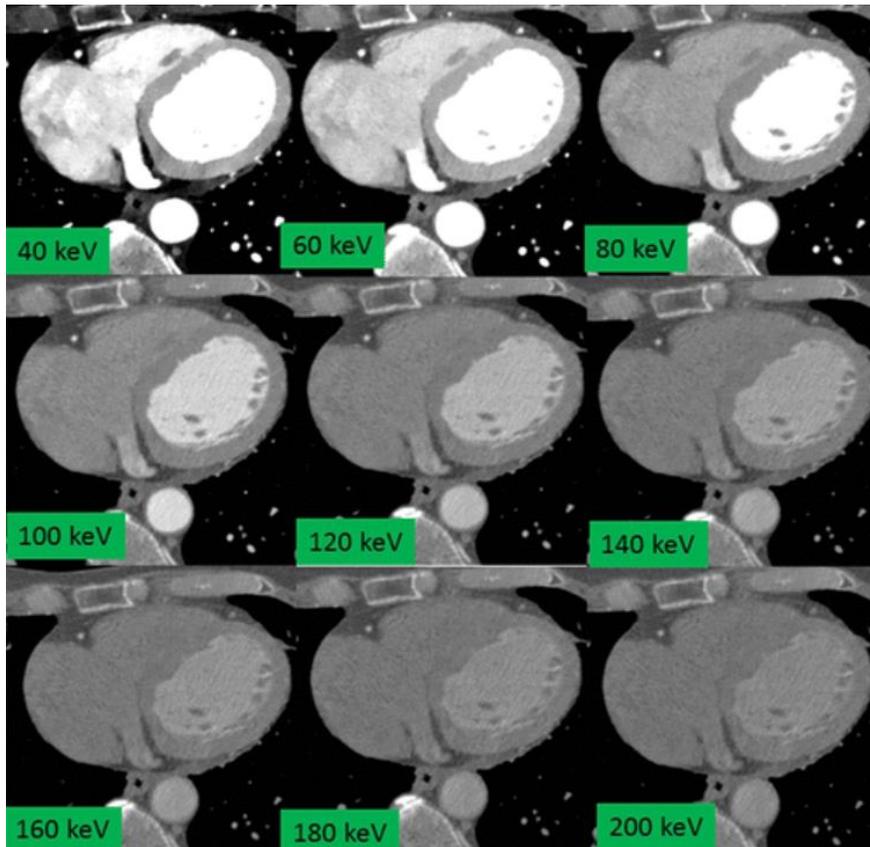


Figure 7. Reconstructions mono-énergétiques d'énergies croissantes, issues d'une même acquisition scanographique [16]. Le contraste entre iode et tissu mou est meilleur pour des énergies basses, proches de 33 KeV.

1.5 Rationnel de l'étude

L'objectif principal du scanner pré-procédural des ablations percutanées de fibrillation atriale est la recherche de thrombus intra-auriculaire.

La sensibilité du scanner est élevée. En revanche, sa spécificité est faible après une hélice, avec de nombreux faux-positifs, en rapport avec des artefacts de remplissage lent. Ces artefacts sont présents en majorité chez les patients à haut risque de thrombose intra-auriculaire. Un diagnostic certain est pourtant nécessaire chez ces patients.

Cette spécificité s'améliore lorsqu'on réalise une seconde hélice à 30 secondes de la première, par homogénéisation de l'opacification. Néanmoins, la réalisation d'une seconde hélice génère un doublement de l'irradiation du patient.

Nous avons également vu que l'imagerie spectrale pouvait permettre la reconnaissance et la différenciation des matières traversées en étudiant l'atténuation de rayons X d'énergies différentes.

Nous nous proposons d'étudier si l'imagerie spectrale permet la différenciation entre artefact de remplissage lent et thrombus véritable afin d'améliorer les compétences diagnostiques de la première hélice scanographique.

Cette démarche s'appuie sur la connaissance des apports théoriques de l'imagerie spectrale, ainsi que sur les nombreuses applications cliniques développées au cours des dernières années, notamment en imagerie vasculaire grâce aux reconstructions à bas niveaux d'énergie.

L'imagerie spectrale a notamment fait la preuve de son aide dans l'amélioration des compétences diagnostiques en cas d'opacification insuffisante des branches des artères pulmonaires dans l'embolie pulmonaire, par augmentation du rapport signal sur bruit [18]. Une amélioration maximale était notée pour les reconstructions mono-énergétiques à 40 KeV [18].

D'autres écrits scientifiques vont dans le sens d'un intérêt de l'imagerie spectrale dans le diagnostic de thrombus et renforce la nécessité de notre étude.

THESE AU FORMAT ARTICLE

RÉSUMÉ

Objectif : La fibrillation atriale (FA) est la première cause d'accident vasculaire cérébral en Europe. L'ablation percutanée de FA est une méthode de restauration du rythme sinusal dont les indications ne cessent de croître. La présence d'un thrombus intra-auriculaire gauche est toutefois une contre-indication absolue à la réalisation de ce geste. Ce thrombus peut être recherché préalablement par scanner thoracique. Des artéfacts de remplissage lent de l'auricule peuvent gêner l'interprétation et contraindre à réaliser des acquisitions complémentaires, aboutissant à une augmentation de l'irradiation du patient.

Parallèlement, le développement récent de l'imagerie spectrale en scanner a permis des améliorations de contraste notables, notamment dans le domaine de l'imagerie vasculaire. Elle a montré son intérêt dans le diagnostic d'embolie pulmonaire en particulier, améliorant la sensibilité des acquisitions scanographiques.

Objectifs : Nous avons réalisé une étude afin de déterminer si l'imagerie spectrale en scanner pouvait améliorer la spécificité du diagnostic de thrombus de l'auricule.

Matériels et Méthodes : Nous avons inclus rétrospectivement 234 patients ayant bénéficié d'un scanner spectral de l'auricule entre décembre 2019 et mars 2021. Parmi ces patients, 18 présentaient un authentique thrombus, 34 présentaient un défaut de remplissage équivoque au scanner, responsable d'un doute diagnostique, 25 présentaient un défaut de remplissage non équivoque. Le reste des patients inclus ne présentaient pas d'artéfact. Nous avons relevé des données de densité au sein de ces quatre groupes, à différents niveaux d'énergie.

Résultats : Nous avons comparé ces données et mis en évidence des différences significatives. En particulier, la densité moyenne à 40 KeV et 140KeV étaient significativement différente au sein des thrombus et des défauts de remplissage équivoques. Ces données nous ont permis de définir des seuils diagnostiques. Une densité moyenne inférieure à 136 UH à 40 KeV prédit la présence d'un thrombus avec une sensibilité de 82.36% et une spécificité de 83.33%, avec une valeur prédictive positive de 90.3% et une courbe ROC présentant une aire de 0.87 [0.77 ;0.96].

Conclusion : L'imagerie spectrale a un intérêt dans la recherche de thrombus de l'auricule. Elle permet une augmentation de la spécificité du diagnostic après une première hélice scanographique comparativement à l'analyse classique. Elle peut donc s'inscrire dans le raisonnement diagnostique actuel, en complément de l'analyse subjective classique.

Mots clés :

Auricule - Thrombus - Imagerie spectrale

ABSTRACT

Purpose: Left atrial appendage (LAA) thrombus embolization is the main cause of vascular cerebral event in patients with atrial fibrillation, and a contraindication of percutaneous ablation. A CT scan is performed before procedure to search for thrombus. Filling defects often interfere in the diagnosis and produce false positives. We aim to improve the diagnosis of left atrial appendage thrombus by using data from spectral imaging.

Materials and Methods: We retrospectively included 234 patients who underwent pulmonary venous CT scan with spectral protocols, between 2019, December and 2021, March. We classified them in four categories: well opacified LAA, poorly opacified LAA (filling defects) with or without diagnosis doubt, and thrombosed LAA. Density data were obtained and compared in those four groups, in low and high level mono energetic reconstructions. Variations of densities in those groups were also compared.

Results: Over the 234 patients finally included, 18 had LAA and 34 had poorly opacified LAA with a diagnosis doubt. We showed a significant difference between their densities in low and high energy levels. This allowed us to create diagnostic thresholds. In particular, a mean of densities inferior to 136 UH in 40 KeV mono-energetic reconstructions give arguments for a thrombus with a high sensitivity and specificity (respectively 82.36% et 83.3%). Positive predictive value for this threshold is 90.3%.

Conclusion : Use of spectral imaging provides objective thresholds for differential diagnosis, with high sensitivity and specificity. They can be easily used in clinical routine to decrease diagnostic uncertainty. Further prospective study is however needed to validate these thresholds.

Key words :

Left atrial appendage - Thrombus - Spectral imaging

2. INTRODUCTION

La fibrillation atriale est la première cause d'AVC en Europe, par embolisation de thrombus intra-cardiaque. La baisse de la contractilité atriale génère une stase avec risque de thrombose au sein des cavités cardiaques, notamment de l'auricule.

L'ablation percutanée est une thérapeutique de restauration du rythme sinusal récente dont les indications ne cessent de croître, en raison de son efficacité et de sa faible morbidité. La présence d'un thrombus intra-auriculaire est une contre-indication au geste, en raison du risque d'embolisation per ou post-procédure.

Un scanner est donc réalisé avant la plupart des procédures, avec pour objectifs d'éliminer la présence d'un thrombus et de repérer des anatomies veineuses pulmonaires à risque. Des artefacts de remplissage lent de l'auricule gênent fréquemment l'interprétation. Ces artefacts surviennent en particulier chez les patients avec un haut risque de thrombose (faible débit cardiaque, auricule tortueux).

L'imagerie spectrale en pratique clinique correspond à l'utilisation d'un double spectre de rayons X. Elle permet d'approcher la nature des structures traversées et d'augmenter leur contraste en imagerie scanner. Elle a fait la preuve de son utilité en imagerie vasculaire, notamment dans l'amélioration du diagnostic d'embolie pulmonaire [18].

Nous avons étudié si l'imagerie spectrale apportait un bénéfice dans le diagnostic de thrombus intra-auriculaire gauche en scanner.

3. MATERIEL ET METHODES

3.1 Protocole d'acquisition scanographique

Les examens nécessaires à notre étude ont été réalisés au CHU de Clermont-Ferrand sur deux scanners identiques Révolution CT (GE HealthCare®, Milwaukee, USA) avec des protocoles conformes aux recommandations actuelles. Une injection de produit de contraste a été réalisée (IOMERON® 400, IOPAMIRON® 370, XENETIX® 360 ou ULTRAVIST® 370), avec dose calculée en fonction du poids du patient (0.4-0.6 g d'iode par kilo), à haut débit (minimum 2.5ml/s). Deux hélices scanographiques centrées sur le massif cardiaque ont été acquises, en apnée et sans synchronisation au rythme au rythme cardiaque, avec un champ de vue (FOV) de 25 cm.

La première hélice était déclenchée manuellement ou par bolus tracking (Region of interest / ROI dans l'aorte ascendante), en vue d'obtenir un temps veineux pulmonaire. Elle était réalisée en protocole d'imagerie spectrale Gemstone (GSI) avec deux spectres (80 et 140KV) et 200mA.

La seconde était acquise 30 secondes après la précédente, avec un protocole d'imagerie scanner classique, à 100 KV et ampérage adapté automatiquement.

3.2 Protocole de l'étude

Dans cette étude rétrospective, ont été inclus les patients ayant réalisé un ou plusieurs scanners de l'auricule gauche comprenant une première hélice spectrale, dans le service d'imagerie médicale du Centre Hospitalier Universitaire de Clermont-Ferrand entre le 20

décembre 2019 et le 1er mars 2021. Cette étude a reçu l'approbation du CERIM (comité d'éthique pour la recherche en imagerie médicale), avec le numéro IRB : CRM-2103-136.

Les renseignements démographiques suivants étaient relevés :

- Age et sexe,
- Indication de l'examen,
- Doses d'irradiation des différentes hélices et dose d'irradiation totale de l'examen,
- Produit de contraste utilisé avec quantité administrée.

Les premières hélices étaient d'abord relues en aveugle de l'indication et du diagnostic final par deux radiologues différents (4 et 20 ans d'expérience). Ceci permettait de classer les acquisitions : auricules bien opacifiées, indemnes de thrombus (groupe contrôle : C) et auricules mal opacifiées . Une partie des auricules mal opacifiées ne généraient pas d'incertitude diagnostique et relevaient d'artefacts de remplissage lent non équivoques (DR1).

Le reste des acquisitions à auricule mal opacifié sur la première hélice faisaient l'objet d'un doute diagnostique à ce stade. Elles étaient reclassées dans un second temps en artefact de remplissage lent (DR2) ou thrombus véritable (T) grâce à la seconde hélice, une éventuelle troisième hélice ou une ETO.

Une fois entièrement répartis (C= groupe contrôle, DR1= artefact de remplissage lent non équivoque, DR2= artefact de remplissage lent équivoque et T= thrombus), il était réalisé des reconstructions mono-énergétiques à 40 et 140 KeV à partir des hélices précoces, pour chaque patient, grâce au logiciel de post-traitement AW Server 3.2 de General Electric GE.

Des données de densité étaient recueillies au sein de l'oreillette (contrôle de la qualité de l'injection), au sein des artefacts de remplissage lent et au sein des thrombus, grâce à des ROI 2D. Les données suivantes étaient relevées : densité maximale, densité minimale, densité moyenne, écart type de densité et surface du ROI.

Les variations des densités entre les énergies 40 et 140 KeV étaient calculées.

3.3 Méthodes statistiques

Les analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel Stata (version 15 ; StataCorp, College Station, Texas, USA), en considérant un risque d'erreur de première espèce bilatéral de 5%.

L'échantillon a été décrit par des effectifs et pourcentages associés pour les variables catégorielles, et par la moyenne \pm écart-type ou la médiane [intervalle interquartile] pour les variables quantitatives, au regard de leur distribution statistique. Les patients ont été comparés selon leur groupe d'appartenance (contrôle vs DR1 vs DR2 vs T) par des tests statistiques usuels : ANOVA ou test de Kruskal-Wallis pour les variables quantitatives, et test du Chi2 ou test exact de Fisher pour les variables catégorielles. Les données de densité (minimale, maximale, moyenne, écart-type) ont ensuite été comparées par ANOVA ou test de Kruskal-Wallis, selon trois groupes de patients (DR1 vs DR2 vs T), suivi si nécessaire d'un test post-hoc de comparaisons multiples : test de Tukey-Kramer post ANOVA ou test de Dunn post Kruskal-Wallis. Une seconde analyse, en considérant deux groupes (DR1+DR2 vs T) a également été mise en œuvre, via des tests t de Student ou des tests de Mann-Whitney.

Des courbes ROC ont par la suite été tracées afin d'évaluer la capacité des densités à prédire la présence d'un thrombus. Les aires sous les courbes ROC ont été présentées avec un intervalle de confiance (IC) à 95%. Des seuils « optimaux » ont également été sélectionnés selon des considérations cliniques (facilité d'obtention, reproductibilité) et présentés avec leur sensibilité, spécificité, valeur prédictive positive et valeur prédictive négative (et IC à 95% associés).

4. RÉSULTATS

4.1 Caractéristiques de l'échantillon

Au total, 236 patients ont bénéficié d'un scanner spectral de l'auricule gauche dans notre centre entre le 20/12/2019 et le 1/3/2021. Deux patients ont été exclus en raison d'un protocole non conforme, et donc non exploitable. L'ensemble des acquisitions restantes satisfaisait aux critères de réussite de l'injection de produit de contraste, à savoir une densité au sein des cavités gauches supérieure à 250 unités Hounsfield (UH).

Parmi les 234 patients retenus pour l'analyse statistique, 157 présentaient un auricule bien opacifié et indemne de thrombus, 25 un défaut de remplissage non équivoque. On dénombrait 18 thrombus et 34 défauts de remplissage équivoque.

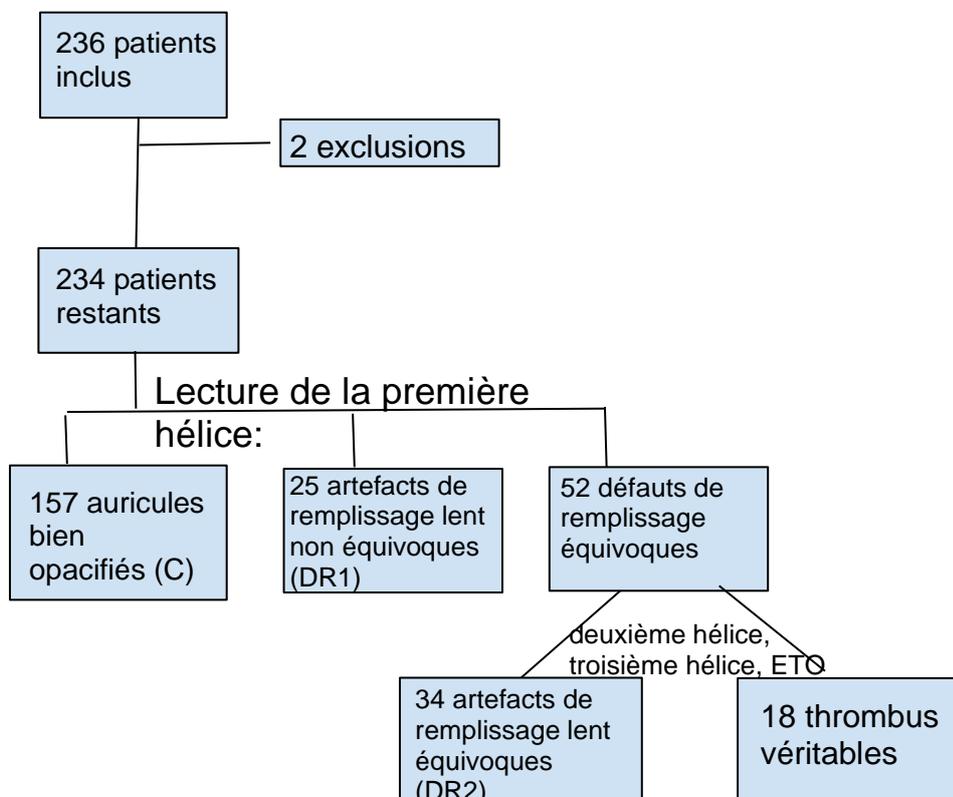


Figure 8 : Diagramme de flux.

Le Tableau I résume les caractéristiques de l'échantillon étudié. Ce dernier était composé en majorité d'hommes, d'âges compris entre 26 et 91 ans, pour une moyenne de 67 ans. Dans 79% des cas, l'examen était réalisé avant ablation de trouble rythmique ou fermeture d'auricule.

Il est important de remarquer que parmi les thrombus diagnostiqués, 15 (soit 83%) provenaient de scanners réalisés au décours d'une occlusion percutanée de l'auricule et n'étaient donc pas de découverte fortuite.

Il n'y avait pas de différence significative d'opacification des cavités gauches entre les différents groupes (Tableau II), traduisant une qualité d'injection comparable.

	Total (n=234)	Groupe contrôle (n=157)	Groupe DR1 (n=25)	Groupe DR2 (n=34)	Groupe T (n=18)	P
Age (années)	67.0 ± 11	65.2 ± 11	66.80 ± 11	68.82 ± 10	80.05 ± 8	<0.001
Genre masculin	168 (71.79)	110 (70.06)	20 (80)	24 (70.59)	14 (77.78)	0.70
Indication de l'examen						
Avant ablation de trouble du rythme ou fermeture d'auricule	185(79.1 %)	144 (91.7%)	15 (60.0%)	24 (70.6%)	2 (11.1%)	<0.001
Reprise d'ablation	30 (12.8%)	11 (7%)	9 (36.0%)	9 (26.45%)	1 (5.6%)	
Contrôle après fermeture d'auricule	19 (8.1%)	2 (1.3%)	1 (4.0%)	1 (2.9%)	15 (83.3%)	
Dose de la première hélice (mGy.cm)	160 ± 57	157.52 ± 57	169.52 ± 60	163.26± 53	166.67± 62	0.72
Dose de la seconde hélice (mGy.cm)	125 ± 36	124 ± 36	126 ± 32	129± 33	132± 49	0.73
Dose totale (mGy.cm)	323 ± 96	317± 98	335± 95	331± 86	347± 102	0.51
Concentration en iode du produit de contraste utilisé (mg d'iode/ml)						
350	3 (1.3%)	1 (0.6%)	1 (4.0%)	0 (0.0%)	1 (5.9%)	0.04
370	57 (24.7%)	41 (26.3%)	6 (24.0%)	10 (30.3%)	0 (0.0%)	
400	171 (74%)	114 (73.1%)	18 (72.0%)	23 (69.7%)	16 (94.1%)	
Quantité de produit de contraste injecté (ml)	70 [60 ;70]	70 [60 ;70]	70 [60 ;80]	70 [65 ;70]	70 [60 ;70]	0.41
Méthode de diagnostic final						
Première hélice	157 (67.1%)	156 (99.36)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	<0.001
Seconde hélice	72 (30.8%)	0 (0%)	25 (100%)	32 (94.1%)	16 (88.9%)	
Troisième hélice	1/ (0.4%)	0/0 (0%)	0/0 (0%)	1/1 (2.9%)	0/0 (0%)	
ETO	4 (1.7%)	1 (0.6%)	0 (0%)	1 (2.9%)	2 (11.1%)	

ETO : échographie transoesophagienne. DR1 : défaut de remplissage non équivoque. DR2 : défaut de remplissage équivoque. T : thrombus

Tableau I : Résumé des caractéristiques de l'échantillon étudié.

	Total (n=77)	Groupe DR1	Groupe DR2	Groupe T	p-value
Densité moyenne à 40Kev	1213±287	1154±254	1229±316	1278±271	0.36
Densité moyenne à 140kev	103±17	102±14	104±19	104±18	0.86

Densités exprimées en UH (Unité Hounsfield).

DR1 : défaut de remplissage non équivoque. DR2 : défaut de remplissage équivoque. T : thrombus.

Tableau II. Moyenne de densité au sein de l'oreillette gauche entre les groupes.

4.2 Données de densité

On met en évidence une différence fortement significative entre les groupes DR et T pour les valeurs de densité minimale, moyenne et maximale, à la fois à 40 KeV et à 140 KeV. Les variations de ces données sont également significativement différentes.

Cette différence persiste lorsqu'on compare les groupes DR1, DR2 et T, notamment en confrontant DR2 et T. L'ensemble des résultats sont résumés dans les tableaux III, IV et V.

	<i>Total</i> (n=77)	<i>Groupe DR</i> (n=59)	<i>Groupe T</i> (n=18)	<i>p</i>
Reconstructions 40KeV :				
<i>Densité maximale</i>	475 [271; 705]	570 [440; 739]	244 [188; 269]	<0.001
<i>Densité minimale</i>	127 [11; 229]	170 [61; 307]	-55 [-79; 34]	<0.001
<i>Densité moyenne</i>	275 [125; 459]	352 [208; 536]	83 [51; 125]	<0.001
<i>Ecart-type</i>	76±23	79±24	65.5±19	0.03
Reconstructions 140 KeV :				
<i>Densité maximale</i>	80 [62 ;104]	92 [70;110]	59 [43 ;70]	<0.001
<i>Densité minimale</i>	2 [-13 ;19]	6 [-6 ;23]	-21.5 [-33 ;-13]	<0.001
<i>Densité moyenne</i>	43 [25 ;58]	51 [37 ;64]	17.5 [6 ;21]	<0.001
<i>Ecart-type</i>	16±3	16±4	16±2	0.88
Taille du ROI 2D (mm2) :	52±27	54±28	44±22	0.16
Variations entre 40 et 140KeV :				
<i>Densité maximale</i>	381 [200 ;586]	476 [363 ;632]	181.5 [155 ;216]	<0.001
<i>Densité minimale</i>	116 [23;220]	162 [54 ;285]	-35.5 [-54 ;37]	<0.001
<i>Densité moyenne</i>	237 [103 ;394]	307 [169 ;451]	47 [110 ;-73]	<0.001

*Densités exprimées en UH (unité Hounsfield) sous la forme de médianes avec intervalle interquartile. ROI : Region of interest
KeV : Kilo électronvolt.*

Tableau III. Résultats de l'analyse statistique confrontant les groupes DR et le groupe T.

	Total (n=77)	Groupe DR1 (n=25)	Groupe DR2 (n=34)	Groupe T (n=18)	p
Reconstructions à 40KeV:					
<i>Densité maximale</i>	475 [271; 705]	731 [641; 813]	466 [337; 585]	244.5 [188; 269]	<0.001 ^{abc}
<i>Densité minimale</i>	127 [11; 229]	265 [206; 387]	95.5 [28; 176]	-55 [-79; 24]	<0.001 ^{abc}
<i>Densité moyenne</i>	275 [125; 459]	536 [377; 640]	257.5 [137; 405]	83 [51; 125]	<0.001 ^{abc}
<i>Ecart-type</i>	76±23	84±29	75±18	65±19	0.02 ^{ab}
Reconstructions à 140KeV :					
<i>Densité maximale</i>	80 [62 ;104]	105 [96;120]	78 [69 ;101]	59 [43 ;70]	<0.001 ^{abc}
<i>Densité minimale</i>	2 [-13 ;19]	20 [5 ;33]	1.5 [-8 ;9]	-21.5 [-33;-13]	<0.001 ^{abc}
<i>Densité moyenne</i>	43 [25 ;58]	63 [52 ;72]	39.5 [30 ;55]	17.5 [6 ;21]	<0.001 ^{abc}
<i>Ecart-type</i>	16±3	16±4	16±3	16±2	0.80
Taille du ROI 2D (mm2) :	52±30	52±23	56±33	46±25	0.53
Variations entre 40 et 140KeV :					
<i>Densité maximale</i>	381 [200 ;586]	609 [503 ;721]	378.5 [247;509]	181.5 [155 ;216]	<0.001 ^{abc}
<i>Densité minimale</i>	116 [23;220]	260 [185;363]	107 [23;165]	-35.5 [-54 ;37]	0.001 ^{abc}
<i>Densité moyenne</i>	237 [103 ;394]	451 [314 ;567]	212.5 [117 ;350]	47 [110 ;-73]	0.001 ^{abc}

Densités exprimées en UH (unité Hounsfield) exprimées sous la forme de médianes avec intervalle interquartile. ROI : region of interest. KeV : kilo électronvolt. a: différence significative entre DR1 et T. b: différence significative entre DR2 et T. c: différence significative entre DR1 et DR2.

Tableau IV. Résultats de l'analyse statistique confrontant les groupes DR1, DR2 et T.

4.3 Définition de seuils diagnostiques

Ces résultats autorisent la création de seuils diagnostiques. En particulier, la présence d'une densité moyenne à 40 KeV inférieure à 136 UH prédit la présence d'un thrombus avec une sensibilité de 82.35% et une spécificité de 83.33%. Sa valeur prédictive positive est de 90.3%. L'aire sous la courbe ROC de ce seuil est de 0.87 [0.77;0.96] (Tableau VI et Figure 9).

De manière comparable, la présence d'une densité moyenne à 140 KeV inférieure à 28 UH prédit la présence d'un thrombus avec une sensibilité de 79.41%, une spécificité de 83.33% et une valeur prédictive positive de 90%. L'aire sous la courbe ROC de ce seuil est de 0.89 [0.80;0.98].

Un autre seuil intéressant est le seuil de densité minimale à 140 KeV à -11. En cas de valeur inférieure, le diagnostic de thrombus peut être posé avec une sensibilité de 85.3%, une spécificité de 83.3% et une valeur prédictive positive de 90.6% (Tableau VI, Figure 10).

Les variations de densité entre les deux niveaux d'énergie fournissent également des seuils diagnostiques potentiels, néanmoins de moindre qualité : une différence de densité moyenne supérieure à 117 UH présente une sensibilité de 76.47% et une spécificité de 83.3% pour une aire de 0.83.

	Se	Sp	RVP	RVN	VPP	VPN
<u>40 KeV :</u>						
<i>Densité moyenne <136 UH</i>	82.4% [65 ;93]	83.3% [58;96]	4.94 [1.74;14.04]	0.21 [0.1 ;0.45]	90.3% [74 ;98]	71.4% [47 ;89]
<u>140 keV :</u>						
<i>Densité moyenne <28 UH</i>	79.4% [62 ;91]	83.3% [59 ;96]	4.76 [1.67 ;13,58]	0.25 [0.12 ;0.49]	90% [74 ;98]	68.2% [45 ;86]
<i>Densité minimale > -11 UH</i>	85.3% [69 ;95]	83.3% [59 ;96]	5.12 [1.8 ;14.5]	0.18 [0.08 ;0.4]	90.6% [75 ;98]	75% [51 ;91]

Se : Sensibilité. Sp: Spécificité. RVP/RVN: rapport de vraisemblance positif négatif. VPP/VPN: Valeur prédictive positive / négative. Exprimés avec leur intervalle de confiance.

Tableau V. Caractéristiques statistiques des seuils retenus.

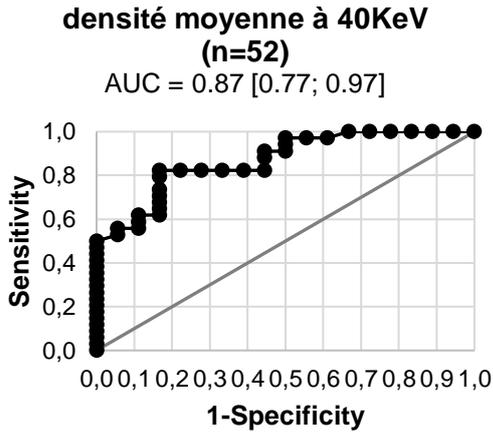


Figure 9. Courbe ROC du seuil diagnostique de densité moyenne à 40 KeV.

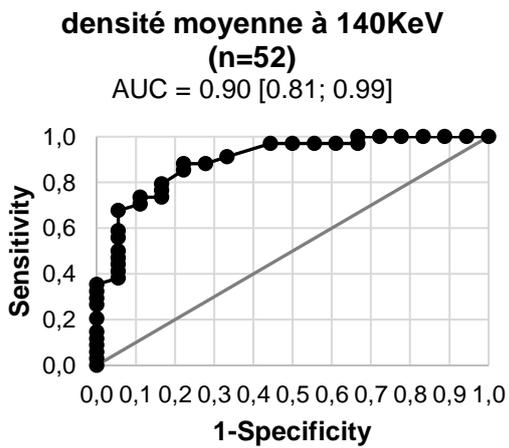


Figure 10. Courbe ROC du seuil diagnostique de densité moyenne à 140 KeV.

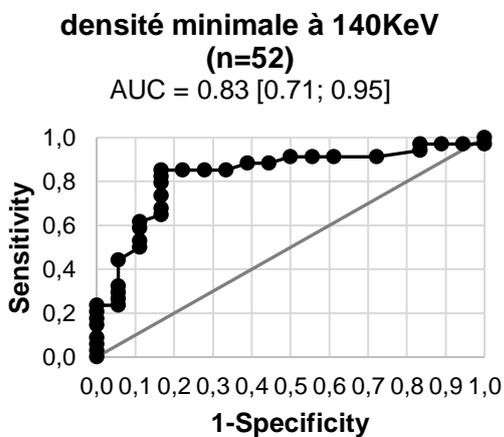


Figure 11. Courbe ROC du seuil diagnostique de densité minimale à 140 KeV.

5. DISCUSSION

Notre étude avait pour principal but de rechercher un critère objectif de différenciation entre artefact de flux et thrombus grâce aux données de l'imagerie spectrale. Elle a atteint son objectif en démontrant une différence significative en termes de densité entre ces deux entités à bas et haut niveau d'énergie.

Elle est une des rares à ce jour dans le domaine de l'imagerie de l'auricule gauche et elle confirme l'intérêt de l'imagerie spectrale dans cette indication.

Une étude de 2020 [19] avait des objectifs similaires et a montré que la concentration d'iode en scanner spectral était significativement plus faible au sein des auricules thrombosés comparativement aux auricules indemnes. Elle comprenait toutefois un échantillon faible d'auricules thrombosés (6), inférieur au nôtre. De plus, elle n'évaluait pas la qualité d'opacification des auricules indemnes, en étudiant au sein du même groupe des auricules bien opacifiées et d'autres avec artefacts de remplissage.

L'utilisation de bas niveaux d'énergie lors des scanners pré-procéduraux a par ailleurs montré une augmentation du contraste, avec des reconstructions 3D per procédurales de meilleure qualité subjective [16].

Notre étude présente des différences objectives, avec des résultats fortement significatifs. Les seuils diagnostiques présentés sont de bonne qualité, avec des valeurs prédictives positives élevées (supérieures à 90%), avec une aire sous la courbe ROC >0.75 .

Sa réalisation en aveugle des résultats finaux avec double lecture par deux radiologues d'expérience différente (senior de subspecialité et interne) renforce la validité de ses résultats.

L'imagerie spectrale s'est aussi avérée utile dans la différenciation des thrombus et des échos spontanés (artefact de flux en ETO mimant un thrombus) par la mesure de la concentration d'iode sur des cartographies d'iode [20]. Les patients avec écho spontanés

(SEC) en ETO présentait pour la plupart des défauts de remplissage en scanner. La conjecture indirecte au vu de ces résultats est que l'imagerie spectrale permet effectivement la différenciation entre thrombus et défaut de remplissage, et va dans le sens de nos propres résultats.

Enfin l'imagerie spectrale est l'objet de nombreuses études dans le cas de l'embolie pulmonaire [17, 18, 21].

La radiomique en scanner a montré son intérêt dans la différenciation des thrombus et des stases intra-auriculaires [22, 23] mais apparaît moins aisée d'utilisation en routine que l'imagerie spectrale. L'utilisation des seuils décrits dans notre étude est simple et reproductible.

Enfin, il est intéressant de noter que la faible opacification de l'auricule lors des acquisitions précoces scanographiques constitue à elle seule un marqueur de risque d'AVC chez les patients en FA [24, 25].

Notre étude présente toutefois quelques points faibles :

La puissance statistique n'est pas élevée du fait du faible échantillon des auricules thrombosés recueillis. Ceci se traduit par des intervalles de confiance de grande taille. Ce faible nombre s'explique toutefois par la rareté des thromboses intra-auriculaires (2%) [8].

Une autre limite de notre étude est son caractère monocentrique et rétrospectif.

Par ailleurs, il existe probablement un biais de sélection car les auricules thrombosés provenaient majoritairement d'examen réalisés au décours d'une occlusion percutanée de l'auricule.

Un biais de mesure associé n'est pas exclu, bien que les ROI 2D réalisés aient été tracés avec le soin de ne pas inclure des artefacts métalliques liés au matériel d'occlusion (artefacts eux-mêmes réduits par la technique utilisée).

6. CONCLUSION

Notre travail a permis de mettre en évidence une différence objective et significative entre thrombus et défaut de remplissage de l'auricule gauche en scanner, avec un impact direct sur la prise en charge des patients devant bénéficier d'une ablation de fibrillation atriale.

Cette différence significative est objectivée en termes de densité aussi bien à faible qu'à haut niveau d'énergie en imagerie spectrale ; nous permettant de définir des seuils diagnostiques d'utilisation aisée en routine.

Ses seuils présentent des sensibilité et spécificité élevées (sensibilité à 82% et spécificité à 83% pour le seuil de densité moyenne à 40 KeV).

Cette technique nécessite une étude prospective ultérieure afin de valider ces seuils diagnostiques.

L'imagerie spectrale a donc un intérêt majeur dans la recherche de thrombus de l'auricule et la caractérisation de celui-ci. Elle doit dorénavant s'inscrire dans le raisonnement diagnostique actuel, en complément de l'analyse subjective classique.

Clermont-Ferrand, le
Pierre CLAVELOU
Doyen - Directeur



Clermont-Ferrand, le 5.5.21
Le Président du Jury

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'D. Lopez', written over the printed name 'Le Président du Jury'.

7. REFERENCES

1. Hindricks et al., « 2020 ESC Guidelines for the Diagnosis and Management of Atrial Fibrillation Developed in Collaboration with the European Association of Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) ».
2. Extramiana, F., A. Messali, J.-P. Labbé, et A. Leenhardt. « Fibrillation atriale ». *EMC - Traité de médecine AKOS* 8, n° 2 (avril 2013): 1-7. [https://doi.org/10.1016/S1634-6939\(13\)59279-9](https://doi.org/10.1016/S1634-6939(13)59279-9).
3. American College of Cardiology. « Treatment of Atrial Fibrillation ». <http%3a%2f%2fwww.acc.org%2flatest-in-cardiology%2ften-points-to-remember%2f2015%2f07%2f22%2f13%2f56%2ftreatment-of-atrial-fibrillation>.
4. Kirchhof, Paulus, Günter Breithardt, A. John Camm, Harry J. Crijns, Karl-Heinz Kuck, Panos Vardas, et Karl Wegscheider. « Improving Outcomes in Patients with Atrial Fibrillation: Rationale and Design of the Early Treatment of Atrial Fibrillation for Stroke Prevention Trial ». *American Heart Journal* 166, n° 3 (septembre 2013): 442-48. <https://doi.org/10.1016/j.ahj.2013.05.015>.
5. Pappone, Carlo, Giuseppe Augello, Simone Sala, Filippo Gugliotta, Gabriele Vicedomini, Simone Gulletta, Gabriele Paglino, et al. « A Randomized Trial of Circumferential Pulmonary Vein Ablation versus Antiarrhythmic Drug Therapy in Paroxysmal Atrial Fibrillation: The APAF Study ». *Journal of the American College of Cardiology* 48, n° 11 (5 décembre 2006): 2340-47. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2006.08.037>.
6. Haïssaguerre, M., P. Jaïs, D. C. Shah, A. Takahashi, M. Hocini, G. Quiniou, S. Garrigue, A. Le Mouroux, P. Le Métayer, et J. Clémenty. « Spontaneous Initiation of Atrial Fibrillation by Ectopic Beats Originating in the Pulmonary Veins ». *The New England Journal of Medicine* 339, n° 10 (3 septembre 1998): 659-66. <https://doi.org/10.1056/NEJM199809033391003>.
7. Derval, N. « Méthodes ablatives de la fibrillation atriale », 2021, 10.
8. Masson, Elsevier. « Imagerie avant et après traitement endocavitaire de la fibrillation atriale ». EM-Consulte. <https://www.em-consulte.com/article/1039244/imagerie-avant-et-apres-traitement-endocavitaire-d>.
9. Zhang, Yu, et Yi-Qiang Yuan. « Value of Left Atrial Diameter with CHA2DS2-VASc Score in Predicting Left Atrial/Left Atrial Appendage Thrombosis in Non-Valvular Atrial Fibrillation ». *Arquivos Brasileiros De Cardiologia* 116, n° 2 (février 2021): 325-31. <https://doi.org/10.36660/abc.20190492>.

10. Romero, Jorge, Syed Arman Husain, Iosif Kelesidis, Javier Sanz, Hector M. Medina, et Mario J. Garcia. « Detection of Left Atrial Appendage Thrombus by Cardiac Computed Tomography in Patients with Atrial Fibrillation: A Meta-Analysis ». *Circulation. Cardiovascular Imaging* 6, n° 2 (1 mars 2013): 185-94.
<https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.112.000153>
11. Beigel, Roy, Nina C. Wunderlich, Siew Yen Ho, Reza Arsanjani, et Robert J. Siegel. « The Left Atrial Appendage: Anatomy, Function, and Noninvasive Evaluation ». *JACC. Cardiovascular Imaging* 7, n° 12 (décembre 2014): 1251-65.
<https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2014.08.009>.
12. Negrotto, Sara M., Ricardo M. Lugo, Mohamed Metawee, Arvin N. Kanagasundram, Geoffrey Chidsey, Michael T. Baker, Gregory F. Michaud, Robert N. Piana, Moore Benjamin Shoemaker, et Christopher Randall Ellis. « Left Atrial Appendage Morphology Predicts the Formation of Left Atrial Appendage Thrombus ». *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 29 janvier 2021.
<https://doi.org/10.1111/jce.14922>.
13. García-Villalba, Manuel, Lorenzo Rossini, Alejandro Gonzalo, Davis Vigneault, Pablo Martínez-Legazpi, Eduardo Durán, Oscar Flores, et al. « Demonstration of Patient-Specific Simulations to Assess Left Atrial Appendage Thrombogenesis Risk ». *Frontiers in Physiology* 12 (2021): 596596.
<https://doi.org/10.3389/fphys.2021.596596>.
14. Machida, Haruhiko, Isao Tanaka, Rika Fukui, Yun Shen, Takuya Ishikawa, Etsuko Tate, et Eiko Ueno. « Dual-Energy Spectral CT: Various Clinical Vascular Applications ». *RadioGraphics* 36, n° 4 (juillet 2016): 1215-32.
<https://doi.org/10.1148/rg.2016150185>.
15. Si-Mohamed, S.A., P.C. Douek, et L. Boussel. « Tomodensitométrie spectrale : de la double énergie à la multiénergie ». *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle* 2, n° 1 (février 2019): 32-45.
<https://doi.org/10.1016/j.jidi.2018.11.004>.
16. Kalisz, Kevin, Sandra Halliburton, Suhny Abbara, Jonathon A. Leipsic, Moritz H. Albrecht, U. Joseph Schoepf, et Prabhakar Rajiah. « Update on Cardiovascular Applications of Multienergy CT ». *RadioGraphics* 37, n° 7 (novembre 2017): 1955-74. <https://doi.org/10.1148/rg.2017170100>.
17. Yuan, Ren, William P. Shuman, James P. Earls, Cameron J. Hague, Hina A. Mumtaz, Andrew Scott-Moncrieff, Jennifer D. Ellis, John R. Mayo, et Jonathon A. Leipsic. « Reduced Iodine Load at CT Pulmonary Angiography with Dual-Energy Monochromatic Imaging: Comparison with Standard CT Pulmonary Angiography--a

- Prospective Randomized Trial ». *Radiology* 262, n° 1 (janvier 2012): 290-97.
<https://doi.org/10.1148/radiol.11110648>.
18. Bae, Kyungsoo, Kyung Nyeo Jeon, Soo Buem Cho, Sung Eun Park, Jin Il Moon, Hye Jin Baek, et Bo Hwa Choi. « Improved Opacification of a Suboptimally Enhanced Pulmonary Artery in Chest CT: Experience Using a Dual-Layer Detector Spectral CT ». *AJR. American Journal of Roentgenology* 210, n° 4 (avril 2018): 734-41.
<https://doi.org/10.2214/AJR.17.18537>.
19. Schlett, C. L., M. C. Heidt, A. Jörg, M. Soschynski, S. J. Buss, G. Korosoglou, F. Bamberg, H.-U. Kauczor, et O. K. Mohrs. « [Value of dual-energy computed tomography for detection of left atrial appendage thrombus] ». *Der Radiologe* 60, n° 12 (décembre 2020): 1162-68. <https://doi.org/10.1007/s00117-020-00774-3>.
20. Hur, Jin, Young Jin Kim, Hye-Jeong Lee, Ji Eun Nam, Yoo Jin Hong, Hee Yeong Kim, Ji Won Lee, et Byoung Wook Choi. « Cardioembolic Stroke: Dual-Energy Cardiac CT for Differentiation of Left Atrial Appendage Thrombus and Circulatory Stasis ». *Radiology* 263, n° 3 (juin 2012): 688-95.
<https://doi.org/10.1148/radiol.12111691>.
21. Kikano, Elias George, Kai Roman Laukamp, Samuel Azeze, Daniel Smith, Amir-Ata Rahnama-Azar, Aekta Gupta, et Amit Gupta. « Pulmonary Embolism Versus Mimics on Dual-Energy Spectral Computed Tomography: An Algorithmic Approach ». *Journal of Computer Assisted Tomography* 44, n° 6 (décembre 2020): 833-40.
<https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000001093>.
22. Chun, Sei Hyun, Young Joo Suh, Kyunghwa Han, Sang Joon Park, Chi Young Shim, Geu-Ru Hong, Sak Lee, Seung-Hyun Lee, Young Jin Kim, et Byoung Wook Choi. « Differentiation of Left Atrial Appendage Thrombus from Circulatory Stasis Using Cardiac CT Radiomics in Patients with Valvular Heart Disease ». *European Radiology* 31, n° 2 (février 2021): 1130-39. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07173-1>.
23. Ebrahimian, Shadi, Subba R. Digumarthy, Fatemeh Homayounieh, Andrew Primak, Felix Lades, Sandeep Hedgire, et Mannudeep K. Kalra. « Use of Radiomics to Differentiate Left Atrial Appendage Thrombi and Mixing Artifacts on Single-Phase CT Angiography ». *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 5 février 2021. <https://doi.org/10.1007/s10554-021-02178-3>.
24. Guha, Avirup, Michael P. Dunleavy, Samuel Hayes, Muhammad R. Afzal, Emile G. Daoud, Subha V. Raman, et Thura T. Harfi. « Accuracy of Contrast-Enhanced Computed Tomography for Thrombus Detection Prior to Atrial Fibrillation Ablation and Role of Novel Left Atrial Appendage Enhancement Index in Appendage Flow

Assessment ». *International Journal of Cardiology* 318 (1 novembre 2020): 147-52.
<https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2020.06.035>.

25. Inoue, Takafumi, et Yoshihiro Suematsu. « Poor Enhancement Pattern of Left Atrial Appendage in Cardiac Computed Tomography Is Associated with Stroke in Persistent Atrial Fibrillation Patients ». *Journal of Thoracic Disease* 11, n° 8 (août 2019): 3315-24.

ANNEXE I

Moyenne de dose d'irradiation (mGy.cm) avec écarts-types

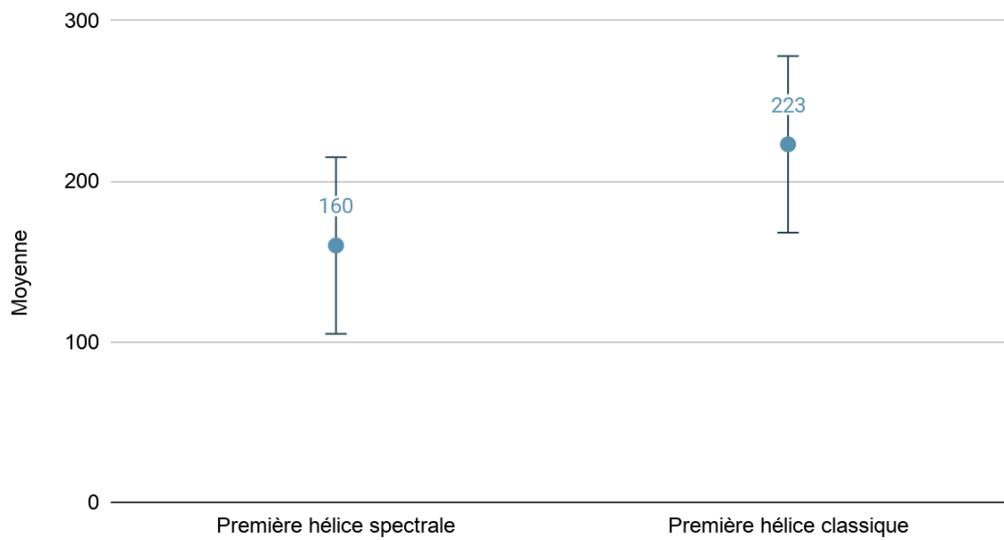


Figure 12. Comparaison de l'irradiation moyenne des premières hélices scanographique en imagerie spectrale et en imagerie scanner classique.

Réalisé grâce aux acquisitions réalisées sur scanner non spectral au cours du mois janvier 2021 (n=20).

ANNEXE II



**Interface Recherche Bioéthique
Institutional Review Board**

Président :
Maxime RONOT

Membres :
Arnaud CACHIA
Guillaume GORINCOUR
Romain POMMIER
Pascal SELLIER

Secrétariat :
cerim.cerf@gmail.com

Interface Recherche Bioéthique Institutional Review Board

Les études qualifiées de Recherche Biomédicales selon l'article L1121-1 du code de la santé publique doivent être présentées au CPP et ne peuvent faire l'objet d'un numéro par l'IRB

Titre complet de l'étude Imagerie spectrale et thrombus de l'auricule.

Investigateur Principal et Service : Mathilde Paillet, Clermont-Ferrand

- Etude Monocentrique : Oui Non
- Type de Recherche : Diagnostique Physiopathologique
 Epidémiologique Thérapeutique
 Autre :
- Type d'étude : Etude descriptive transversale Suivi de Cohorte
 Etude épidémiologique Etude Observationnelle
 Autres :
- Etude déjà débutée : Oui Non
Si oui, Date de début : inconnu
- Transmission d'un protocole : Oui Non
- Transmission d'un article en cours de soumission : Oui Non
- Avis de l'IRB** Favorable Défavorable
 Non compétent Différé

Motivation de la réponse :
Le CERIM émet un avis favorable sans réserve.

Numéro IRB attribué : CRM-2103-136

Paris le : 31 mars 2021



CERF
CERIM
VALIDE

Président du CERIM

Comité d'éthique de la recherche en imagerie médicale - CERIM

CERF-CERIM
47 Rue de la Colonie
75007 PARIS

Figure 13. Autorisation du CERIM.

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis(e) à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ;
que je sois déshonoré(e) et méprisé(e) si j'y manque.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette FACULTE et de mes chers CONDISCIPLES, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'Honneur et de la Probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et je n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Respectueux et reconnaissant envers mes MAÎTRES, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les HOMMES m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois couvert d'OPPROBRE et méprisé de mes confrères si j'y manque.