

Année 2020

N°

Thèse

Pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

Diplôme d'État

Par

Loïc METAIRY

Né le 13/05/1990 à Saint-Etienne (42)

TITRE

**Évaluation de l'apport du scanner spectral synchronisé à l'ECG
dans la recherche de thrombus de l'auricule gauche avant ablation
endocavitaire de fibrillation atriale.**

Présentée et soutenue publiquement le 10 septembre 2020 devant un jury composé de :

Président du Jury :

Professeur Laurent BRUNEREAU, Radiologie et Imagerie Médicale, Faculté de Médecine – Tours

Membres du Jury :

Professeur Daniel ALISON, Radiologie et Imagerie Médicale, PH, Faculté de Médecine – Tours.

Professeur Jean-Philippe COTTIER, Radiologie et Imagerie Médicale, Faculté de Médecine – Tours.

Docteur Anne DELHOMMAIS, Radiologie et Imagerie Médicale, PH, CHU Tours – Tours.

Docteur Nicolas CLEMENTY, Cardiologie, MCU-PH, Faculté de Médecine – Tours.

Directeur de thèse :

Docteur Julien PUCHEUX, Radiologie et Imagerie Médicale, PH, CHU Tours – Tours.

RÉSUMÉ :

INTRODUCTION

La fibrillation atriale (FA) qui est le trouble du rythme cardiaque le plus fréquent, est un facteur indépendant d'augmentation de la mortalité et de la morbidité, notamment à cause du risque thromboembolique. L'ablation instrumentale de la FA occupe une place importante parmi les traitements possibles. Un scanner de l'atrium gauche pré-ablation est nécessaire afin d'éliminer un thrombus dans l'auricule gauche. Contrairement au scanner conventionnel qui fournit uniquement des informations de densité « brute », le scanner spectral (ou double énergie) permet d'obtenir d'autres paramètres : cartographie de l'iode, densité du rehaussement, densité spontanée virtuelle. L'objectif principal de notre étude était de d'évaluer à partir d'une acquisition spectrale synchronisée à l'ECG, les performances diagnostiques de ces différents paramètres. L'objectif secondaire était d'évaluer l'impact de ce type d'imagerie sur la dosimétrie.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

Nous avons rétrospectivement inclus 240 patients ayant bénéficiés d'un scanner au CHU de Tours avant ablation instrumentale de FA entre le 16 janvier 2019 et le 11 mai 2020. Pour chacun d'eux, on a réalisé un scanner double énergie de l'atrium gauche synchronisé prospectivement à l'ECG, permettant d'obtenir une reconstruction en contraste spontané virtuel (VNC), des images mixées des tubes à 90 et 150 kV et une cartographie de la concentration d'iode. Des ROI ont été positionnés au sein de l'auricule gauche et les différents paramètres recueillis. Le produit dose-longueur (PDL) a été recueilli pour chaque examen et comparé à 50 examens réalisés en mono-énergie sur notre précédent scanner.

RÉSULTATS

Les densités sur les reconstructions mixées des hélices des tubes à 90 et 150 kV et la concentration d'iode étaient significativement plus faibles dans le groupe avec thrombus que dans le groupe sans thrombus. En prenant comme référence l'interprétation initiale des images conventionnelles par deux radiologues, la cartographie de concentration d'iode proposait les meilleures performances dans la détection du thrombus (spécificité : 94,7 % ; sensibilité : 100% pour un seuil à 1,05 mg/mL). Le PDL moyen d'une acquisition unique en double énergie réalisée sur notre scanner SOMATOM Force était inférieur à celui d'une acquisition mono énergie sur notre précédente machine SOMATOM Définition AS.

CONCLUSION

La cartographie de la concentration d'iode est la plus performante dans la détection du thrombus de l'auricule gauche. L'acquisition unique en double énergie sur notre SOMATOM

Force n'expose pas le patient à un excédent d'irradiation, elle est moins irradiante qu'une acquisition mono-énergie sur notre précédente machine.

Mots clés :

Fibrillation atriale, thrombus, auricule gauche, scanner, double énergie, imagerie spectrale, cartographie, densité, concentration d'iode, dosimétrie.

ABSTRACT:

INTRODUCTION

Atrial fibrillation (AF), which is the most common heart rhythm disorder, is an independent factor in increased mortality and morbidity, in particular because of the thromboembolic risk. Catheter ablation is an important treatment option. A pre-ablation left atrium CT is needed to rule out a thrombus in the left atrium. Unlike the conventional CT, which provides only "raw" density information, the spectral (or dual energy) CT allows other parameters to be obtained: iodine mapping, enhancement density, virtual spontaneous density. The main objective of our study was to evaluate, from spectral acquisition synchronized with the ECG, the diagnostic performance of these different parameters. The secondary objective was to assess the impact of this type of imaging on dosimetry.

MATERIALS AND METHODS

We retrospectively included 240 patients who had undergone a CT scan at the Tours University Hospital before catheter ablation of AF between January 16, 2019 and May 11, 2020. Each of them received a dual energy CT of the synchronized left atrium with prospective ECG synchronization, allowing to obtain a reconstruction in virtual non-contrast (VNC), mixed images of the tubes at 90 and 150 kV and a iodine concentration mapping. ROIs were positioned in the left atrium and the different parameters collected. The dose-length product (DLP) was collected for each exam and compared to 50 exams performed in mono-energy on our previous device.

RESULTS

The densities on the mixed helix tubes reconstructions at the 90 and 150 kV and the iodine concentration were significantly lower in the group with thrombus than in the group without thrombus. Taking as reference the initial interpretation of conventional images by two radiologists, the iodine concentration mapping offers the best performance in the detection of thrombus (specificity: 94.7%; sensitivity: 100% for a threshold of 1.05 mg / mL). The average DLP of a single dual energy acquisition achieved on our SOMATOM Force CT was lower than a single energy acquisition on our previous SOMATOM Definition AS CT.

CONCLUSION

The iodine concentration mapping is the most efficient to detect left atrial appendage thrombus. A unique dual energy acquisition on our SOMATOM Force does not expose the patient to excess radiation, it is less irradiating than a single energy acquisition on our previous machine.

Keywords:

Atrial fibrillation, thrombus, left atrial, CT, dual energy, spectral imaging, mapping, density, iodine concentration, dosimetry.

UNIVERSITE DE TOURS
FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

DOYEN

Pr Patrice DIOT

VICE-DOYEN

Pr Henri MARRET

ASSESSEURS

Pr Denis ANGOULVANT, *Pédagogie*

Pr Mathias BUCHLER, *Relations internationales*

Pr Theodora BEJAN-ANGOULVANT, *Moyens – relations avec l'Université*

Pr Clarisse DIBAO-DINA, *Médecine générale*

Pr François MAILLOT, *Formation Médicale Continue*

Pr Patrick VOURC'H, *Recherche*

RESPONSABLE ADMINISTRATIVE

Mme Fanny BOBLETER

DOYENS HONORAIRES

Pr Emile ARON (†) – 1962-1966

Directeur de l'Ecole de Médecine - 1947-1962

Pr Georges DESBUQUOIS (†) - 1966-1972

Pr André GOUAZE (†) - 1972-1994

Pr Jean-Claude ROLLAND – 1994-2004

Pr Dominique PERROTIN – 2004-2014

PROFESSEURS EMERITES

Pr Daniel ALISON

Pr Philippe ARBEILLE

Pr Catherine BARTHELEMY

Pr Gilles BODY

Pr Jacques CHANDENIER

Pr Alain CHANTEPIE

Pr Pierre COSNAY

Pr Etienne DANQUECHIN-DORVAL

Pr. Dominique GOGA

Pr Alain GOUDEAU

Pr Anne-Marie LEHR-DRYLEWICZ

Pr Gérard LORETTE

Pr Roland QUENTIN

Pr Elie SALIBA

PROFESSEURS HONORAIRES

P. ANTHONIOZ – A. AUDURIER – A. AUTRET – P. BAGROS – P. BARDOS – J.L. BAULIEU – C. BERGER – JC. BESNARD – P. BEUTTER – C. BONNARD – P. BONNET – P. BOUGNOUX – P. BURDIN – L. CASTELLANI – B. CHARBONNIER – P. CHOUTET – T. CONSTANS – C. COUET – L. DE LA LANDE DE CALAN – J.P. FAUCHIER – F. FETISSOF – J. FUSCIARDI – P. GAILLARD – G. GINIES – A. GOUAZE – J.L. GUILMOT – N. HUTEN – M. JAN – J.P. LAMAGNERE – F. LAMISSE – Y. LANSON – O. LE FLOCH – Y. LEBRANCHU – E. LECA – P. LECOMTE – E. LEMARIE – G. LEROY – M. MARCHAND – C. MAURAGE – C. MERCIER – J. MOLINE – C. MORAINÉ – J.P. MUH – J. MURAT – H. NIVET – L. POURCELOT – P. RAYNAUD – D. RICHARD-LENOBLE – A. ROBIER – J.C. ROLLAND – D. ROYERE – A. SAINDELLE – J.J. SANTINI – D. SAUVAGE – D. SIRINELLI – B. TOUMIEUX – J. WEILL

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

ANDRES Christian.....	Biochimie et biologie moléculaire
ANGOULVANT Denis	Cardiologie
AUPART Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
BABUTY Dominique	Cardiologie
BAKHOS David	Oto-rhino-laryngologie
BALLON Nicolas	Psychiatrie ; addictologie
BARILLOT Isabelle	Cancérologie ; radiothérapie
BARON Christophe	Immunologie
BEJAN-ANGOULVANT Théodora	Pharmacologie clinique
BERNARD Anne	Cardiologie
BERNARD Louis	Maladies infectieuses et maladies tropicales
BLANCHARD-LAUMONNIER Emmanuelle	Biologie cellulaire
BLASCO Hélène	Biochimie et biologie moléculaire
BONNET-BRILHAULT Frédérique	Physiologie
BRILHAULT Jean	Chirurgie orthopédique et traumatologique
BRUNEREAU Laurent	Radiologie et imagerie médicale
BRUYERE Franck	Urologie
BUCHLER Matthias	Néphrologie
CALAIS Gilles	Cancérologie, radiothérapie
CAMUS Vincent	Psychiatrie d'adultes
COLOMBAT Philippe	Hématologie, transfusion
CORCIA Philippe	Neurologie
COTTIER Jean-Philippe	Radiologie et imagerie médicale
DE TOFFOL Bertrand	Neurologie
DEQUIN Pierre-François	Thérapeutique
DESOUBEUX Guillaume	Parasitologie et mycologie
DESTRIEUX Christophe	Anatomie
DIOT Patrice	Pneumologie
DU BOUXXIC de PINIEUX Gonzague	Anatomie & cytologie pathologiques
DUCLUZEAU Pierre-Henri	Endocrinologie, diabétologie, et nutrition
DUMONT Pascal	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
EL HAGE Wissam	Psychiatrie adultes
EHRMANN Stephan	Réanimation
FAUCHIER Laurent	Cardiologie
FAVARD Luc	Chirurgie orthopédique et traumatologique
FOUGERE Bertrand	Gériatrie
FOUQUET Bernard	Médecine physique et de réadaptation
FRANCOIS Patrick	Neurochirurgie
FROMONT-HANKARD Gaëlle	Anatomie & cytologie pathologiques
GAUDY-GRAFFIN Catherine	Bactériologie-virologie, hygiène hospitalière
GOUPILLE Philippe	Rhumatologie
GRUEL Yves	Hématologie, transfusion
GUERIF Fabrice	Biologie et médecine du développement et de la reproduction
GUYETANT Serge	Anatomie et cytologie pathologiques
GYAN Emmanuel	Hématologie, transfusion
HAILLOT Olivier	Urologie
HALIMI Jean-Michel	Thérapeutique
HANKARD Régis.....	Pédiatrie
HERAULT Olivier	Hématologie, transfusion
HERBRETEAU Denis	Radiologie et imagerie médicale
HOURIOUX Christophe	Biologie cellulaire
LABARTHE François	Pédiatrie
LAFFON Marc	Anesthésiologie et réanimation chirurgicale, médecine d'urgence
LARDY Hubert	Chirurgie infantile
LARIBI Saïd	Médecine d'urgence
LARTIGUE Marie-Frédérique	Bactériologie-virologie
LAURE Boris	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
LECOMTE Thierry	Gastroentérologie, hépatologie
LESCANNE Emmanuel	Oto-rhino-laryngologie
LINASSIER Claude	Cancérologie, radiothérapie
MACHET Laurent	Dermato-vénéréologie
MAILLOT François	Médecine interne
MARCHAND-ADAM Sylvain	Pneumologie
MARRET Henri	Gynécologie-obstétrique

MARUANI Annabel	Dermatologie-vénéréologie
MEREGHETTI Laurent	Bactériologie-virologie ; hygiène hospitalière
MITANCHEZ Delphine	Pédiatrie
MORINIERE Sylvain	Oto-rhino-laryngologie
MOUSSATA Driffa	Gastro-entérologie
MULLEMAN Denis	Rhumatologie
ODENT Thierry	Chirurgie infantile
OUAISSI Mehdi	Chirurgie digestive
OULDAMER Lobna	Gynécologie-obstétrique
PAINTAUD Gilles	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
PATAT Frédéric	Biophysique et médecine nucléaire
PERROTIN Dominique	Réanimation médicale, médecine d'urgence
PERROTIN Franck	Gynécologie-obstétrique
PISELLA Pierre-Jean	Ophthalmologie
PLANTIER Laurent	Physiologie
REMERAND Francis	Anesthésiologie et réanimation, médecine d'urgence
ROINGEARD Philippe	Biologie cellulaire
ROSSET Philippe	Chirurgie orthopédique et traumatologique
RUSCH Emmanuel	Épidémiologie, économie de la santé et prévention
SAINT-MARTIN Pauline	Médecine légale et droit de la santé
SALAME Ephrem	Chirurgie digestive
SAMIMI Mahtab	Dermatologie-vénéréologie
SANTIAGO-RIBEIRO Maria	Biophysique et médecine nucléaire
THOMAS-CASTELNAU Pierre	Pédiatrie
TOUTAIN Annick	Génétique
VAILLANT Loïc	Dermato-vénéréologie
VELUT Stéphane	Anatomie
VOURC'H Patrick	Biochimie et biologie moléculaire
WATIER Hervé	Immunologie

PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

DIBAO-DINA Clarisse
LEBEAU Jean-Pierre

PROFESSEURS ASSOCIES

MALLET Donatien Soins palliatifs
POTIER Alain Médecine Générale
ROBERT Jean Médecine Générale

PROFESSEUR CERTIFIE DU 2ND DEGRE

MC CARTHY Catherine Anglais

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

BARBIER Louise Chirurgie digestive
BERHOUET Julien Chirurgie orthopédique et traumatologique
BRUNAUT Paul Psychiatrie d'adultes, addictologie
CAILLE Agnès Biostat., informatique médical et technologies de communication
CLEMENTY Nicolas Cardiologie
DENIS Frédéric Odontologie
DOMELIER Anne-Sophie Bactériologie-virologie, hygiène hospitalière
DUFOUR Diane Biophysique et médecine nucléaire
ELKRIEF Laure Hépatologie – gastroentérologie
FAVRAIS Géraldine Pédiatrie
FOUQUET-BERGEMER Anne-Marie Anatomie et cytologie pathologiques
GATAULT Philippe Néphrologie
GUILLEUX Valérie Immunologie
GUILLON Antoine Réanimation
GUILLON-GRAMMATICO Leslie Épidémiologie, économie de la santé et prévention
HOARAU Cyrille Immunologie

IVANES Fabrice.....	Physiologie
LE GUELLEC Chantal	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
LEFORT Bruno	Pédiatrie
LEGRAS Antoine.....	Chirurgie thoracique
LEMAIGNEN Adrien	Maladies infectieuses
MACHET Marie-Christine.....	Anatomie et cytologie pathologiques
MOREL Baptiste	Radiologie pédiatrique
PIVER Éric	Biochimie et biologie moléculaire
REROLLE Camille	Médecine légale
ROUMY Jérôme	Biophysique et médecine nucléaire
SAUTENET Bénédicte	Thérapeutique
TERNANT David	Pharmacologie fondamentale, pharmacologie clinique
VUILLAUME-WINTER Marie-Laure	Génétique
ZEMMOURA Ilyess	Neurochirurgie

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

AGUILLON-HERNANDEZ Nadia	Neurosciences
BOREL Stéphanie	Orthophonie
NICOGLLOU Antonine	Philosophie – histoire des sciences et des techniques
PATIENT Romuald.....	Biologie cellulaire
RENOUX-JACQUET Cécile	Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES

BARBEAU Ludivine	Médecine Générale
RUIZ Christophe	Médecine Générale
SAMKO Boris	Médecine Générale

CHERCHEURS INSERM - CNRS – INRA

BOUAKAZ Ayache	Directeur de Recherche INSERM – UMR INSERM 1253
CHALON Sylvie	Directeur de Recherche INSERM – UMR INSERM 1253
COURTY Yves	Chargé de Recherche CNRS – UMR INSERM 1100
DE ROCQUIGNY Hugues	Chargé de Recherche INSERM – UMR INSERM 1259
ESCOFFRE Jean-Michel	Chargé de Recherche INSERM – UMR INSERM 1253
GILOT Philippe	Chargé de Recherche INRA – UMR INRA 1282
GOUILLEUX Fabrice	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 7001
GOMOT Marie	Chargée de Recherche INSERM – UMR INSERM 1253
HEUZE-VOURCH Nathalie	Chargée de Recherche INSERM – UMR INSERM 1100
KORKMAZ Brice	Chargé de Recherche INSERM – UMR INSERM 1100
LAUMONNIER Frédéric	Chargé de Recherche INSERM - UMR INSERM 1253
MAZURIER Frédéric	Directeur de Recherche INSERM – UMR CNRS 7001
MEUNIER Jean-Christophe	Chargé de Recherche INSERM – UMR INSERM 1259
PAGET Christophe	Chargé de Recherche INSERM – UMR INSERM 1100
RAOUL William	Chargé de Recherche INSERM – UMR CNRS 7001
SI TAHAR Mustapha	Directeur de Recherche INSERM – UMR INSERM 1100
WARDAK Claire	Chargée de Recherche INSERM – UMR INSERM 1253

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

Pour l'Ecole d'Orthophonie

DELORE Claire	Orthophoniste
GOUIN Jean-Marie	Praticien Hospitalier

Pour l'Ecole d'Orthoptie

MAJZOUB Samuel.....	Praticien Hospitalier
---------------------	-----------------------

Pour l'Ethique Médicale

BIRMELE Béatrice	Praticien Hospitalier
------------------------	-----------------------

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté,
de mes chers condisciples
et selon la tradition d'Hippocrate,
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 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.

REMERCIEMENTS

Aux membres du jury,

A Monsieur le Professeur Laurent BRUNEREAU,

Vous me faites l'honneur de présider cette thèse. Je vous remercie pour vos enseignements, votre disponibilité et votre bienveillance à mon égard. Soyez assuré de ma sincère reconnaissance.

A Monsieur le Professeur Daniel ALISON,

Je vous remercie d'avoir accepté de faire partie de mon jury et de juger mon travail. Les rares moments en votre compagnie sont toujours sympathiques et chaleureux. Soyez assuré de ma profonde estime à votre égard.

A Monsieur le Professeur Jean-Philippe COTTIER,

Vous me faites l'honneur d'être membre de ce jury. Merci pour votre gentillesse, votre sagesse ainsi que pour tous vos enseignements. Recevez ici la marque de mon profond respect.

A Madame le Docteur Anne DELHOMMAIS,

Tu me fais l'honneur de faire partie de ce jury. Je te remercie pour toute l'expérience et les enseignements que tu me transmets au quotidien ainsi que pour la bienveillance dont tu fais preuve à mon égard.

A Monsieur le Docteur Nicolas CLEMENTY,

Merci d'avoir accepté de faire partie de ce jury. Votre expérience et votre avis en tant que rythmologue et cardiologue interventionnel sont un atout pour ce travail.

A Monsieur le Docteur Julien PUCHEUX,

Mon ami, je te remercie d'avoir dirigé et de t'être tant investi dans cette thèse. Merci infiniment pour tout ce que tu m'as apporté pendant mon internat, à l'hôpital comme en dehors.

A toutes les équipes médicales et paramédicales du CHU de Tours, des CH de Châteauroux, Blois et Chartres que j'ai eu la chance de côtoyer au cours de mon internat, soyez assurés de ma sincère reconnaissance. Une pensée particulière pour la team vasculaire du CHU de Tours.

Merci également aux équipes médicales et paramédicales des CHU de Dijon et particulièrement Clermont-Ferrand d'avoir accepté de m'accueillir et de me transmettre leurs savoirs pendant mes deux stages inter-CHU.

A mes parents,

Des mots ne suffiraient pas pour exprimer ce que je vous dois, merci pour tout ce que vous faites pour moi, à tous les sacrifices que vous avez consentis pour que je puisse réussir, je vous dédie ce travail.

A mon frère Thomas et à ma sœur Lucile,

Tout simplement merci de faire partie de ma vie. Votre soutien et votre amour rendent la vie bien plus agréable.

A Alice et Ugo,

Merci de prendre soin de ceux que j'aime.

A mon parrain Tony, ma marraine Josiane et ma grand-mère Marinette,

Merci d'être là pour moi depuis tout ce temps.

A mes grands-parents, Odette et Marcel,

J'espère vous rendre fiers.

A toute ma famille qui a fait preuve d'un soutien sans faille tout au long de mon parcours.

A Mélanie,

Merci d'être à mes côtés depuis ces 5 dernières années, dans les bons comme dans les mauvais moments. Ton amour est une grande force au quotidien. Aux nombreux projets qui nous attendent.

A ma belle-famille,

A Patrick et Fabienne, merci pour votre gentillesse et votre générosité.

A Romain, Virginie, Kevin, Clémence, Orlane, Tess et Léo, merci pour ces bons moments passés ensemble à Tuzie et Antezant-La-Chapelle.

A mes amis,

A Rémy et Clémence, merci pour votre amitié sans faille durant toutes ces années malgré la distance. Merci pour toutes ces années d'externat, les premières furent nettement moins sérieuses mais bien plus amusantes que les dernières. Accompagnés de Valentine et Jules, vous êtes un exemple.

A Ben, François, MC, merci pour tous ces moments de délire, de blagues bien lourdes et de camaraderie. Cet internat aurait été nettement moins fun et piquant sans vous. J'espère que nos chemins se recroiseront régulièrement.

A mes Chefs, Nicolas, Maxence et Léo et tous ceux qui m'ont formé pendant mon internat, merci pour votre sympathie, votre disponibilité et vos enseignements.

A mes co-internes, merci pour tous les moments que nous avons partagés ensemble.

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	2
ABSTRACT	3
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	14
1. INTRODUCTION	15
2. MATERIELS ET METHODES.....	18
2.1 Population de l'étude	18
2.2 Protocole d'acquisition	19
2.3 Paramètres de reconstruction	20
2.4 Post-traitement et analyse des images.....	21
2.5 Dosimétrie	25
2.6 Analyse statistique	25
3. RESULTATS	26
3.1 Caractéristiques de la population étudiée	26
3.2 Analyse qualitative	26
3.3 Analyse quantitative	26
3.4 Dosimétrie	34
4. DISCUSSION.....	35
5. CONCLUSION.....	40
BIBLIOGRAPHIE.....	41

LISTE DES ABRÉVIATIONS

AVC	Accident vasculaire cérébral
CI	Concentration d'iode
ECG	Électrocardiogramme
ETO	Échographie transoesophagienne
FA	Fibrillation atriale
GE	General Electric
IC95%	Intervalle de confiance à 95%
IRSN	Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire
NRD	Niveaux de référence diagnostiques
PACS	Picture archiving and communication system
PC	Prise de contraste
Pdc	Produit de contraste
PDL	Produit dose longueur
ROC	Receiver operating characteristic
ROI	Region of interest
VNC	Virtual non contrast
VPN	Valeur prédictive négative
VPP	Valeur prédictive positive

1. INTRODUCTION

La fibrillation atriale (FA) est depuis plus de deux décennies le trouble du rythme cardiaque le plus fréquent, avec une augmentation constante prévue dans les années à venir du nombre de patients et des dépenses de santé publique en rapport avec cette pathologie. On estime ainsi qu'en 2010, 12,6 millions de femmes et 20,9 millions d'hommes dans le monde étaient atteints et les projections pour 2030 évaluent entre 14 et 17 millions le nombre de patients concernés rien qu'en Europe (1-4).

Or la FA est un facteur indépendant d'augmentation de la mortalité avec un odds ratio de 1,5 chez l'homme (IC95% : 1,2 - 1,8) et de 1,9 chez la femme (IC95% : 1,5 - 2,2) (5). Elle est également associée à une augmentation significative de la morbidité, avec entre autres un risque thrombo-embolique, notamment d'AVC ischémique, plus élevé que dans la population générale. Ainsi le pourcentage d'AVC ischémique pouvant être attribué à la FA est estimé entre 1,5% (de 50 à 59 ans) et 23,5% (de 80 à 89 ans) (6).

Différentes modalités sont décrites dans la prise en charge de la FA, du contrôle des facteurs de risque cardio-vasculaire à la restauration du rythme sinusal au long cours, en passant par la prévention du risque thrombo-embolique grâce aux anticoagulants. La restauration du rythme sinusal au long cours permet une amélioration de la qualité de vie et est indiqué chez les patients qui restent symptomatiques malgré le contrôle de leur fréquence cardiaque. Deux méthodes sont alors envisageables. La première est médicamenteuse grâce aux anti-arythmiques. La seconde est instrumentale, elle repose sur l'ablation par voie endocavitaire en isolant les veines pulmonaires par radiofréquence ou cryothérapie (1). Les veines pulmonaires sont en effet la principale zone de déclenchement ectopique à l'origine de la FA (7,8). L'étude multicentrique SARA a démontré, en traitement de première ligne et dans la FA paroxystique, une plus grande efficacité de l'ablation instrumentale dans le maintien du rythme sinusal et l'amélioration de la qualité de vie (9). De nombreuses autres études démontrent également une baisse des récidives après ablation instrumentale, avec ou sans cardioversion associée, tout en justifiant d'un taux de complication similaire au traitement médicamenteux lorsque les procédures sont réalisées dans des centres experts (10-13).

La réalisation de cette procédure nécessite un bilan d'imagerie en amont afin de réaliser une cartographie des veines pulmonaires, de rechercher des variantes anatomiques et d'éliminer les contre-indications. Parmi ces dernières, la présence d'un thrombus dans l'auricule gauche est une contre-indication absolue car il représente un risque thromboembolique majeur (14).

L'échographie trans-œsophagienne (ETO) est considérée comme la technique de référence dans la détection de ce thrombus (15-18), néanmoins elle ne permet pas l'exploration des structures adjacentes et reste un examen relativement invasif, grevé de complications rares mais graves (19).

L'angioscanner de l'atrium gauche permet de réserver l'ETO aux situations nécessitant la confirmation de la présence d'un thrombus suspecté sur le scanner. En effet, ce dernier présente une sensibilité (96%) et une valeur prédictive négative (VPN) élevées (99%). Néanmoins, sa spécificité et sa valeur prédictive positive (VPP) sont limitées (respectivement 92% et 41%) et variable selon les études (20). Effectivement lorsque l'on observe un défaut d'opacification au sein de l'auricule gauche, il est parfois difficile de faire la différence entre un véritable thrombus et un simple retard d'opacification de cette structure. Ce retard d'opacification est lié à plusieurs facteurs qui sont : le caractère borgne de cette structure, la masse volumique du produit de contraste qui est plus importante que celle du sang (visualisation d'un défaut d'opacification avec un niveau contraste/sang), l'arythmie, l'apnée réalisée par le patient au moment de l'acquisition ainsi que les différentes formes que peut prendre l'auricule gauche. En effet on retrouve quatre principales formes différentes d'auricule: en « chou-fleur », en « aile de poulet », en « manche à air » et en « cactus » (**figure 1**). Le caractère profond et tortueux lié à ces différents aspects représente une des principales raisons des opacifications incomplètes. Afin d'améliorer ces performances et notamment la VPP, différents protocoles ont été étudiés et utilisés en routine clinique. Le cœur étant par nature une structure mobile, il a été proposé afin d'optimiser la netteté de l'image de réaliser une acquisition synchronisée à l'ECG et par conséquent aux mouvements cardiaques, sans amélioration significative des résultats (21). D'autres équipes ont décidé de réaliser une seconde hélice plus tardive (sensibilité 100%, spécificité 99%, VPN 100% et VPP 92%) (20) ou d'utiliser un protocole comportant deux injections successives de produit de contraste (pdc) suivies d'une seule acquisition (sensibilité 96%, spécificité 100%, VPN 98% et VPP 100%) (22,23). Ces deux derniers protocoles améliorent sensiblement la VPP mais comportent également des inconvénients : augmentation de l'irradiation et du volume du produit de contraste injecté.

Les avancées technologiques et la démocratisation des scanners double énergie ont permis d'envisager une nouvelle méthode de différenciation entre thrombus et retard d'opacification. En effet, ces machines offrent la possibilité de réaliser une imagerie dite spectrale, c'est-à-dire d'acquérir des images selon deux niveaux d'énergie différents, permettant l'identification d'une substance d'intérêt comme l'iode, d'en extraire la cartographie selon sa concentration ou de renforcer son contraste.

L'objectif principal de notre étude était de comparer, à partir d'une acquisition spectrale synchronisée à l'ECG, les performances diagnostiques des différentes modalités de reconstruction disponibles : le contraste spontané virtuel (Virtual Non Contrast : VNC), le contraste de densité (imagerie conventionnelle), le rehaussement et la cartographie d'iode (concentration d'iode en mg/ml). L'objectif secondaire était d'évaluer l'impact de ce type d'imagerie sur la dosimétrie de l'examen.

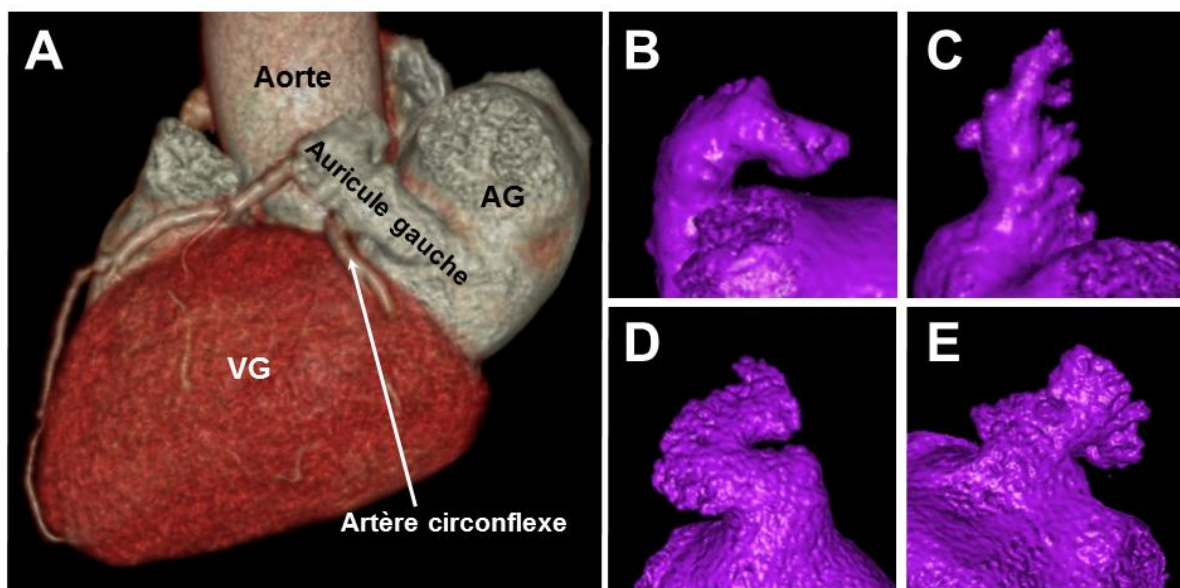


Figure 1. **A** : reconstruction 3D du cœur. **B** : auricule en forme d'aile de poulet. **C** : auricule en forme de cactus. **D** : auricule en forme de manche à air. **E** : auricule en forme de chou-fleur.

2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

2.1 Population de l'étude

Du 16 janvier 2019 au 11 mai 2020, 293 patients consécutifs ont été pris en charge au Centre Hospitalier Universitaire de Tours afin de réaliser un scanner pré-ablation de FA. Après un premier tri, 46 patients ont été exclus en raison d'un protocole ou d'un produit de contraste inadapté. 3 patients ont ensuite été exclus après la première lecture qualitative des examens, soit en raison de données incomplètes (2 patients) soit d'une erreur d'énergie délivrée par l'un des deux tubes (en l'occurrence 100 au lieu de 90kV). Les 4 derniers patients exclus l'ont été au moment du post-traitement des données, en raison de cartographies inexploitable, principalement à cause d'une arythmie au moment de l'acquisition des images, ce qui génère un aspect flou des images. 240 patients ont donc finalement été inclus sur cette période (**figure 2**).

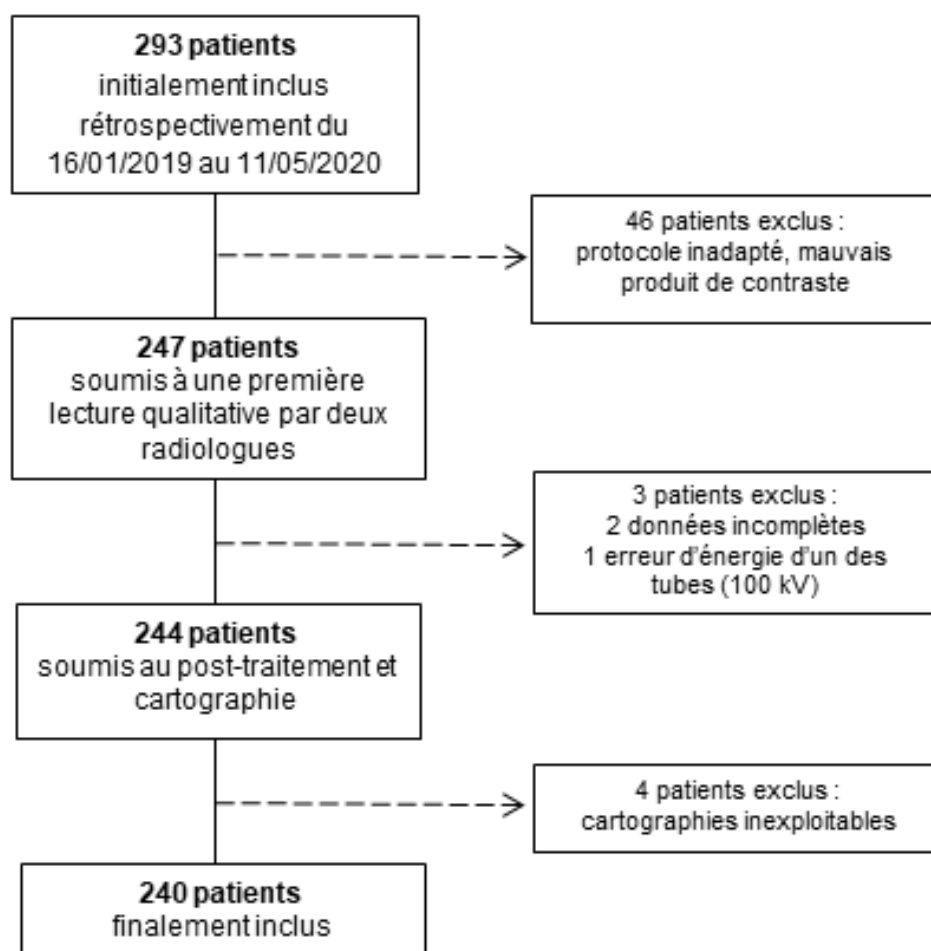


Figure 2. Diagramme de flux

2.2 Protocole d'acquisition

L'ensemble de ces patients a bénéficié d'un scanner de l'atrium gauche, réalisé en double énergie selon un protocole standardisé et synchronisé prospectivement à l'ECG, en mode séquentiel. La machine utilisée était un scanner SOMATOM Force (Siemens Healthineers, Erlangen, Allemagne) bénéficiant de la double énergie grâce à un système à deux tubes délivrant des rayons X de niveaux d'énergie différents. Le système de détection était de type Siemens STELLAR.

- Installation du patient :

Le patient était installé en décubitus dorsal, les bras au-dessus de la tête.

- Modalités d'injection :

Le produit de contraste utilisé avait une concentration d'iode de 350 mg/mL (Xenetix 350 (iobitridol), Guerbet France ou Omnipaque 350 (iohexol), GE HealthcareGE France) et était injecté en intraveineux, préférentiellement en antébrachial via un cathéter d'au moins 18 gauges. L'injection d'un premier bolus de 20 mL de pdc à un débit de 4 mL/s servait de pré imprégnation, permettant d'obtenir une opacification de fond et de réduire les difficultés diagnostiques liées au retard de remplissage de l'auricule gauche. Ce volume a été déterminé de manière empirique en se référant aux protocoles utilisés par d'autres équipes et à notre expérience locale. 15 secondes après le bolus d'imprégnation, une seconde injection de 80 mL de pdc à un débit de 4 mL/s, suivi de 50 ml de sérum physiologique à 4 mL/s.

- Acquisition des images :

- 1^{ère} acquisition :

L'acquisition était incrémentale, c'est-à-dire en mode séquentielle, réalisée en apnée et dans le sens cranio-caudal. Les paramètres d'acquisition étaient les suivants :

- Mode séquentiel prospectif
- Collimation : 0,75 x 128 x 0,6 mm
- Incrément : 35 mm.
- Temps de rotation des tubes : 250 millisecondes.

Le premier tube (tube A) délivrait une tension de 90 kV pour un courant de 165 mAs tandis que le deuxième tube (tube B) délivrait une tension de 150 kV pour un courant de 127 mAs.

Cette acquisition permettait d'obtenir deux jeux de données, qui permettaient, une fois mixées d'obtenir une imagerie composite équivalente à une imagerie conventionnelle mono-énergétique.

Une modulation automatique des doses dans l'axe des Z était employée pour chaque acquisition (Care Dose 4D, Siemens Healthcare).

Le déclenchement de l'acquisition était manuel, lorsque l'opacification de l'atrium gauche était jugée satisfaisante. Ce critère était obtenu lorsque les cavités gauches présentaient une opacification intense, avec un début de lavage des cavités droites.

- 2^{ème} acquisition :

Celle-ci était facultative. Elle était réalisée en cas de doute sur la perméabilité de l'auricule gauche après la première acquisition (retard d'opacification, suspicion de thrombus, images de qualité insuffisante). Dans ce cas une seconde acquisition hélicoïdale retardée et centrée sur le massif cardiaque a été réalisée en mode Flash avec les paramètres suivants :

- Mode hélicoïdal prospectif
- Collimation : 0,75 x 192 x 0,6 mm
- Pitch : 3,2
- Temps de rotation des tubes : 250 millisecondes
- Tension des tubes : 100 kV
- Courant des tubes : 288 mAs

Le mode Flash permet une acquisition hélicoïdale à vitesse élevée sur le massif cardiaque, avec un temps d'acquisition théoriquement inférieur à une seconde. On acquiert ainsi l'ensemble des images en moins d'un battement cardiaque, au moment où le cœur est le moins mobile (diastole).

2.3 Paramètres de reconstruction

Les reconstructions de la première acquisition utilisaient un algorithme de reconstruction itérative (ADMIRE niveau 2), et en utilisant un filtre de reconstruction privilégiant le rapport signal/bruit avec des coupes de 0,75 mm pour un incrément de 0,5 mm.

En cas de deuxième acquisition en mode Flash, sa reconstruction était générée avec les paramètres précédemment cités hormis l'utilisation d'un algorithme de reconstruction itérative ADMIRE de niveau 3.

Ces deux reconstructions comportaient une fenêtre de visualisation adaptée au cœur, avec un centre à 200 UH et une largeur de 600UH pour la première acquisition et un centre à 245 UH et une largeur de 720 UH pour l'hélice plus tardive. Les différentes séries obtenues étaient ensuite enregistrées sur notre système PACS (*Picture Archiving and Communication System*, Carestream, Carestream Health, Inc).

2.4 Post-traitement et analyse des images

Une première lecture qualitative de la totalité des examens (une ou deux acquisitions selon les examens) a été réalisée sur une console PACS, par un interne et un radiologue vasculaire expérimenté, en aveugle l'un de l'autre, du dossier médical du patient et du compte rendu du scanner ; l'auricule était alors classé selon trois états : absence de thrombus, perméabilité douteuse ou présence d'un thrombus. En cas de désaccord entre les deux relecteurs, les images étaient analysées de façon conjointes et un consensus était obtenu.

L'absence de thrombus était définie par une opacification complète et homogène de l'auricule gauche. La présence d'un thrombus était définie par la visualisation d'une hypodensité focale, bien limitée et située majoritairement à la pointe de l'auricule, témoignant d'un défaut d'opacification à ce niveau. Les dossiers douteux correspondaient à des zones hétérogènes au sein de l'auricule, mal limitées et semblant partiellement opacifiées. La concordance inter-observateur a été évaluée grâce au test du Kappa de Cohen.

Dans un second temps, une étude quantitative a été réalisée. Les données acquises en double énergie ont été transférées et exploitées sur le logiciel de post-traitement SyngoVia (Version VB10, Siemens Healthcare). Pour chaque examen, le post-traitement a permis d'obtenir **(figure 3)** :

- une reconstruction avec des images composites (images obtenues à 90 kV mixée avec celle obtenue à 150 kV) appelée M0.6 équivalente à une imagerie conventionnelle mono-énergétique
- une reconstruction en contraste spontanée virtuel VNC (Virtual Non Contrast)
- une cartographie de la prise de contraste entre la reconstruction VNC et celle mixée des tubes A et B
- et une cartographie de la concentration d'iode

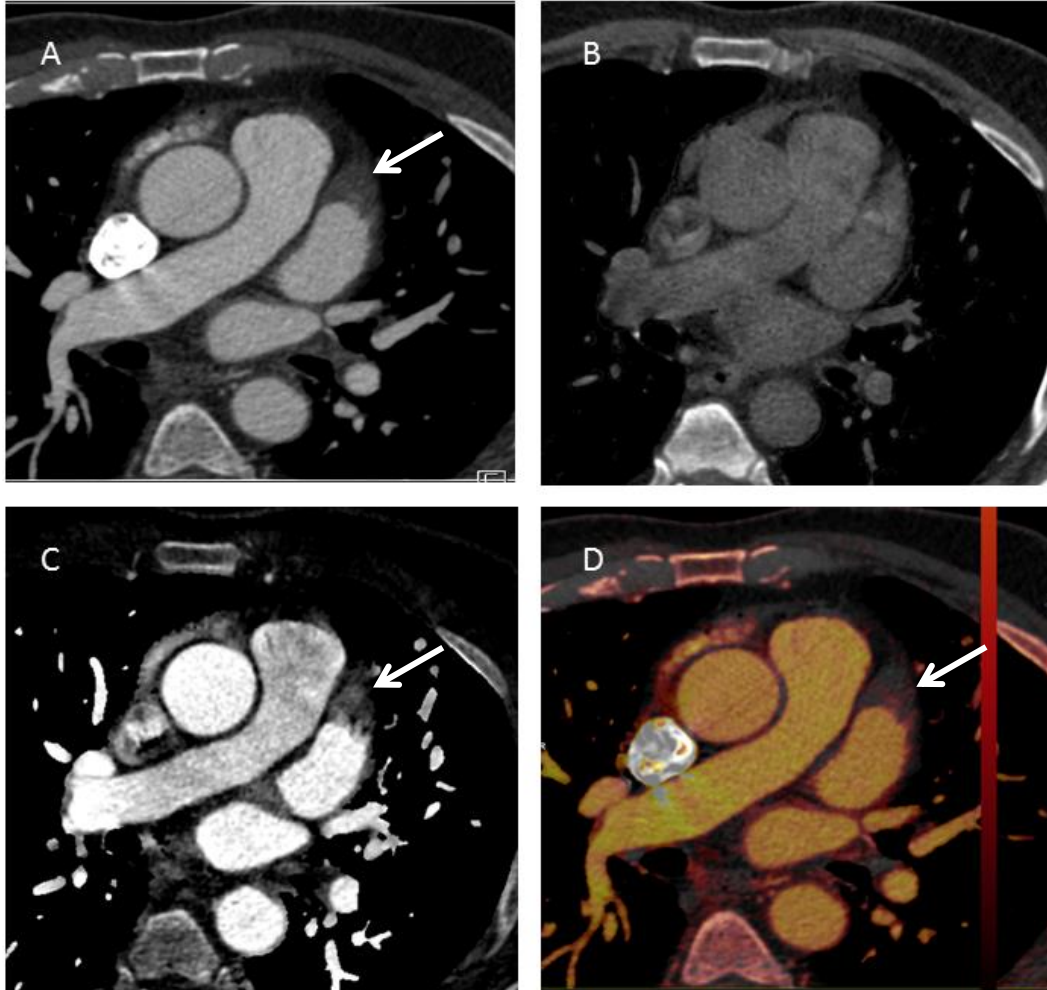


Figure 3. Reconstructions obtenues après acquisition en double énergie. **A** : reconstruction composite des tubes à 90 et 150 kV. **B** : reconstruction en contraste spontané virtuel. **C** : cartographie de la prise de contraste. **D** : Cartographie de la concentration d'iode. A noter la présence d'un thrombus à la pointe de l'auricule (flèche blanche).

Différentes ROI (Region Of Interest) ont ensuite été placées au sein de l'aorte thoracique descendante et de l'auricule gauche.

La première ROI était placée dans l'aorte thoracique descendante, dans une zone de rehaussement maximal, afin de normaliser la densité des ROI placées dans l'auricule gauche.

L'auricule a ensuite été segmenté en 3 parties (1/3 proximal, 1/3 moyen et 1/3 distal) et une ROI a été placée au sein de chaque segment. En cas de défaut d'opacification d'une partie de l'auricule, une ROI était préférentiellement située à cet endroit. En cas de suspicion de thrombus, deux ROI sur trois étaient placées dans l'hypodensité. Chaque ROI a permis d'obtenir les données suivantes (**figure 4**) :

- La surface de la ROI en cm^2
- La concentration en iode (mg/mL) appelée CI
- La densité spontanée (en UH) de la reconstruction en VNC appelée $D_{\text{spontanée}}$
- La densité (en UH) sur la reconstruction mixée des tubes à 90 et 150 KeV appelée $D_{\text{M0.6}}$ équivalente à une imagerie conventionnelle mono-énergétique
- La prise de contraste PC (en UH) entre la reconstruction en VNC et la reconstruction mixée des tubes A et B, avec $\text{PC} = D_{\text{M0.6}} - \text{VNC}$

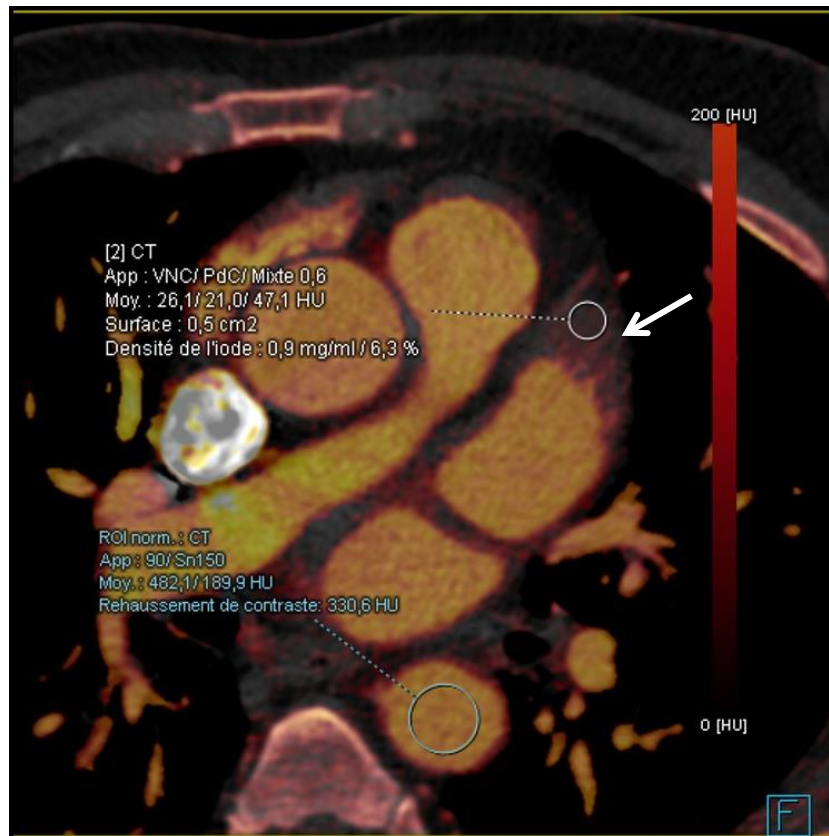


Figure 4. Cartographie de la concentration d'iode. A noter que la ROI est située dans un thrombus à la pointe de l'auricule (flèche blanche).

Cette segmentation nous a permis de distinguer trois groupes A, B, et C :

- Le groupe A correspondait aux ROI qui étaient placées dans une zone bien opacifiée dès la première acquisition et donc perméable.
- Le groupe B correspondait aux ROI qui étaient placées au sein d'une zone suspecte de thrombus sur la 1^{ère} acquisition mais qui était bien opacifiée sur la 2^{ème} hélice donc libre de thrombus.
- Le groupe C correspondait aux ROI qui étaient situées dans une zone thrombosée (soit la thrombose était évidente sur la première acquisition, soit elle était confirmée par l'acquisition complémentaire).

Au total, les groupes A et B contenaient les ROI des segments indemnes de thrombus, le groupe C celui des segments thrombosés.

2.5 Dosimétrie

Le Produit Dose Longueur (PDL en mGy.cm) a été recueilli pour chaque examen, permettant une estimation de la dose de rayons X délivrée aux patients. Notre objectif secondaire étant d'évaluer l'impact dosimétrique de la double énergie, nous avons également recueilli, à titre de comparaison, la dosimétrie de 50 examens réalisés en mono énergie sur un scanner SOMATOM Définition AS (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) dont nous disposions avant l'implantation de notre scanner actuel SOMATOM Force (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany).

2.6 Analyse statistique

Plusieurs comparaisons et analyses statistiques ont été réalisées entre les différents groupes.

Pour l'analyse des caractéristiques des ROI, nous avons utilisés le test statistique de Wilcoxon-Mann-Whitney. Une valeur de p inférieure à 0,05 était considérée comme significative. À noter que sur l'échantillon des patients thrombosés, la méthode du Bootstrap a été utilisée afin de pallier le faible effectif de cette population. Les performances des différents types de reconstruction ont été évaluées grâce à une courbe ROC.

Pour l'analyse de la dosimétrie, nous avons utilisé un test de Student. Une valeur de $p < 0,05$ était considérée comme significative.

Les analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel R (version 1.2.1335, R Studio, Inc., Boston. MA, Etats-Unis, <http://www.rstudio.com/>).

3. RÉSULTATS

3.1 Caractéristiques de la population étudiée

Au total, 240 patients ayant bénéficiés d'un scanner veineux de l'atrium gauche ont été inclus dans cette étude. 152 patients étaient des hommes (63,3%), 88 des femmes (36,6%). L'âge moyen était de 65,6 ans \pm 10,7 ans avec des extrêmes allant de 23 à 89 ans.

240 dossiers ont été relus et analysés sur console PACS par un interne de radiologie et un radiologue vasculaire expérimenté. Tous les patients avaient bénéficié d'une acquisition synchronisée prospectivement à l'ECG réalisée en mode incrémental. Pour 56 d'entre-eux, (soit 23,3% des cas) une hélice tardive complémentaire en mode Flash a été nécessaire.

3.2 Analyse qualitative

Après analyse en aveugle et consensus si nécessaire, on pouvait éliminer un thrombus avec certitude chez 195 patients sur 240 (81,2%) dès l'acquisition initiale. Pour 45 patients (18,8%), la première acquisition ne permettait pas d'éliminer formellement un thrombus.

Concernant les acquisitions retardées, 49 sur 56 (87,5%) ne présentaient pas de thrombus, 7 (12,5%) confirmaient la présence d'un thrombus au sein de l'auricule. L'ensemble des thrombus décelés était situé dans l'auricule gauche.

Selon le test du Kappa de Cohen, la concordance inter observateur était forte avec un Kappa de 0,864 et 0,684 pour l'analyse respectivement de la première et de la deuxième acquisition.

3.3 Analyse quantitative

- Dans un premier temps, 720 ROI ont été placées au sein de l'auricule gauche sur les cartographies de la concentration d'iode, et ont permis d'obtenir 3 groupes selon leurs localisations :

- **Groupe A** : constitué de 649 ROI (90,15%) placées dans une zone opacifiée et libre de thrombus.

- **Groupe B** : composé de 57 ROI (7,90%) placées dans une zone initialement suspecte de thrombus mais apparaissant libre sur la seconde hélice.

- **Groupe C** : contenant 14 ROI (1,95%) placées dans une zone thrombosée.

Le groupe A et le groupe B contenaient donc les ROI des segments non thrombosés (mais ces groupes se distinguaient l'un de l'autre par la nécessité ou non de réaliser une 2^{ème} acquisition), alors que le groupe C contenait les ROI placées dans les segments thrombosés.

Les données obtenues à partir des différentes ROI sont reportées dans le **tableau 1** suivant :

	Moyenne	Ecart-type	IC95
Groupe A (649/720 ROI)			
Densité spontanée	42,56	23,47	40,75 - 44,37
Prise de contraste	303,15	79,21	297,05 - 309,26
Densité M0.6	345,13	80,36	338,93 - 351,32
Concentration de l'iode	12,98	3,36	12,72 - 13,24
Groupe B (57/720 ROI)			
Densité spontanée	33,38	20,61	27,9 - 38,8
Prise de contraste	125,01	72,32	105,82 - 144,2
Densité M0.6	157,51	76,69	137,17 - 177,86
Concentration de l'iode	5,24	3,14	4,41 - 6,07
Groupe C (14/720 ROI)			
Densité spontanée	34,09	11,12	28,8 - 39,92
Prise de contraste	16,6	14,84	8,53 - 23,74
Densité M0.6	49,94	9,08	45,39 - 54,72
Concentration de l'iode	0,4	0,56	0,1 - 0,66

Tableau 1. Caractéristiques des ROI des groupes A, B et C. Les densités et la prise de contraste sont exprimées en unités Hounsfield (UH), la concentration de l'iode en mg/ml. IC95 correspond à l'intervalle de confiance de la moyenne à 95%.

La distribution des groupes A, B et C est représentée par les diagrammes en boîtes ci-dessous (**figure 5**) :

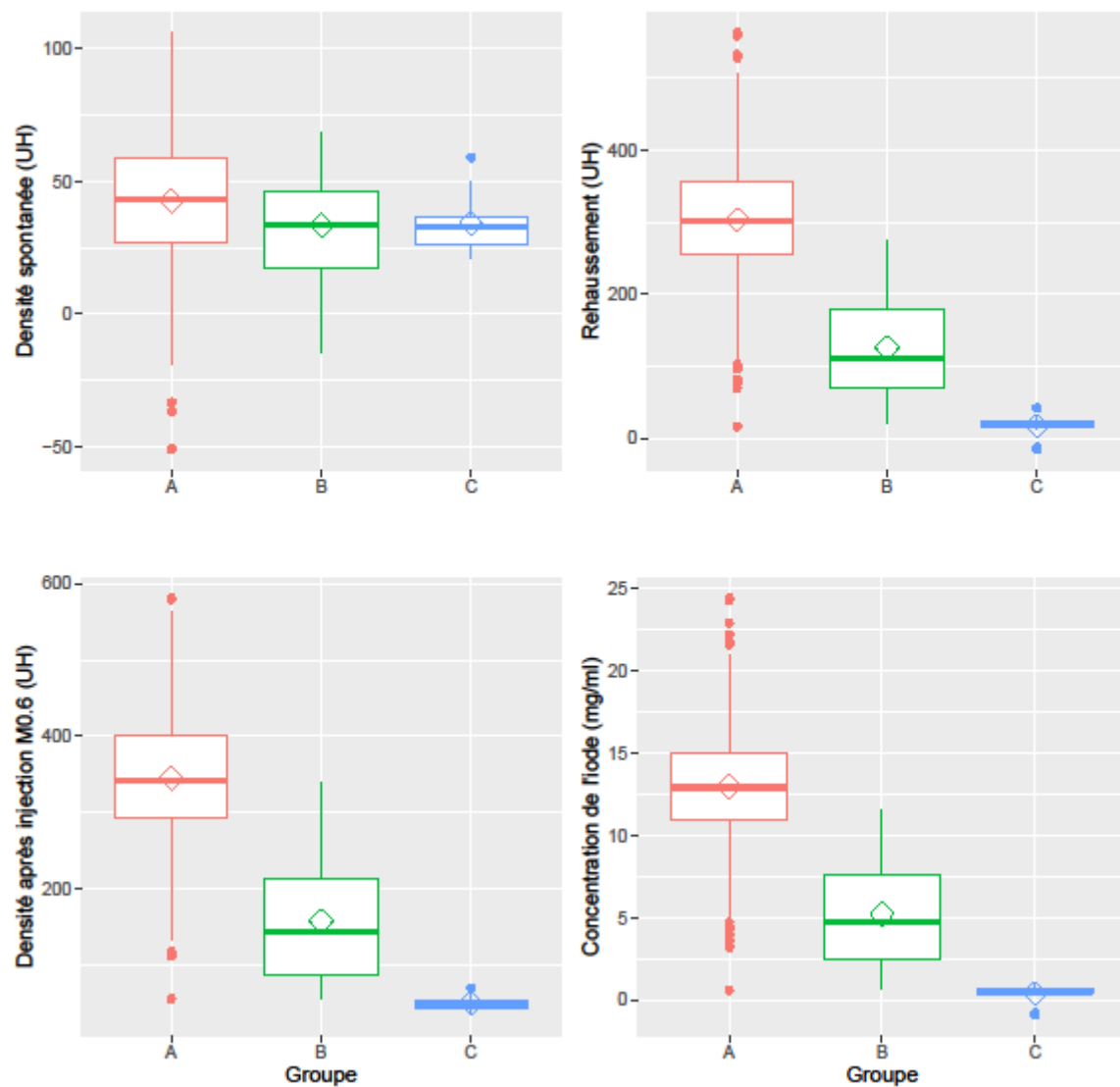


Figure 5. Box Plot des groupes A, B et C

- Dans un second temps, nous avons décidé de comparer les caractéristiques des ROI situées dans une zone libre de thrombus (groupes A + B) par rapport à celles localisées dans un segment thrombosé (groupe C).

Les données sont répertoriées dans le **tableau 2**, et leurs distributions sont représentées par la **figure 6**.

Il n'existait pas de différence statistiquement significative ($p = 0,11$) de $D_{\text{spontanée}}$ virtuelle moyenne entre les groupes A+B et le groupe C.

En revanche, la PC moyenne était plus élevée ($p < 0,001$) dans le groupe sans thrombus (A+B) par rapport au groupe thrombus (C).

De même la $D_{M0.6}$ moyenne était plus élevée ($p < 0,001$) dans le groupe sans thrombus (A+B) que dans le groupe C.

Enfin, les différences de CI entre les deux groupes étaient également significatives ($p < 0,001$), plus élevées dans le groupe sans thrombus.

	Absence de thrombus (A et B)			Présence de thrombus (C)			p
	Moyenne	Ecart-type	IC95	Moyenne	Ecart-type	IC95	
Densité spontanée	41,82	23,37	40,09 - 43,55	34,09	11,12	28,8 - 39,92	0,11
Prise de contraste	288,77	92,42	281,94 - 295,6	16,6	14,84	8,53 - 23,74	< 0,001
Densité M0.6	329,98	94,97	322,96 - 337	49,94	9,08	45,39 - 54,72	< 0,001
Concentration iode	12,36	3,95	12,07 - 12,65	0,4	0,56	0,1 - 0,66	< 0,001

Tableau 2. Caractéristiques des ROI des groupes A, B et C. Les densités et la prise de contraste sont exprimées en unités Hounsfield (UH), la concentration de l'iode en mg/ml. IC95 correspond à l'intervalle de confiance de la moyenne à 95%.

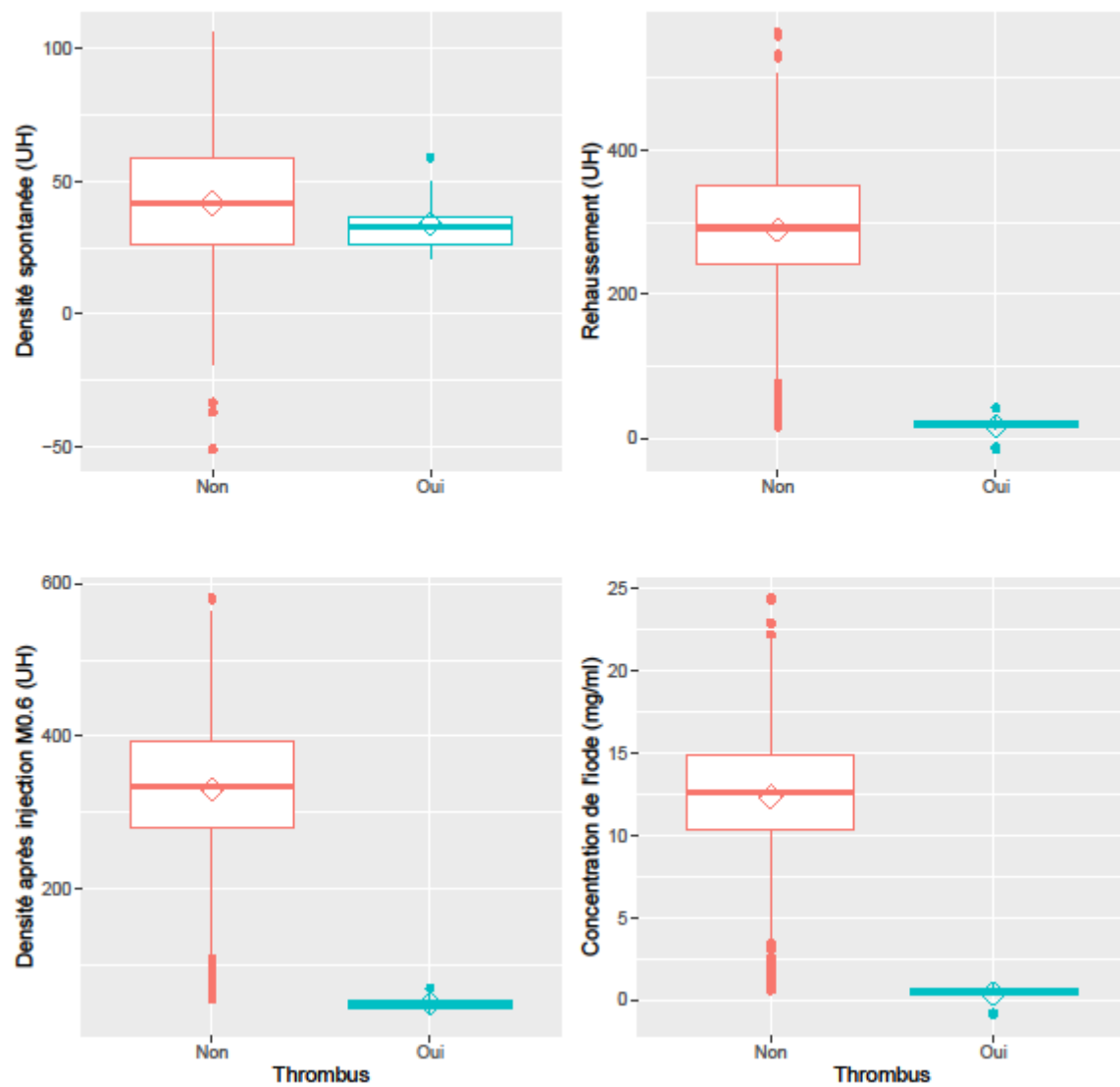


Figure 6. BOX PLOT A+B vs C

- Dans un troisième et dernier temps, nous avons comparé les ROI du groupe B (ROI situées dans une zone initialement suspecte de thrombus mais libre sur l'hélice complémentaire) aux ROI placées dans un thrombus (groupe C).

Les données sont répertoriées dans **le tableau 3**, et leurs distributions sont représentées par **la figure 7**.

La $D_{\text{spontanée}}$ virtuelle moyenne n'était pas significativement différente entre les deux groupes ($p = 0,97$).

En revanche il existait des différences significatives ($p < 0,001$) de PC, de $D_{M0.6}$ et de CI moyenne entre les deux groupes :

- la PC moyenne était plus élevée dans le groupe B ($125,01 \pm 72,32$ UH) que dans le groupe C ($16,6 \pm 14,84$ UH).
- la $D_{M0.6}$ moyenne sur l'hélice mixée était de $157,51 \pm 76,69$ UH dans le groupe B et plus élevée que dans le groupe C ($49,94 \pm 9,08$ UH).
- les CI étaient plus importantes dans le groupe B ($5,24 \pm 3,14$ mg/mL) que dans le groupe C ($0,4 \pm 0,56$ mg/mL).

	Absence de thrombus (groupe B)			Présence de thrombus (groupe C)			p
	Moyenne	Ecart-type	IC95 moyenne	Moyenne	Ecart-type	IC95 moyenne	
Densité spontanée	33,38	20,61	27,9 - 38,8	34,09	11,12	28,8 - 39,92	0,97
Prise de contraste	125,01	72,32	105,82 - 144,2	16,6	14,84	8,53 - 23,74	< 0,001
Densité M0.6	157,51	76,69	137,17 - 177,86	49,94	9,08	45,39 - 54,72	< 0,001
Concentration Iode	5,24	3,14	4,41 - 6,07	0,4	0,56	0,1 - 0,66	< 0,001

Tableau 3. Caractéristiques des ROI des groupes B et C. Les densités et la prise de contraste sont exprimées en unités Hounsfield (UH), la concentration de l'iode en mg/ml. IC95 correspond à l'intervalle de confiance de la moyenne à 95%.

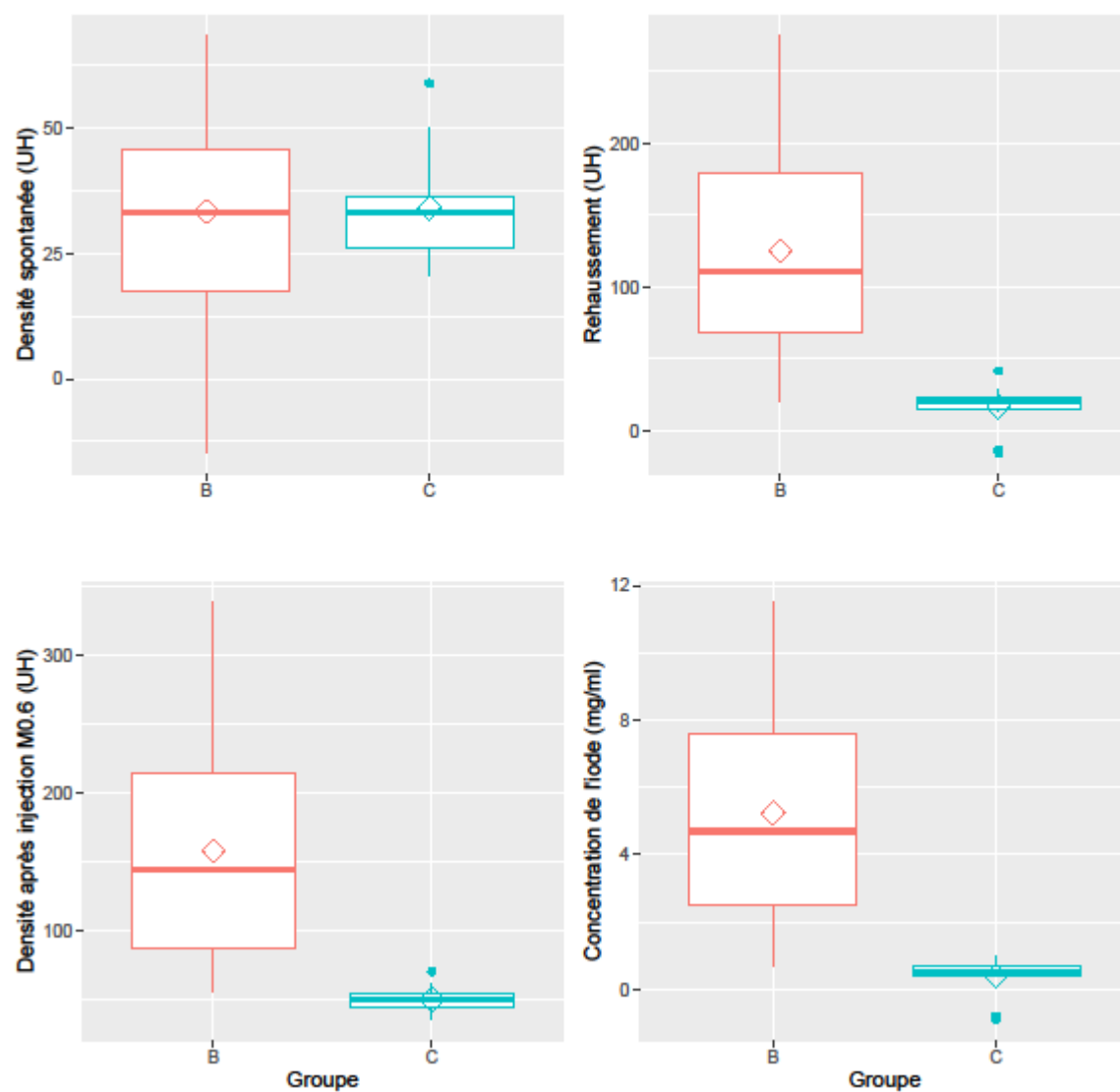


Figure 7. BOX PLOT B vs C

Afin de déterminer les performances des différentes reconstructions pour distinguer les auricules douteux des auricules thrombosées, nous avons réalisé leurs courbes ROC (Receiver Operating Characteristic) à partir des données des groupes B et C. **(figure 8 et tableau 4)**

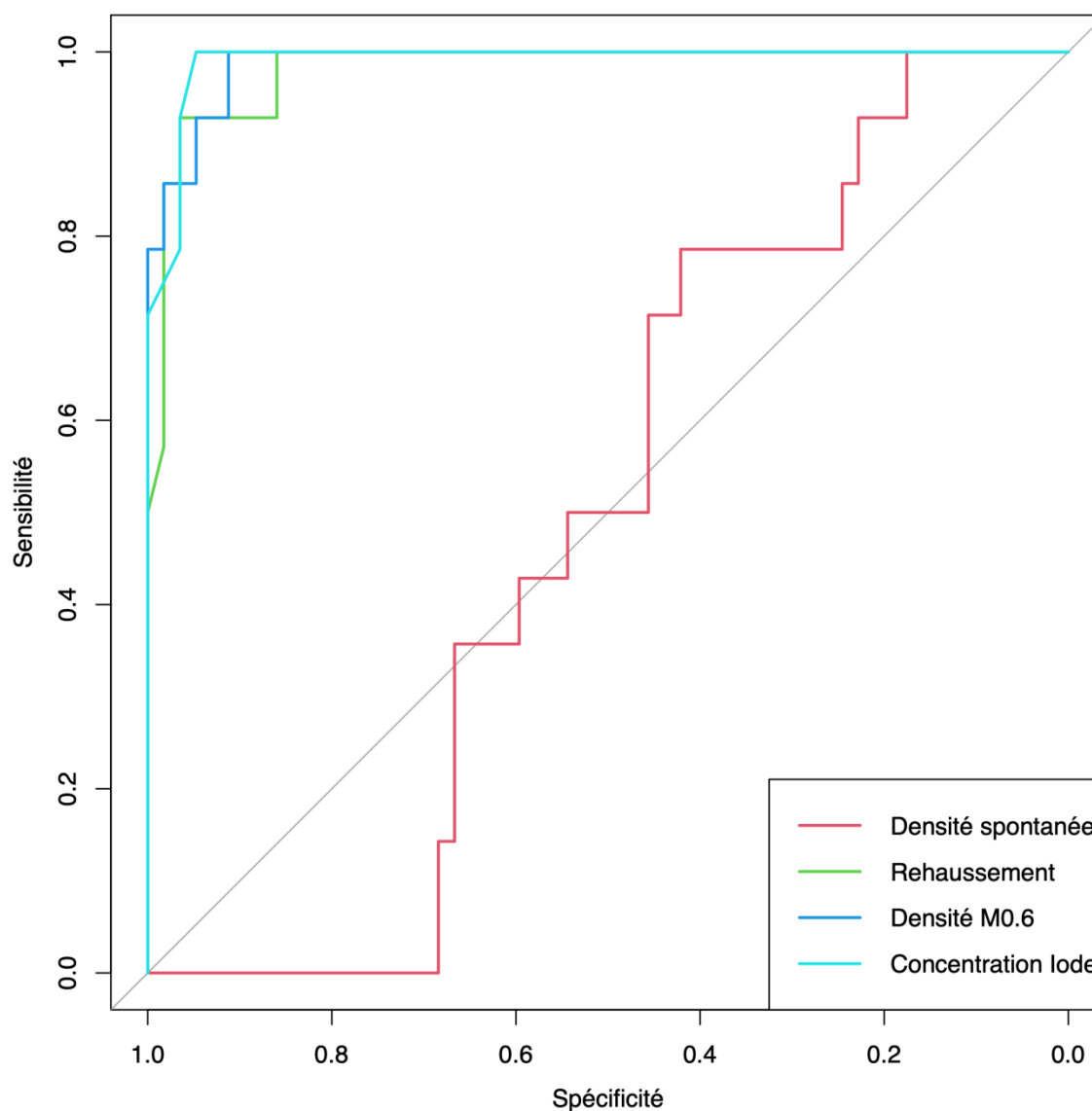


Figure 8. Courbe ROC obtenue à partir des groupes B et C.

Celle-ci nous a permis de calculer les seuils et les performances associées en fonction des reconstructions utilisées :

- La mesure de la $D_{\text{spontanée}}$ virtuelle présente une spécificité de 0,421 et une sensibilité de 0,786 pour un seuil de 37,05 UH. L'aire sous la courbe est de 0,496.

- La mesure de la PC présente une spécificité de 0,965 et une sensibilité de 0,929 pour un seuil de 28,05 UH. L'aire sous la courbe est de 0,982.

- La mesure de la $D_{M0.6}$ présente une spécificité de 0,912 et une sensibilité de 1 pour un seuil de 71,85 UH. L'aire sous la courbe est de 0,989.

- La mesure de la CI présente une spécificité de 0,947 et une sensibilité de 1 pour un seuil de 1,05 UH. L'aire sous la courbe est de 0,991.

	Aire sous la courbe	IC95	Seuil	Spécificité	Sensibilité
Densité spontanée	0,496	0,36 - 0,64	37,05	0,421	0,786
Prise de contraste	0,982	0,96 - 1	28,05	0,965	0,929
Densité M0.6	0,989	0,97 - 1	71,85	0,912	1
Concentration de l'iode	0,991	0,98 - 1	1,05	0,947	1

Tableau 4. Données extraites à partir de la courbe ROC à partir des groupes B et C. IC95 correspond à l'intervalle de confiance à la moyenne à 95%. Pour chaque paramètre, le meilleur seuil a été indiqué en précisant les sensibilité et spécificité correspondantes.

3.4 Dosimétrie.

Parmi les 296 acquisitions réalisées, 240 l'ont été en mode incrémental avec synchronisation prospective à l'ECG et 56 en mode Flash.

Le PDL moyen des acquisitions en double énergie était de $290,9 \pm 89,5$ mGy.cm avec des extrêmes allant de 118 à 593 mGy.cm. Le PDL moyen des acquisitions complémentaires en mode Flash étaient de $60,7 \pm 36,3$ mGy.cm avec des extrêmes allant de 18 à 173 mGy.cm.

Sur les 50 examens réalisés en mono énergie avant l'implantation du scanner double énergie, Le PDL moyen était de $490,3 \pm 273,1$ mGy.cm avec des extrêmes allant de 105 à 1331 mGy.cm.

Le PDL moyen d'une acquisition en double énergie était donc significativement inférieur ($p < 0,001$) à celui obtenu après une hélice en mono énergie sur notre précédent équipement : $290,9 \pm 89,5$ mGy.cm contre $490 \pm 273,1$ mGy.cm (**tableau 5**).

	PDL moyen (mGy.cm)	Ecart-type	IC95 moyenne
Scanner mono énergie ancienne génération	490,3	273,1	412,7 - 567,9
Scanner double énergie	290,9	89,5	279,5 - 302,3

Tableau 5. Comparaison de la dosimétrie de notre scanner ancienne génération par rapport à l'imagerie réalisée en double énergie. IC95 correspond à l'intervalle de confiance à la moyenne à 95%.

4. DISCUSSION

De nombreuses études ont déjà été réalisées afin d'évaluer et d'optimiser les protocoles d'imagerie en coupes, et plus particulièrement scanographiques, afin de détecter avec la meilleure performance possible un éventuel thrombus au sein de l'auricule gauche, thrombus qui contre-indiquerait l'ablation endocavitaire de fibrillation atriale.

Dans notre étude, nous avons décidé d'utiliser un protocole utilisant la double-énergie, synchronisé prospectivement à l'ECG, combinant une première acquisition en mode séquentiel (incrémental) et, si besoin, une acquisition complémentaire hélicoïdale en mode Flash.

Un des avantages du mode prospectif et séquentiel sur les scanners de dernière génération est sa capacité à réaliser des images peu artéfactées par l'arythmie cardiaque. En effet ce mode permet de rejeter une acquisition en cas d'arythmie ponctuelle. De plus, le caractère séquentiel permet une exposition et une irradiation limitée du patient. Le mode Flash (24), quant à lui, correspond à une acquisition hélicoïdale synchronisée prospectivement à l'ECG, permettant une acquisition ultrarapide de l'ensemble du cœur sur un seul cycle cardiaque grâce à un pas d'hélice élevé (pitch > 3). Grâce à ce pitch élevé, on obtient une acquisition complémentaire au prix d'une faible irradiation supplémentaire. Cela nécessite l'utilisation des deux tubes à la même tension (donc en mono-énergie) afin d'acquérir une coupe complète pour seulement 90° de rotation. En contrepartie de cette grande vitesse d'acquisition et de cette faible irradiation, l'acquisition en mono-énergie ne permet pas de disposer des cartographies et reconstructions liées à la double énergie. De plus, le mode Flash est extrêmement sensible à l'arythmie et à la stabilité de la fréquence cardiaque, ce qui entraîne alors une dégradation visible de la qualité des images sous formes d'importants artefacts de mouvement.

Notre objectif principal était d'évaluer les performances des différentes reconstructions disponibles après réalisation d'un scanner veineux de l'atrium gauche en double énergie dans la recherche de thrombus de l'auricule, en prenant comme référence l'interprétation initiale d'images conventionnelles par deux radiologues. Pour cela, nous avons procédé en trois étapes :

1) Tout d'abord, après avoir recueilli les données pour les groupes A, B et C, nous avons comparé initialement les ROI des groupes sans thrombus (A + B) au groupe avec thrombus (groupe C). Cette étape nous a permis de démontrer plusieurs points :

- Il n'y a pas de différence significative de $D_{\text{spontanée}}$ sur les reconstructions VNC entre les groupes sans et avec thrombus.
- La PC et la mesure de $D_{M0.6}$ présentent des différences significatives de densité entre les groupes sans et avec thrombus ($p < 0,001$).
- La CI est significativement différente entre les groupes sans et avec thrombus ($p < 0,001$).

Au total, les reconstructions de la prise de contraste, la densité des images composites et la cartographie de la concentration d'iode permettent de différencier les zones sans et avec thrombus.

2) Dans la pratique quotidienne, il est facile de distinguer une structure libre de thrombus (groupe A) d'une zone véritablement thrombosée par la simple analyse visuelle. En revanche, il est beaucoup moins aisé d'éliminer un thrombus au sein des zones partiellement opacifiées, ce qui nécessite alors la réalisation d'une deuxième acquisition, source d'irradiation supplémentaire. C'est pourquoi dans une deuxième phase, nous avons comparé les ROI du groupe B (ROI situées dans une zone initialement suspecte de thrombus mais libre sur l'hélice complémentaire) à celles placées dans un thrombus (groupe C) afin de s'assurer que les mesures de PC, de la $D_{M0.6}$ et de la CI sont également discriminantes entre ces deux groupes.

Cette comparaison met en évidence que :

- Il n'y avait pas de différence significative de $D_{\text{spontanée}}$ sur les reconstructions VNC entre les groupes B et C.
- les mesures de PC, de la $D_{M0.6}$ et de la CI étaient significativement différentes entre ces deux groupes ($p < 0,001$).

Ainsi cette seconde étape nous confirme que les mesures de la PC, de la $D_{M0.6}$ et de la CI permettent non seulement de différencier les zones perméables des zones thrombosées mais également de discriminer les zones partiellement thrombosées des véritables thrombus.

3) En dernier lieu nous avons évalué les performances de ces différents paramètres grâce à une courbe ROC. On observe que les mesures de la PC, de la $D_{M0.6}$ et de la CI présentent des performances très élevées et assez proches les unes des autres. La cartographie de la CI apparaît cependant comme la plus performante dans la détection du thrombus avec une

aire sous la courbe de 0,991. Le seuil de 1,05 mg/mL permet d'atteindre une sensibilité de 100% et une spécificité de 94,7%. Les performances de la PC et de la $D_{M0.6}$ sont un peu en retrait mais restent excellentes avec une aire sous la courbe respectivement de 0,982 et 0,989.

A notre connaissance, aucune étude n'a étudié les performances de la mesure de la $D_{spontanée}$, de la PC et de la $D_{M0.6}$ après acquisition en double énergie dans la détection de thrombus de l'auricule gauche. Il existe seulement deux études ayant évaluées l'imagerie spectrale avec cartographie de la concentration de l'iode. Ces deux études utilisaient l'ETO comme imagerie de référence. L'étude de Jin Hur et al (25) retrouvait une sensibilité et une spécificité de 100% pour un seuil de 1,74 mg/mL d'iode alors que l'étude de Wenhuan Li et al (26) retrouvait quant à elle une sensibilité de 100% et une spécificité de 99,7% pour un seuil de -1,3 mg/mL d'iode. Les différences obtenues avec notre étude peuvent s'expliquer de plusieurs manières. Pour son étude, l'équipe de Jin Hur et al (25) utilisait un scanner différent du nôtre (Discovery CT750 HD; GE Healthcare, Ind). Le protocole d'injection était également différent avec administration d'un bolus test de 50 mL de pdc puis d'une injection principale de 70 mL de pdc, avec l'utilisation d'un produit de contraste dont la concentration en iode était différente de notre protocole (320 mg/mL contre 350 mg/mL dans notre étude). Chaque injection de pdc était suivie de l'injection de 50 mL de sérum physiologique. Par ailleurs l'acquisition des images n'était pas synchronisée à l'ECG. L'équipe de Wenhuan Li et al (26) utilisait quant à elle le même scanner que notre équipe (SOMATOM Force), avec également une acquisition synchronisée prospectivement à l'ECG. La différence se trouvait au niveau du protocole d'injection qui était triphasique avec deux injections de 40 mL de pdc espacées de 15 secondes puis de 30 mL de sérum physiologique. La concentration en iode du pdc était également différente à 370 mg/mL. L'utilisation de pdc à des concentrations et à des volumes différents peuvent expliquer les différences de seuil observées entre les études.

L'objectif secondaire était d'évaluer l'impact dosimétrique d'une acquisition en double énergie par rapport à un protocole classique mono-énergétique. Pour cela nous avons comparé le PDL moyen de l'acquisition en double énergie sur le SOMATOM Force à celui d'une hélice unique réalisée en mono-énergie sur notre machine de génération précédente (SOMATOM Definition).

Le PDL de l'acquisition en double énergie était significativement inférieur ($p < 0,001$) à celui de l'hélice réalisée en mono-énergie sur notre précédente machine ($290,9 \pm 89,5$ mGy.cm en double énergie contre $490 \pm 273,1$ mGy.cm en mono-énergie). Ainsi, une acquisition unique en double énergie sur notre scanner actuel est moins irradiante qu'une hélice unique réalisée en mono-énergie sur notre précédent scanner. Cette différence d'irradiation entre les deux protocoles peut être expliquée par plusieurs facteurs. Tout d'abord, nous utilisions pour notre protocole une acquisition en mode séquentielle avec synchronisation prospective

à l'ECG alors qu'auparavant nous réalisions une hélice synchronisée rétrospectivement à l'ECG. L'acquisition incrémentale avec synchronisation rétrospective à l'ECG est reconnue pour être la moins irradiante des deux (27,28). D'autre part, le scanner SOMATOM Force dispose d'une chaîne d'acquisition plus performante que notre ancienne machine, associant détecteurs de dernière génération (STELLAR) (29), filtration améliorée en sortie de tube (filtration étain) et reconstruction itérative ADMIRE (30), participant ainsi à la réduction des doses. Il est à noter que dans notre pratique, le PDL moyen est également inférieur au niveau de référence diagnostique (NRD) de 375 mGy.cm préconisé par l'institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN) en ce qui concerne une acquisition cardiaque avec synchronisation prospective à l'ECG (31). Les NRD sont des indicateurs dosimétriques de la qualité des pratiques, constituant un outil pour l'évaluation des pratiques en routine clinique afin d'optimiser la dosimétrie.

On observe que le mode FLASH est un mode d'acquisition très peu irradiant avec un PDL moyen de $60,7 \pm 36,3$ mGy.cm. En effet le mode Flash est constitué d'une acquisition hélicoïdale avec synchronisation prospective à l'ECG, couvrant théoriquement l'ensemble du cœur en une diastole. Ceci nécessite donc une fréquence cardiaque stable au risque d'obtenir des images de qualité médiocre. Malheureusement cette condition est rarement présente chez les patients atteints de FA. Par conséquent, cette très faible irradiation supplémentaire est contrebalancée par une sensibilité accrue à l'arythmie, ne permettant pas de réaliser un protocole complet de bonne qualité avec ce mode dans cette population de patient. Cette sensibilité à l'arythmie du mode Flash peut expliquer que la concordance inter observateur est un peu moins bonne pour les acquisitions Flash que pour les acquisitions double énergie (agrément inter observateur respectivement de 0,684 et 0,864).

Notre étude comporte cependant plusieurs limites. Tout d'abord et malgré le nombre de patients inclus, nous n'avons décelé qu'un faible nombre de thrombus au sein de l'auricule gauche, en raison de sa faible prévalence (32). Nous avons cependant pu augmenter le nombre de ROI et donc de données en plaçant deux ROI au sein de la zone thrombosée pour les examens concernés. Malgré le faible nombre de thrombus et de ROI associées, les différences statistiques que nous avons obtenues sont fortement significatives avec un p à chaque fois inférieur à 0,001.

D'autre part, nous avons calculé les performances de différents paramètres en utilisant comme référence notre analyse des images scanographiques conventionnelles obtenues après une ou deux acquisitions, là où d'autres études utilisaient l'ETO comme référence, examen qui est le gold standard dans la recherche de thrombus de l'auricule gauche (14,33). Cependant, de nombreuses études précédentes prouvent que le scanner est une technique d'imagerie robuste aux performances proches de celles de l'ETO dans cette indication (20).

Par ailleurs, l'utilisation et la qualité des différentes reconstructions et cartographies restent dépendantes du patient et du déroulement de l'examen. Même si cela ne se produit que dans de rares cas, nous avons pu constater qu'un examen de qualité sous optimale (trouble du rythme important, patient peu coopérant) rend difficile l'utilisation des reconstructions et cartographies de la concentration d'iode avec obtention de valeurs aberrantes liée au décalage des images (**figure 9**).

Afin de valider ce travail, de futures études pourraient être réalisées en utilisant une inclusion prospective avec un plus grand nombre de patients. Il serait également intéressant de comparer ces reconstructions et cartographies par rapport au gold standard (ETO) et d'évaluer la reconstruction mono énergétique virtuelle qui permet de modifier le contraste de l'iode (34).

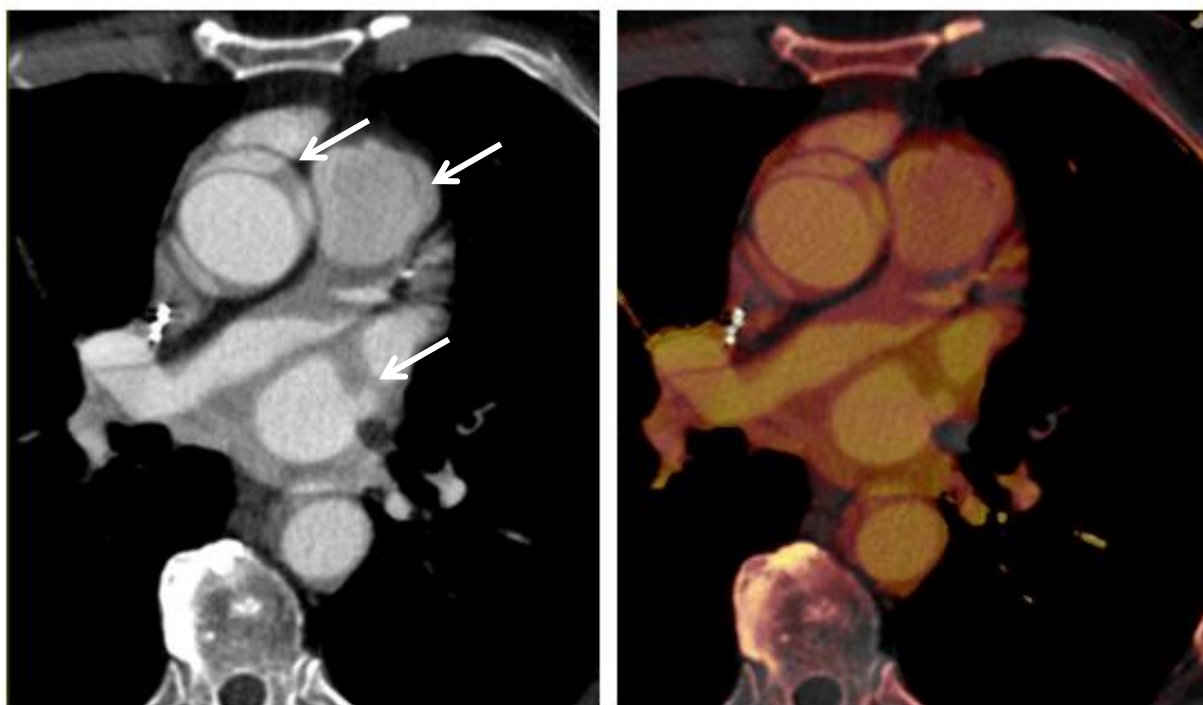


Figure 9. Cartographie inexploitable en raison d'un décalage des images : on observe un aspect dédoublé de certaines structures (flèche) correspondant à un asynchronisme d'acquisition entre les tubes A et B. En effet, l'acquisition des données par les deux tubes étant légèrement décalées dans le temps, en cas de mouvement anarchique du cœur les jeux de données ne sont plus alignés ce qui génère des erreurs de reconstruction.

5. CONCLUSION

Lorsqu'on évalue les différentes reconstructions obtenues après acquisition d'une hélice unique réalisée en double énergie et synchronisée prospectivement à l'ECG, la cartographie de la concentration d'iode est la plus performante pour distinguer un défaut d'opacification de l'auricule gauche d'un thrombus véritable. Ainsi, l'utilisation systématique de la cartographie d'iode pourrait permettre d'améliorer la détection des thrombus, en une seule acquisition et avec une excellente performance, là où un protocole mono-énergétique classique nécessite souvent la réalisation d'une deuxième hélice en cas de suspicion de thrombus, source d'irradiation supplémentaire.

BIBLIOGRAPHIE

1. Kirchhof P, Benussi S, Kotecha D, Ahlsson A, Atar D, Casadei B, et al. 2016 ESC Guidelines for the management of atrial fibrillation developed in collaboration with EACTS. *Eur Heart J*. 7 oct 2016;37(38):2893-962.
2. Chugh SS, Havmoeller R, Narayanan K, Singh D, Rienstra M, Benjamin EJ, et al. Worldwide Epidemiology of Atrial Fibrillation: A Global Burden of Disease 2010 Study. *Circulation*. 25 févr 2014;129(8):837-47.
3. Colilla S, Crow A, Petkun W, Singer DE, Simon T, Liu X. Estimates of current and future incidence and prevalence of atrial fibrillation in the U.S. adult population. *Am J Cardiol*. 15 oct 2013;112(8):1142-7.
4. Zoni-Berisso M, Lercari F, Carazza T, Domenicucci S. Epidemiology of atrial fibrillation: European perspective. *Clin Epidemiol*. 2014;6:213-20.
5. Benjamin Emelia J., Wolf Philip A., D'Agostino Ralph B., Silbershatz Halit, Kannel William B., Levy Daniel. Impact of Atrial Fibrillation on the Risk of Death. *Circulation*. 8 sept 1998;98(10):946-52.
6. Roger VL, Go AS, Lloyd-Jones DM, Adams RJ, Berry JD, Brown TM, et al. Heart Disease and Stroke Statistics—2011 Update. *Circulation*. 1 févr 2011;123(4):e18-209.
7. Nayak S, Natarajan B, Pai RG. Etiology, Pathology, and Classification of Atrial Fibrillation. *Int J Angiol*. juin 2020;29(2):65-71.
8. Haïssaguerre M, Jaïs P, Shah DC, Takahashi A, Hocini M, Quiniou G, et al. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med*. 3 sept 1998;339(10):659-66.
9. Mont L, Bisbal F, Hernández-Madrid A, Pérez-Castellano N, Viñolas X, Arenal A, et al. Catheter ablation vs. antiarrhythmic drug treatment of persistent atrial fibrillation: a multicentre, randomized, controlled trial (SARA study). *Eur Heart J*. févr 2014;35(8):501-7.
10. Jones DG, Haldar SK, Hussain W, Sharma R, Francis DP, Rahman-Haley SL, et al. A randomized trial to assess catheter ablation versus rate control in the management of persistent atrial fibrillation in heart failure. *J Am Coll Cardiol*. 7 mai 2013;61(18):1894-903.
11. Wilber DJ, Pappone C, Neuzil P, De Paola A, Marchlinski F, Natale A, et al. Comparison of antiarrhythmic drug therapy and radiofrequency catheter ablation in patients with paroxysmal atrial fibrillation: a randomized controlled trial. *JAMA*. 27 janv 2010;303(4):333-40.
12. Calkins H, Reynolds MR, Spector P, Sondhi M, Xu Y, Martin A, et al. Treatment of atrial fibrillation with antiarrhythmic drugs or radiofrequency ablation: two systematic literature reviews and meta-analyses. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. août 2009;2(4):349-61.
13. Al Halabi S, Qintar M, Hussein A, Alraies MC, Jones DG, Wong T, et al. Catheter Ablation for Atrial Fibrillation in Heart Failure Patients: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *JACC Clin Electrophysiol*. 1 juin 2015;1(3):200-9.
14. January CT, Wann LS, Alpert JS, Calkins H, Cigarroa JE, Cleveland JC, et al. 2014 AHA/ACC/HRS guideline for the management of patients with atrial fibrillation: executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on practice guidelines and the Heart Rhythm Society. *Circulation*. 2 déc 2014;130(23):2071-104.

15. Jaber WA, Prior DL, Thamilarasan M, Grimm RA, Thomas JD, Klein AL, et al. Efficacy of anticoagulation in resolving left atrial and left atrial appendage thrombi: A transesophageal echocardiographic study. *Am Heart J.* juill 2000;140(1):150-6.
16. Mügge A, Kühn H, Nikutta P, Grote J, Lopez JA, Daniel WG. Assessment of left atrial appendage function by biplane transesophageal echocardiography in patients with nonrheumatic atrial fibrillation: identification of a subgroup of patients at increased embolic risk. *J Am Coll Cardiol.* 1 mars 1994;23(3):599-607.
17. Fuster V, Rydén LE, Cannom DS, Crijns HJ, Curtis AB, Ellenbogen KA, et al. ACC/AHA/ESC 2006 guidelines for the management of patients with atrial fibrillation-executive summary: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 2001 Guidelines for the Management of Patients with Atrial Fibrillation). *Eur Heart J.* août 2006;27(16):1979-2030.
18. Calkins H, Brugada J, Packer DL, Cappato R, Chen SA, Crijns HJG, et al. HRS/EHRA/ECAS Expert Consensus Statement on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation: Recommendations for Personnel, Policy, Procedures and Follow-Up. A report of the Heart Rhythm Society (HRS) Task Force on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation. Developed in partnership with the European Heart Rhythm Association (EHRA). *Heart rhythm.* juin 2007;4(6):816-61.
19. Hilberath JN, Oakes DA, Shernan SK, Bulwer BE, D'Ambra MN, Eltzhig HK. Safety of transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* nov 2010;23(11):1115-27; quiz 1220-1.
20. Romero J, Husain SA, Kelesidis I, Sanz J, Medina HM, Garcia MJ. Detection of left atrial appendage thrombus by cardiac computed tomography in patients with atrial fibrillation: a meta-analysis. *Circ Cardiovasc Imaging.* 1 mars 2013;6(2):185-94.
21. Pathan F, Hecht H, Narula J, Marwick TH. Roles of Transesophageal Echocardiography and Cardiac Computed Tomography for Evaluation of Left Atrial Thrombus and Associated Pathology: A Review and Critical Analysis. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2018;11(4):616-27.
22. Teunissen C, Habets J, Velthuis BK, Cramer MJ, Loh P. Double-contrast, single-phase computed tomography angiography for ruling out left atrial appendage thrombus prior to atrial fibrillation ablation. *Int J Cardiovasc Imaging.* janv 2017;33(1):121-8.
23. Hur J, Kim YJ, Lee H-J, Nam JE, Ha J-W, Heo JH, et al. Dual-enhanced cardiac CT for detection of left atrial appendage thrombus in patients with stroke: a prospective comparison study with transesophageal echocardiography. *Stroke.* sept 2011;42(9):2471-7.
24. Achenbach S, Marwan M, Schepis T, Pflederer T, Bruder H, Allmendinger T, et al. High-pitch spiral acquisition: A new scan mode for coronary CT angiography. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography.* 1 mars 2009;3(2):117-21.
25. Hur J, Kim YJ, Lee H-J, Nam JE, Hong YJ, Kim HY, et al. Cardioembolic stroke: dual-energy cardiac CT for differentiation of left atrial appendage thrombus and circulatory stasis. *Radiology.* juin 2012;263(3):688-95.
26. Li W, Yu F, Zhu W, Zhang W, Jiang T. Detection of left atrial appendage thrombi by third-generation dual-source dual-energy CT: Iodine concentration versus conventional enhancement measurements. *Int J Cardiol.* 01 2019;292:265-70.
27. Velankar P, Chaikriangkrai K, Dewal N, Bala SK, Elferjani B, Alchalabi S, et al. Prognostic Performance of Prospective versus Retrospective Electrocardiographic Gating in Coronary Computed Tomographic Angiography. *Tex Heart Inst J.* 2018;45(4):214-20.

28. Zhao L, Zhang Z, Fan Z, Yang L, Du J. Prospective versus retrospective ECG gating for dual source CT of the coronary stent: comparison of image quality, accuracy, and radiation dose. *Eur J Radiol.* mars 2011;77(3):436-42.
29. Christe A, Heverhagen J, Ozdoba C, Weisstanner C, Ulzheimer S, Ebner L. CT dose and image quality in the last three scanner generations. *World J Radiol.* 28 nov 2013;5(11):421-9.
30. CT colonography with spectral filtration and advanced modeled iterative reconstruction in the third-generation dual-source CT: image quality, radiation dose and performance in clinical utility .
31. Les NRD en radiologie. Disponible sur: [https://nrd.irsnn.fr/radiologie](https://nrd.irssn.fr/radiologie)
32. Di Minno MND, Ambrosino P, Dello Russo A, Casella M, Tremoli E, Tondo C. Prevalence of left atrial thrombus in patients with non-valvular atrial fibrillation. A systematic review and meta-analysis of the literature. *Thromb Haemost.* mars 2016;115(3):663-77.
33. Saric M, Armour AC, Arnaout MS, Chaudhry FA, Grimm RA, Kronzon I, et al. Guidelines for the Use of Echocardiography in the Evaluation of a Cardiac Source of Embolism. *J Am Soc Echocardiogr.* janv 2016;29(1):1-42.
34. Yeh BM, FitzGerald PF, Edic PM, Lambert JW, Colborn RE, Marino ME, et al. Opportunities for new CT contrast agents to maximize the diagnostic potential of emerging spectral CT technologies. *Adv Drug Deliv Rev.* avr 2017;113:201-22.

Vu, le Directeur de Thèse

A handwritten signature in blue ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke.

**Vu, le Doyen
De la Faculté de Médecine de Tours Tours,
le**

METAIRY Loïc

Pages : 46. Tableaux : 5. Figures : 8.

Résumé :

INTRODUCTION

La fibrillation atriale (FA) qui est le trouble du rythme cardiaque le plus fréquent, est un facteur indépendant d'augmentation de la mortalité et de la morbidité, notamment à cause du risque thromboembolique. L'ablation instrumentale de la FA occupe une place importante parmi les traitements possibles. Un scanner de l'atrium gauche pré-ablation est nécessaire afin d'éliminer un thrombus dans l'auricule gauche. Contrairement au scanner conventionnel qui fournit uniquement des informations de densité « brute », le scanner spectral (ou double énergie) permet d'obtenir d'autres paramètres : cartographie de l'iode, densité du rehaussement, densité spontanée virtuelle. L'objectif principal de notre étude était de d'évaluer à partir d'une acquisition spectrale synchronisée à l'ECG, les performances diagnostiques de ces différents paramètres. L'objectif secondaire était d'évaluer l'impact de ce type d'imagerie sur la dosimétrie.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

Nous avons rétrospectivement inclus 240 patients ayant bénéficiés d'un scanner au CHU de Tours avant ablation instrumentale de FA entre le 16 janvier 2019 et le 11 mai 2020. Pour chacun d'eux, on a réalisé un scanner double énergie de l'atrium gauche synchronisé prospectivement à l'ECG, permettant d'obtenir une reconstruction en contraste spontané virtuel (VNC), des images mixées des tubes à 90 et 150 kV et une cartographie de la concentration d'iode. Des ROI ont été positionnés au sein de l'auricule gauche et les différents paramètres recueillis. Le produit dose-longueur (PDL) a été recueilli pour chaque examen et comparé à 50 examens réalisés en mono-énergie sur notre précédent scanner.

RÉSULTATS

Les densités sur les reconstructions mixées des hélices des tubes à 90 et 150 kV et la concentration d'iode étaient significativement plus faibles dans le groupe avec thrombus que dans le groupe sans thrombus. En prenant comme référence l'interprétation initiale des images conventionnelles par deux radiologues, la cartographie de concentration d'iode proposait les meilleures performances dans la détection du thrombus (spécificité : 94,7 % ; sensibilité : 100% pour un seuil à 1,05 mg/mL). Le PDL moyen d'une acquisition unique en double énergie réalisée sur notre scanner SOMATOM Force était inférieur à celui d'une acquisition mono énergie sur notre précédente machine SOMATOM Définition AS.

CONCLUSION

La cartographie de la concentration d'iode est la plus performante dans la détection du thrombus de l'auricule gauche. L'acquisition unique en double énergie sur notre SOMATOM Force n'expose pas le patient à un excédent d'irradiation, elle est moins irradiante qu'une acquisition mono-énergie sur notre précédente machine.

Mots clés : fibrillation atriale, thrombus, auricule gauche, scanner, double énergie, imagerie spectrale, cartographie, densité, concentration d'iode, dosimétrie.

Jury :

Président du Jury :	Professeur Laurent BRUNEREAU
Membres du Jury :	Professeur Daniel ALISON
	Professeur Jean-Philippe COTTIER
	Docteur Anne DELHOMMAIS
	Docteur Nicolas CLEMENTY
Directeur de thèse :	<u>Docteur Julien PUCHEUX</u>

Date de soutenance : 10 septembre 2020