

**UNIVERSITE TOULOUSE III – Paul SABATIER**

**FACULTES DE MEDECINE**

**ANNEE 2013**

**2013 TOU3 1533**

**THESE**

**POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

**MEDECINE SPECIALISEE CLINIQUE**

Présentée et soutenue publiquement

Par

**Simon MEJEAN**

Interne des hôpitaux

**Le 18 Septembre 2013**

**Intérêt de la tomодensitométrie à rayons X dans l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives dans une population de patients présentant un rétrécissement aortique à haut risque chirurgical.**

Directeur de thèse : Docteur Thibault Lhermusier

**JURY**

Monsieur le Professeur D. CARRIE	Président
Monsieur le Professeur M. GALINIER	Assesseur
Madame le Professeur I. BERRY	Assesseur
Monsieur le Docteur N. DUMONTEIL	Assesseur
Monsieur le Docteur T. LHERMUSIER	Suppléant
Monsieur le Docteur M. GAUTIER	Membre invité



**Intérêt de la tomodensitométrie à rayons X dans l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives dans une population de patients présentant un rétrécissement aortique à haut risque chirurgical.**

---

**RESUME EN FRANÇAIS :**

Le scanner cardiaque est un examen dont les indications sont clairement validées dans la maladie coronaire et dans le cadre de l'évaluation pré-interventionnelle des patients candidats à l'implantation d'une bioprothèse aortique par voie percutanée. Notre étude a pour but de démontrer l'intérêt du scanner cardiaque dans le diagnostic et l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives au sein d'une population présentant un rétrécissement aortique serré à haut-risque chirurgical.

---

**TITRE EN ANGLAIS :** Multidetector computed tomography to evaluate degenerative mitral valve stenosis in transcatheter aortic valve implantation population.

---

**DISCIPLINE ADMINISTRATIVE :** Médecine spécialisée clinique

---

**MOTS-CLES :** Tomodensitométrie à rayons X, scanner cardiaque, valvulopathie, rétrécissement mitral, rétrécissement aortique, implantation percutanée de bioprothèse aortique.

---

**INTITULE ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :**

Université Toulouse III-Paul Sabatier

Faculté de médecine Toulouse-Purpan, 35 Allées Jules Guesde BP 7202 31073  
Toulouse Cedex 7

---

Directeur de thèse : Thibault LHERMUSIER

# REMERCIEMENTS

**A notre Maître et Président de thèse,**

**Monsieur le Professeur Didier CARRIE**  
Professeur des Universités  
Praticien hospitalier  
Cardiologie et maladies vasculaires

Vous me faites un immense honneur d'accepter de présider ce jury de thèse. Votre compétence et votre investissement professionnel sans faille sont des exemples pour nous tous. Votre écoute, votre compréhension et vos conseils m'ont été très précieux au moment où certaines questions sur mon avenir professionnel se sont posées. J'espère ne pas avoir trahi votre confiance et c'est avec grand plaisir que je m'apprête à poursuivre l'aventure à vos côtés.

**A notre jury de thèse,**

**Monsieur le Professeur Michel GALINIER**  
Professeur des Universités  
Praticien hospitalier  
Cardiologie et maladies vasculaires

Merci de l'honneur que vous me faites de juger ce travail. Votre sens clinique et votre enthousiasme sans faille sont des exemples pour moi. C'est un plaisir de travailler à vos côtés pendant encore 2 ans.

**Madame le Professeur Isabelle BERRY**  
Professeur des Universités  
Praticien hospitalier  
Médecine nucléaire

Merci de l'honneur que vous me faites de juger ce travail. Votre ouverture d'esprit démontrée par votre engagement dans le projet du Centre d'Imagerie Cardiaque pousse au respect. Je vous remercie de me permettre de poursuivre l'aventure hospitalo-universitaire dans votre service et de participer à ce projet ambitieux.

**Monsieur le Docteur Nicolas DUMONTEIL**

Praticien hospitalier  
Cardiologie et maladies vasculaires

Merci de l'honneur que tu me fais de juger ce travail. Tes compétences techniques, ton sens clinique et ta connaissance de l'ensemble des champs de la cardiologie sont impressionnants. Les bons moments partagés durant mon stage à la 61 mais également après sont d'excellents souvenirs. Je suis impatient de pouvoir encore apprendre à tes côtés pendant 2 ans.

**Monsieur le Docteur Mathieu GAUTIER**

Praticien hospitalier  
Cardiologie et maladies vasculaires

Merci de l'honneur que tu me fais de juger ce travail. Débarqué un jour de Paris, tu es très vite devenu un ami. Ta vision de la cardiologie, ton sens clinique, ta connaissance séméiologique et ta compétence échocardiographique ont été des exemples. Nous allons encore travailler ensemble pendant deux ans et c'est un grand plaisir pour moi. En espérant que nous pourrions partager plus de temps en famille dans les mois et années à venir.

**A notre directeur de thèse,**

**Monsieur le Docteur Thibault LHERMUSIER**

Assistant hospitalo-universitaire  
Chef de clinique  
Cardiologie et maladies vasculaires

Tu fus mon premier chef de clinique et en conséquence ta patience fut mise à rude épreuve. Tu es maintenant devenu un ami proche et c'est un immense honneur mais surtout un grand plaisir de t'avoir comme directeur de thèse. Ton intelligence, ta capacité d'analyse et de recul, ta patience mais surtout tes qualités humaines sont des éléments rares dont j'essaie de m'inspirer.

## **A ma famille, à mes amis**

### **A mes parents et à ma sœur,**

Merci de votre présence et de votre soutien permanent. Vous avez toujours été d'une patience absolue à mon égard. Vous m'avez apporté beaucoup, de ma détermination, certains parleront d'obstination, à ma vocation médicale en passant par des valeurs auxquelles j'espère rester fidèle encore aujourd'hui.

### **A Mélanie, mon épouse,**

Je ne te remercierai jamais assez de ta présence bienveillante perpétuelle à mes côtés. Tu viens de me faire le plus beau des cadeaux, celui de la paternité. Mon Amour et mon admiration sont plus forts de jour en jour. Je t'aime, tout simplement ...

### **A Agathe,**

Ma fille qui vient de nous rejoindre depuis seulement quelques semaines mais qui, déjà, fait de moi le plus heureux des hommes.

### **A Babate et François,**

Vous êtes comme des grands parents pour moi. Ces nombreuses journées passaient ensemble résonnent encore comme certains de mes meilleurs souvenirs d'enfance. Je crois avoir appris à vos côtés la simplicité, l'importance de la parole donnée et la droiture d'esprit. J'espère que Babate serait fière de moi aujourd'hui et je regrette tellement qu'elle ne puisse pas connaître Agathe. François, je serai à tes côtés dans les années à venir, comme je l'aurai été pour mon grand-père.

### **A Tassoula et Fabien,**

Votre joie de vivre, votre ouverture d'esprit et votre humanité sont des exemples de vie. Vous m'avez toujours accueilli comme un membre de la famille et je vous en remercie. Mais surtout merci de m'avoir permis de connaître Mélanie qui me comble de bonheur.

### **Aux Anxolabéhère et Adjamidis,**

Merci à Pepito et Mamie pour leur curiosité intellectuelle perpétuelle et leur éternelle jeunesse. En espérant que leur nouveau statut d'arrière grands-parents les comble. Merci à Frédéric de m'avoir accueilli à bras ouvert pendant ces quelques mois parisiens et de son éternelle bonne humeur entre bien d'autres choses. Merci à Guillaume, Claire, Nicolas, Michèle, Christian, Babeth et Marlène.

### **A Thibault,**

Mon ami et témoin, merci de ta présence, de ta simplicité, de ta force mentale, de ta fidélité, de ta droiture. Profite de ces quelques mois de répit avant de connaître les affres de l'insomnie... A Pauline, qui s'apprête à te faire le plus beau des cadeaux.

### **A Victor et Baptiste,**

Aux poitevins avec qui nous avons partagé tant de soirées de préparation de l'internat mais aussi plein d'autres choses. Nous nous voyons moins du fait de l'éloignement mais l'amitié reste intacte.

**A Julien,**

La distance a malheureusement rendu nos échanges enflammés moins fréquents mais rien ne pourra effacer ces nombreuses journées de travail dans ton appartement. Ton intelligence et ta clairvoyance rares me manquent.

**A Olivier,**

Nous avons appris à nous connaître un peu tardivement mais quelle rencontre ! J'espère que tu rentreras intact de ces deux années new-yorkaises. Merci de me permettre de participer à cette aventure du Centre d'Imagerie Cardiaque à tes côtés. Ton investissement professionnel, ton intelligence, ta vision stratégique sont rares. Tu es surtout devenu un ami proche au fil des mois et je sais que tu le resteras quoiqu'il arrive. Merci de m'avoir permis de rencontrer Erik, sans toi ce travail n'existerait pas.

**A Erik,**

Ta présence dans le jury aurait été naturelle et m'aurait comblé car tu es à l'origine de ce travail, mais tes obligations professionnelles sont nombreuses. Merci infiniment de m'avoir formé au scanner cardiaque dans toutes ces modalités durant ces quelques mois passés à tes côtés. Tu m'as laissé un accès privilégié à toutes tes vacances et j'espère ne pas avoir trahi ta confiance. Ton accueil sur le plan personnel m'a également beaucoup touché.

**A Clément,**

A mon co-interne actuel qui subit les affres du congé paternité. Tu es toi aussi devenu un ami au cours de ces quelques années malgré nos quelques divergences d'opinion politique ... Je te souhaite tout le bonheur que tu mérites au plan personnel et professionnel dans les années à venir.

**A Amine,**

Mon ami, partager six mois avec toi à la 63 fut passionnant. Tu es la définition d'un « mec bien ». Merci de nous avoir invité à assister à ce moment si important l'année dernière en Algérie. Tu comptes beaucoup pour moi. J'espère que nous serons amenés dans un futur proche à passer plus de temps ensemble tant au plan personnel que professionnel.

**A Pierre et Alexandre,**

Vos qualités humaines, votre compétence, votre complémentarité, votre amitié sont des exemples pour moi. Merci à l'un d'avoir partagé des très bons moments à Larrey et à l'autre d'avoir assuré nos arrières. Ces 6 mois resteront un excellent souvenir au plan professionnel. Au plan personnel, je n'ai pas de doute sur le fait que les bons moments ne font que commencer.

**A Anne,**

Merci à mon dernier chef de clinique de me supporter avec patience et bienveillance. Ce fut un plaisir de travailler à tes côtés pendant ces 6 mois.

**A mes co-internes, anciens chefs de clinique, praticiens hospitaliers,**

Merci à Benjamin qui fut mon interne avant d'être mon chef de clinique. Tu es surtout devenu un ami, tu es maintenant parti vers de nouveaux horizons professionnels. Je te souhaite plein de bonnes choses. Merci à Chakir pour son soutien et son amitié infaillible

durant notamment nos 6 premiers mois d'internat à la 61 mais également pour ces réunions pluridisciplinaires durant notre stage à l'USIC. A Pierre avec qui nous avons partagé quelques mois à Saint Gaudens et qui a assumé avec brio pendant mon absence à Paris. Une amitié est née entre quelques restaurants et quelques parties de squash. A Thomas avec qui nous allons partager ces 2 ans, c'est un grand plaisir pour moi. A Paul-Louis pour son éternelle bonne humeur. A Pauline, Geoffrey, Anne et à tous les autres.

**A Vincent Bataille,**

Merci de ton implication dans ce travail, ainsi que dans tous les autres. Ces séances de travail à tes côtés étaient passionnantes. Merci de ta compétence, sans toi, le résultat ne serait pas le même.

**A Luce et Roland,**

Merci pour votre accueil et votre générosité. J'ai toujours été gâté pendant mes weekends d'astreinte commingeois mais également quel souvenir que ces crêpes réconfortantes pendant ma préparation de l'internat.

**A tous les autres amis,**

A Thomas et Julie en attendant les Grenadines et un heureux événement, aux 3 réunionnais, bientôt 4, à Amandine et Mehdi, à Stéphanie et Laurent, à Bernard et Coralie, à Françoise et Jean-Jacques et à tous les autres.

**A mes futurs associés mais déjà amis,**

A Vincent devenu un très proche, ta générosité et ton énergie sont sans égales. A Jean-Philippe, ta gentillesse et ta réussite personnelle sont des exemples. A Claude, ton ouverture d'esprit, ta curiosité intellectuelle, ton intelligence de l'autre font de toi l'une de mes plus belles rencontres. A Jean, ta générosité et ton charisme sont rares. A Joël, ton calme et ta force mentale sont des exemples. A Philippe, tes compétences et ta gentillesse sont des modèles.

**A toutes les équipes paramédicales du CHU, du centre hospitalier de Saint Gaudens et de l'Hôpital privé Jacques Cartier,**

Merci pour votre bienveillance permanente. Une pensée tout particulière à l'équipe du service de cardiologie 42 devenu 61 qui m'a supporté jeune externe puis interne novice avec toujours la même patience et sympathie.

# **Table des matières**

<b>Liste des abréviations.....</b>	<b>12</b>
<b>Liste des figures.....</b>	<b>14</b>
<b>Liste des tableaux .....</b>	<b>22</b>
<b>Introduction générale .....</b>	<b>24</b>
<b>I. Principes et bases techniques du scanner cardiaque.....</b>	<b>25</b>
<b>A. Rayons X.....</b>	<b>25</b>
<b>B. Générations de scanner, scanner à faisceau d'électrons (Electron-Beam Computed Tomography EBCT), scanner multi-détecteurs (Multi-Detector Computed Tomography MDCT).25</b>	<b>25</b>
<b>C. Contraste naturel et produit de contraste.....</b>	<b>26</b>
<b>D. Synchronisation ECG .....</b>	<b>26</b>
<b>E. Irradiation.....</b>	<b>27</b>
<b>F. Déroulement de l'examen .....</b>	<b>27</b>
<b>G. Protocole d'acquisition.....</b>	<b>27</b>
<b>H. Post-traitement .....</b>	<b>28</b>
<b>II. Intérêts et indications du scanner cardiaque en 2013.....</b>	<b>28</b>
<b>A. Les indications du scanner dans la maladie coronaire .....</b>	<b>28</b>
<b>B. Les indications du scanner cardiaque dans l'étude du myocarde, du péricarde et de l'aorte.....</b>	<b>39</b>
1 L'étude du myocarde.....	39
2 L'étude du péricarde.....	45
3 Indications du scanner cardiaque dans l'étude aortique.....	47
<b>C. Indications du scanner cardiaque dans les cardiopathies congénitales .....</b>	<b>48</b>
<b>D. Les indications du scanner cardiaque dans les valvulopathies non mitrales .....</b>	<b>48</b>
1 Le rétrécissement aortique .....	48
2 L'insuffisance aortique.....	55
3 Les valvulopathies du cœur droit.....	56
4 Les prothèses valvulaires .....	57
5 Endocardites infectieuses .....	60
<b>E. Intérêt du scanner cardiaque dans les valvulopathies mitrales non dégénératives.....</b>	<b>63</b>
1 L'insuffisance mitrale .....	63
2 Le rétrécissement mitral rhumatismal .....	65
<b>F. Qu'en est-il de la sténose mitrale dégénérative ? .....</b>	<b>67</b>
1 Physiopathologie de la sténose mitrale dégénérative.....	67
2 Méthodes échographiques usuelles d'évaluation d'une sténose mitrale par ETT .....	69
3 Problématiques spécifiques et méthodes d'évaluation ETT adaptées à la sténose mitrale dégénérative .....	83
4 Apports et possibilités du scanner cardiaque dans l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives. ....	87
<b>Travail de recherche .....</b>	<b>88</b>
<b>I. Introduction .....</b>	<b>89</b>
<b>II. Méthodes .....</b>	<b>90</b>
<b>A. Population étudiée et profil de l'étude .....</b>	<b>90</b>
<b>B. Protocole d'acquisition du scanner .....</b>	<b>90</b>
<b>C. Analyse des images.....</b>	<b>90</b>
<b>D. Accord inter observateur .....</b>	<b>91</b>
<b>E. Acquisition et analyse des images échocardiographiques.....</b>	<b>92</b>

F. Analyses statistiques .....	92
<b>III. Résultats.....</b>	<b>93</b>
A. Caractéristiques des patients .....	93
B. Caractéristiques d'acquisition des données scannographiques .....	93
C. Caractéristiques de la valve aortique .....	93
D. Caractéristiques de la valve mitrale en scanner.....	94
E. Reproductibilité inter-observateur .....	103
F. Caractéristiques de la valve mitrale en ETT .....	104
<b>IV. Discussion .....</b>	<b>105</b>
<b>V. Limites de l'étude .....</b>	<b>106</b>
<b>VI. Conclusion.....</b>	<b>106</b>
<b>Conclusion générale .....</b>	<b>108</b>
<b>Annexe 1.....</b>	<b>111</b>
<b>Bibliographie .....</b>	<b>112</b>

# Liste des abréviations

ACC/AHA : American College of Cardiology/American Heart Association  
ASE : American Society of Echocardiography  
CD : coronaire droite  
CMP : commissurotomie mitrale percutanée  
Cn : compliance atrio-ventriculaire  
CX : artère circonflexe  
DCCVG : diamètre de la chambre de chasse ventriculaire gauche  
DLP : dose length product  
EAE : European Association of Echocardiography  
ECG : électrocardiogramme  
ETT : échocardiographie transthoracique  
ETO : échocardiographie transoesophagienne  
FA : fibrillation auriculaire  
FFR : fractional flow reserve  
IAO : insuffisance aortique  
IM : insuffisance mitrale  
IRM : imagerie par résonance magnétique  
ITV CCVG : intégrale temps/vitesse de la chambre de chasse ventriculaire gauche  
IVA : artère interventriculaire antérieure  
MDCT : multidetector computed tomography  
MIP: maximal intensity projection  
minIP : minimal intensity projection  
MPR : multiplanar reformat  
MSCT : multislice computed tomography  
OG : oreillette gauche  
PAPs : pressions artérielles pulmonaires systoliques  
PDCI : produit de contraste iodé  
PISA : proximal isovelocity surface area  
PHT : pressure half time  
PTDVG : pression télédiastolique intraventriculaire gauche  
RAC ou RAO : rétrécissement aortique calcifié  
RM : rétrécissement mitral  
SVA : surface valvulaire aortique  
SVM : surface valvulaire mitrale  
TAVI : transcatheter aortic valve implantation  
TCG : tronc commun gauche  
TM : mode échographique temps/mouvement  
VG : ventricule gauche  
VMA/VMP : valve mitrale antérieure/postérieure  
Vmax : vitesse maximale  
VR : volume rendering

# Liste des figures

<i>Figure 1 : Performances diagnostiques du scanner coronaire 64 barrettes comparées à la coronarographie. Extrait de Miller JM, Rochitte CE, Dewey M et al. Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. N Engl J Med, 2008 .....</i>	<i>29</i>
<i>Figure 2 : Sténose significative de la CD2 en reconstruction MIP (A), en analyse curviligne (B) et en coronarographie (C). Extrait de Meijboom WB et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. J Am Coll Cardiol, 2008 .....</i>	<i>30</i>
<i>Figure 3 : Reconstructions curvilignes et images coronarographiques de la CD (A et D), de l'IVA (B et E) et de la CX (C et F) montrant des plaques non sténosantes calcifiées du TCG distal et de l'IVA moyenne. Extrait de Meijboom WB et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. J Am Coll Cardiol, 2008.....</i>	<i>30</i>
<i>Figure 4 : Reconstructions volumiques du massif cardiaque avec la CD (A), étude de la CD en mode MIP et reconstructions curvilignes de la CD (C, D) retrouvant une lésion significative du genu inferius infirmée par la coronarographie (E). Extrait de Meijboom WB, Meijs MF, Schuijf JD et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. J Am Coll Cardiol, 2008.....</i>	<i>31</i>
<i>Figure 5 : Valeur prédictive négative par patient du scanner cardiaque versus coronarographie. Extrait de Hamon M, Biondi-Zoccai GG, Malagutti P et al. Diagnostic performance of multislice spiral computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography: a meta-analysis. J Am Coll Cardiol, 2006.....</i>	<i>32</i>
<i>Figure 6 : Courbe Receiver Operating Characteristic (ROC) scanner cardiaque versus coronarographie par segment (A), par patient (B) et globale (C). Extrait de Abdulla J, Abildstrom SZ, Gotzsche O et al. 64-multislice detector computed tomography coronary angiography as potential alternative to conventional coronary angiography: a systematic review and meta-analysis. Eur Heart J, 2007.....</i>	<i>33</i>
<i>Figure 7 : Impact du scanner coronaire en fonction de la probabilité pré-test de maladie coronaire. Extrait de Meijboom WB, van Mieghem CAG, Mollet NR et al. 64-slice computed tomography coronary angiography in patients with high, intermediate or low pretest probability of significant coronary artery disease. J Am Coll Cardiol, 2007.....</i>	<i>34</i>
<i>Figure 8 : Valeurs prédictives positives (PPV) et négatives (NPV) du scanner cardiaque en fonction de la probabilité pré-test de maladie coronaire (A probabilité pré-test intermédiaire et B probabilité pré-test élevée ou maladie coronaire connue) et du score de calcification coronaire. Extrait de Arbab-Zadeh A, Miller J, Rochitte CE et al. Diagnostic accuracy of computed coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification. J Am Coll Cardiol, 2012 .....</i>	<i>35</i>
<i>Figure 9 : Pourcentage de scintigraphie (Single photon emission computed tomography SPECT) positive et négative chez les patients présentant un scanner coronaire normal (sténose <math>\leq 50\%</math>) (A) et chez les patients présentant un scanner coronaire positif (sténose <math>\geq 50\%</math>) (B). Extrait de Schuijf JD, Bax JJ. Ct angiography : an alternative to nuclear perfusion imaging ? Heart, 2008.....</i>	<i>36</i>
<i>Figure 10 : Analyse angiographique coronaire non invasive avec un scanner de 320 détecteurs révélant une atteinte tritonculaire. Reconstructions 3D du massif cardiaque (A), reconstructions curvilignes de la coronaire droite, de l'IVA et la Cx (B, C et D), coronarographie avec incidence permettant l'étude de la CD et de l'IVA (E et F). Extrait de De Graaf FR, Schuijf JD, van Velzen JE et al. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary. Eur Heart J 2010.....</i>	<i>37</i>

<i>Figure 11 : Exemple d'une sténose significative de l'obtus marginale sur l'analyse angiographique non-invasive en scanner (A) et invasive en coronarographie (B) mais sans retentissement hémodynamique sur l'étude FFR<sub>CT</sub> (C) et la FFR invasive (B et D). Extrait de Koo BK and al. Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW (Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noninvasive Fractional Flow Reserve) study. J Am Coll Cardiol. 2011 .....</i>	<i>38</i>
<i>Figure 12 : Exemple d'une sténose significative de l'obtus marginale sur l'analyse angiographique non-invasive en scanner (A) et invasive en coronarographie (B) mais sans retentissement hémodynamique sur l'étude FFR<sub>CT</sub> (C) et la FFR invasive (B et D). Extrait de Koo BK and al. Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW (Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noninvasive Fractional Flow Reserve) study. J Am Coll Cardiol. 2011 .....</i>	<i>39</i>
<i>Figure 13 : Thrombus au sein de l'auricule gauche chez un patient en FA. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012 .....</i>	<i>40</i>
<i>Figure 14 : Thrombus intra-ventriculaire gauche septal chez un patient présentant une cardiopathie ischémique. Scanner cardiaque sans synchronisation à l'ECG au temps artériel (a) et au temps tardif (b) avec prise de contraste du myocarde au temps tardif à l'inverse du thrombus. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012.....</i>	<i>40</i>
<i>Figure 15 : Lipome développé au sein du septum inter-atrial. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012.....</i>	<i>41</i>
<i>Figure 16 : Sarcome de l'OG avec extension au niveau de la base de la grande valve mitrale et au niveau de la veine pulmonaire inférieure gauche avec brèche péricardique. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012.....</i>	<i>41</i>
<i>Figure 17 : Prise de contraste tardive en MSCT permettant l'évaluation de l'étendue de la nécrose myocardique en coupe axiale 4 cavités (A) et court-axe (B). Reconstructions 3D de la zone nécrosée (C) avec évaluation de la masse nécrosée. Extrait de Sat o A et al. Prognostic value of myocardial contrast delayed enhancement with 64-slice multidetector computed tomography after acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol, 2012 .....</i>	<i>42</i>
<i>Figure 18 : Courbes Kaplan-Meier d'incidence des évènements cardiaques selon les terciles de masse myocardique nécrosée évaluée en scanner cardiaque (tercile 1 &lt; 11 g, tercile 2 ≥ 11 g et &lt; 36 g et tercile 3 ≥ 36 g). Extrait de Sat o A et al. Prognostic value of myocardial contrast delayed enhancement with 64-slice multidetector computed tomography after acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol, 2012 .....</i>	<i>43</i>
<i>Figure 19 : Vues court-axe du ventricule gauche et du ventricule droit en phase télédiastolique en IRM et MSCT chez le même patient permettant le calcul des volumes ventriculaires. Extrait de Maffei E et al. Left and right ventricle assessment with Cardiac CT: validation study vs Cardiac MR. Eur Radiol, 2012.....</i>	<i>43</i>
<i>Figure 20 : Corrélation entre IRM et MSCT pour le calcul des fractions d'éjection ventriculaire gauche et droite et de la masse télédiastolique du VG. Extrait de Maffei E et al. Left and right ventricle assessment with Cardiac CT: validation study vs Cardiac MR. Eur Radiol, 2012.....</i>	<i>44</i>

<i>Figure 21 : (a) Protocole de déroulement d'un examen couplant une étude de l'anatomie coronaire et de perfusion myocardique en scanner. (b) Images correspondant à une scintigraphie de perfusion montrant un défaut partiellement réversible de fixation du radio-traceur dans le territoire inférieur et inféro-latéral. Etudes scannographiques perfusionnelles au repos (c) et après stress pharmacologique (d). L'étude coronaire anatomique en MSCT retrouve une sténose serrée du segment proximal de la CD (e et f) et de la Cx (g). Extrait de Ko BS, Cameron JD, Defrance T et al. CT stress myocardial perfusion imaging using Multidetector CT– A review. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2011 .....</i>	<i>45</i>
<i>Figure 22 : Calcifications péricardiques diffuses, irrégulières, abondantes en MSCT en coupes 4 cavités (a) et court-axe (b) et reconstructions 3D (c et d). Extrait de O'Leary SM, Williams PL, Edwards AJ et al. Imaging the pericardium: appearances on ECG-gated 64-detector row cardiac computed tomography. Br J Radiol, 2010....</i>	<i>46</i>
<i>Figure 23 : MSCT mettant en évidence une masse péricardique comprimant les cavités droites avec prise de contraste hétérogène dont l'étude histologique a fait poser le diagnostic de sarcome. Extrait de O'Leary SM, Williams PL, Edwards AJ et al. Imaging the pericardium : appearances on ECG-gated 64-detector row cardiac computed tomography. Br J Radiol, 2010.....</i>	<i>47</i>
<i>Figure 24 : Ulcère athéromateux et hématome périaortique. Extrait de Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Aortic valve and ascending thoracic aorta : Evaluation with isotropic MDCT. AJR Am J Roentgenol, 2010.....</i>	<i>48</i>
<i>Figure 25 : Exemple de bicuspidie en diastole (gauche) et systole (droite) en analyse multiplanaire (haut) et reconstructions 3D (bas). Extrait de Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006).....</i>	<i>49</i>
<i>Figure 26 : Exemple de RAO serré avec planimétrie mesurée à 64.4 mm<sup>2</sup> en mode MinIP en MSCT. Extrait de Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006).....</i>	<i>50</i>
<i>Figure 27 : Exemple de RAO modéré (planimétrie à 118 mm<sup>2</sup>) avec fusion calcifiée de la commissure antérieure. Etude en mode MinIP à gauche et MIP à droite. Extrait de Erik Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006).....</i>	<i>50</i>
<i>Figure 28 : Etude Bland et Altman des planimétries mesurées en ETT versus MSCT. Extrait de Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006) .....</i>	<i>51</i>
<i>Figure 29 : Association entre la SVA mesurée en scanner par planimétrie et les paramètres ETT (gauche) avec la SVA mesurée en ETT via l'équation de continuité (A) et la Vmax aortique (B). Courbes ROC pour le diagnostic de RAO serré (SVA &lt; 1 cm<sup>2</sup>) en utilisant le score calcique (droite). Extrait de Messika-Zeitoun D and al. Evaluation and Clinical Implications of Aortic Valve Calcification Measured by Electron-Beam Computed Tomography Circulation. 2004.....</i>	<i>52</i>
<i>Figure 30 : Mesure de l'anneau aortique en préTAVI (haut) et postTAVI (bas). La planimétrie de l'anneau est réalisée en coupe double oblique transverse au point le plus caudal d'attachement des 3 cusps. Corrélation entre l'anneau virtuel mesuré en préTAVI (d) et le contrôle post TAVI (h). Extrait de Blanke P et al. Assessment of aortic annulus dimensions for Edwards SAPIEN transapical heart valve implantation by CT: calculating average diameter using a virtual ring method. Eur J Cardiothorac Surg, 2010 .....</i>	<i>54</i>

<i>Figure 31 : Exemple d'IAO de haut grade. Reconstruction 3D du massif cardiaque (A), vue peropératoire (B), défaut de coaptation centrale (c) avec mesure de la surface de l'orifice régurgitant (D). Vue parasternale grand axe en ETT en mode couleur (E). Extrait de Feuchtner GM et al. 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. AJR Am J Roentgenol, 2008 .....</i>	<i>55</i>
<i>Figure 32 : Défaut de coaptation centrale avec possibilité de planimétrie de l'orifice régurgitant en mode MiniP. Extrait de Feuchtner GM et al. 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. AJR Am J Roentgenol, 2008 .....</i>	<i>56</i>
<i>Figure 33 : Mesure des angles de fermeture et d'ouverture d'une prothèse aortique mécanique double ailettes. Extrait de Konen E et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves: initial experience. Am J Roentgenol, 2008 .....</i>	<i>57</i>
<i>Figure 34 : Dysfonction de prothèse mécanique mitrale avec immobilité d'une des 2 ailettes liée à un panus asymétrique. Visualisation en coupes multiplanaires (A et B), en reconstructions 3D (C et D) et en radio-cinéma de valve (E et F). Extrait de Konen E et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves : initial experience. Am J Roentgenol, 2008 .....</i>	<i>58</i>
<i>Figure 35 : Fuite paraprothétique au niveau d'une valve aortique mécanique double ailette en images multiplanaires (A et B) et rendu volumique (C et D). Extrait de Konen E et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves : initial experience. Am J Roentgenol, 2008. ....</i>	<i>59</i>
<i>Figure 36 : Planimétrie de la surface fonctionnelle d'une bioprothèse aortique en coupes multiplanaires. Extrait de Chenot F et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using MDCT: comparison with TTE. Radiology, 2010; 255: 377-385. ....</i>	<i>60</i>
<i>Figure 37 : Régression linéaire et Bland-Altman de la corrélation entre la surface valvulaire de bioprothèses aortiques estimée par planimétrie scanner et par équation de continuité en ETT. Extrait de Chenot F et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using MDCT: comparison with TTE. Radiology, 2010; 255: 377-385.....</i>	<i>60</i>
<i>Figure 38 : Etude d'une endocardite infectieuse mitrale avec végétation et abcès paravalvulaire en images multiplanaires scanner et ETO. Extrait de Feuchtner GM et al. MSCT in infective endocarditis: comparison with TEE and intraoperative findings. J Am Coll Cardiol, 2009 .....</i>	<i>61</i>
<i>Figure 39 : Etude des dimensions et rapports anatomiques d'un abcès paravalvulaire « géant » sur bioprothèse aortique. Extrait de Feuchtner GM et al. MSCT in infective endocarditis: comparison with TEE and intraoperative findings. J Am Coll Cardiol, 2009.....</i>	<i>62</i>
<i>Figure 40 : Etude MSCT de l'appareil sous-valvulaire mitral avec classification des variant anatomiques de disposition des muscles papillaires en fonction du nombre de têtes et de leur insertion commune ou séparée. Extrait de Delgado V et al. Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. JACC Cardiovasc Imaging, 2009.....</i>	<i>63</i>
<i>Figure 41 : Etude de l'anneau mitral avec mesure de sa surface et des diamètres intercommissural et antéro-postérieur en MSCT. Extrait de Delgado V et al. Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. JACC Cardiovasc Imaging, 2009.....</i>	<i>64</i>
<i>Figure 42 : Etude de la géométrie valvulaire mitrale au niveau des parties antéro-latérale (A1-P1), centrale (A2-P2) et postéro-médiale (A3-P3) des feuillets mitraux. Extrait de Delgado V et al. Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. JACC Cardiovasc Imaging, 2009 .....</i>	<i>65</i>

<i>Figure 43 : Mesure par planimétrie de la surface valvulaire mitrale en court-axe au sommet de l'entonnoir mitral. Extrait de Messika-Zeitoun D et al. Assessment of the mitral valve area in patients with mitral stenosis by MSCT. J Am Coll Cardiol, 2006 .....</i>	<i>66</i>
<i>Figure 44 : Corrélation entre surface valvulaire mitrale mesurée par planimétrie en scanner et en ETT (points blancs pour les atteintes mitrales calcifiées et bleus pour les rhumatismales pures). Extrait de Messika-Zeitoun D et al. Assessment of the mitral valve area in patients with mitral stenosis by MSCT. J Am Coll Cardiol, 2006.....</i>	<i>67</i>
<i>Figure 45 : Comparaison entre les surfaces valvulaires mitrales mesurées par planimétrie et les surfaces anatomiques réelles mesurées sur les pièces opératoires. Extrait de Faletra F, Pezzano A, Jr. Fusco R, Mantero A, Corno R, Crivellaro W, et al. Measurement of mitral valve area in mitral stenosis: four echocardiographic methods compared with direct measurement of anatomic orifices. J Am Coll Cardiol 1996.....</i>	<i>70</i>
<i>Figure 46 : Incidence parasternale petit axe permettant la mesure de la planimétrie de l'orifice mitral en ETT 2D. ....</i>	<i>71</i>
<i>Figure 47 : Incidences parasternales grand (A) et petit axe (B) en mode biplan permettant la réalisation d'une planimétrie de l'orifice mitral. ....</i>	<i>72</i>
<i>Figure 48 : Mesure de la surface mitrale par planimétrie en ETT 3D.....</i>	<i>73</i>
<i>Figure 49 : Analyse de Bland-Altman des mesures de planimétrie mitrale en ETT 2D et 3D par un opérateur moins expérimenté et celles réalisées en ETT 2D d'un opérateur expérimenté. Extrait de Messika-Zeitoun D and al. Three- dimensional evaluation of the mitral valve area and commissural opening before and after percutaneous mitral commissurotomy in patients with mitral stenosis. Eur Heart J 2007.....</i>	<i>74</i>
<i>Figure 50 : Méthodologie de mesure de la planimétrie mitrale en ETO 3D permettant d'obtenir un plan de coupe au sommet de l'entonnoir mitral. Extrait de Dreyfus J and al. Real-time 3D transoesophageal measurement of the mitral valve area in patients with mitral stenosis. Eur J Echocardiogr. 2011 .....</i>	<i>75</i>
<i>Figure 51 : Exemple de mesure de la PHT.....</i>	<i>76</i>
<i>Figure 52 : Surestimation (exprimée en pourcentage par rapport à la surface valvulaire mitrale calculée par équation de continuité) de la surface valvulaire mitrale par la PHT en fonction de la Cn. Extrait de Schwammenthal E and al. Impact of atrioventricular compliance on pulmonary artery pressure in mitral stenosis: an exercise echocardiographic study. Circulation 2000.....</i>	<i>77</i>
<i>Figure 53 : Comparaison entre l'évaluation de la SVM par équation de continuité et cathétérisme. Extrait de Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T. Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. Circulation 1988.....</i>	<i>78</i>
<i>Figure 54 : Exemple de convergence avec mesure du rayon de la sphère d'isovélocité. Extrait de Messika-Zeitoun D, Cachier A, Brochet E, Cormier B, Lung B, Vahanian A. Evaluation of mitral valve area by the proximal isovelocity surface area method in mitral stenosis: could it be simplified? Eur J Echocardiogr 2007.....</i>	<i>79</i>
<i>Figure 55 : Corrélation entre la SVM calculée par PISA et par planimétrie en ETT 2D. Extrait de Messika-Zeitoun D et al. Evaluation of mitral valve area by the proximal isovelocity surface area method in mitral stenosis: could it be simplified? Eur J Echocardiogr 2007 .....</i>	<i>79</i>

<i>Figure 56 : Exemple de mesure du gradient moyen transmitral.</i> .....	80
<i>Figure 57 : Arbre de prise en charge du RM serré. Extrait de Vahanian A and al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC); European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). Eur Heart J. 2012.</i> .....	82
<i>Figure 58 : Corrélation entre la SVM calculée via la PHT et selon la méthode de Gorlin avec différenciation des patients selon leur âge. Extrait de Abascal VM, Moreno PR, Rodriguez L, Monterroso VM, Palacios IF, Weyman AE, et al. Comparison of the usefulness of Doppler pressure half-time in mitral stenosis in patients &lt;65 and &gt;or 65 years of age. Am J Cardiol 1996.</i> .....	83
<i>Figure 59 : Géométrie de la valve mitrale dans les sténoses mitrales dégénératives et rhumatismales. Le RM dégénératif entraîne une géométrie tubulaire à l'inverse du RM rhumatismal où la géométrie valvulaire est proche d'un dôme. Extrait de Chu JW and al. Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography J Am Soc Echocardiogr. 2008. ....</i>	84
<i>Figure 60 : Gradient de pression versus débit démontrant l'effet de la géométrie 3D de l'orifice pour chaque surface anatomique (A, 1,5 cm<sup>2</sup> ; B, 1 cm<sup>2</sup> ; C, 0,5cm<sup>2</sup>). Extrait de Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, et al. Insights from three-dimensional echocardiographic laser stereolithography. Effect of leaflet funnel geometry on the coefficient of orifice contraction, pressure loss and the Gorlin formula in mitral stenosis. Circulation 1996. 85</i>	
<i>Figure 61 : Planimétrie de l'orifice mitrale en ETT 3D dans un contexte de sténose mitrale dégénérative. Extrait de Chu JW and al. Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography J Am Soc Echocardiogr. 2008.</i> .....	86
<i>Figure 62 : Bland-Altman de la corrélation entre SVM calculée par PHT (A) ou mesurée par planimétrie en ETT 3D (B) et celle calculée par équation de continuité. Extrait de Chu JW and al. Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography J Am Soc Echocardiogr. 2008.</i> .....	87
<i>Figure 63 : 3 exemples d'étude de RM dégénératifs en scanner. Cas 1, étude en mode MIP (A et B) des calcifications mitrales avec atteinte de la VMP uniquement. Planimétrie mitrale en mode average (C) retrouvant un RM modéré mesuré à 155 mm<sup>2</sup>. Cas 2, reconstructions volumiques 3D intracavitaires en fausses couleurs (D) et étude en mode MIP (E) permettant de visualiser les calcifications de la VMP et l'atteinte de A2. Planimétrie mitrale en mode average (F) retrouvant un RM serré mesuré à 95 mm<sup>2</sup>. Cas 3, Etude de la morphologie et du volume des calcifications aorto-mitrales en reconstructions 3D avec isolement des calcifications (G) avec coulée calcaire de la valve aortique vers la VMA et atteinte de la VMP associée. Etude en mode MIP (H) retrouvant la même morphologie des calcifications avec atteinte de la VMP et de A2. Planimétrie mitrale en mode average (I) retrouvant un RM serré mesuré à 137 mm<sup>2</sup>.</i> .....	91
<i>Figure 64 : Pourcentage de patients présentant effectivement une SVM ≤ 200 mm<sup>2</sup> comparé au risque estimé de présenter une sténose mitrale significative calculé selon notre formule divisé en 3 groupes (bas, intermédiaire, élevé).</i> .....	101
<i>Figure 65 : Validation externe de la formule de calcul du risque estimé de présenter une sténose mitrale significative (SVM &lt; 200 mm<sup>2</sup>). En haut, proportion de SVM &lt; 200 mm<sup>2</sup> mesurée par planimétrie selon la probabilité estimée de présenter une sténose mitrale significative. En bas, courbe ROC avec aire sous la courbe à 0,78.</i> .....	102

*Figure 66 : Comparaison des planimétries mitrales mesurées par les 2 observateurs pour chaque patient. .... 104*

# Liste des tableaux

<i>Tableau 1 : Association entre les différents types d'examen cardiologique à visée coronaire non invasifs et les dépenses de santé associées sur 180 jours. Extrait de Shreibati JB, Baker LC, Hlatky MA. Association of coronary CT angiography or stress testing with subsequent utilization and spending among medicare beneficiaries. JAMA, 2011</i> .....	36
<i>Tableau 2 : Approche échographique de l'évaluation d'une sténose mitrale dégénérative. Extrait de Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis : EAE/ASE recommendations for clinical practice. J Am Soc Echocardiogr. 2009</i> .....	69
<i>Tableau 3 : Classification de la sévérité du RM</i> .....	81
<i>Tableau 4 : Analyse bivariée des caractéristiques cliniques et paracliniques des patients présentant une SVM <math>\leq 150 \text{ mm}^2</math> et de ceux présentant une SVM <math>&gt; 150 \text{ mm}^2</math></i> .....	95
<i>Tableau 5 : Analyse bivariée de l'atteinte dégénérative calcifiée des différents segments valvulaires mitraux et du volume de calcification du complexe aorto-mitral entre les patients présentant une SVM <math>\leq 150 \text{ mm}^2</math> et de ceux présentant une SVM <math>&gt; 150 \text{ mm}^2</math></i> .....	97
<i>Tableau 6 : Analyse bivariée des caractéristiques cliniques et paracliniques des patients présentant une SVM <math>\leq 200 \text{ mm}^2</math> et de ceux présentant une SVM <math>&gt; 200 \text{ mm}^2</math></i> .....	97
<i>Tableau 7 : Analyse bivariée de l'atteinte dégénérative calcifiée des différents segments valvulaires mitraux et du volume de calcification du complexe aorto-mitral entre les patients présentant une SVM <math>\leq 200 \text{ mm}^2</math> et de ceux présentant une SVM <math>&gt; 200 \text{ mm}^2</math></i> .....	99
<i>Tableau 8 : Analyse multivariée par régression logistique utilisant le cut-off de SVM de <math>200 \text{ mm}^2</math></i> .....	99
<i>Tableau 9 : Exemples de calcul du risque estimé de présenter une sténose mitrale significative comparé à la planimétrie réellement mesurée en scanner.</i> .....	103

# **Introduction générale**

L'imagerie cardiaque connaît un essor majeur depuis une quinzaine d'année. Parmi les différentes modalités d'imagerie cardiaque, le scanner est passé d'un statut anecdotique à un examen de première ligne notamment dans la maladie coronaire. Ceci a été permis par de larges évolutions techniques de l'imagerie multicoupe qui ont autorisé d'améliorer de manière significative la résolution spatiale, le temps d'acquisition, l'irradiation du patient et la qualité des images.

## **I. Principes et bases techniques du scanner cardiaque**

### **A. Rayons X**

Utilisant des projections multiples de rayons X en tournant autour de l'objet, le scanner spiralé reconstruit une image stéréoscopique tridimensionnelle des objets comme le cerveau reconstitue le relief par la vision binoculaire. Absorbés selon la masse atomique des objets traversés, les rayons X sont peu absorbés par les tissus mous, davantage par les produits de contraste iodés, et encore davantage par les structures calcifiées, le métal ou le carbone dense, notamment présents sur les valves pathologiques et les prothèses.

### **B. Générations de scanner, scanner à faisceau d'électrons (Electron-Beam Computed Tomography EBCT), scanner multi-détecteurs (Multi-Detector Computed Tomography MDCT).**

Installés dans les années 1970, les premiers appareils de scanner à rotation lente (>1 seconde) et coupe unique sont incompatibles avec le mouvement cardiaque. Dans les années 1980, le scanner à faisceau d'électrons (*EBCT*, Imatron®), constitué d'une source à la tête du patient avec déflecteur en couronne autour du patient, est le premier outil permettant l'étude cardiaque, grâce à une excellente résolution temporelle (50-60ms). Ainsi naissent les premières applications valvulaires avec la quantification des calcifications aortiques. Mais sa résolution spatiale médiocre et son coût élevé en limitent le développement. C'est l'arrivée des scanners multi-détecteurs *MDCT* à 16 puis 64 barrettes tournant en 500ms ou moins, et produisant des coupes de moins de 1mm dans les années 2000, qui permet l'essor de la technique et son utilisation en routine clinique. Limitée par les contraintes mécaniques sur les éléments rotatifs (jusqu'à 20-30 G), la vitesse de rotation est actuellement de 270 à 350ms pour les appareils moyen à haut de gamme et la résolution temporelle égale à la moitié (135 à 175ms) car les méthodes de rétroprojection utilisent les données acquises sur 180°. La reconstruction multisegment possible en acquisition rétrospective offre théoriquement une résolution temporelle deux à quatre fois plus fine mais les résultats sont souvent décevants en raison du mélange de deux à quatre cycles cardiaque successifs avec un flou inhérent aux variations cycle à cycle. Significativement plus modeste que les autres techniques d'imagerie, la résolution temporelle du scanner est plus ou moins limitante selon les vitesses de déplacement des structures étudiées. Le cas particulier du système double tube conjuguant deux couples source/détecteur perpendiculaires et permettant une reconstruction avec 90° de données

permet d'améliorer significativement ce paramètre. Les scanners double tube restent toutefois peu répandus en raison du coût élevé du matériel. A contrario, les points forts du scanner sont sa haute résolution spatiale (0,5mm ou moins), son quasi-isotropisme, son accessibilité technique et son coût relativement modéré par rapport aux techniques alternatives.

### **C. Contraste naturel et produit de contraste**

Le contraste naturel entre les tissus biologiques, formalisé par l'échelle de Hounsfield, montre une bonne séparation entre les calcifications ou le métal d'une part et les tissus mous ou le sang d'autre part, voire avec la graisse, mais pas entre les tissus et le sang. Ainsi le scanner cardiaque requiert l'injection d'un produit de contraste iodé (PDCI) qui, mélangé au sang, provoque une absorption importante des rayons X et vient mouler les structures vasculaires, cavitaires et valvulaires. Secondairement, les tissus richement vascularisés présentent un rehaussement plus modéré avec une cinétique spécifique visible sur des acquisitions tardives. Cette injection de PDCI doit toujours se faire dans le respect des contre-indications classiques (allergie vraie, insuffisance rénale). A proximité des structures très denses, peuvent se former des artefacts clairs de blooming (contamination des voxels adjacents) et des artefacts sombres de durcissement (modification spectrale du rayonnement X à la sortie de la structure), qui nécessitent d'adapter les fenêtres de visualisation et d'étudier plusieurs phases successives du cycle cardiaque.

### **D. Synchronisation ECG**

L'examen cardiaque nécessite une apnée à mi-inspiration durant moins de 10 secondes pour un scanner à 64 barrettes ou plus. Les données projetées sont réappariées selon leur position dans le cycle cardiaque, en 10 phases, par pas de 10% du cycle cardiaque, la première phase (0%) correspondant au QRS de l'ECG. L'édition optionnelle du tracé ECG *a posteriori* permet de contourner la survenue d'extrasystoles voire la présence d'une fibrillation auriculaire (FA). L'animation résultant de ces 10 phases permet l'étude cinétique des valves et du cœur. En plus de la méthode historique dite rétrospective et spiralee appariant les données à l'ECG après l'acquisition avec un mouvement continu de la table du scanner, de nouvelles acquisitions dites prospectives (« step-and-shoot ») se proposent de caler des phases d'irradiation intermittentes sur le rythme cardiaque pour réduire la dose de rayons X délivrée au patient. Bien adaptée à l'étude des coronaires, cette technique n'est pas initialement destinée à l'étude valvulaire puisqu'elle n'offre plus qu'une image statique du cœur. Plus utile, la modulation d'intensité au cours du cycle cardiaque permet de réduire l'irradiation au prix d'une dégradation de la qualité d'image pendant une partie du cycle cardiaque. Le compromis perte de qualité/réduction de dose nécessite une adaptation soigneuse au cas par cas notamment selon le bénéfice diagnostique attendu et l'âge du patient. Dans tous les cas, la résolution temporelle modérée du scanner réduit la tolérance aux fréquences cardiaques élevées ou irrégulières. En pratique, actuellement avec un scanner 64 barrettes avec une vitesse de rotation proche de 300 ms, des examens valvulaires de qualité sont possibles pour des fréquences régulières jusqu'à environ 75/min.

Au-delà, les résultats sont plus inconstants notamment en cas d'arythmie, les indications devront alors être posées au cas par cas.

## **E. Irradiation**

Faible pour un simple score calcique aortique (1-2 mSv), l'irradiation est plus significative pour un examen injecté, et globalement plus importante pour un examen valvulaire que pour un examen coronaire, mais avec un spectre très large (1 à 20mSv) dépendant des outils de réduction de dose utilisés (réduction du voltage, réduction d'intensité, modulation d'intensité, reconstructions itératives, voire synchronisation prospective) et de la hauteur d'acquisition. Les plus faibles irradiations correspondent à des patients maigres, lents, pour une étude uniquement coronaire en « step-and-shoot », sur un appareil de dernière génération.

Compte tenu du risque radiologique théorique, chaque indication doit être portée selon le rapport bénéfice diagnostique/risque individuel et l'acquisition optimisée au cas par cas, en particulier chez les sujets jeunes.

## **F. Déroulement de l'examen**

L'examen injecté complet dure 10 à 15 minutes, incluant installation, branchement et vérification de l'ECG, perfusion, prémédication intraveineuse, sélection du protocole, entraînement à l'apnée, coupes de repérage, surveillance de l'arrivée du bolus de contraste, acquisition de quelques secondes et désinstallation. L'analyse nécessite ensuite 10 à 30 minutes pour des examens coronaires et valvulaires de routine, selon les questions posées et la qualité de l'examen. Dans le cas très particulier du score calcique isolé, l'acquisition et l'analyse sont réalisées chacune en moins de 5 minutes.

## **G. Protocole d'acquisition**

La préparation pharmacologique est souvent indispensable lors d'un examen coronaire mais rarement utilisée dans les indications valvulaires car délicate voire contre-indiquées sur ces terrains. Le volume de PDCI varie de 40 à 90ml selon l'indication et le terrain, avec un débit de 3 à 5 mL/s. L'injection en double voire triple bolus avec du sérum physiologique est préférée car permettant une réduction de dose de PDCI, moins d'artefacts de veine cave supérieure et une visualisation correcte des cavités droites. La couverture anatomique cardiaque s'étend de la carène jusqu'à la face inférieure du cœur, à laquelle peut s'ajouter l'aorte thoracique devinée grâce au bouton aortique. La tension du tube est fixée à 100 ou 120 kV selon la corpulence. L'intensité (mAs) varie selon l'équipement utilisé, la corpulence, la présence de structures prothétiques. On s'aidera de la prédiction de la dose délivrée (DLP) avant l'acquisition.

## **H. Post-traitement**

Les images sont chargées dans le logiciel de post-traitement, d'abord revues en affichage triple (axial, coronal, sagittal) permettant un débrouillage cardiaque et extracardiaque, et le positionnement du plan de coupe oblique.

Concernant les examens valvulaires, les coupes obliques, ou MultiPlane Reformat (MPR), associées à la revue des 10 phases en mode ciné, permettent une étude morphologique dynamique similaire au ciné-IRM, visualisant le mouvement des feuillets valvulaires, en balayant les plans de coupe standards (coupes 4, 3, 2 cavités, petits axes VG,...). L'épaississement de la coupe oblique permet d'accéder à des projections épaisses : moyennée (Average), projection de la densité maximale (Maximal Intensity Projection, MIP, pour l'étude des calcifications, du métal ou du carbone), projection de la densité minimale (minimal Intensity Projection, minIP, pour les lésions valvulaires tissulaires). Les rendus volumiques 3D réalistes en fausses couleurs, externe ou interne (Volume Rendering, VR), permettent des études topographiques fines et une meilleure communication avec l'opérateur interventionnel ou le chirurgien, voire l'échographiste. Enfin la segmentation automatique permet l'extraction des cavités notamment pour les calculs de volumes, de débits, de fractions régurgitées ou de masse ventriculaire.

Concernant les examens coronaires, il est d'abord réalisé une reconnaissance des différentes structures cardiaques et notamment coronaires. Cette analyse est complétée manuellement pour ensuite conduire aux reconstructions curvilignes qui permettent une analyse précise de chaque segment coronaire. Le mode MIP peut être utile pour la mise en évidence de calcifications coronaires. De plus, chaque logiciel de post-traitement inclus des modalités de quantification de la sténose plus ou moins intéressantes. Les rendus volumiques tridimensionnels permettent la visualisation de l'anatomie coronaire ce qui peut être notamment intéressant dans l'étude des anomalies de trajet ou de naissance des coronaires.

## **II. Intérêts et indications du scanner cardiaque en 2013**

### **A. Les indications du scanner dans la maladie coronaire**

La maladie coronaire est l'indication la plus connue et appliquée d'utilisation du scanner cardiaque. Il existe maintenant de larges études multicentriques conduites au cours des années 2000 qui ont validé l'utilisation du scanner cardiaque dans la stratégie diagnostique de la maladie coronaire (Miller JM, 2008; Meijboom WB M. M., 2008; Budoff MJ, 2008 ; Chow BJW, 2011).

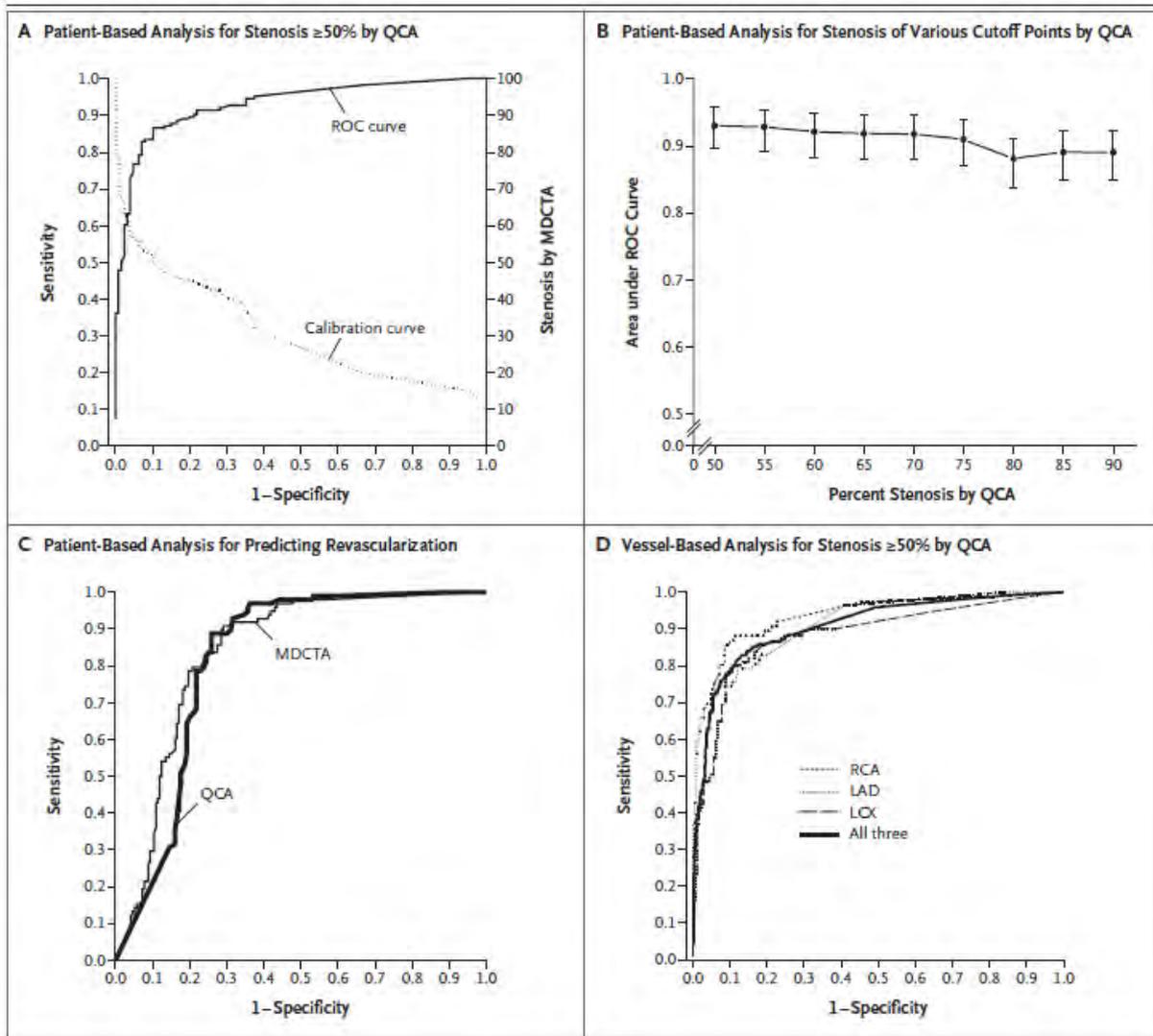


Figure 1 : Performances diagnostiques du scanner coronaire 64 barrettes comparées à la coronarographie. Extrait de Miller JM, Rochitte CE, Dewey M et al. Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. N Engl J Med, 2008

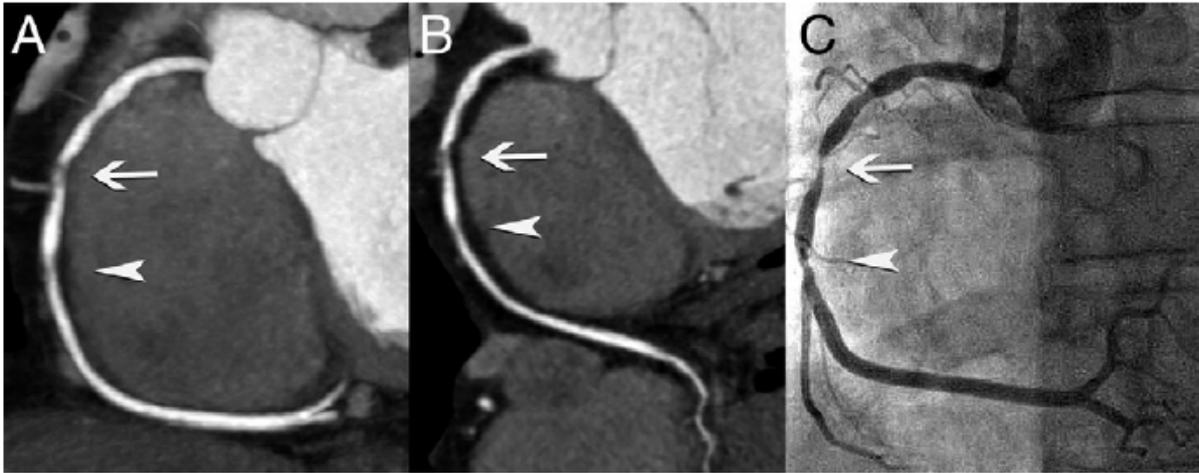


Figure 2 : Sténose significative de la CD2 en reconstruction MIP (A), en analyse curviligne (B) et en coronarographie (C). Extrait de Meijboom WB et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. J Am Coll Cardiol, 2008

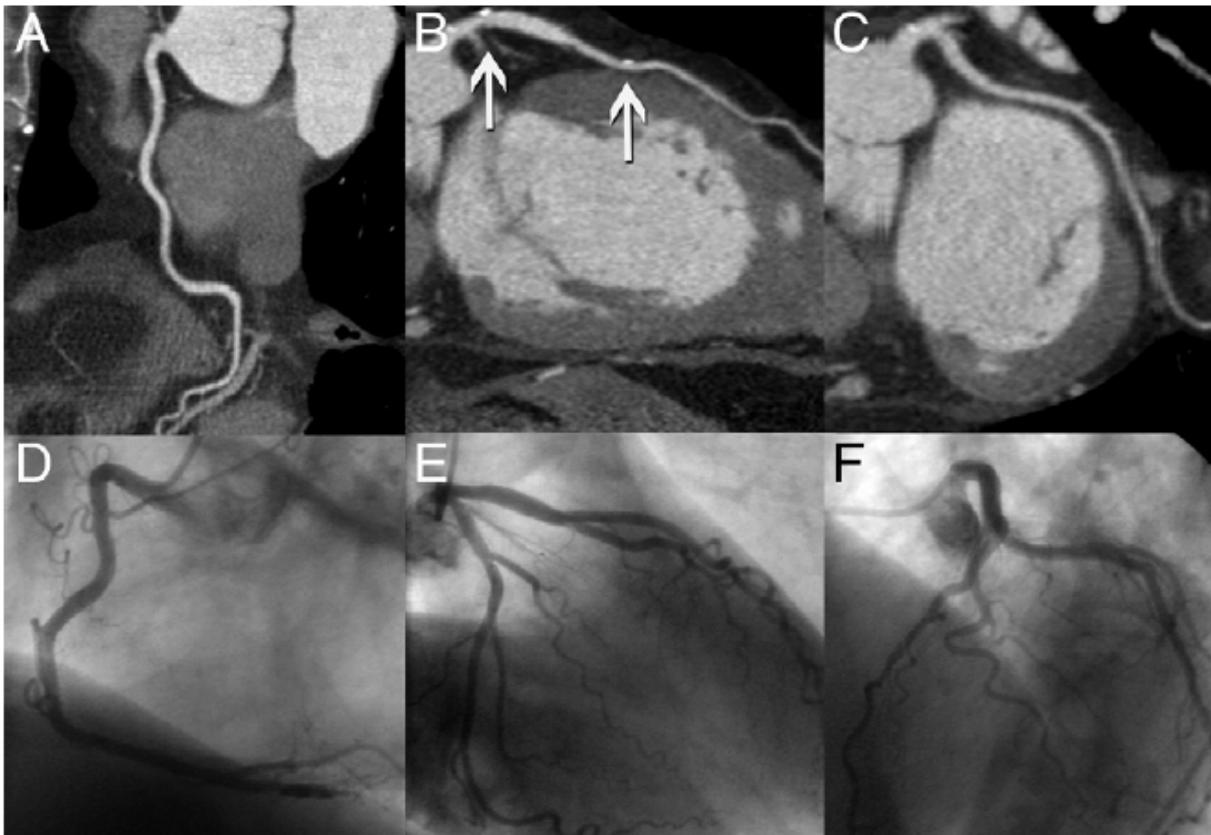


Figure 3 : Reconstructions curvilignes et images coronarographiques de la CD (A et D), de l'IVA (B et E) et de la CX (C et F) montrant des plaques non sténosantes calcifiées du TCG distal et de l'IVA moyenne. Extrait de Meijboom WB et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. J Am Coll Cardiol, 2008

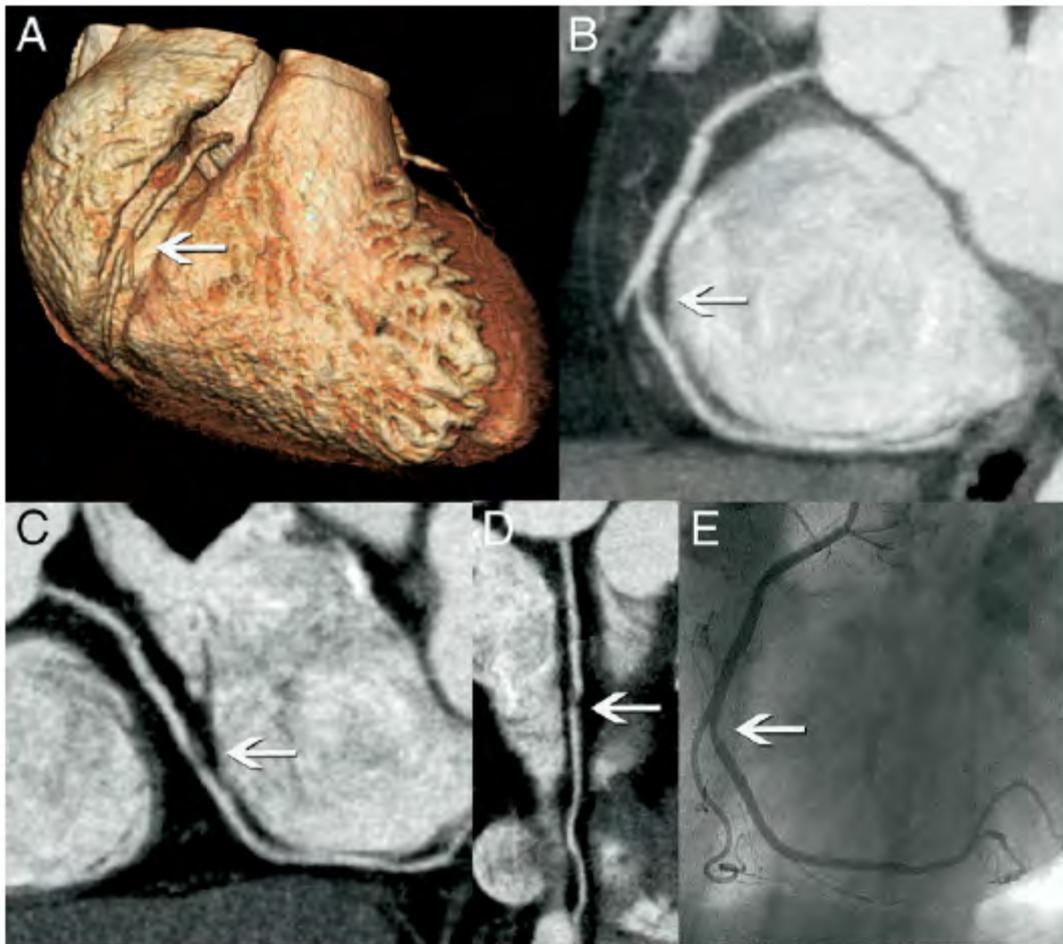


Figure 4 : Reconstructions volumiques du massif cardiaque avec la CD (A), étude de la CD en mode MIP et reconstructions curvilignes de la CD (C, D) retrouvant une lésion significative du genu inferius infirmée par la coronarographie (E). Extrait de Meijboom WB, Meijs MF, Schuijf JD et al. Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography: a prospective, multicenter, multivendor study. J Am Coll Cardiol, 2008

Ces études ont amené à la publication de deux consensus d'experts balisant l'utilisation du scanner cardiaque dans cette indication (Taylor AJ, 2010; Mark DB, 2010 ).

Plusieurs méta-analyses ont permis de situer et de comparer le scanner cardiaque 64 barrettes (caractéristique technique la plus répandue à l'heure actuelle) à l'évaluation angiocoronarographique (Hamon M, 2006; Abdulla J, 2007; Mowatt G, 2008).

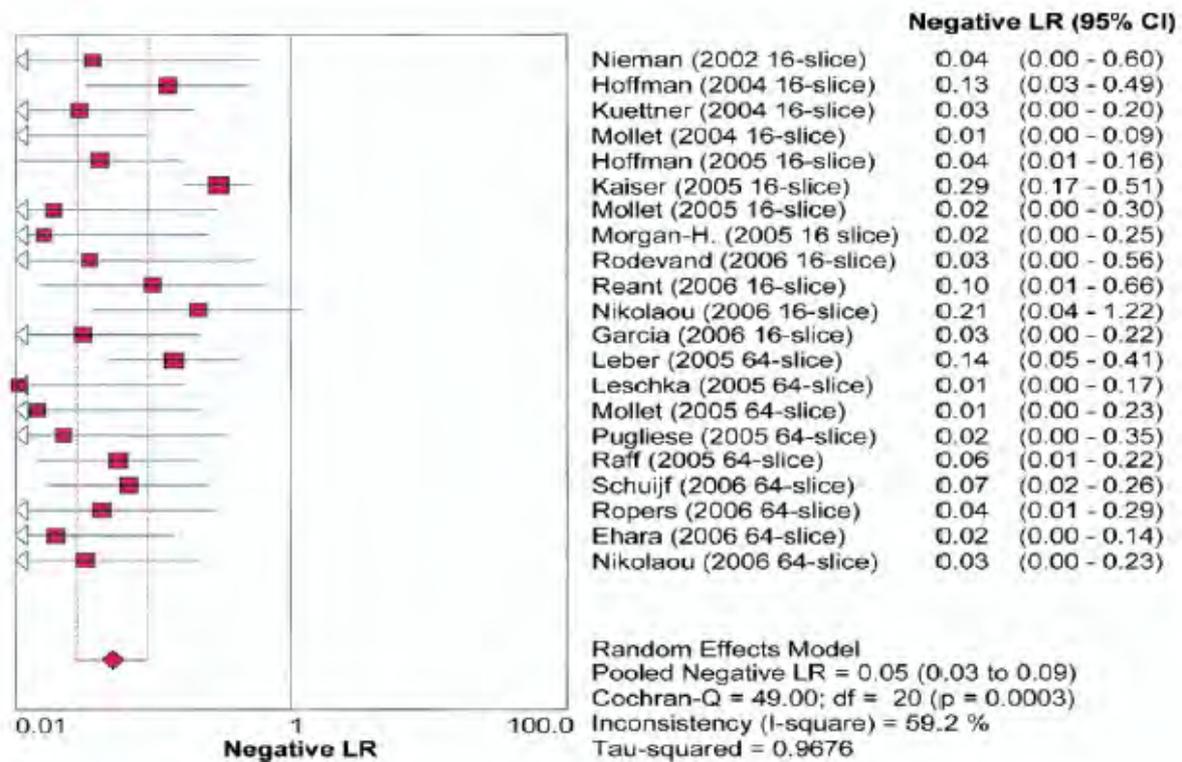


Figure 5: Valeur prédictive négative par patient du scanner cardiaque versus coronarographie. Extrait de Hamon M, Biondi-Zoccai GG, Malagutti P et al. Diagnostic performance of multislice spiral computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography: a meta-analysis. J Am Coll Cardiol, 2006

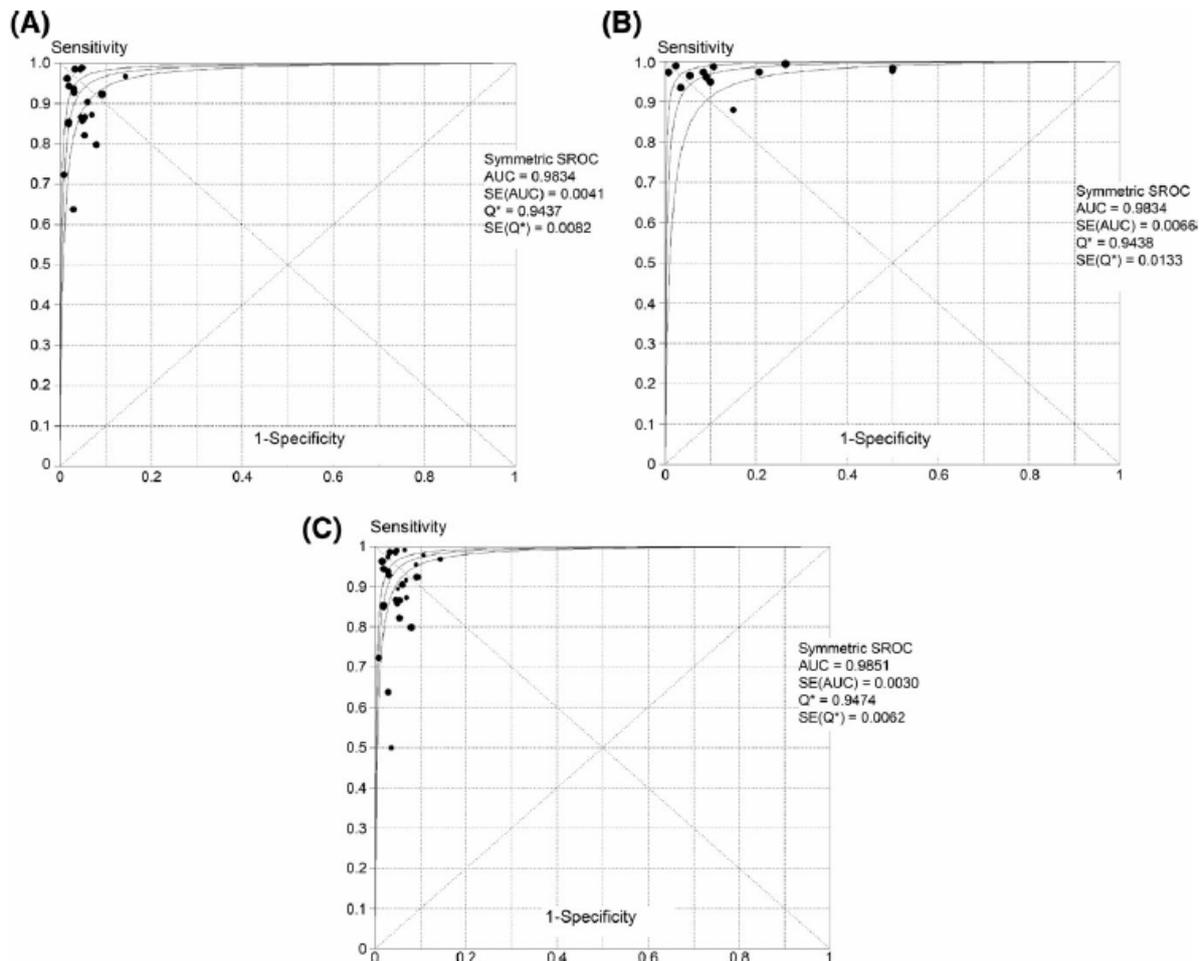


Figure 6: Courbe Receiver Operating Characteristic (ROC) scanner cardiaque versus coronarographie par segment (A), par patient (B) et globale (C). Extrait de Abdulla J, Abildstrom SZ, Gotzsche O et al. 64-multislice detector computed tomography coronary angiography as potential alternative to conventional coronary angiography: a systematic review and meta-analysis. Eur Heart J, 2007

L'intérêt du scanner cardiaque à visée coronaire réside donc dans sa valeur prédictive négative qui permet de dédouaner une origine coronarienne devant une douleur thoracique non accompagnée d'un mouvement enzymatique ou électrique chez des patients à risque cardiovasculaire jugé bas ou intermédiaire (Meijboom WB M. C., 2007).

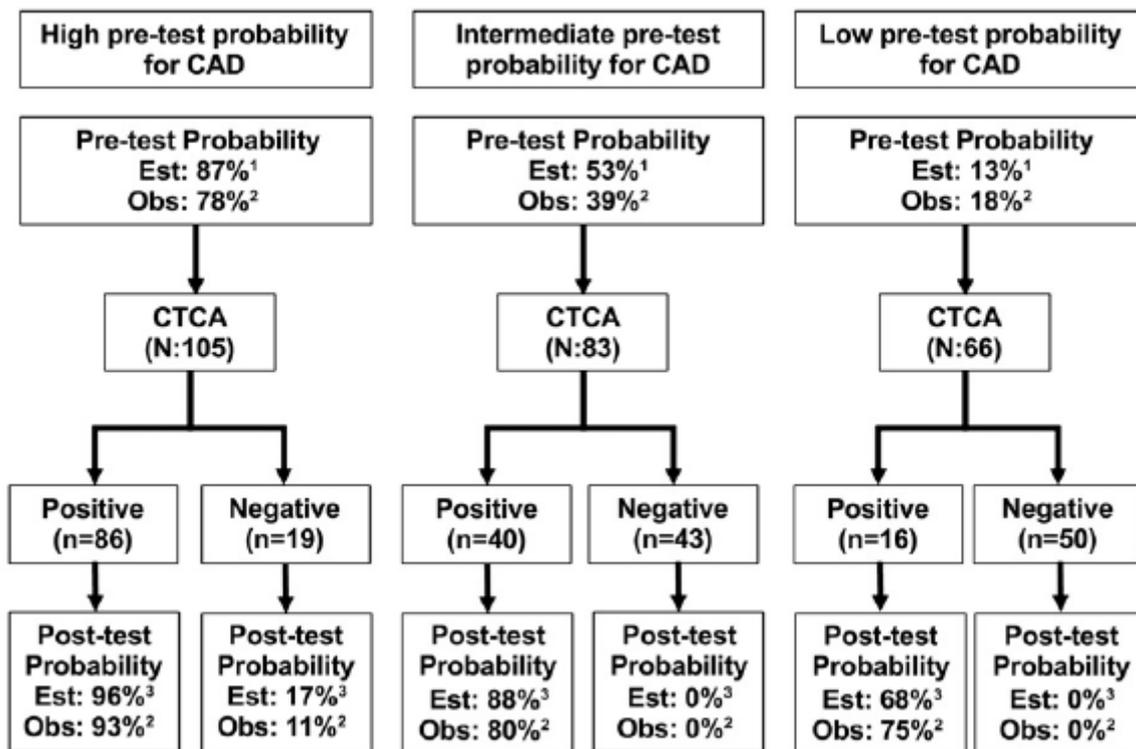


Figure 7 : Impact du scanner coronaire en fonction de la probabilité pré-test de maladie coronaire. Extrait de Meijboom WB, van Mieghem CAG, Mollet NR et al. 64-slice computed tomography coronary angiography in patients with high, intermediate or low pretest probability of significant coronary artery disease. J Am Coll Cardiol, 2007

Plusieurs limites techniques sont à souligner dans l'utilisation à visée coronarienne du scanner cardiaque. La première d'entre elle est la forte prévalence de calcifications coronaires qui peuvent rendre l'analyse des lésions et notamment de leur caractère sténosant très complexe, ceci a très bien été souligné dans une étude complémentaire de CORE 64 qui met en évidence une nette diminution de la valeur prédictive négative du scanner coronaire en présence de calcifications significatives (Arbab-Zadeh A, 2012).

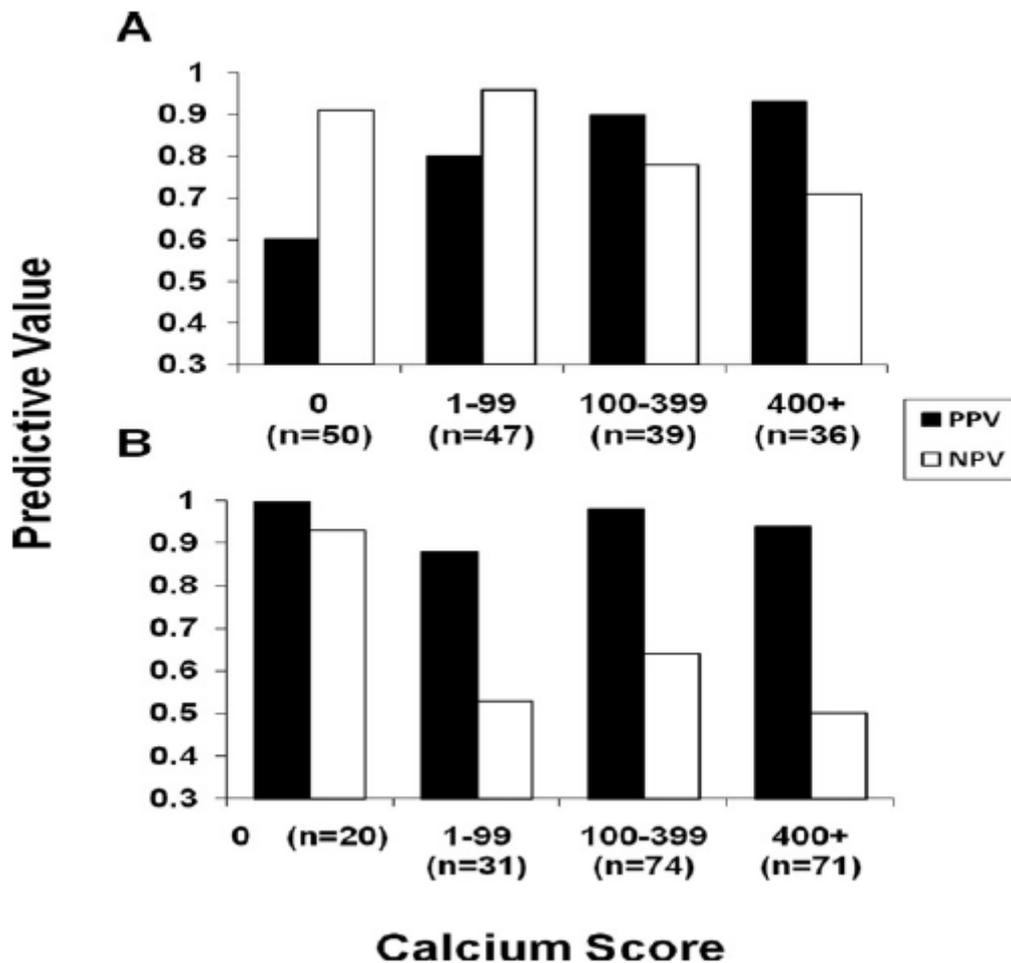


Figure 8 : Valeurs prédictives positives (PPV) et négatives (NPV) du scanner cardiaque en fonction de la probabilité pré-test de maladie coronaire (A probabilité pré-test intermédiaire et B probabilité pré-test élevée ou maladie coronaire connue) et du score de calcification coronaire. Extrait de Arbab-Zadeh A, Miller J, Rochitte CE et al. Diagnostic accuracy of computed coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification. J Am Coll Cardiol, 2012

Les autres limites sont d'ordre plus technique, parmi lesquelles les problèmes posés par l'irrégularité du rythme cardiaque lors de l'acquisition et le caractère irradiant de la technique.

L'autre limite à l'utilisation du scanner cardiaque à visée coronaire est son concept même à savoir un examen purement anatomique à l'image de la coronarographie alors que l'ensemble des recommandations actuelles sur les indications de revascularisation s'appuie sur le dépistage d'une ischémie myocardique significative. Or, le scanner coronaire à l'heure actuelle permet uniquement la mise en évidence d'une lésion sténosante sans en étudier le retentissement hémodynamique (Schuijf JD, 2008).

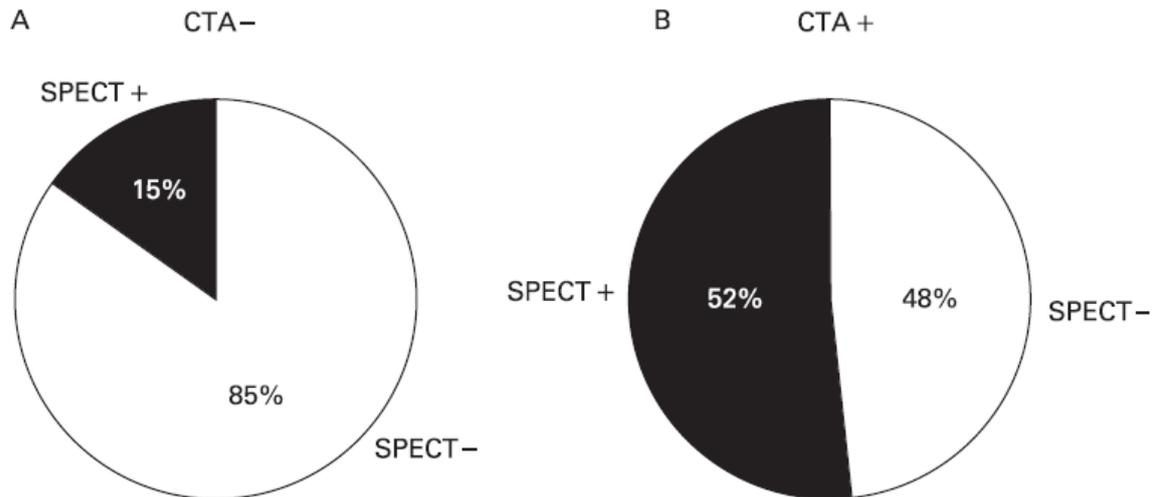


Figure 9 : Pourcentage de scintigraphie (Single photon emission computed tomography SPECT) positive et négative chez les patients présentant un scanner coronaire normal (sténose  $\leq 50\%$ ) (A) et chez les patients présentant un scanner coronaire positif (sténose  $\geq 50\%$ ) (B). Extrait de Schuijff JD, Bax JJ. Ct angiography : an alternative to nuclear perfusion imaging ? Heart, 2008

Actuellement, il semble donc nécessaire de suivre les indications posées par les consensus d'experts suscités concernant l'utilisation du scanner cardiaque dans la stratégie diagnostique de la maladie coronaire. Le risque actuel d'une utilisation trop large et à mauvais escient de cet examen est représenté par un nombre significatif de faux positifs entraînant des examens invasifs de confirmation et des prises en charges thérapeutiques injustifiées aboutissant à un surcôté économique (Shreibati JB, 2011) et à une augmentation du risque iatrogène.

	Total Spending				CAD-Related Spending			
	MPS (n = 132 343)	CCTA (n = 8820)	Stress Echocardiography (n = 80 604)	Exercise ECG (n = 61 063)	MPS (n = 132 343)	CCTA (n = 8820)	Stress Echocardiography (n = 80 604)	Exercise ECG (n = 61 063)
Unadjusted spending, mean (SD), \$	27 884 (60 729)	29 719 (67 981)	20 371 (49 838)	17 355 (45 437)	10 626 (31 555)	14 943 (48 686)	8202 (30 351)	7991 (28 013)
Adjusted spending (95% CI), \$	24 136 (23 837 to 24 440)	28 336 (27 030 to 29 707)	19 156 (18 846 to 19 471)	16 687 (16 385 to 16 996)	7430 (7267 to 7596)	11 437 (10 523 to 12 431)	4224 (4103 to 4348)	4127 (3995 to 4264)
Difference (95% CI), \$	1 [Reference]	4200 (3193 to 5267)	-4981 (-4991 to -4969)	-7449 (-7452 to -7444)	1 [Reference]	4007 (3256 to 4835)	-3206 (-3164 to -3248)	-3303 (-3272 to -3332)
P Value		<.001	<.001	<.001		<.001	<.001	<.001

Abbreviations: CAD, coronary artery disease; CCTA, coronary computed tomography angiography; ECG, electrocardiogram; MPS, myocardial perfusion scintigraphy.  
<sup>a</sup>Predicted spending based on average marginal effects from a general linear model that controlled for patient demographics, Medicaid status, prior-year health spending, comorbid conditions, and year, month, and hospital referral region fixed effects. P values refer to results of the multivariate model.

Tableau 1 : Association entre les différents types d'examen cardiologique à visée coronaire non invasifs et les dépenses de santé associées sur 180 jours. Extrait de Shreibati JB, Baker LC, Hlatky MA. Association of coronary CT angiography or stress testing with subsequent utilization and spending among medicare beneficiaries. JAMA, 2011

Toutefois les avancées techniques feront probablement évoluer ces données dans les mois et années à venir. Ainsi l'augmentation progressive du nombre de détecteurs (de 64 barrettes à 256 voire 320) permet une résolution spatiale et temporelle en amélioration constante (Min JK, 2010; De Graaf FR, 2010).

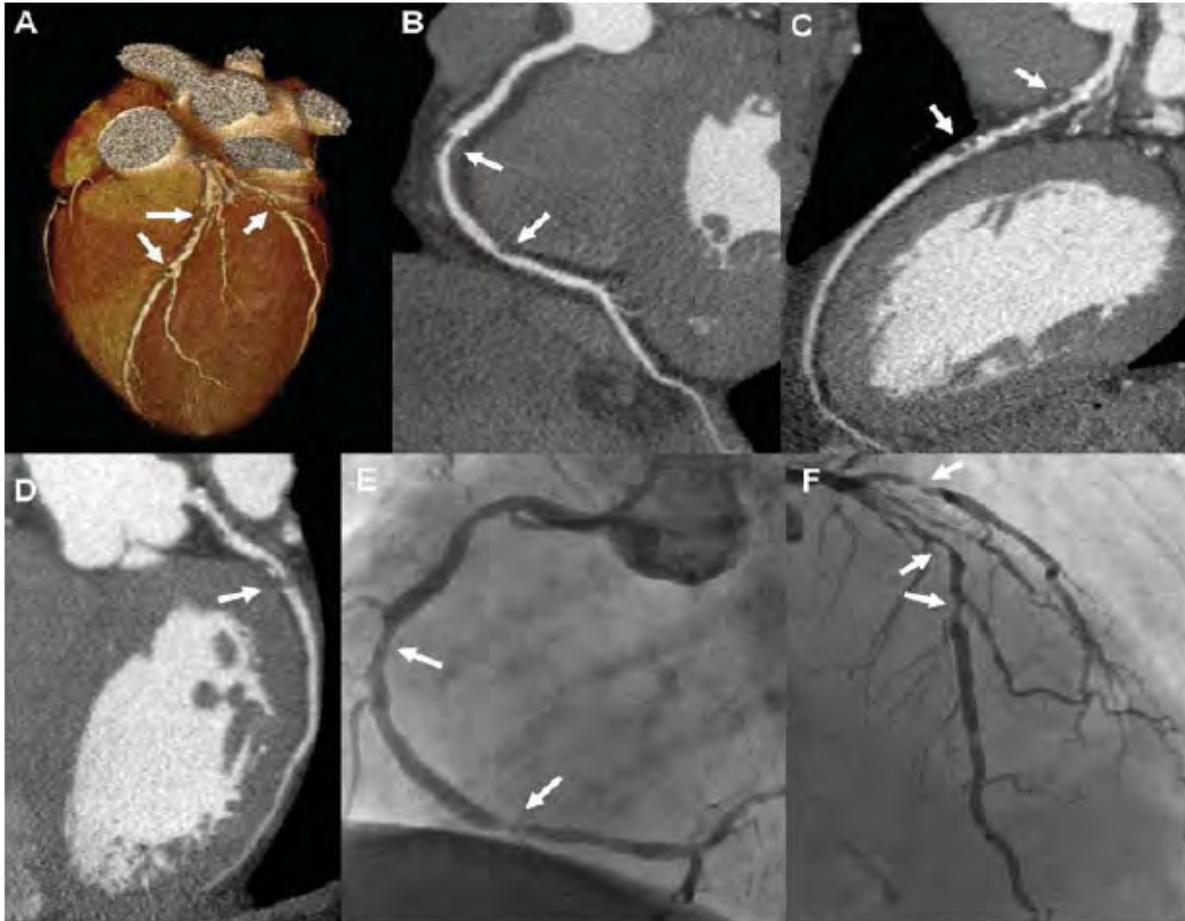


Figure 10 : Analyse angiographique coronaire non invasive avec un scanner de 320 détecteurs révélant une atteinte tritronculaire. Reconstructions 3D du massif cardiaque (A), reconstructions curvilignes de la coronaire droite, de l'IVA et la Cx (B, C et D), coronarographie avec incidence permettant l'étude de la CD et de l'IVA (E et F). Extrait de De Graaf FR, Schuijf JD, van Velzen JE et al. Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary. Eur Heart J 2010.

Par ailleurs, la problématique du lien entre lésions anatomiques et retentissement hémodynamique est également au cœur des recherches actuelles. Certains industriels tentent notamment de développer des possibilités d'évaluation d'une « FFR-like » sur les acquisitions scannographiques (Koo BK, 2011).

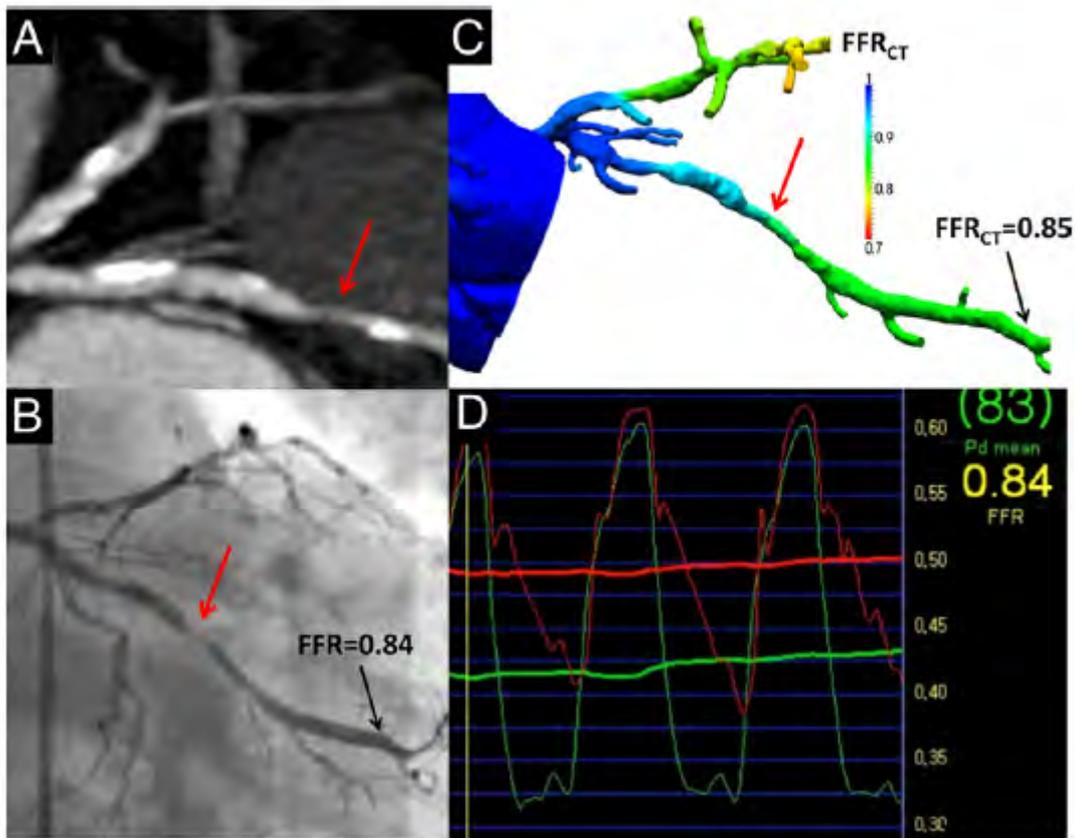


Figure 11 : Exemple d'une sténose significative de l'obtusé marginale sur l'analyse angiographique non-invasive en scanner (A) et invasive en coronarographie (B) mais sans retentissement hémodynamique sur l'étude  $FFR_{CT}$  (C) et la  $FFR$  invasive (B et D). Extrait de Koo BK and al. Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW (Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noninvasive Fractional Flow Reserve) study. J Am Coll Cardiol. 2011

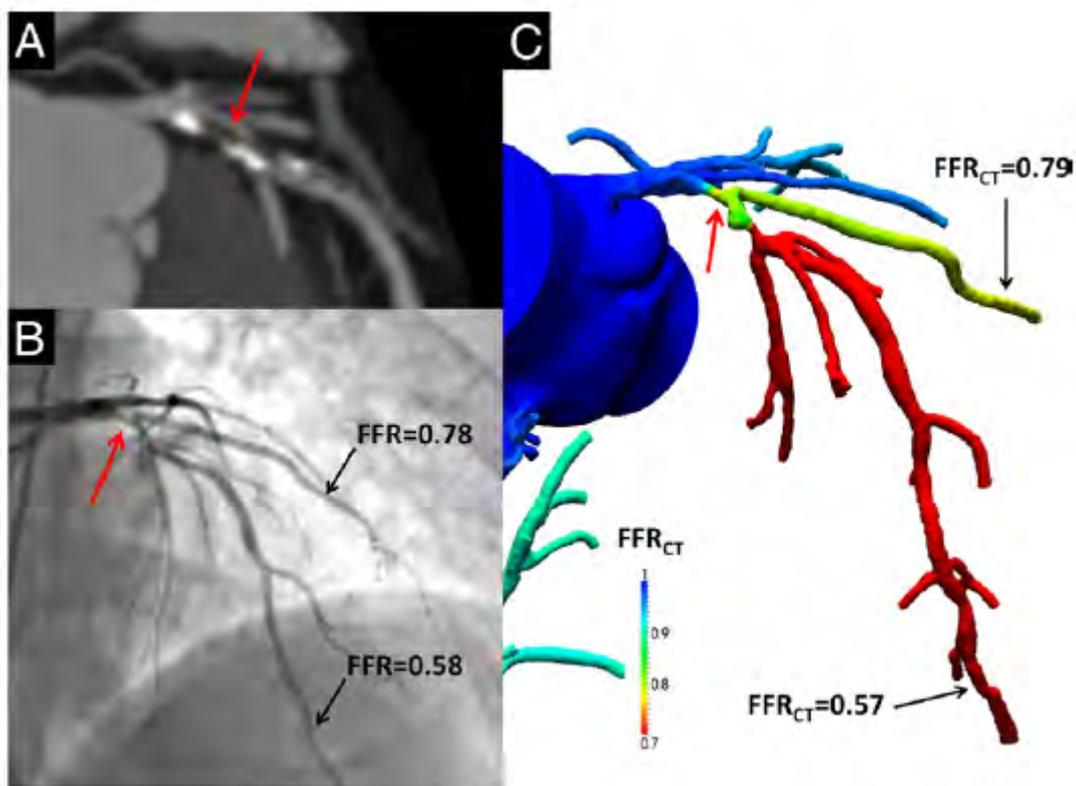


Figure 12 : Exemple d'une sténose significative de l'obtus marginale sur l'analyse angiographique non-invasive en scanner (A) et invasive en coronarographie (B) mais sans retentissement hémodynamique sur l'étude  $FFR_{CT}$  (C) et la  $FFR$  invasive (B et D). Extrait de Koo BK and al. Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW (Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noninvasive Fractional Flow Reserve) study. J Am Coll Cardiol. 2011

## B. Les indications du scanner cardiaque dans l'étude du myocarde, du péricarde et de l'aorte.

### 1 L'étude du myocarde

L'utilisation du scanner cardiaque pour étudier le myocarde est marginale notamment du fait des informations supplémentaires apportées par l'IRM cardiaque qui est l'examen de référence dans ce domaine en permettant une analyse fine de la structure myocardique, de la cinétique segmentaire et du rehaussement tardif.

Toutefois le scanner peut, dans certaines indications, être intéressant soit du fait d'une contre-indication à la réalisation d'une IRM, soit en apportant des informations complémentaires à cette dernière. C'est notamment le cas dans l'étude des *thrombi* intracavitaires (Bittencourt MS, 2012) et des tumeurs myocardiques (Hoey E, 2012).

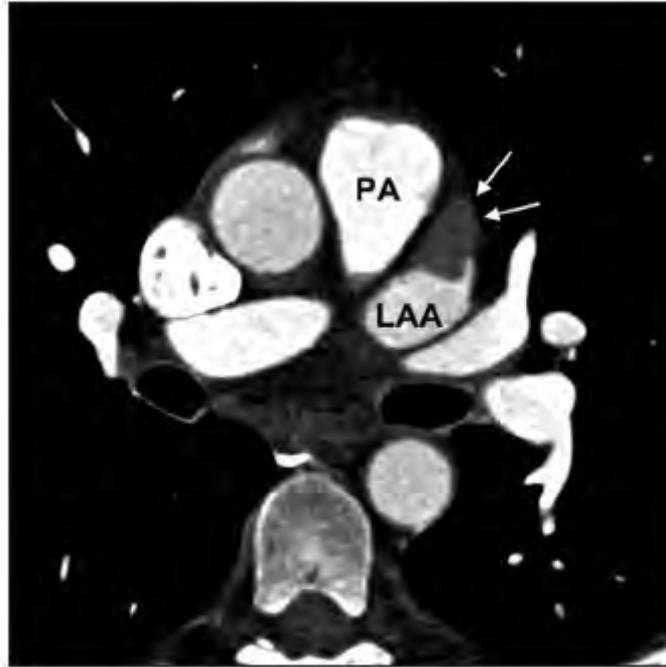


Figure 13 : Thrombus au sein de l'auricule gauche chez un patient en FA. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012

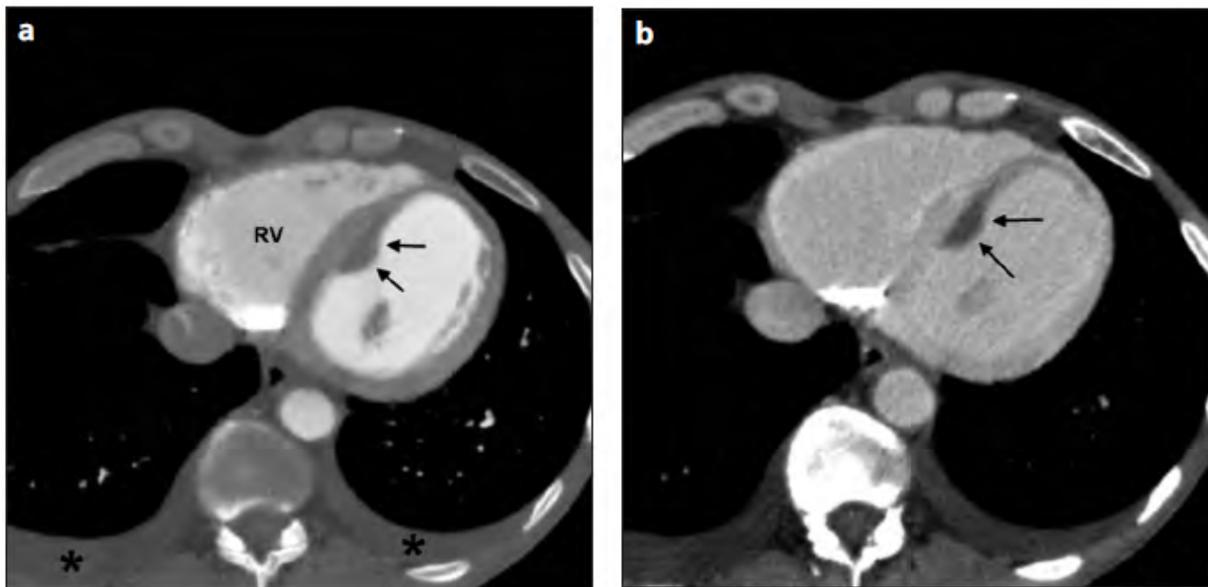


Figure 14 : Thrombus intra-ventriculaire gauche septal chez un patient présentant une cardiopathie ischémique. Scanner cardiaque sans synchronisation à l'ECG au temps artériel (a) et au temps tardif (b) avec prise de contraste du myocarde au temps tardif à l'inverse du thrombus. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012

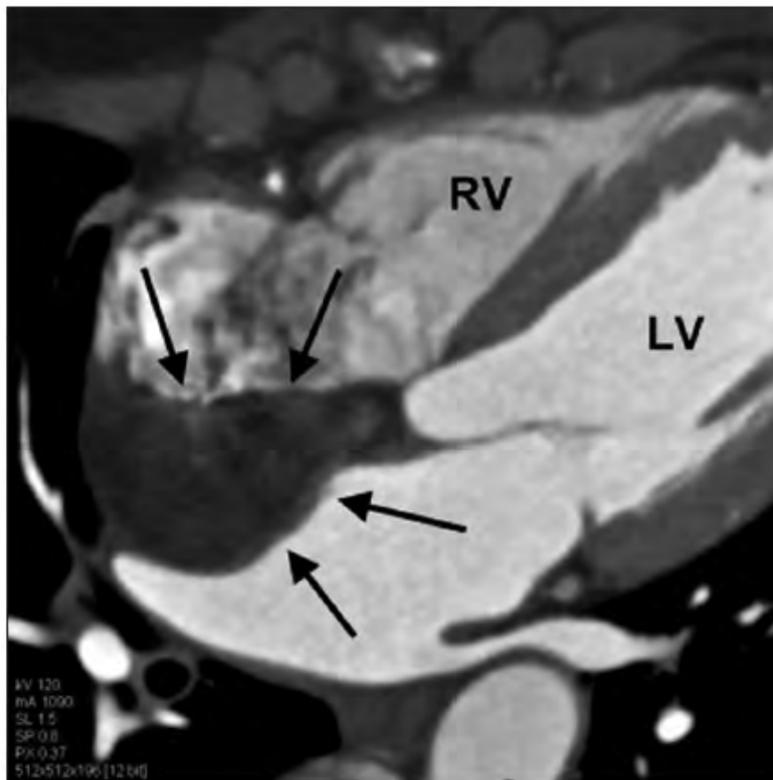


Figure 15 : Lipome développé au sein du septum inter-atrial. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012

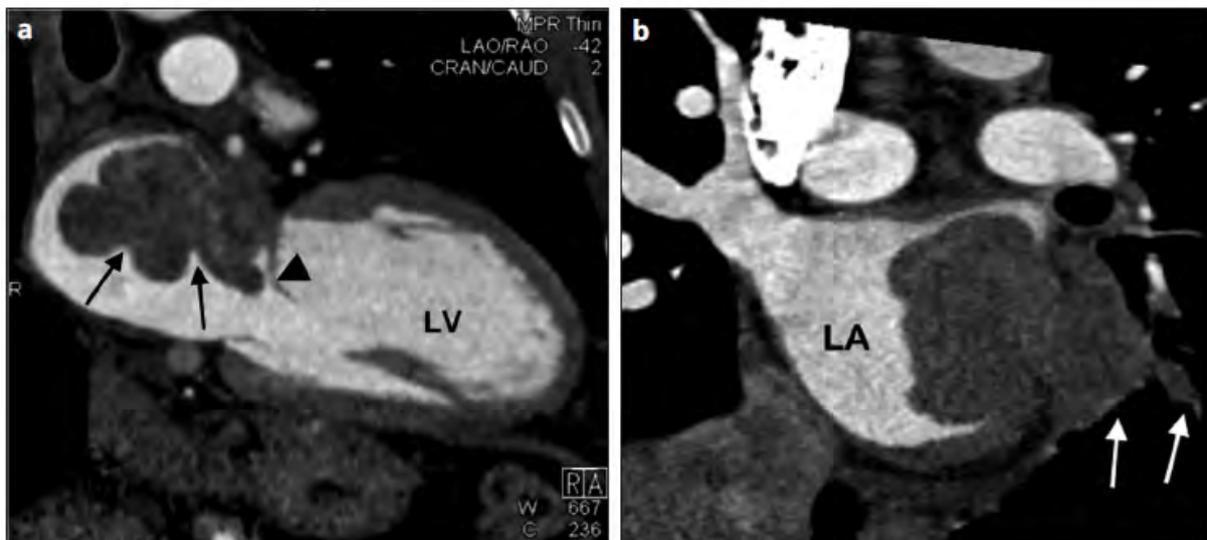


Figure 16 : Sarcome de l'OG avec extension au niveau de la base de la grande valve mitrale et au niveau de la veine pulmonaire inférieure gauche avec brèche péricardique. Extrait de Bittencourt MS et al. Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012

Le scanner a également démontré récemment son intérêt dans l'étude des lésions ischémiques qui se traduisent par un retard de prise de contraste des segments atteints. L'exploration de la viabilité est également possible par l'étude de la prise de contraste tardive (Goetti R, 2011; Ordovas KG, 2011; Vliedenthart R, 2012).

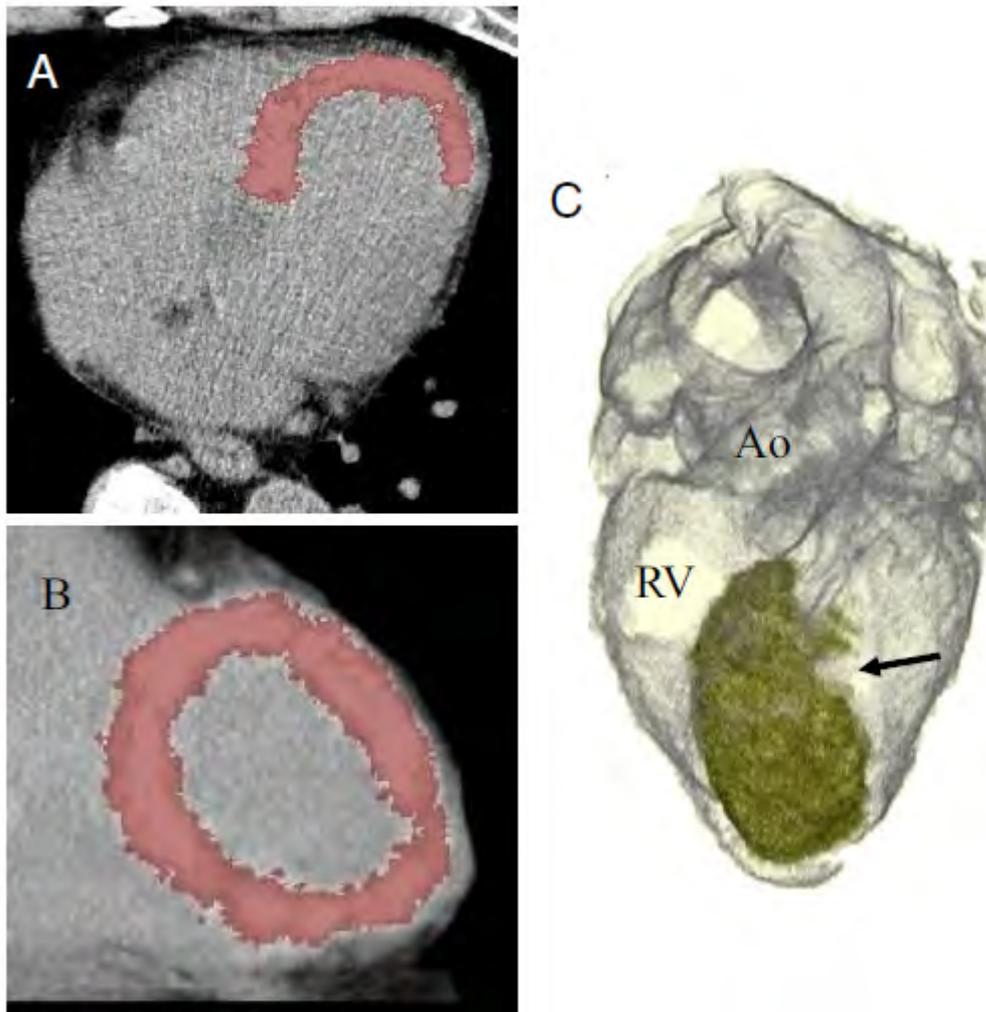


Figure 17 : Prise de contraste tardive en MSCT permettant l'évaluation de l'étendue de la nécrose myocardique en coupe axiale 4 cavités (A) et court-axe (B). Reconstructions 3D de la zone nécrosée (C) avec évaluation de la masse nécrosée. Extrait de Sat o A et al. Prognostic value of myocardial contrast delayed enhancement with 64-slice multidetector computed tomography after acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol, 2012

Ces données de viabilité ont également démontré une association avec le pronostic clinique (Sat o A, 2012).

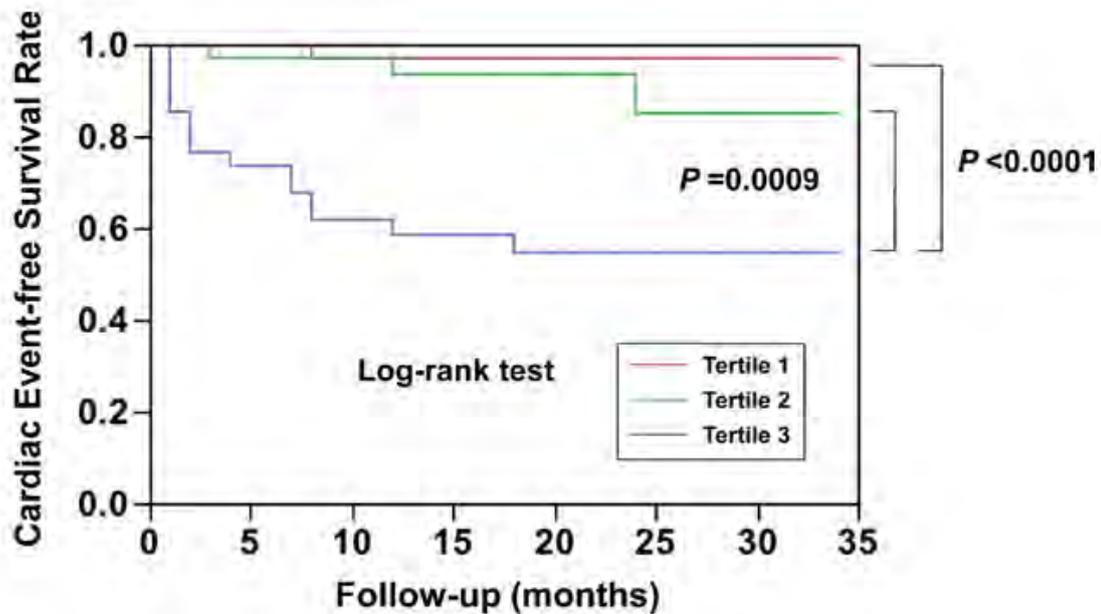


Figure 18 : Courbes Kaplan-Meier d'incidence des évènements cardiaques selon les tertiles de masse myocardique nécrosée évaluée en scanner cardiaque (tercile 1 < 11 g, tercile 2  $\geq$  11 g et < 36 g et tercile 3  $\geq$  36 g). Extrait de Sat o A et al. Prognostic value of myocardial contrast delayed enhancement with 64-slice multidetector computed tomography after acute myocardial infarction. J Am Coll Cardiol, 2012

En terme dynamique, une acquisition rétrospective de l'ensemble du cycle cardiaque permet une étude précise de la cinétique segmentaire, des volumes ventriculaires et des fractions d'éjection droites et gauches (Maffei E, 2012 ).

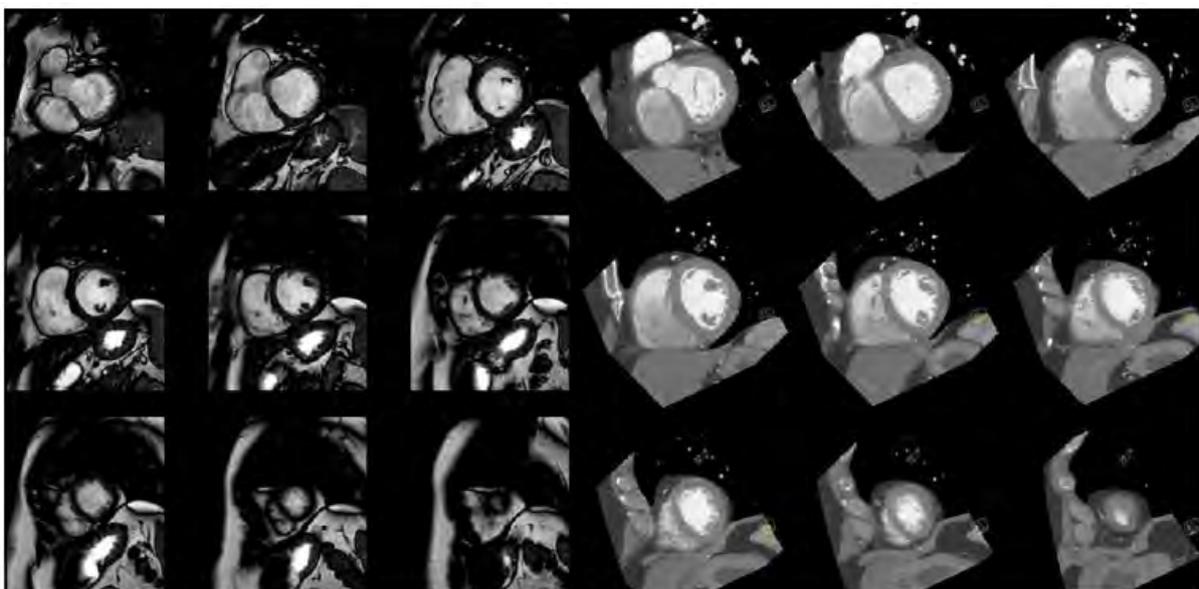


Figure 19 : Vues court-axe du ventricule gauche et du ventricule droit en phase télédiastolique en IRM et MSCT chez le même patient permettant le calcul des volumes ventriculaires. Extrait de Maffei E et al. Left and right ventricle assessment with Cardiac CT : validation study vs Cardiac MR. Eur Radiol, 2012

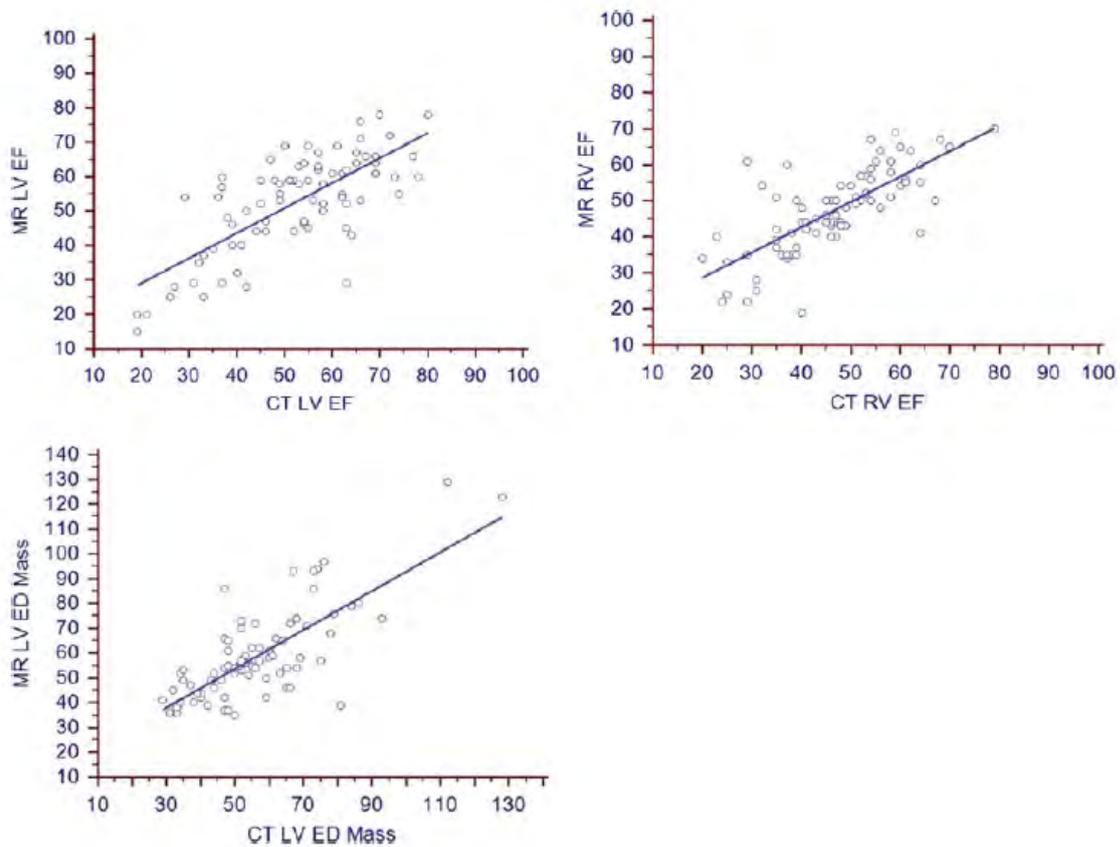


Figure 20 : Corrélation entre IRM et MSCT pour le calcul des fractions d'éjection ventriculaire gauche et droite et de la masse télédiastolique du VG. Extrait de Maffei E et al. Left and right ventricle assessment with Cardiac CT: validation study vs Cardiac MR. Eur Radiol, 2012

Par ailleurs, les progrès techniques et notamment l'arrivée sur le marché des scanners multi-énergie ouvrent la voie de l'étude perfusionnelle après stress pharmacologique associée à l'étude anatomique coronaire (Schuleri KH, 2009; Arnoldi E, 2011; Ko BS, 2011).

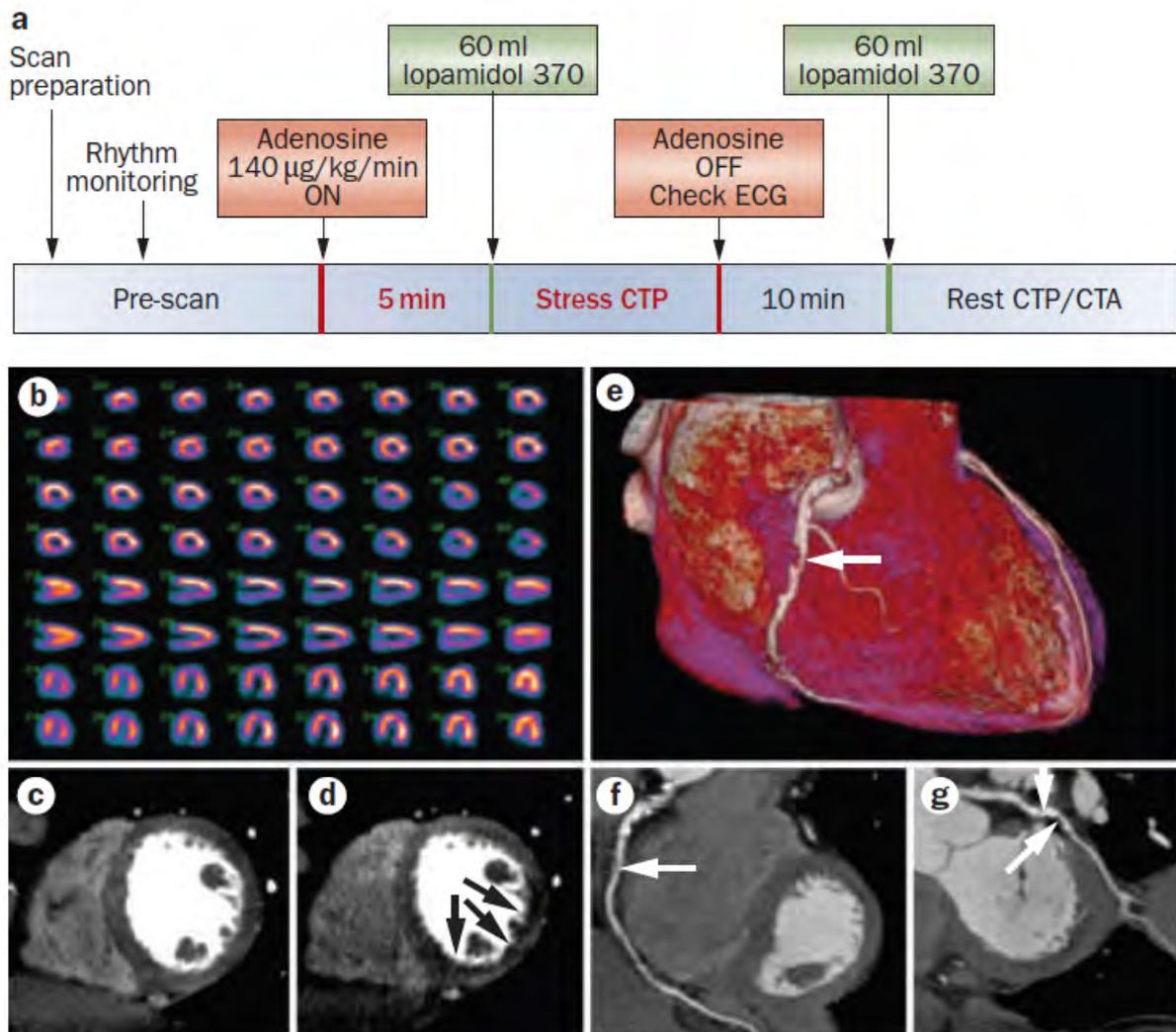


Figure 21 : (a) Protocole de déroulement d'un examen couplant une étude de l'anatomie coronaire et de perfusion myocardique en scanner. (b) Images correspondant à une scintigraphie de perfusion montrant un défaut partiellement réversible de fixation du radio-traceur dans le territoire inférieur et inféro-latéral. Etudes scannographiques perfusionnelles au repos (c) et après stress pharmacologique (d). L'étude coronaire anatomique en MSCT retrouve une sténose serrée du segment proximal de la CD (e et f) et de la Cx (g). Extrait de Ko BS, Cameron JD, Defrance T et al. CT stress myocardial perfusion imaging using Multidetector CT- A review. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2011

## 2 L'étude du péricarde

L'excellente résolution du scanner cardiaque en fait un examen de référence dans l'étude du péricarde et notamment dans la recherche de constriction péricardique (O'Leary SM, 2010; Rajiah P, 2010). Le scanner est très complémentaire de l'IRM dans ce domaine puisque, en plus de rechercher des signes tel qu'un épaissement du péricarde, il a la capacité de mettre en évidence des calcifications péricardiques. L'étude des calcifications constituant un des points noirs de l'IRM.

De plus, le scanner via des reconstructions 3D peut permettre une véritable cartographie des calcifications péricardiques permettant ainsi de guider un éventuel geste chirurgical de décortication.

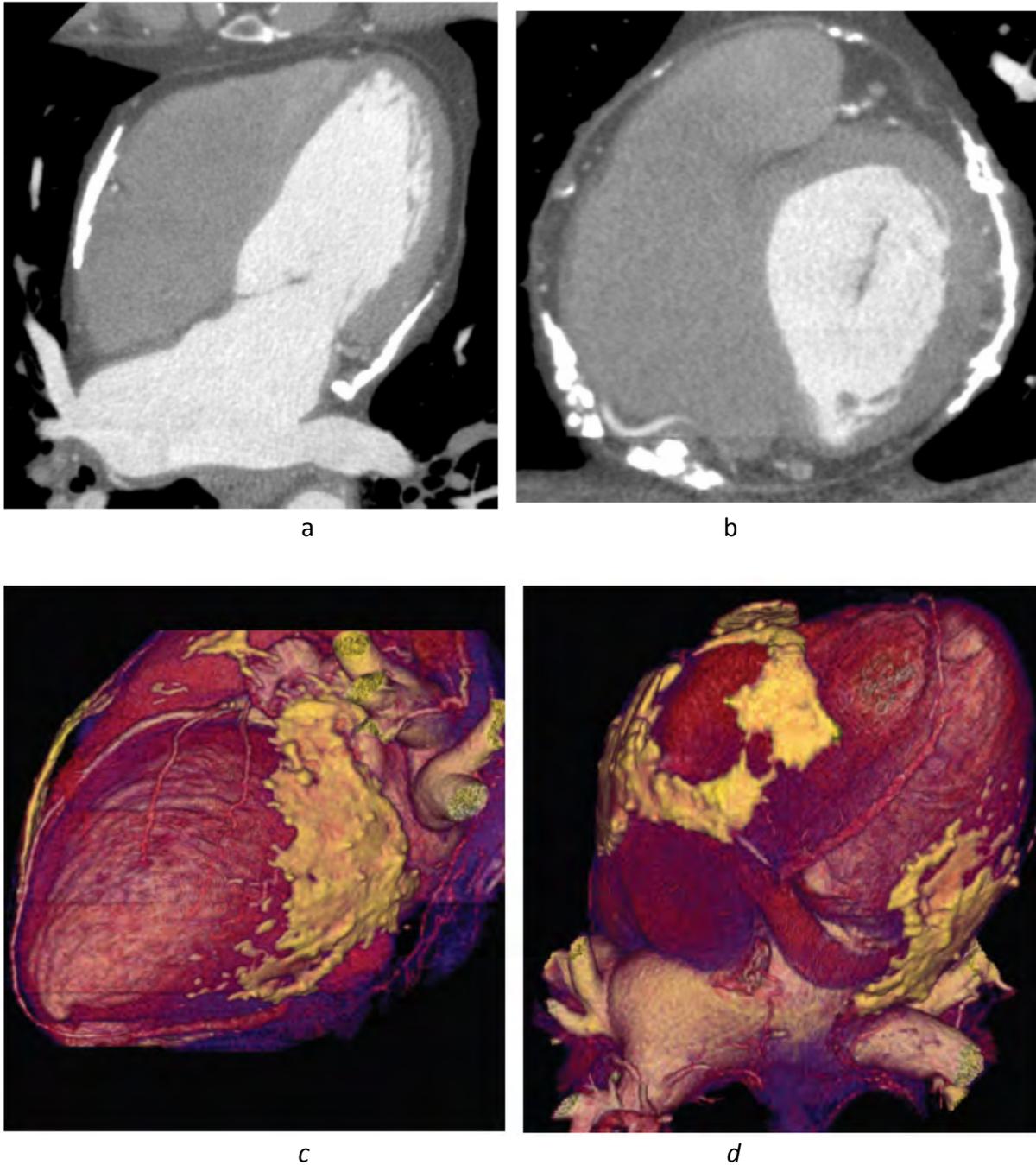


Figure 22 : Calcifications péricardiques diffuses, irrégulières, abondantes en MSCT en coupes 4 cavités (a) et court-axe (b) et reconstructions 3D (c et d). Extrait de O'Leary SM, Williams PL, Edwards AJ et al. Imaging the pericardium: appearances on ECG-gated 64-detector row cardiac computed tomography. Br J Radiol, 2010

Le scanner peut permettre d'étudier les signes indirects et les conséquences d'une éventuelle constriction péricardique (dilatation auriculaire, fusiement septal, dilatation cavitaire droite, signes de surcharge vasculaire en amont des cavités droites).

Enfin, le scanner présente également un intérêt dans l'étude des tumeurs péricardiques primitives ou secondaires notamment par envahissement local en permettant une étude précise des structures extra-cardiaques notamment médiastinales et pulmonaires.

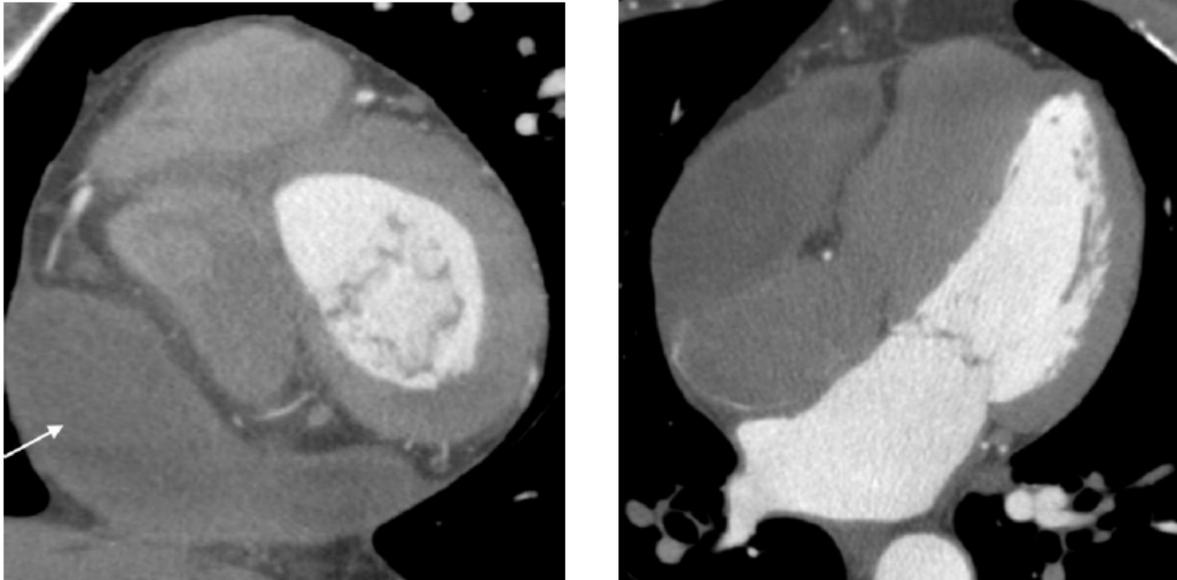


Figure 23 : MSCT mettant en évidence une masse péricardique comprimant les cavités droites avec prise de contraste hétérogène dont l'étude histologique a fait poser le diagnostic de sarcome. Extrait de O'Leary SM, Williams PL, Edwards AJ et al. Imaging the pericardium : appearances on ECG-gated 64-detector row cardiac computed tomography. Br J Radiol, 2010

### 3 Indications du scanner cardiaque dans l'étude aortique

Le scanner est un examen de premier plan dans ce domaine. Tant dans un contexte de syndrome aortique aigu que dans le cadre de pathologie ectasiant aortique stable, le scanner est l'examen de première intention et de référence.

Ainsi, il permet le diagnostic positif en contexte de syndrome aortique aigu en mettant en évidence une dissection aortique, un hématome de paroi ou un ulcère athéromateux. Il permet également d'en préciser la topographie exacte et les complications associées (hémopéricarde, atteinte valvulaire aortique, ischémie périphériques,..) (Chung JH, 2010; Johnson PT, 2010).



Figure 24 : Ulcère athéromateux et hématome périaortique. Extrait de Johnson PT, Horton KM, Fishman EK. Aortic valve and ascending thoracic aorta : Evaluation with isotropic MDCT. AJR Am J Roentgenol, 2010

En contexte stable, le scanner permet une étude précise de l'ensemble des segments aortiques. Ainsi, il est possible de réaliser des mesures précises en plusieurs plans orthogonaux des dimensions aortiques et, dans un même examen, en cas d'acquisitions rétrospectives, l'étude de la valve aortique et notamment de son caractère bi ou tricuspide (qui a une importance dans la conduite à tenir thérapeutique). De plus, chez un patient jeune et en présence de conditions techniques favorables, le scanner peut permettre de dédouaner une sténose coronarienne associée et éviter la réalisation d'une coronarographie systématique pré-opératoire.

### **C. Indications du scanner cardiaque dans les cardiopathies congénitales**

Le scanner cardiaque constitue l'un des examens de référence du diagnostic initial des cardiopathies congénitales notamment en permettant une analyse anatomique et morphologique précise lors du bilan initial. En revanche, l'irradiation dans cette population à risque (jeunes enfants) rend son utilisation, dans le cadre du suivi de ces cardiopathies, difficile. L'IRM prend alors une place privilégiée dans ce contexte.

### **D. Les indications du scanner cardiaque dans les valvulopathies non mitrales**

#### **1 Le rétrécissement aortique**

La première et toujours principale valvulopathie étudiée par scanner cardiaque est le rétrécissement aortique dégénératif. Ceci est bien sûr lié à l'épidémiologie de cette pathologie qui en fait la plus fréquente des valvulopathies acquises mais également aux caractéristiques physiopathologiques de l'atteinte valvulaire aortique.

Le rétrécissement aortique (RAO) dégénératif est lié à une limitation du jeu valvulaire via un épaissement des feuillets valvulaires et une accumulation progressive de calcifications au sein de ces derniers. Ces atteintes rendent le scanner particulièrement adapté à l'étude de ce type de pathologie, les calcifications sont notamment particulièrement bien mises en évidence via le mode MIP (*maximal intensity projection*). De la même façon, l'étude tissulaire précise est permise par le mode MinIP (*minimal intensity projection*). Le scanner, en comparaison aux données anatomiques opératoires est l'examen diagnostique permettant avec le plus de fiabilité la caractérisation géométrique précise de la valve et notamment son caractère bi ou tricuspide.

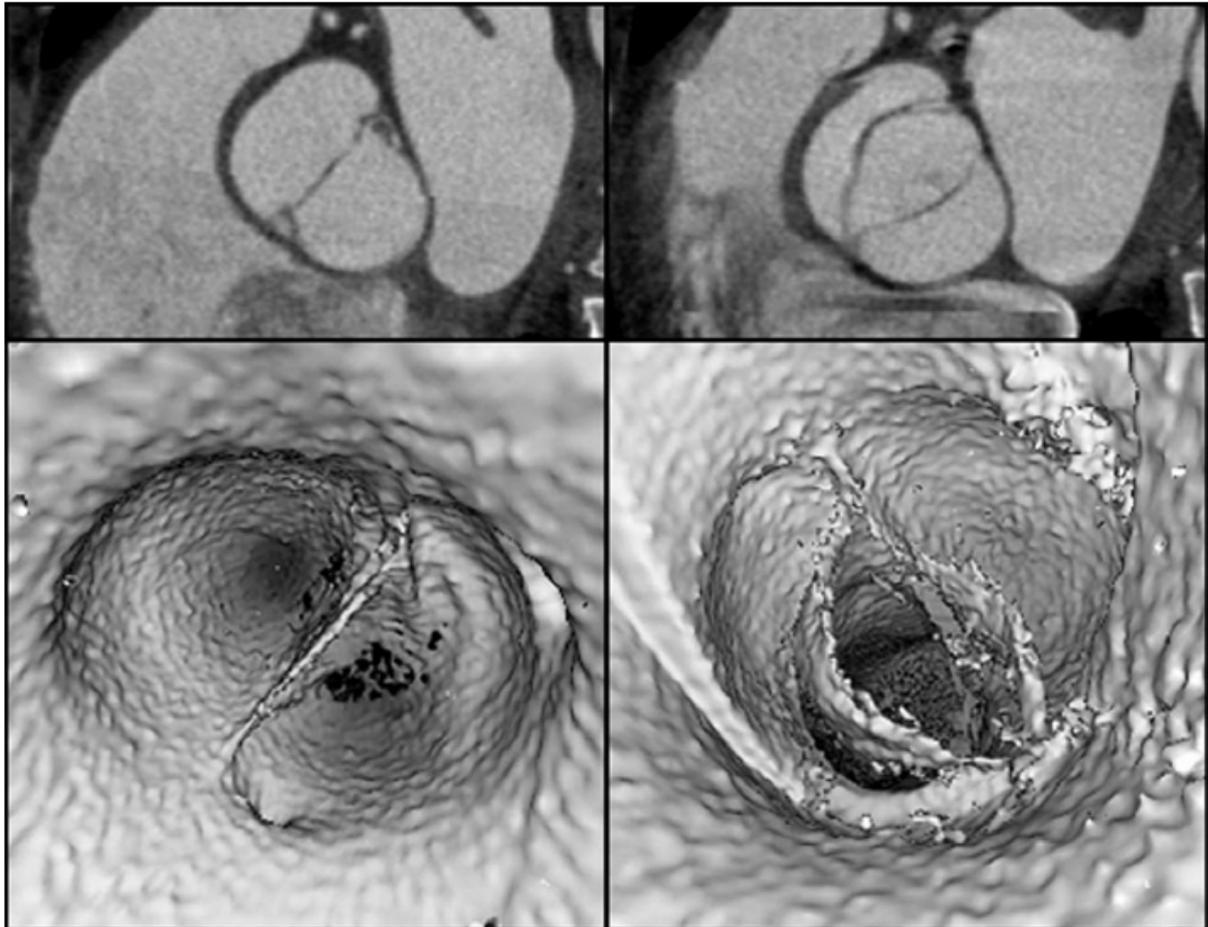


Figure 25 : Exemple de bicuspidie en diastole (gauche) et systole (droite) en analyse multiplanaire (haut) et reconstructions 3D (bas). Extrait de Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006)

L'étude tissulaire fine permet également la réalisation de planimétrie très précise dont les résultats sont bien corrélés aux autres techniques de planimétrie dans plusieurs études (Bouvier, 2006).

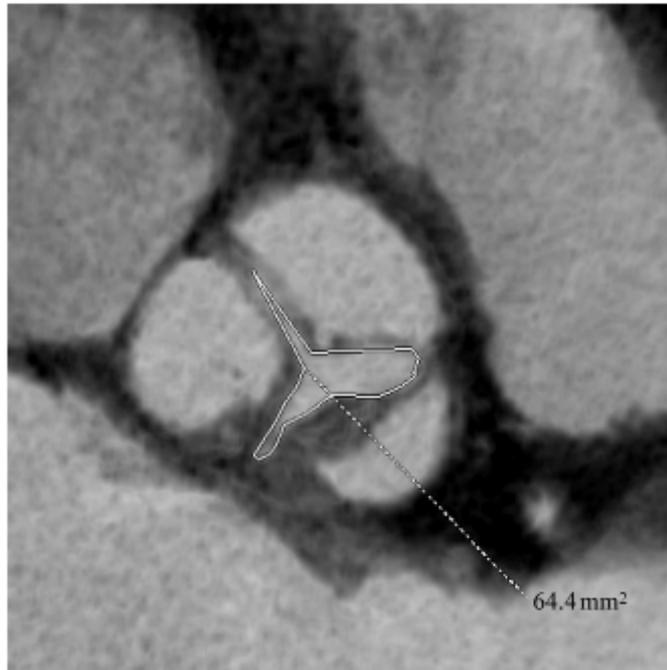


Figure 26 : Exemple de RAO serré avec planimétrie mesurée à  $64.4 \text{ mm}^2$  en mode MinIP en MSCT. Extrait de Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006).

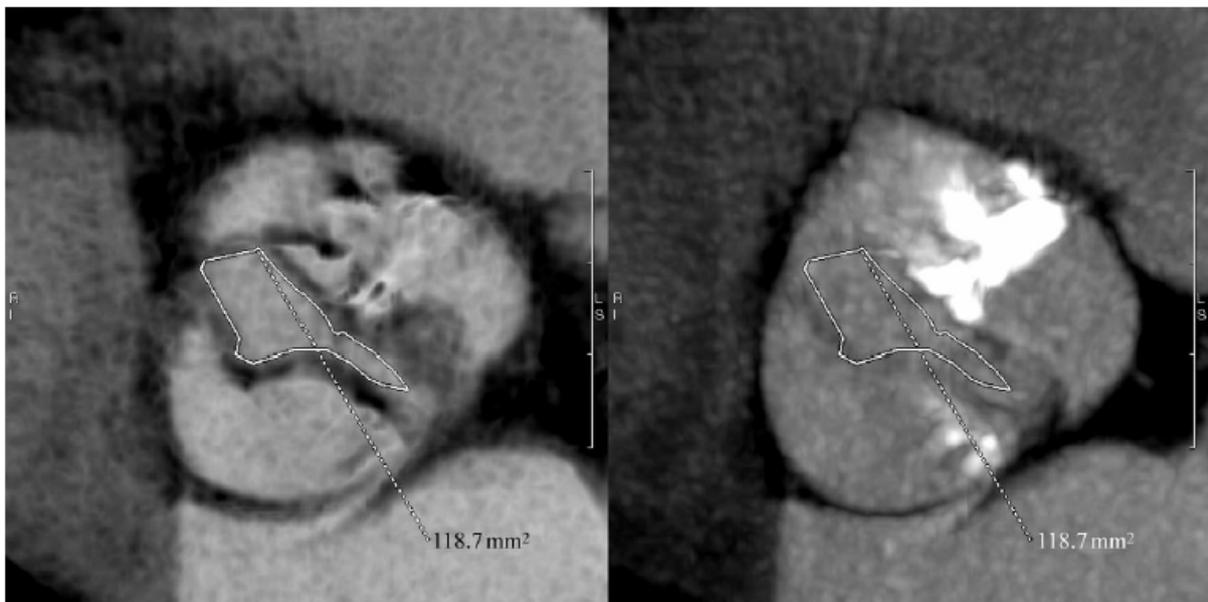


Figure 27 : Exemple de RAO modéré (planimétrie à  $118 \text{ mm}^2$ ) avec fusion calcifiée de la commissure antérieure. Etude en mode MinIP à gauche et MIP à droite. Extrait de Erik Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006)

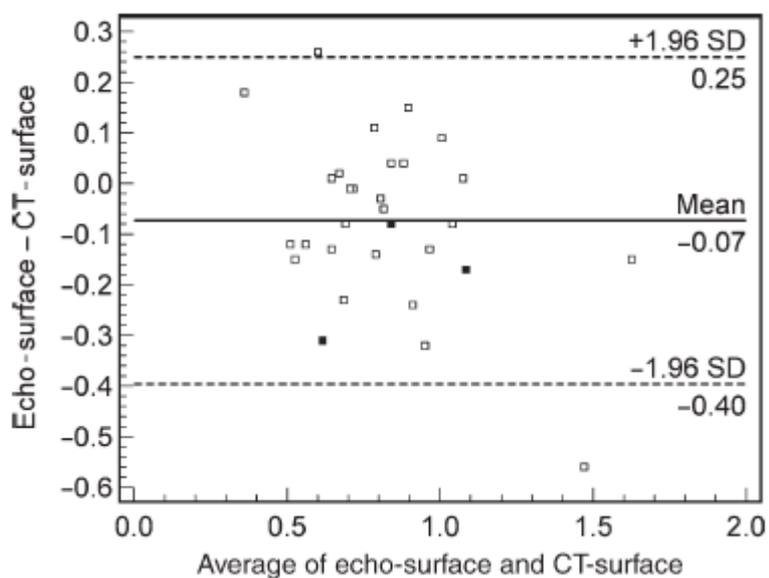


Figure 28 : Etude Bland et Altman des planimétries mesurées en ETT versus MSCT. Extrait de Bouvier E et al. Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. European Heart Journal (2006)

Il est à noter que dans environ 10% des cas, la planimétrie n'est pas techniquement réalisable du fait de flous cinétiques liés à des mouvements cardiaques rapides. Certains auteurs ont donc remis au goût du jour et perfectionné l'étude du taux de calcification valvulaire (Messika-Zeitoun, 2004; Laissy JP, 2007).

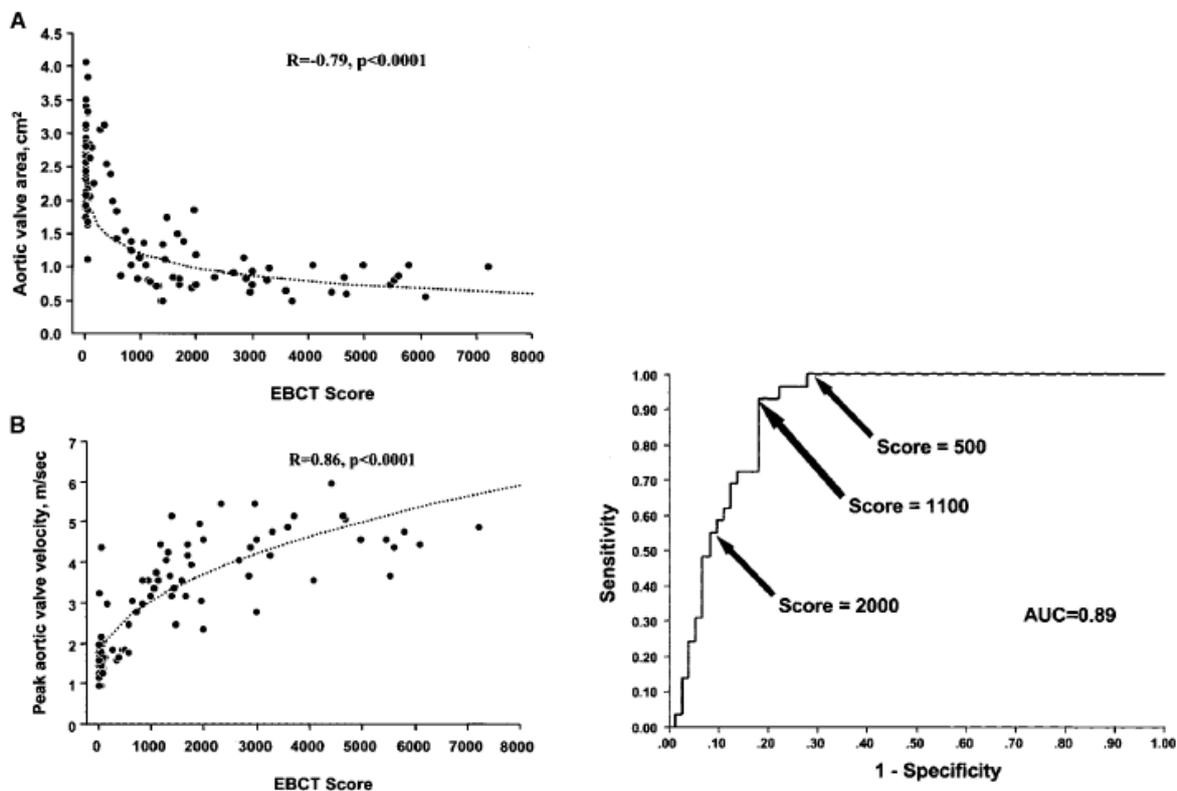


Figure 29 : Association entre la SVA mesurée en scanner par planimétrie et les paramètres ETT (gauche) avec la SVA mesurée en ETT via l'équation de continuité (A) et la Vmax aortique (B). Courbes ROC pour le diagnostic de RAO serré (SVA < 1 cm<sup>2</sup>) en utilisant le score calcique (droite). Extrait de Messika-Zeitoun D and al. Evaluation and Clinical Implications of Aortic Valve Calcification Measured by Electron-Beam Computed Tomography Circulation. 2004

Cet outil est particulièrement intéressant chez les patients dont l'évaluation échographique est complexe pour des raisons d'échogénicité ou de données hémodynamiques rendant les mesures discordantes (RAO serré à bas gradient dans un contexte de fraction d'éjection ventriculaire gauche abaissée ou de faibles volumes ventriculaires gauches (VG)).

Le scanner cardiaque est donc un complément très intéressant de l'étude valvulaire aortique par échographie transthoracique (ETT) via l'équation de continuité notamment dans les cas discordants du fait de raisons techniques ou anatomiques.

L'intérêt du scanner cardiaque dans l'étude de la valve aortique a pris une dimension supérieure avec le développement des prothèses percutanées.

L'espérance de vie de la population ne cessant de progresser, les patients souffrant d'un RAO sont de plus en plus âgés ou polyopathologiques. Par conséquent, les risques d'une chirurgie cardiaque conventionnelle peuvent être largement majorés. Ainsi, chez ces patients jugés inopérables, plusieurs équipes ont développé la possibilité d'une dilatation de la valve aortique au ballon par voie percutanée (Cribier A, 1986). Or, il a rapidement été mis en évidence que cette solution n'était que temporaire du fait des resténoses rapides de l'orifice aortique (80% à un an) et n'avait aucun effet sur la mortalité (O'neill WW, 1991).

L'équipe du Pr. Cribier au CHU de Rouen a alors développé le concept du maintien de l'ouverture de l'orifice aortique après dilatation par l'intermédiaire de stents périphériques. Ceci fut validé par une étude autopsique au début des années 1990. Il a alors fallu attendre les années 2000 pour que la première implantation animale soit réalisée. Cette première implantation fut suivie de plus de 200 cas d'implantation chez l'animal qui permirent d'améliorer le système de largage et la prothèse (Eltchaninoff h, 2006).

La première implantation humaine fut réalisée en 2002 (Cribier A E. h., 2002) au CHU de Rouen et plusieurs études prospectives furent alors conduites (Cribier A E. h., 2006) qui permirent de valider la technique en terme de faisabilité et de sécurité.

Le TAVI (*transcatheter aortic valve implantation*) est maintenant devenu une technique validée, reconnue, recommandée par les sociétés savantes, de prise en charge des RAO chez les patients à haut risque chirurgical (Vahanian A, 2012) et fait partie des outils thérapeutiques quotidiens du cardiologue interventionnel.

Le nombre de patients allant bénéficier d'une prise en charge par TAVI est donc exponentiel dans les années à venir.

Parmi les examens complémentaires indispensables préalables à l'implantation d'une bioprothèse aortique par voie percutanée, le scanner cardiaque a pris une place particulière. L'une des premières indications du scanner cardiaque, dans ce domaine, est liée à son intérêt majeur dans le cadre de l'étude des dimensions de l'anneau aortique, préalable indispensable au choix de la prothèse. Ceci a permis de redécouvrir le caractère elliptique et non circulaire de chambre de chasse du VG. Les dimensions d'intérêt en scanner comprennent un grand diamètre, un petit diamètre, une surface annulaire et donc un diamètre moyen.

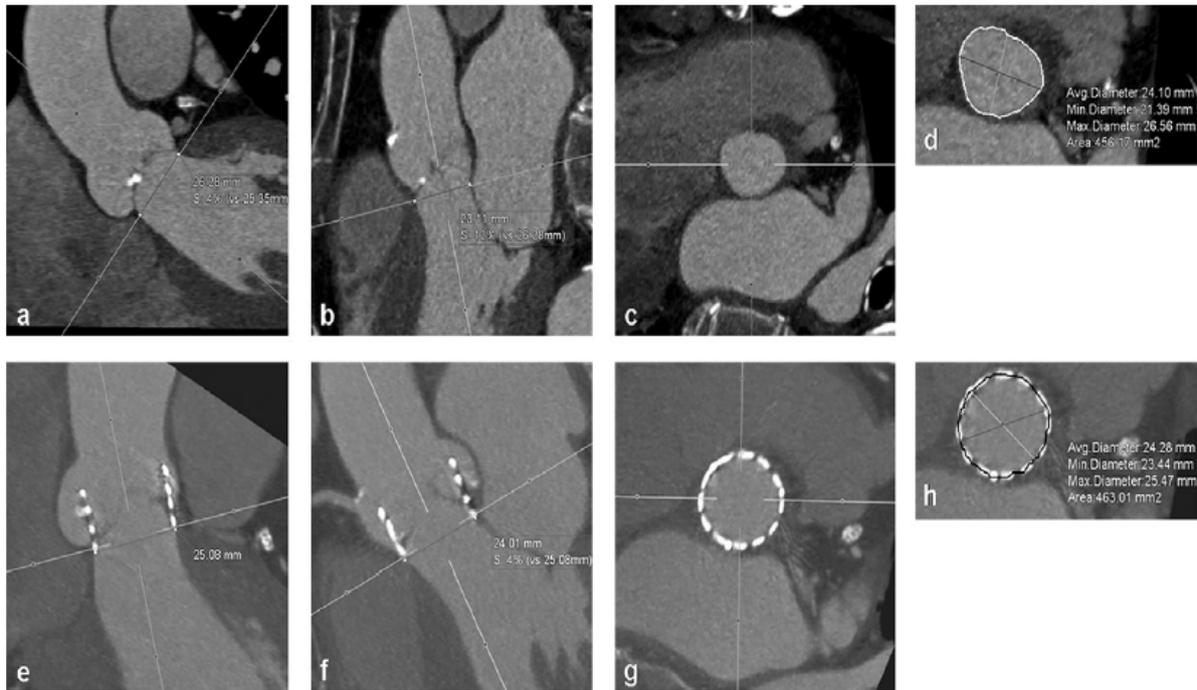


Figure 30 : Mesure de l'anneau aortique en préTAVI (haut) et postTAVI (bas). La planimétrie de l'anneau est réalisée en coupe double oblique transverse au point le plus caudal d'attachement des 3 cusps. Corrélation entre l'anneau virtuel mesuré en préTAVI (d) et le contrôle post TAVI (h). Extrait de Blanke P et al. Assessment of aortic annulus dimensions for Edwards SAPIEN transapical heart valve implantation by CT: calculating average diameter using a virtual ring method. Eur J Cardiothorac Surg, 2010

L'étude par ETT ou échographie transoesophagienne (ETO) de l'anneau aortique ne permet pas la mesure du grand diamètre et conduit donc, dans la majorité des cas, à une sous-estimation des dimensions de l'anneau aortique et donc de la taille de la prothèse à utiliser avec comme principale conséquence une incidence non négligeable de fuite para-prothétique post-implantation (Wood DA, 2009; Blanke P, 2010; Ng AC, 2010).

Comme nous l'avons vu précédemment, le scanner cardiaque permet également d'étudier l'aorte, ce qui est fondamental dans le cadre des diverses voies d'abord disponibles. Ainsi dans le cadre d'un abord transfémoral, il est indispensable de caractériser les dimensions des axes ilio-fémoraux et des différents segments aortiques, de rechercher une charge athéromateuse importante au niveau de l'aorte thoracique descendante et de la crosse avec notamment des bourgeons protusifs au sein de la lumière qui entrainerait un risque embolique majeur. Dans le cadre d'un abord trans-aortique, les dimensions entre l'anneau et le point d'abord sont une condition technique indispensable, de la même façon de larges plaques athéromateuses calcifiées au niveau de la partie supérieure de la crosse peuvent contre-indiquer ce type d'abord.

Le scanner cardiaque permet également de déterminer avec précision la position des *ostia* coronaires et notamment la distance entre l'anneau aortique et les *ostia* qui permet de préjuger du risque d'occlusion mécanique au moment de l'implantation de certaines prothèses.

Le mode MIP, en étudiant avec précision les calcifications de l'anneau aortique, va permettre de déterminer le risque de mauvais déploiement de la prothèse mais également de rupture de l'anneau, complication gravissime quand celle-ci survient en paroi libre. Enfin, le scanner cardiaque, dans le cas de la technique du *valve-in-valve*, permet de déterminer la taille de la prothèse à utiliser en mesurant avec précision le diamètre interne de la bioprothèse dégénérée et la géométrie de son armature.

Le scanner cardiaque est donc devenu un examen indispensable de l'évaluation préopératoire d'un RAO destiné à une prise en charge par TAVI.

De plus, le scanner cardiaque permet une analyse précise non seulement de la valve aortique mais également des autres structures valvulaires cardiaques.

## 2 L'insuffisance aortique

Dans le cadre des régurgitations valvulaires, l'étude scanner est plus complexe. Les principales données apportées sont l'étude morphologique et géométrique de la racine aortique et des feuillets valvulaires (nombre de cusps notamment).

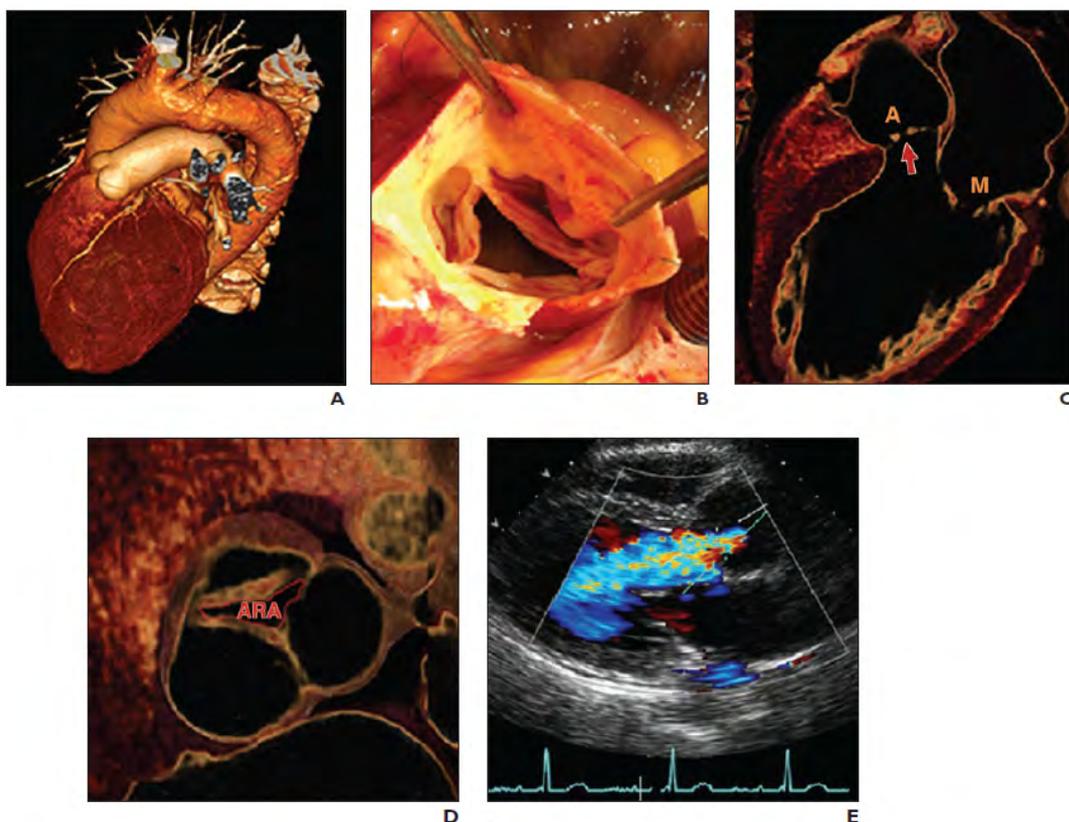


Figure 31 : Exemple d'IAO de haut grade. Reconstruction 3D du massif cardiaque (A), vue peropératoire (B), défaut de coaptation centrale (c) avec mesure de la surface de l'orifice régurgitant (D). Vue parasternale grand axe en ETT en mode couleur (E). Extrait de Feuchtnner GM et al. 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. AJR Am J Roentgenol, 2008

Le scanner peut également apporter des informations sur le mécanisme de la fuite, notamment en cas de prolapsus valvulaire. De plus, dans le cadre de défaut de coaptation central, le mode MinIP permet une planimétrie fiable de l'orifice régurgitant (Feuchtner GM, 2008).

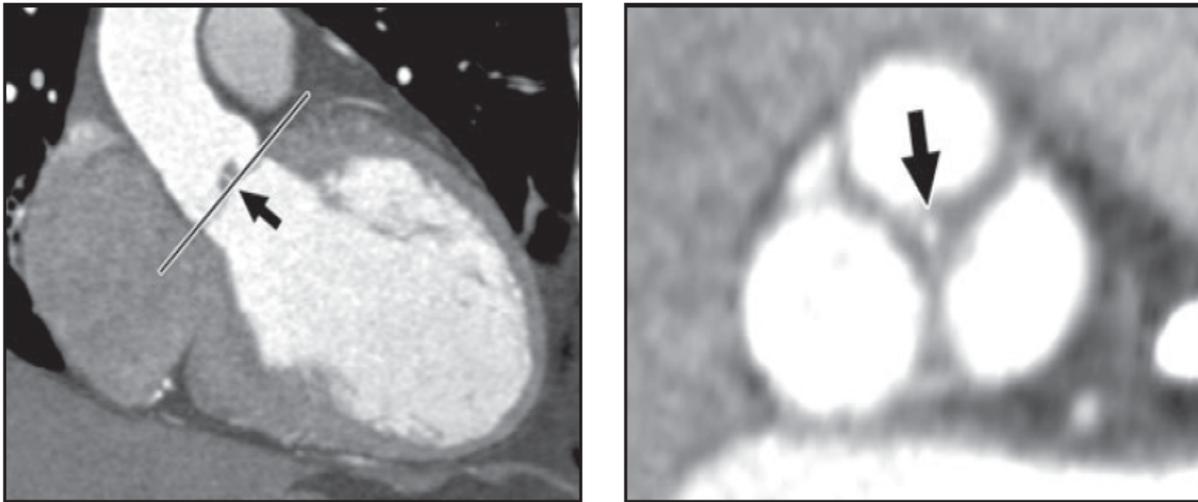


Figure 32 : Défaut de coaptation centrale avec possibilité de planimétrie de l'orifice régurgitant en mode MinIP. Extrait de Feuchtner GM et al. 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. AJR Am J Roentgenol, 2008

Enfin, comme nous l'avons vu, le scanner permet une analyse morphologique et notamment volumique précise du VG, or comme à l'ETT, les critères indirects liés au retentissement VG (dilatation), font partie intégrante de l'évaluation d'une insuffisance aortique (IAO). De la même façon, une comparaison des débits droit et gauche permet de quantifier de manière indirecte l'IAO via le calcul du volume régurgité, en l'absence d'autre valvulopathie.

### 3 Les valvulopathies du cœur droit

Les cavités droites sont d'analyse plus complexe au scanner et nécessitent une adaptation du protocole d'acquisition avec notamment un déclenchement de l'acquisition plus précoce ou un bolus plus long (technique du triple bolus) pour permettre une meilleure opacification par le produit de contraste des cavités droites.

Malgré ces adaptations techniques, le contraste dans les cavités droites peut s'avérer hétérogène notamment du fait du mélange au sein de l'OD entre le sang opacifié de la veine cave supérieure et celui de la veine cave inférieure non opacifié.

De la même façon, les valvulopathies droites sténosantes ou fuyantes sont moins fréquentes que les atteintes valvulaires gauches et souvent d'étiologie très différentes.

Toutefois, en présence de conditions techniques favorables, le scanner peut représenter un complément intéressant à l'échographie en permettant de préciser l'anatomie et la géométrie valvulaire mais également via l'étude morphologique et fonctionnelle des cavités droites.

## 4 Les prothèses valvulaires

L'étude des valves prothétiques qu'elles soient biologiques ou mécaniques a toujours constitué un défi pour l'échocardiographie.

Les propriétés physiques des valves prothétiques notamment en carbone sont particulièrement adaptées à leur étude par scanner du fait d'un contraste spontané marqué avec les tissus mous et le sang opacifié. Ces propriétés permettent de réaliser un véritable radio-cinéma de valve en 3D avec mesure des angles d'ouverture et de fermeture à la recherche de dysfonction de prothèse.

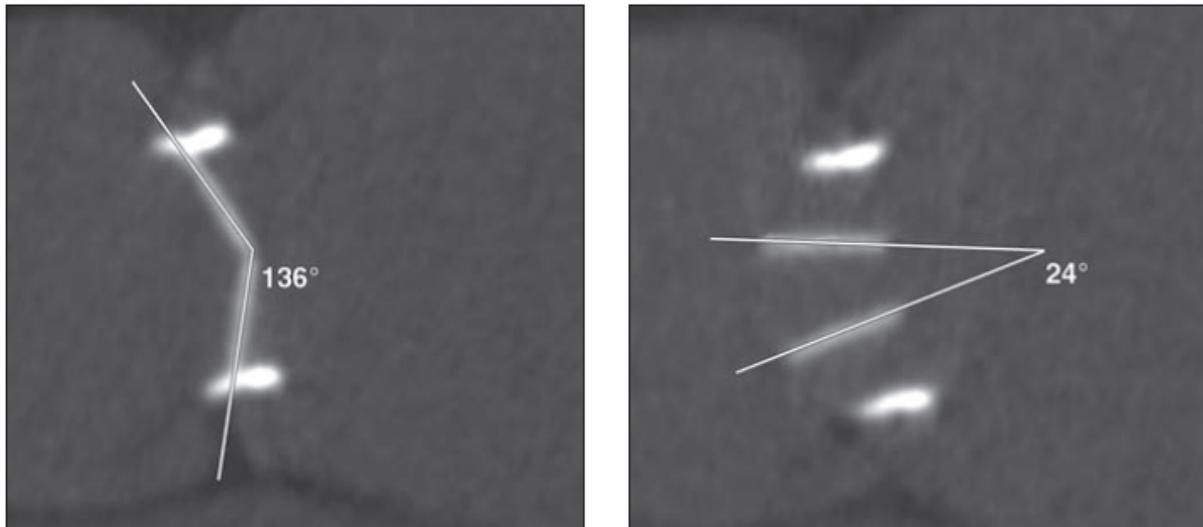


Figure 33 : Mesure des angles de fermeture et d'ouverture d'une prothèse aortique mécanique double ailettes. Extrait de Konen E et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves: initial experience. Am J Roentgenol, 2008

La planimétrie de la surface anatomique valvulaire prothétique est un des éléments pouvant conduire au diagnostic de *mismatch*.

Le scanner permet également le diagnostic de thrombose partielle ou totale de valve mécanique par la mise en évidence du *thrombus* sous la forme d'une formation de densité tissulaire appendue à la prothèse. Toujours dans les cas de dysfonction de prothèse avec élévation du gradient trans-prothétique, le scanner peut permettre la mise en évidence d'un pannus, diagnostic échographique très difficile, de manière extrêmement précise et corrélée aux données peropératoires (Tsai IC, 2009; Konen E, 2008).

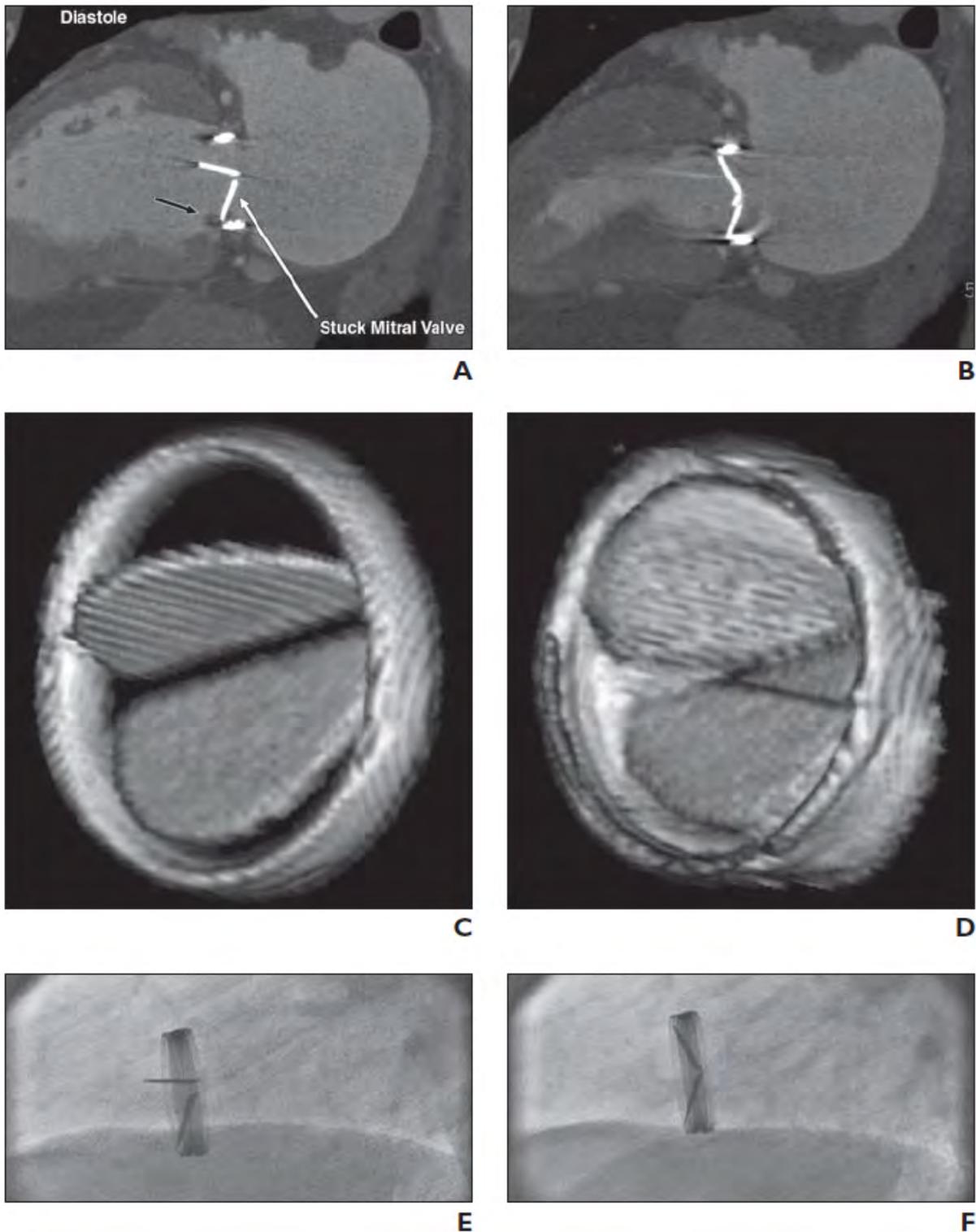


Figure 34 : Dysfonction de prothèse mécanique mitrale avec immobilité d'une des 2 ailettes liée à un panus asymétrique. Visualisation en coupes multiplanaires (A et B), en reconstructions 3D (C et D) et en radio-cinéma de valve (E et F). Extrait de Konen E et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves : initial experience. Am J Roentgenol, 2008

Sur le versant fuyant, le scanner permet également l'étude d'une désinsertion de prothèse valvulaire sous la forme d'un défaut tissulaire périprothétique. L'étude

tomodensitométrie permet une analyse topographique fine de ce défaut mais également dans certains cas la mesure de la surface de l'orifice régurgitant par planimétrie. L'étude anatomique et morphologique précise du défaut va permettre de guider une éventuelle intervention de fermeture par voie percutanée ainsi que de réaliser le suivi post-opératoire.

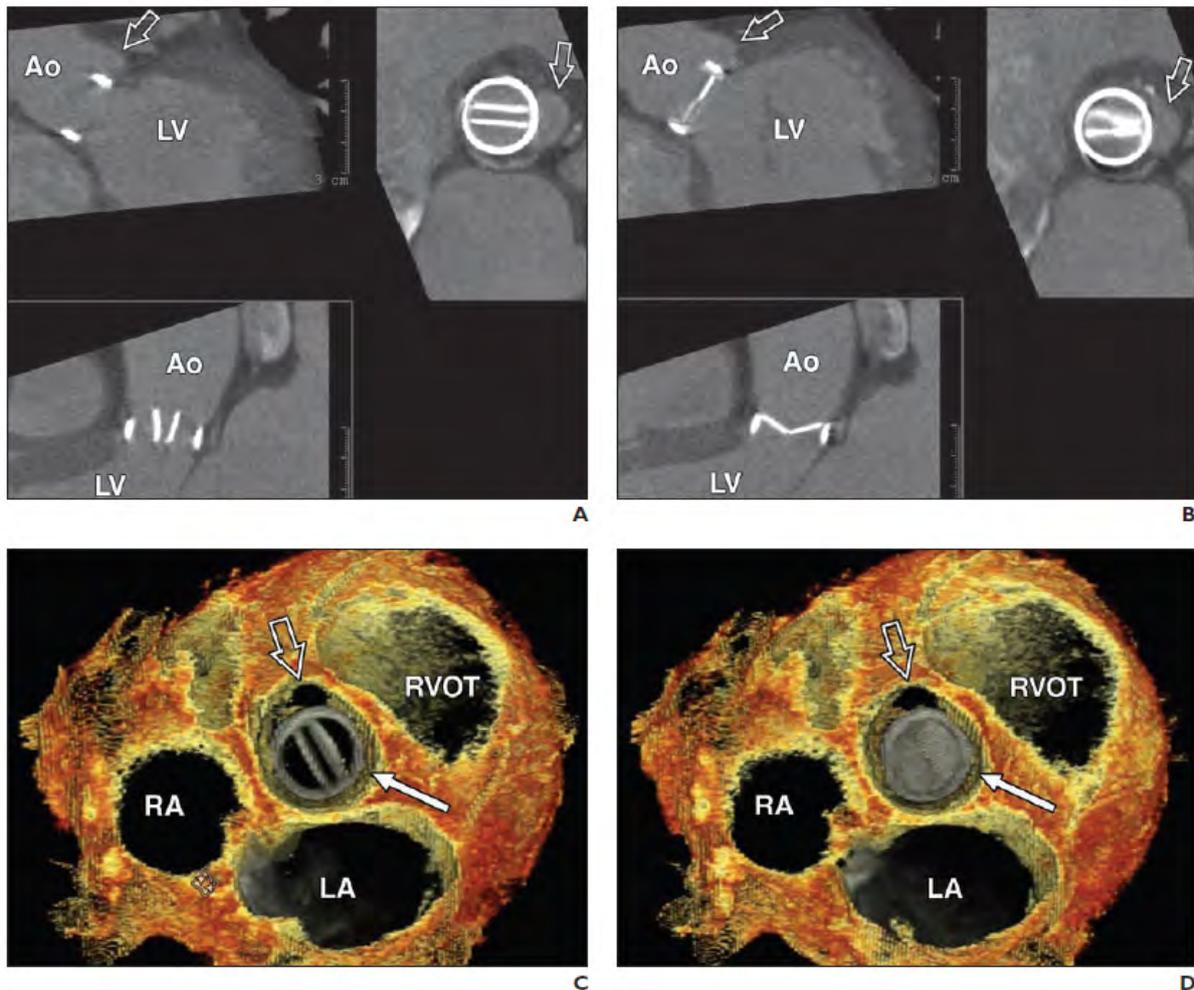


Figure 35 : Fuite paraprothétique au niveau d'une valve aortique mécanique double alette en images multiplanaires (A et B) et rendu volumique (C et D). Extrait de Konen E et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves : initial experience. Am J Roentgenol, 2008.

Par analogie avec l'étude des valves natives, le scanner permet également l'étude d'une dégénérescence sténosante d'une bioprothèse par la mise en évidence de calcifications en mode MIP sur les feuillets prothétiques et la réalisation d'une planimétrie dans certains cas (Chenot F, 2010).

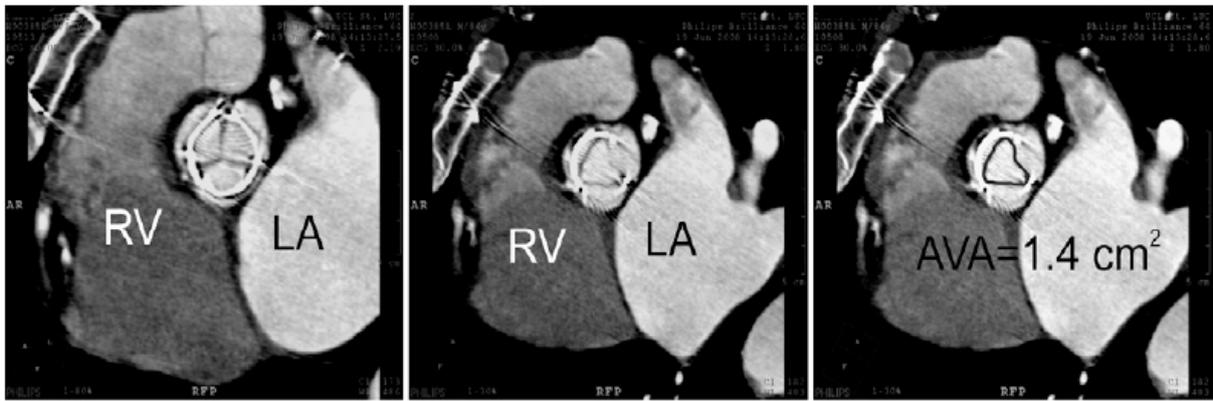


Figure 36 : Planimétrie de la surface fonctionnelle d'une biprothèse aortique en coupes multiplanaires. Extrait de Chenot F et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using MDCT: comparison with TTE. Radiology, 2010; 255: 377-385.

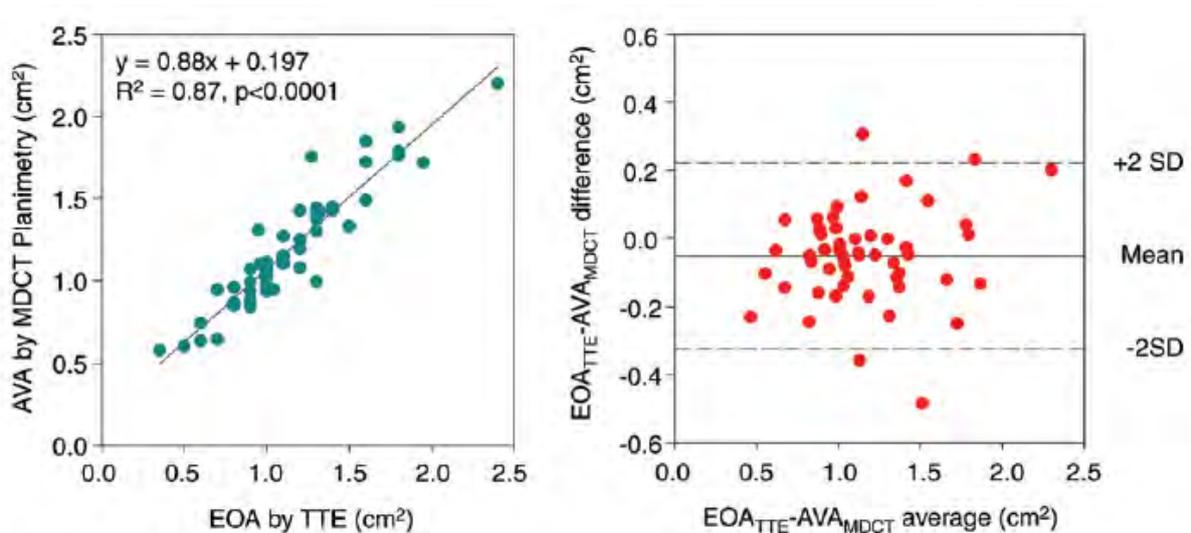


Figure 37 : Régression linéaire et Bland-Altman de la corrélation entre la surface valvulaire de biprothèses aortiques estimée par planimétrie scanner et par équation de continuité en ETT. Extrait de Chenot F et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using MDCT: comparison with TTE. Radiology, 2010; 255: 377-385

## 5 Endocardites infectieuses

L'utilisation du scanner dans le cadre des endocardites infectieuses est plus récente, notamment du fait de la fragilité des patients concernés et de l'excellente performance diagnostique de l'échographie cardiaque et notamment de l'ETO.

Toutefois, le scanner est un outil très intéressant et complémentaire des examens échographiques. Ainsi, il peut permettre la mise en évidence d'une végétation sous la forme d'une image de densité tissulaire.

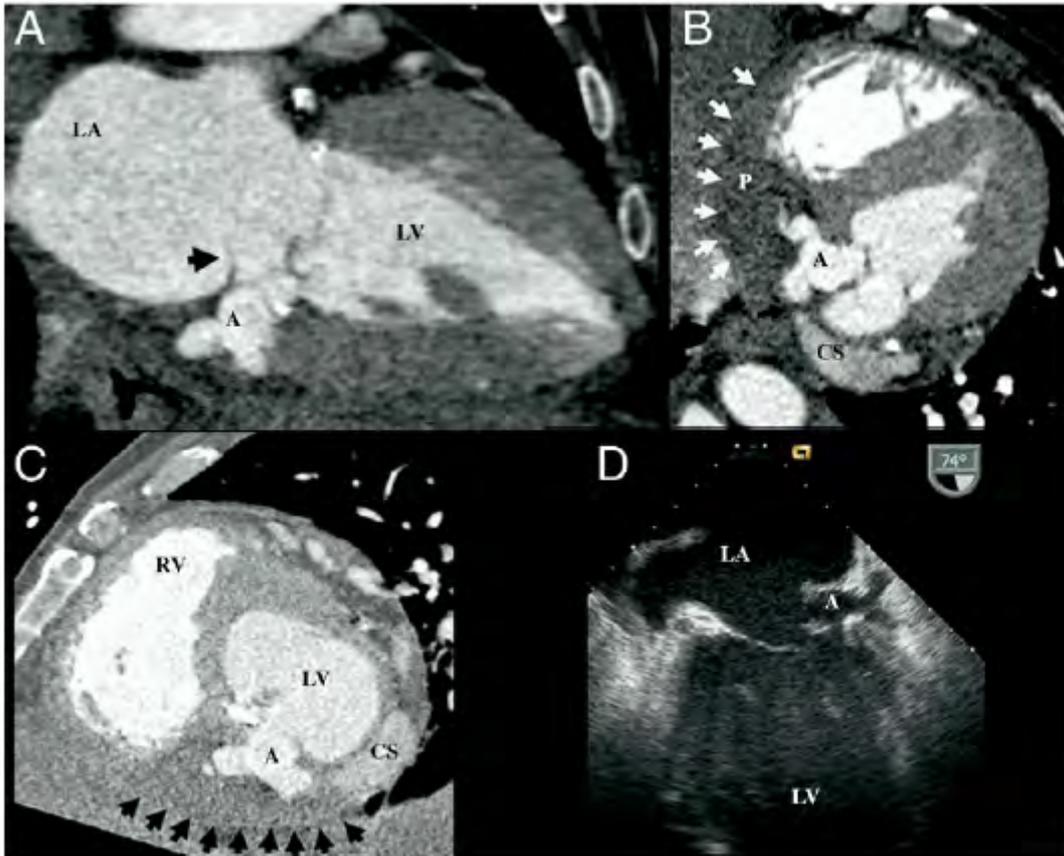


Figure 38 : Etude d'une endocardite infectieuse mitrale avec végétation et abcès paravalvulaire en images multiplanaires scanner et ETO. Extrait de Feuchtner GM et al. MSCT in infective endocarditis: comparison with TEE and intraoperative findings. J Am Coll Cardiol, 2009

Mais l'un des intérêts majeurs du scanner dans ce contexte est la recherche de pseudo-anévrysmes et d'abcès notamment de la racine aortique (Feuchtner GM, 2009), situation dans laquelle l'échographie peut parfois être prise en défaut. La précision morphologique de l'examen tomodensitométrique permet également une surveillance rapprochée très précise des dimensions des abcès permettant de guider la stratégie chirurgicale (Budde RP, 2010).

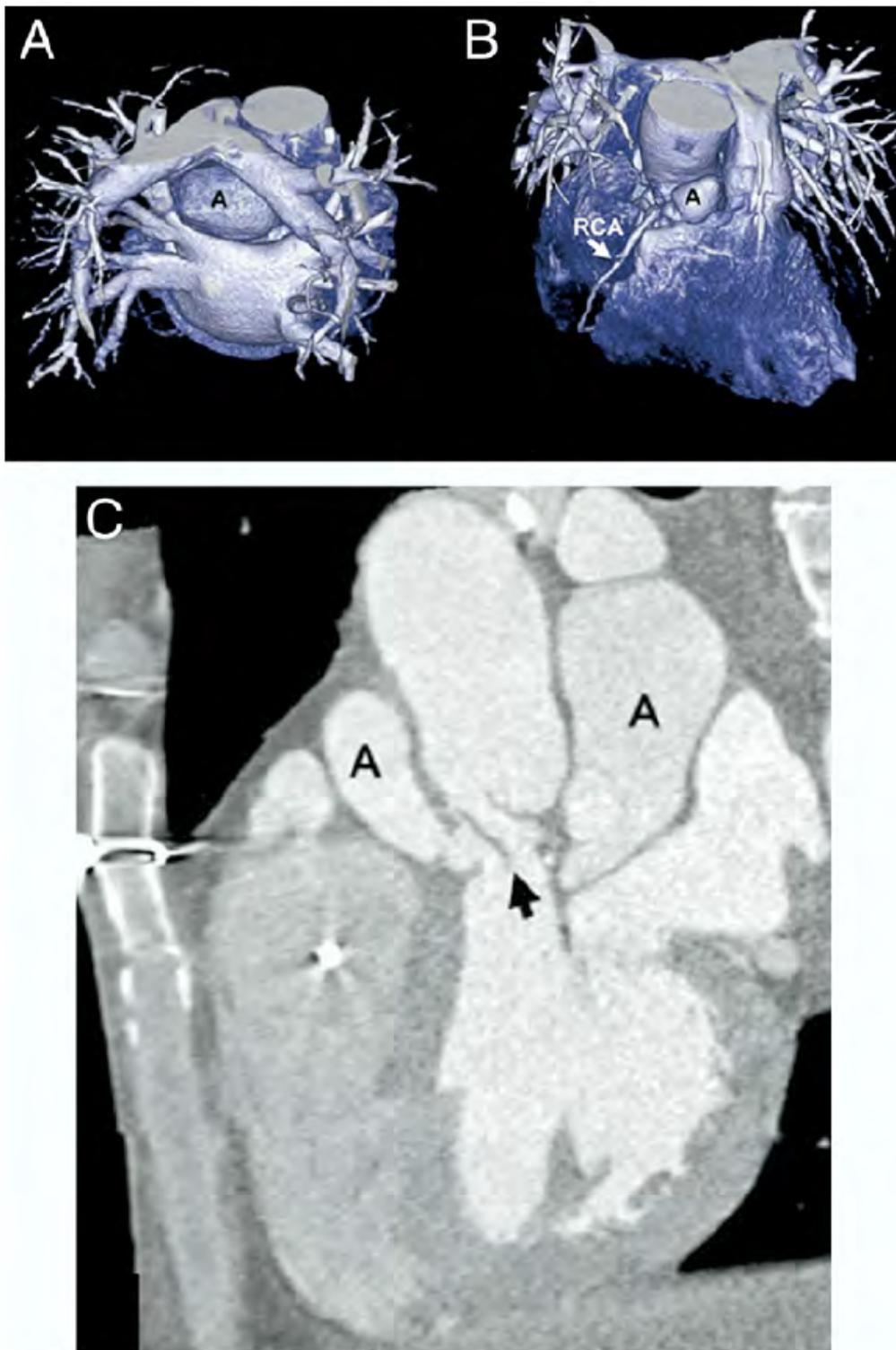


Figure 39: Etude des dimensions et rapports anatomiques d'un abcès paravalvulaire « géant » sur bioprothèse aortique. Extrait de Feuchtner GM et al. MSCT in infective endocarditis: comparison with TEE and intraoperative findings. J Am Coll Cardiol, 2009

## E. Intérêt du scanner cardiaque dans les valvulopathies mitrales non dégénératives

Du fait de son anatomie complexe l'appareil valvulaire mitral se prête particulièrement bien à l'étude morphologique en 3D permise par le scanner.

### 1 L'insuffisance mitrale

Le scanner cardiaque va permettre une étude précise de l'appareil sous-valvulaire mitral notamment la morphologie, le nombre et la disposition des piliers et des muscles papillaires (figure 40).

Il permet également de préciser la morphologie valvulaire mitrale et sa cinétique, ceci permet d'étudier le mécanisme d'une insuffisance mitrale (dilatation de l'anneau, restriction valvulaire ou prolapsus) avec, de plus, une caractérisation très précise des différents feuillets mitraux (Delgado V, 2009).

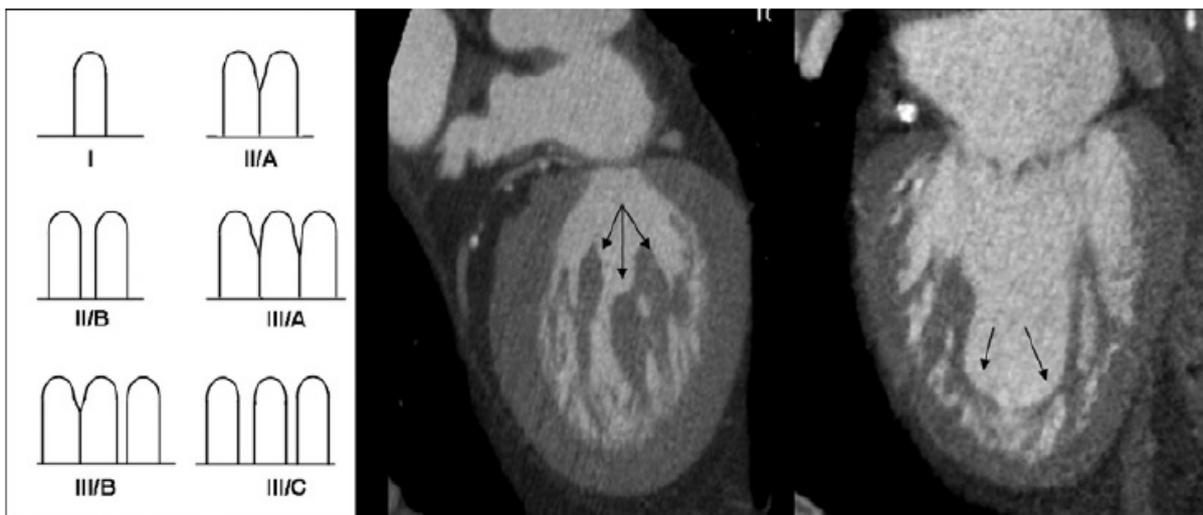


Figure 40 : Etude MSCT de l'appareil sous-valvulaire mitral avec classification des variantes anatomiques de disposition des muscles papillaires en fonction du nombre de têtes et de leur insertion commune ou séparée. Extrait de Delgado V et al. Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. JACC Cardiovasc Imaging, 2009

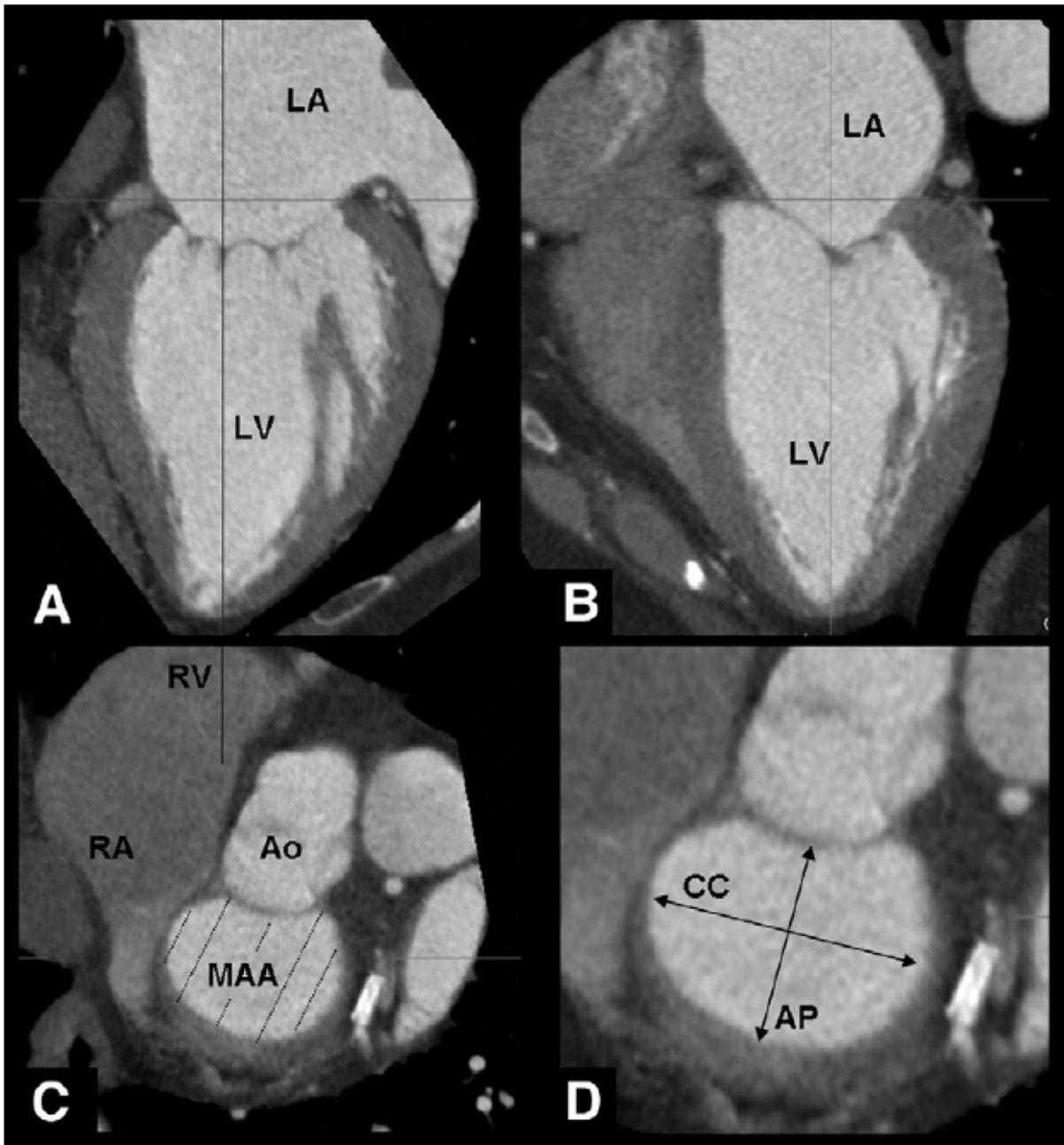


Figure 41 : Etude de l'anneau mitral avec mesure de sa surface et des diamètres intercommissural et antéropostérieur en MSCT. Extrait de Delgado V et al. Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. JACC Cardiovasc Imaging, 2009

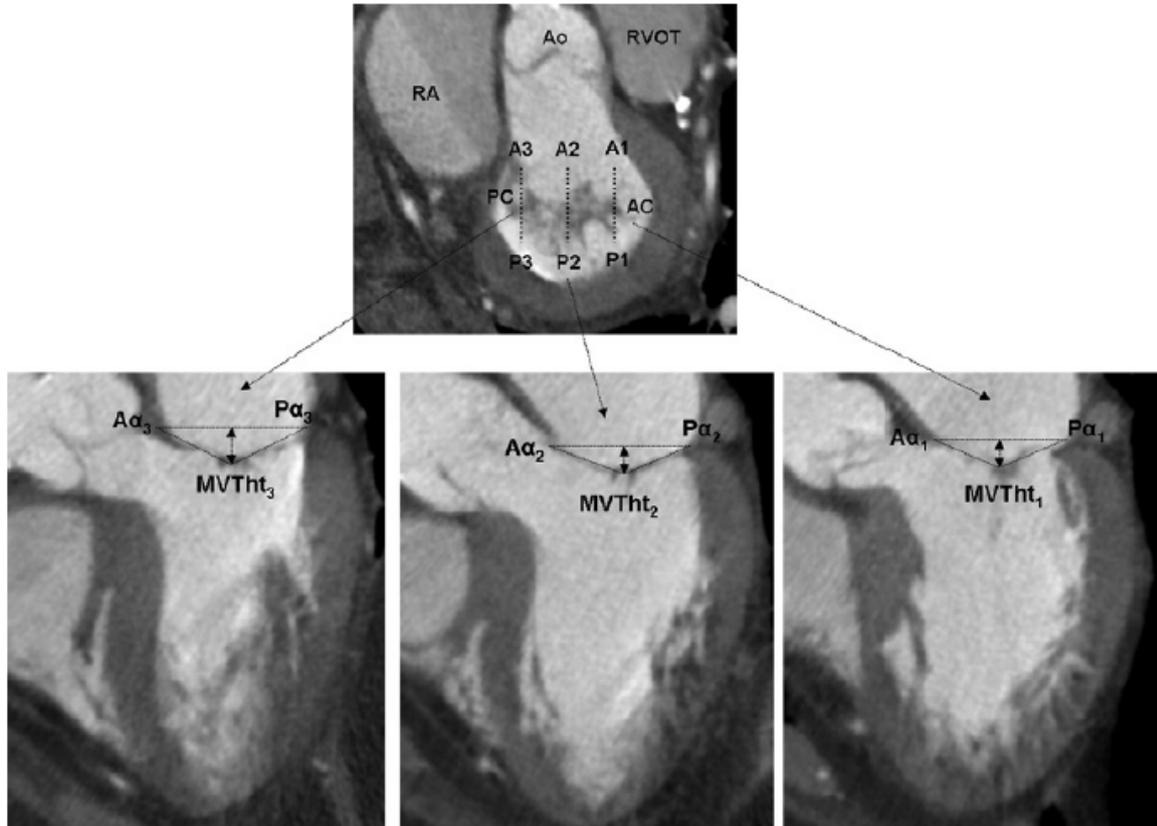


Figure 42 : Etude de la géométrie valvulaire mitrale au niveau des parties antéro-latérale (A1-P1), centrale (A2-P2) et postéro-médiale (A3-P3) des feuillets mitraux. Extrait de Delgado V et al. Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. JACC Cardiovasc Imaging, 2009

La quantification de l'insuffisance mitrale par planimétrie de l'orifice régurgitant est plus complexe. Toutefois, comme dans l'IAO, il est possible de quantifier une fuite mitrale par l'étude des débits droit et gauche et donc le calcul du volume régurgité.

L'analyse morphologique et volumique du VG va également être intéressante pour rechercher un retentissement myocardique lié à l'insuffisance mitrale. Une pathologie myocardique ischémique associée ou cause de la fuite mitrale peut également être mise en évidence.

Enfin, le scanner cardiaque va également permettre une analyse fine de la morphologie et des dimensions de l'appareil sous valvulaire mitral notamment dans le cas des atteintes rhumatismales.

## 2 Le rétrécissement mitral rhumatismal

Le scanner cardiaque est un outil très intéressant dans l'analyse des sténoses mitrales rhumatismales puisque l'épaississement des feuillets mitraux permet leur visualisation très précise en mode MinIP. Ainsi en plaçant le plan de coupe à l'extrémité de l'entonnoir mitral et en majorant l'épaisseur de coupe, le scanner permet de réaliser une planimétrie de l'orifice mitral dont les résultats sont bien corrélés aux données échographiques (Messika-Zeitoun D, 2006; Ucar O, 2011)

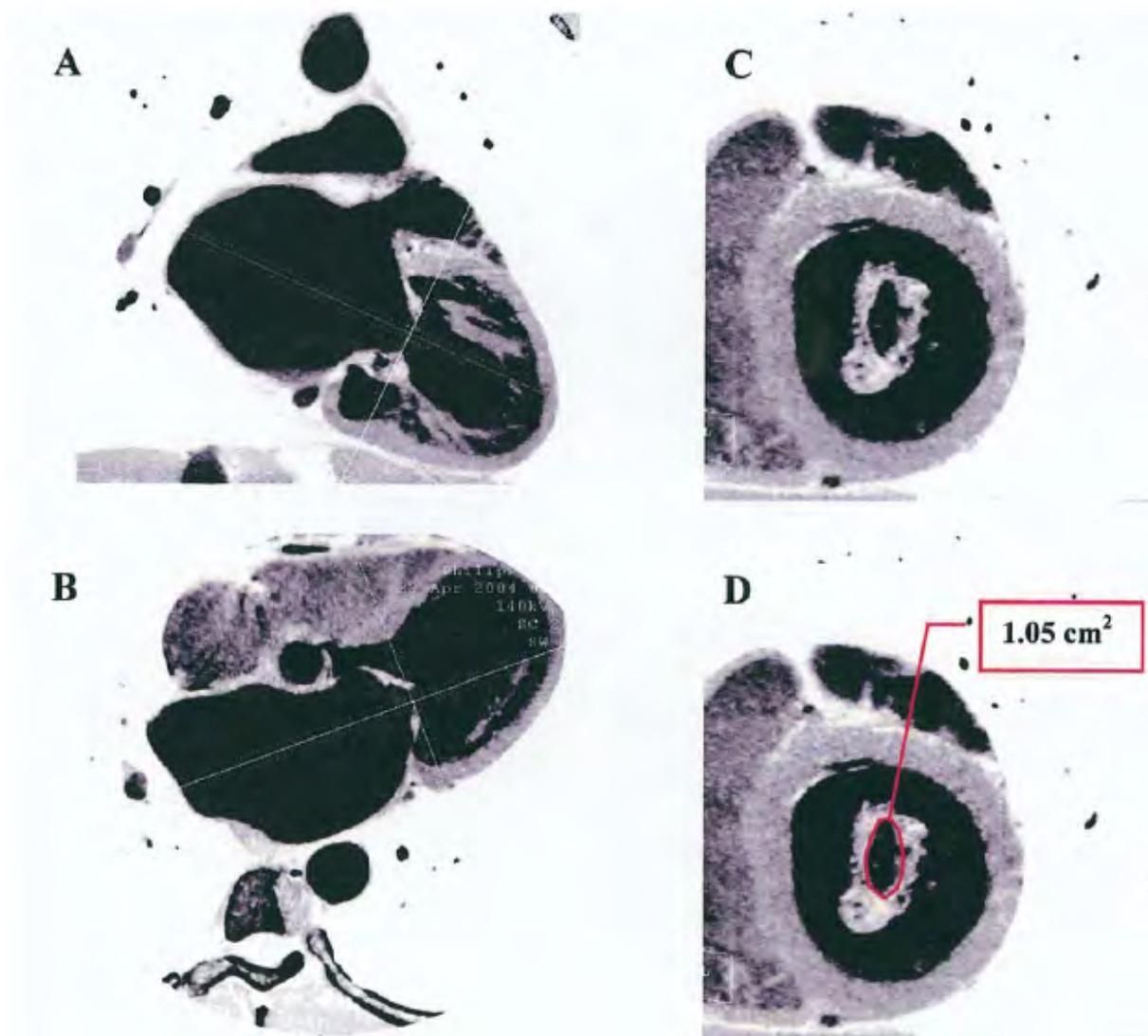


Figure 43 : Mesure par planimétrie de la surface valvulaire mitrale en court-axe au sommet de l'entonnoir mitral. Extrait de Messika-Zeitoun D et al. Assessment of the mitral valve area in patients with mitral stenosis by MSCT. J Am Coll Cardiol, 2006

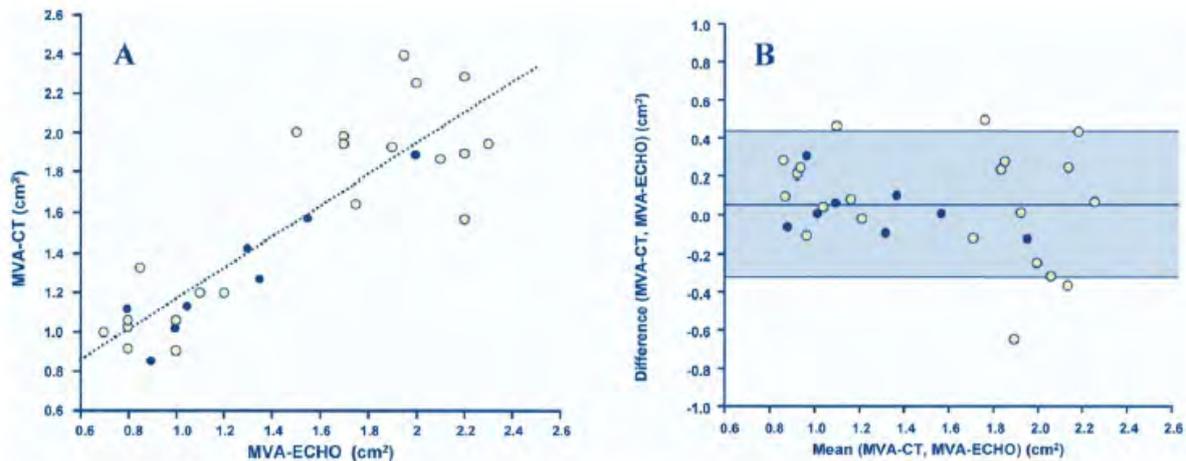


Figure 44 : Corrélation entre surface valvulaire mitrale mesurée par planimétrie en scanner et en ETT (points blancs pour les atteintes mitrales calcifiées et bleus pour les rhumatismales pures). Extrait de Messika-Zeitoun D et al. Assessment of the mitral valve area in patients with mitral stenosis by MSCT. J Am Coll Cardiol, 2006

Par ailleurs, le scanner cardiaque permet une analyse de l'appareil sous valvulaire notamment dans l'atteinte rhumatismale du fait de l'épaississement et du raccourcissement des cordages.

Enfin, il permet une étude précise des commissures classiquement fusionnées dans l'atteinte rhumatismale et la recherche d'éventuelle calcification en mode MIP qui pourrait contre-indiquer une éventuelle commissurotomie percutanée.

L'une des limites techniques est liée à l'association fréquente entre rétrécissement mitral (RM) et fibrillation auriculaire conduisant à des fréquences cardiaques élevées et irrégulières, sources d'artefacts pouvant rendre complexe l'interprétation de l'examen.

## F. Qu'en est-il de la sténose mitrale dégénérative ?

### 1 Physiopathologie de la sténose mitrale dégénérative

La physiopathologie des atteintes valvulaires calcifiées dégénératives a été un sujet de controverse depuis la description originelle de l'atteinte valvulaire aortique par Mönckeberg en 1904 (Monckeberg, 1904).

Pendant longtemps 2 écoles se sont affrontées, la première avec à sa tête Karsner et Koletsky (Karsner H.T, 1947) a longtemps soutenu qu'une atteinte rhumatismale était systématiquement à l'origine des lésions calcifiantes du fait de la mise en évidence de stigmates rhumatismaux sur les valves calcifiées. La deuxième considérait, à raison, la pathologie dégénérative comme indépendante de l'atteinte rhumatismale. Ceci a bien été montré par Hall et Anderson (Hall E.M., 1943) qui mirent en évidence ces « stigmates » d'atteinte rhumatismale sur 90 % des cœurs indemnes de lésions valvulaires étudiés par nécropsie. L'hypothèse dégénérative fut encore appuyée par les travaux de Hultgren

(Hultgren H.N., 1948) qui démontra par des études microscopiques de valve aortique que l'accumulation de lipides et de calcifications au sein des valves augmentaient progressivement avec l'âge et que ceci conduisait à une sténose significative quand cette accumulation était excessive.

Quant aux calcifications de l'anneau mitral, qui s'avèrent également fréquentes lors des nécropsies de patients âgés, elles firent l'objet de moins d'intérêt dans la littérature. Les premières observations furent faites par Dewitsky en 1910 (Dewitsky W, 1910) qui notait alors une similarité entre l'atteinte mitrale dégénérative et celle de la valve aortique. Quelques auteurs, durant la première moitié du 20<sup>e</sup> siècle, abondèrent dans le sens d'une atteinte valvulaire mitrale liée à l'âge. En 1965, Stewart et Scully (Stewart Sell, 1965) étudièrent histologiquement et histochimiquement le feuillet postérieur de la valve mitrale de 200 nécropsies de patients âgés de quelques jours à plus de 90 ans et leur travail concluait également à des changements histologiques (amincissement et dégénérescence des fibres collagènes, diminution du nombre de noyaux, diminution du taux d'acide mucopolysaccharide, accumulation lipidique, apparition de calcifications) parallèles à l'âge au niveau de la valve mitrale et de la valve aortique selon le même schéma.

Le lien était donc fait entre vieillissement et calcification progressive de la valve mitrale. Toutefois, il faudra attendre 1978, et les travaux de Lachman et Roberts, pour qu'un lien soit fait entre l'étendue des calcifications de la valve mitrale et le degré de sténose (Lachman AS, 1978). Ils étudièrent qualitativement et quantitativement l'atteinte calcifiée via une étude radiographique de 164 valves mitrales natives issues de pièces opératoires après un remplacement valvulaire mitral. Ils comparèrent ces données aux études hémodynamiques préopératoires par cathétérisme de ces patients. Ils mirent alors clairement en évidence un lien entre le taux de calcification de la valve mitrale et le degré de sténose évalué via le gradient de pression moyen transmitral diastolique. En 1986, Rakho (Rahko PS, 1986) fait le lien entre taux de calcification de la valve mitrale évalué par cinéangiogramme et la mobilité valvulaire mitrale déterminée par l'étude de l'excursion et de l'ouverture valvulaire par étude TM et 2D.

Ainsi, au cours du 20<sup>e</sup> siècle, la sténose mitrale dégénérative est progressivement sortie de l'ombre créée par le RAO calcifié pour être étudiée comme une maladie à part entière à la fois dans sa physiopathologie et dans son analyse. Un lien net a progressivement été mis en évidence entre le taux de calcification de la valve mitrale, évalué par différentes techniques radiographiques basiques, et la sténose mitrale déterminée par des études invasives hémodynamiques par cathétérisme (détermination du gradient moyen transmitral diastolique) puis des études échographiques.

Les techniques échographiques vont progressivement, au cours des vingt dernières années du 20<sup>e</sup> siècle, s'améliorer avec certaines révolutions telles que l'apparition des différents modes doppler et 2D venant en complément de l'étude temps/mouvement (TM).

L'ensemble de ces techniques échographiques vont rapidement remplacer l'étude hémodynamique invasive avec des corrélations excellentes entre les deux techniques. Mais la sténose mitrale dégénérative s'accompagne de certaines particularités hémodynamiques et associations pathologiques qui rendent complexe son évaluation échographique.

## 2 Méthodes échographiques usuelles d'évaluation d'une sténose mitrale par ETT

L'échocardiographie Doppler permet une évaluation précise et complète du RM. Elle pose le diagnostic, évalue le degré de sévérité de la sténose et son retentissement sur l'oreillette gauche, la circulation pulmonaire et le ventricule droit.

L'évaluation de la sévérité du RM repose sur la détermination de la surface mitrale et l'évaluation de son retentissement hémodynamique. Compte tenu des limites de chaque paramètre et de celles des techniques de mesure, il est recommandé de confronter ces paramètres entre eux pour juger de la sévérité du RM (Vahanian A B. H., 2007; Vahanian A A. O.-E., 2012; Baumgartner H, 2009; Faletra F, 1996)

Measurement	Units	Formula / Method	Concept	Advantages	Disadvantages
<b>Valve area</b>					
- planimetry by 2D echo	cm <sup>2</sup>	tracing mitral orifice using 2D echo	direct measurement of anatomic MVA	- accuracy - independence from other factors	- experience required - not always feasible (poor acoustic window, severe valve calcification)
- pressure half-time	cm <sup>2</sup>	$220 / T_{1/2}$	rate of decrease of transmitral flow is inversely proportional to MVA	easy to obtain	dependence on other factors (AR, LA compliance, LV diastolic function...)
- continuity equation	cm <sup>2</sup>	$MVA = (CSA_{LVOT}) (VTI_{Aortic}) / VTI_{Mitral}$	volume flows through mitral and aortic orifices are equal	independence from flow conditions	- multiple measurements (sources of errors) - not valid if significant AR or MR
- PISA	cm <sup>2</sup>	$MVA = \pi(r^2)(V_{aliasing}) / \text{peak } V_{Mitral} \cdot \alpha / 180^\circ$	MVA assessed by dividing mitral volume flow by the maximum velocity of diastolic mitral flow	independence from flow conditions	technically difficult
<b>Mean gradient</b>	mm Hg	$\Delta P = \sum 4v^2 / N$	pressure gradient calculated from velocity using the Bernoulli equation	easy to obtain	dependent on heart rate and flow conditions
<b>Systolic pulmonary artery pressure</b>	mm Hg	sPAP = $4v^2_{Tricuspid} + RA$ pressure	addition of RA pressure and maximum gradient between RV and RA	obtained in most patients with MS	- arbitrary estimation of RA pressure - no estimation of pulmonary vascular resistance
<b>Mean gradient and systolic pulmonary artery pressure at exercise</b>	mm Hg	$\Delta P = \sum 4v^2 / N$ sPAP = $4v^2_{Tricuspid} + RA$ pressure	assessment of gradient and sPAP for increasing workload	incremental value in assessment of tolerance	- experience required - lack of validation for decision-making
<b>Valve resistance</b>	dyne. sec <sup>-1</sup> cm <sup>-5</sup>	$Mvres = \frac{P_{Mitral}}{(CSA_{LVOT})(VTI_{Aortic}) / DFT}$	resistance to flow caused by MS	initially suggested to be less flow-dependent, but not confirmed	no prognostic value no clear threshold for severity no additional value vs. valve area

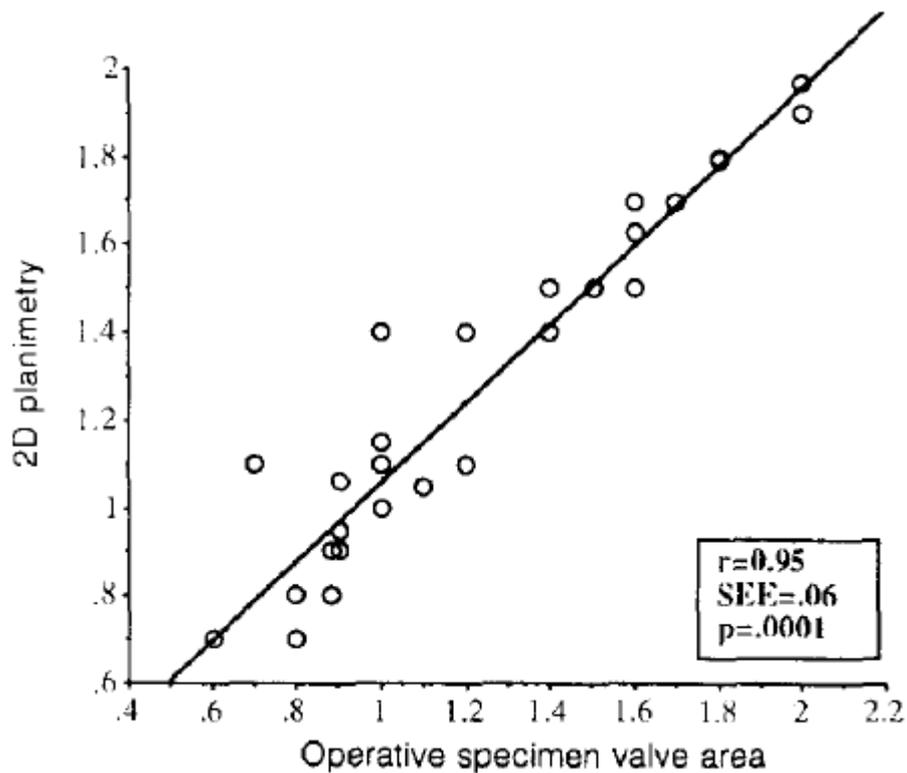
Tableau 2 : Approche échographique de l'évaluation d'une sténose mitrale dégénérative. Extrait de Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis : EAE/ASE recommendations for clinical practice. J Am Soc Echocardiogr. 2009

Une attention particulière doit être portée sur la présence et l'importance des autres valvulopathies associées notamment d'une insuffisance mitrale (Baumgartner H, 2009). L'ETT est généralement suffisante pour évaluer la sévérité d'un RM rhumatismal. L'ETO est réservée aux patients chez qui l'ETT n'est pas concluante. Le recours au cathétérisme cardiaque est devenu plus rare, réservé aux cas où les données échographiques sont insuffisantes ou discordantes (Baumgartner H, 2009).

## Evaluation de la surface mitrale

### *Surface valvulaire mitrale par planimétrie (niveau 1 des recommandations EAE/ASE)*

La planimétrie permet la mesure directe de la surface mitrale. Elle est considérée comme la méthode de référence, car la mieux corrélée à la surface anatomique (Faletra F, 1996).



*Figure 45 : Comparaison entre les surfaces valvulaires mitrales mesurées par planimétrie et les surfaces anatomiques réelles mesurées sur les pièces opératoires. Extrait de Faletra F, Pezzano A, Jr. Fusco R, Mantero A, Corno R, Crivellaro W, et al. Measurement of mitral valve area in mitral stenosis: four echocardiographic methods compared with direct measurement of anatomic orifices. J Am Coll Cardiol 1996*

Elle doit être réalisée systématiquement. La mesure est effectuée en coupe parasternale petit axe, en balayant l'orifice mitral de l'apex à la base de façon à se placer au sommet de l'entonnoir mitral. Le plan de coupe doit être perpendiculaire au bord libre des feuillets valvulaires (Baumgartner H, 2009). La planimétrie est effectuée en mode zoom, lors de l'ouverture maximale en méso-diastole, en incluant les commissures ouvertes.

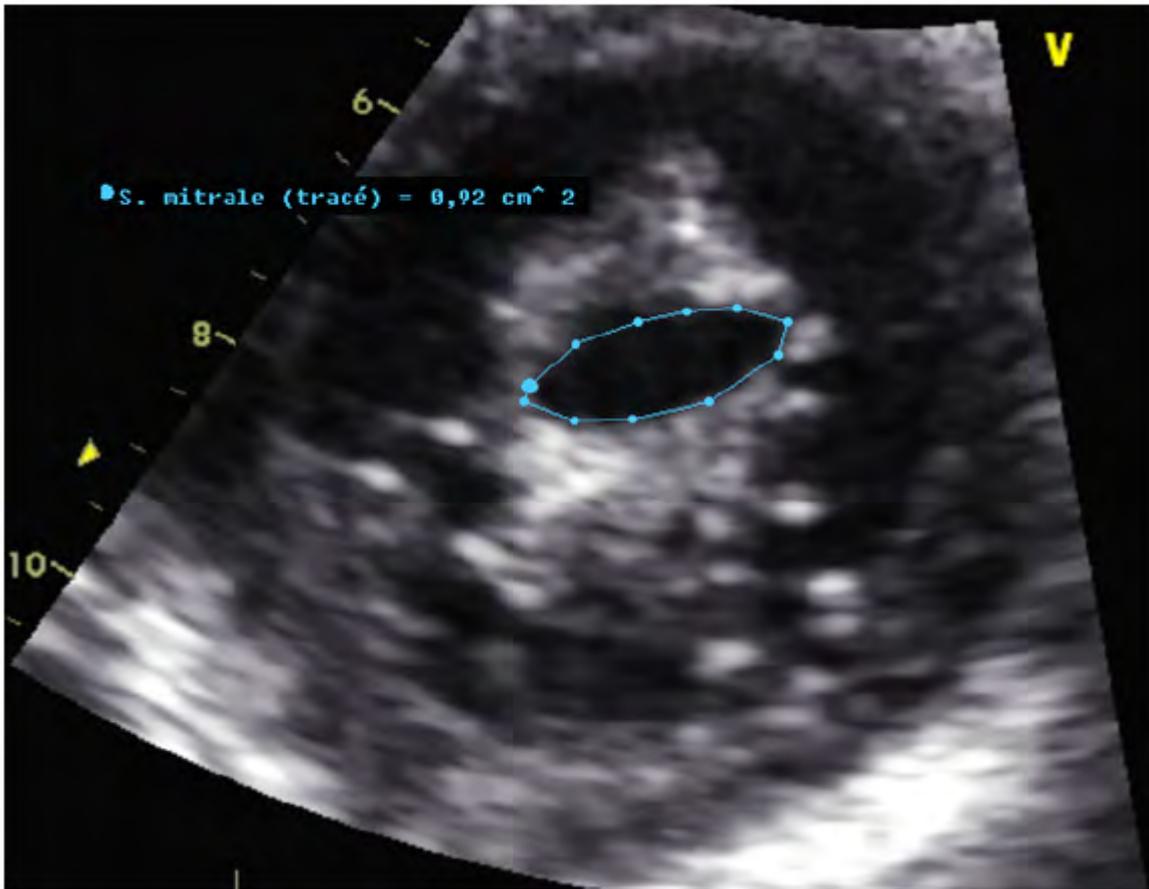


Figure 46 : Incidence parasternale petit axe permettant la mesure de la planimétrie de l'orifice mitral en ETT 2D.

Cette mesure nécessite beaucoup de rigueur et une certaine expérience, ce qui en fait sa principale limitation. Les difficultés sont également liées à l'échogénicité du patient, à l'orientation parfois oblique, par rapport au plan de coupe, de l'orifice mitral et à la présence de calcifications.

Il est recommandé de réaliser plusieurs mesures, notamment en cas de fibrillation auriculaire ou chez les patients avec fusion commissurale incomplète.

Cette méthode n'est pas réalisable dans environ 5 à 10% des cas.

Les sondes d'échographie matricielles ont permis d'améliorer la faisabilité de la mesure par planimétrie, soit en utilisant le mode biplan qui permet un bon alignement du plan de coupe, soit en mode 3D.

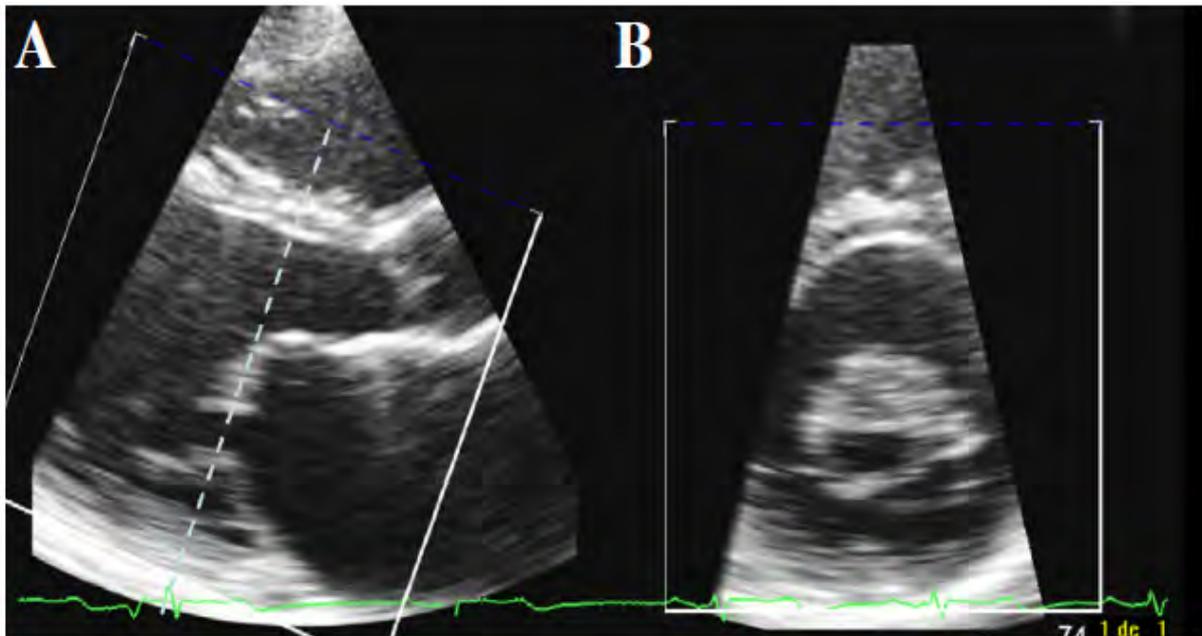
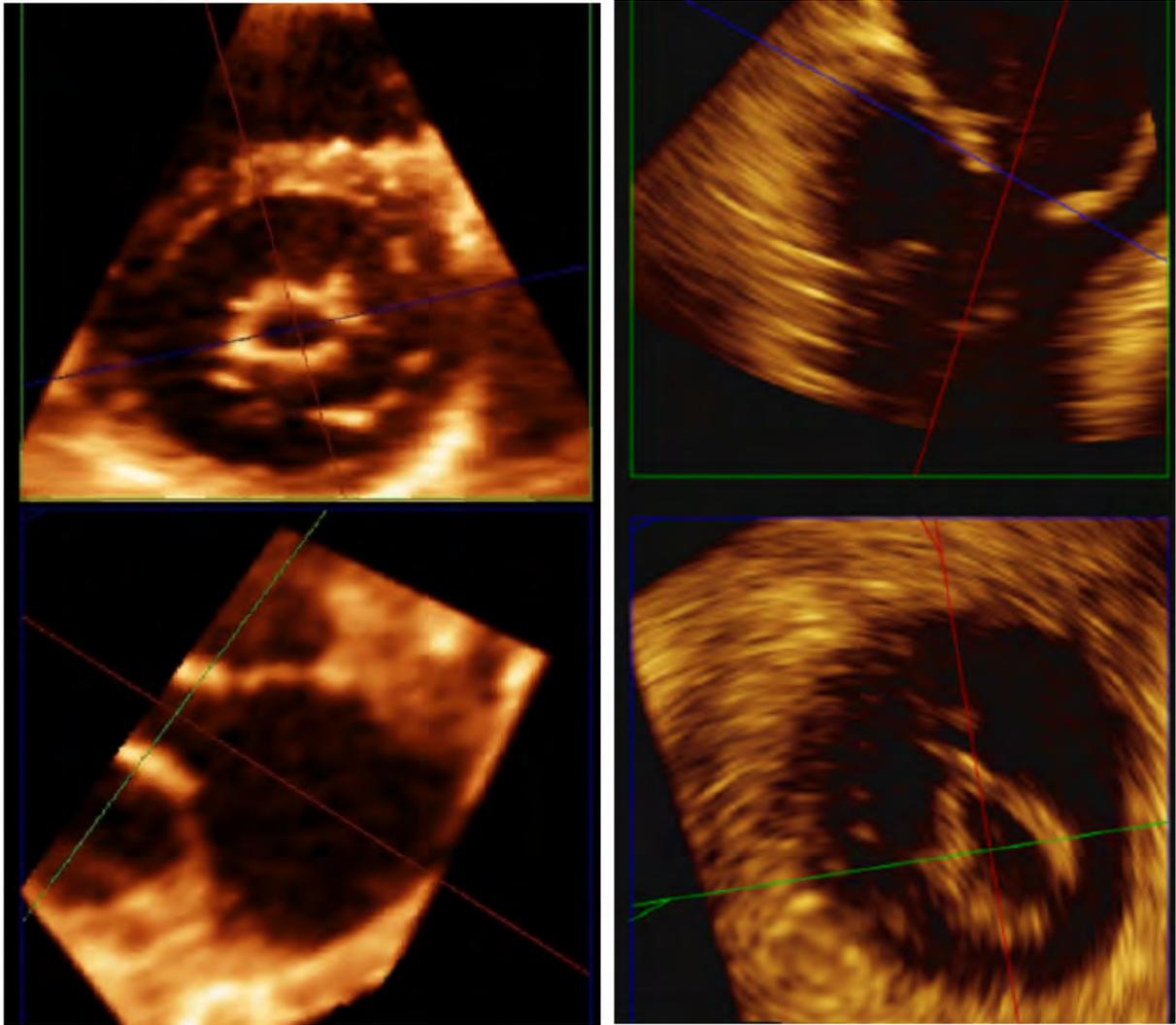


Figure 47 : Incidences parasternales grand (A) et petit axe (B) en mode biplan permettant la réalisation d'une planimétrie de l'orifice mitral.

La mesure 3D est effectuée grâce à l'acquisition d'un volume 3D, redécoupé secondairement en mode multiplan grâce à un logiciel intégré dans l'échographe, ceci permet de choisir un plan de coupe 2D perpendiculaire au sommet de l'orifice mitral.



*Figure 48 : Mesure de la surface mitrale par planimétrie en ETT 3D.*

L'échographie 3D améliore surtout la précision de mesure pour les observateurs peu expérimentés (Messika-Zeitoun D B. E., 2007).

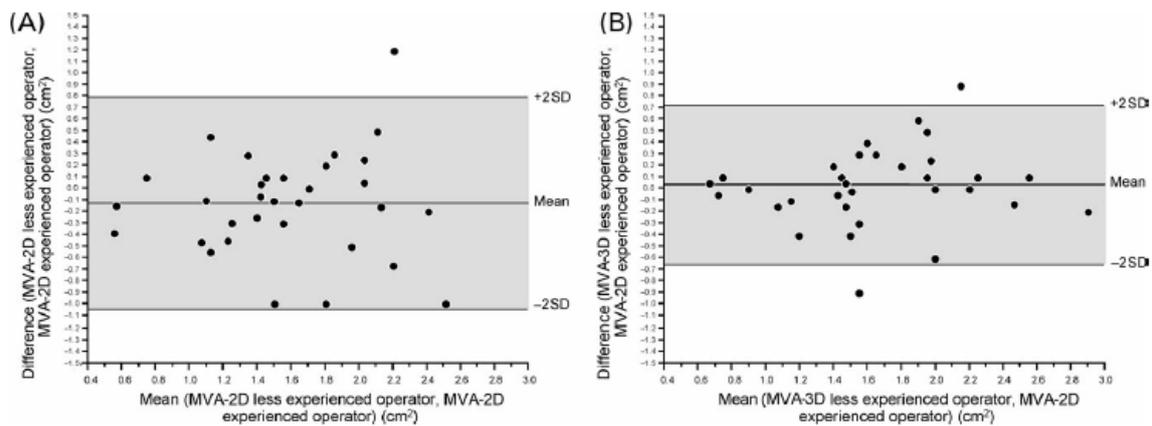


Figure 49 : Analyse de Bland-Altman des mesures de planimétrie mitrale en ETT 2D et 3D par un opérateur moins expérimenté et celles réalisées en ETT 2D d'un opérateur expérimenté. Extrait de Messika-Zeitoun D and al. Three-dimensional evaluation of the mitral valve area and commissural opening before and after percutaneous mitral commissurotomy in patients with mitral stenosis. Eur Heart J 2007

La mesure de la surface anatomique de l'orifice mitral peut être également effectuée en échographie transœsophagienne 3D temps réel selon le même principe, avec une meilleure résolution spatiale (Dreyfus J, 2011). Toutefois, il ne s'agit plus alors d'une évaluation non invasive mais semi-invasive avec les risques et les contre-indications inhérents à l'ETO.

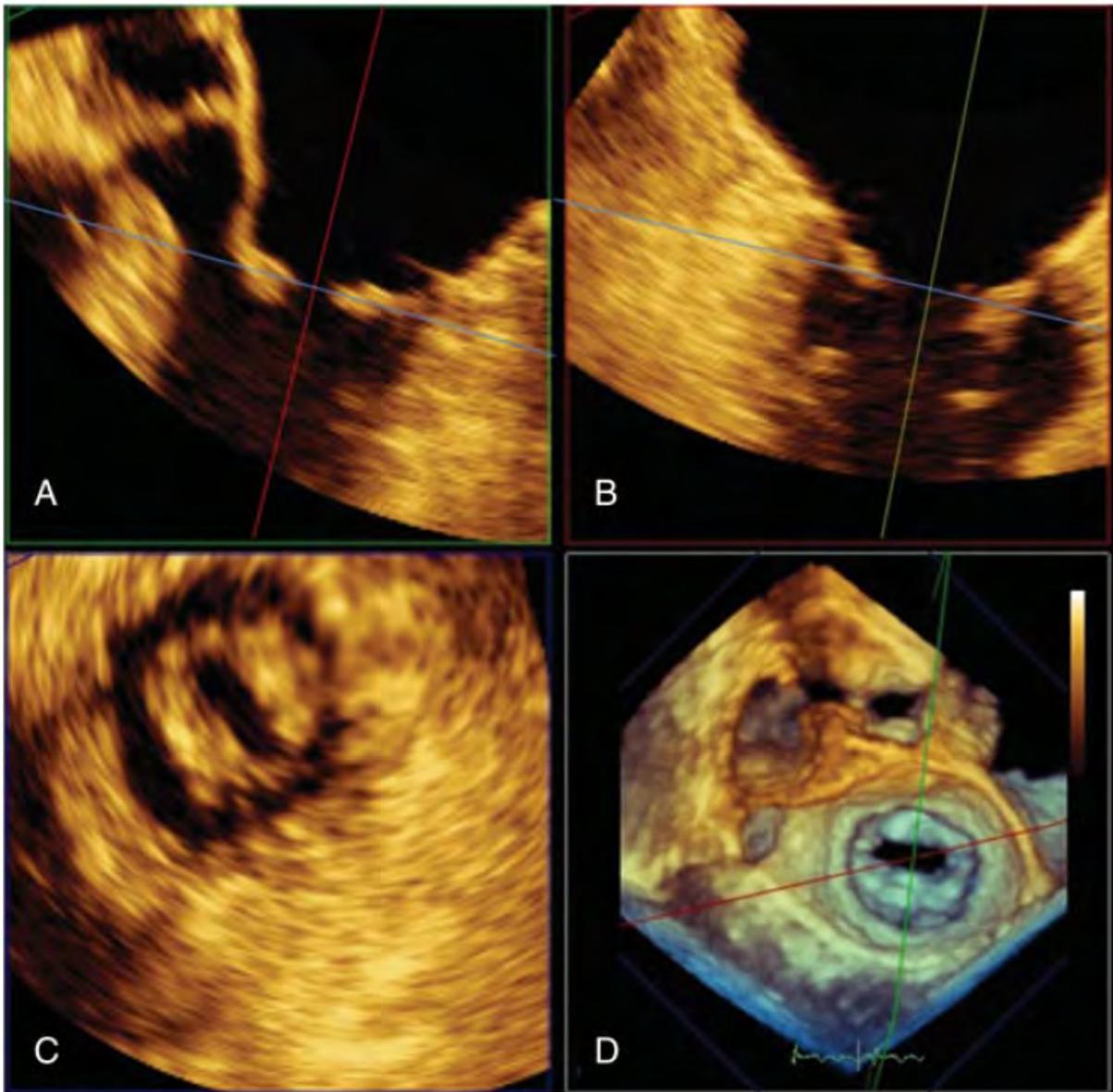


Figure 50 : Méthodologie de mesure de la planimétrie mitrale en ETO 3D permettant d'obtenir un plan de coupe au sommet de l'entonnoir mitral. Extrait de Dreyfus J and al. Real-time 3D transoesophageal measurement of the mitral valve area in patients with mitral stenosis. Eur J Echocardiogr. 2011

*Surface valvulaire mitrale par la mesure du temps de demi-pression (PHT) (niveau 1 des recommandations EAE/ASE)*

La PHT (Pressure Half Time) est le temps correspondant à la diminution de moitié du gradient auriculo-ventriculaire à partir de sa valeur maximale. La surface est obtenue par la formule de Hatle ( $SVM = 220/PHT$ ).

La PHT est obtenue en traçant la pente de l'onde E du flux transmitral obtenu en Doppler continu.

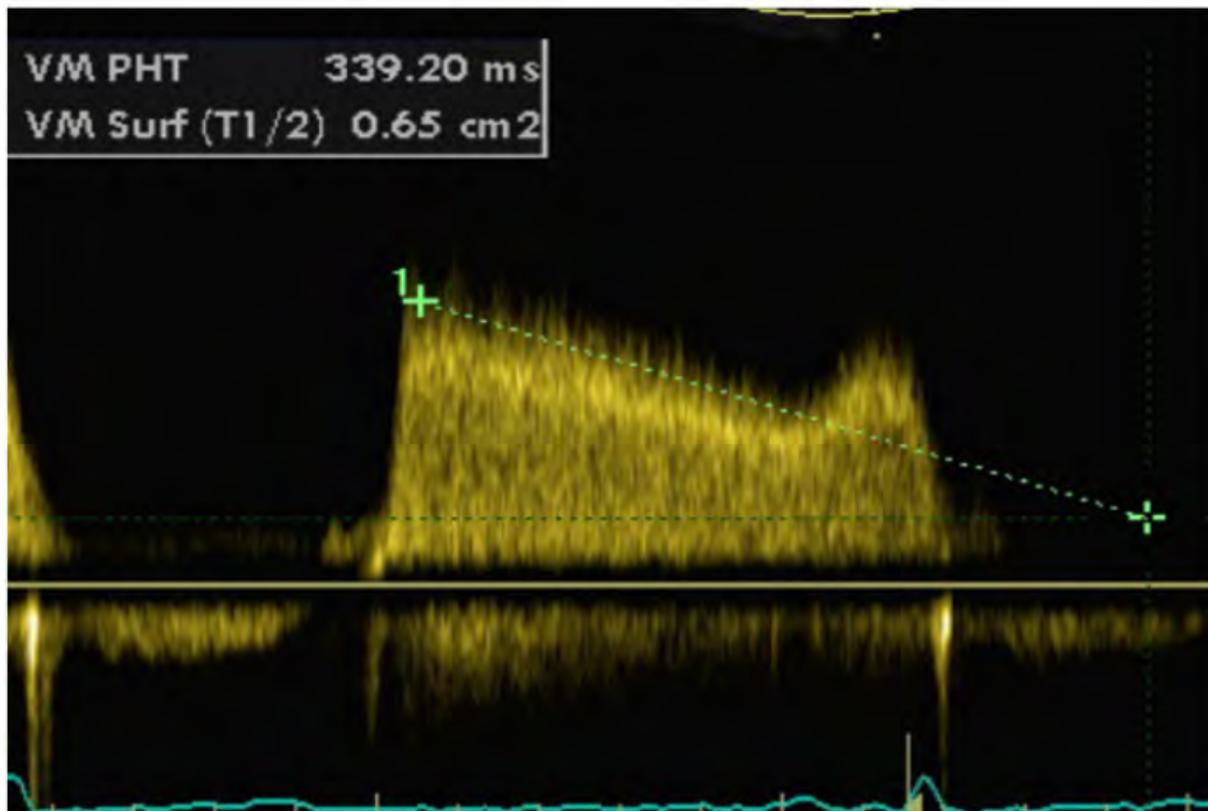


Figure 51 : Exemple de mesure de la PHT.

La technique de la PHT a pour avantage sa simplicité, ce qui en fait sa popularité, mais il faut bien connaître ses nombreuses limites (Baumgartner H, 2009; Faletra F, 1996; Messika-Zeitoun D M. A., 2005) :

- Pente bimodale du flux mitral chez un certain nombre de patients. En cas de pente curvilinéaire, le PHT n'est pas utilisable.
- Pente variable en fibrillation auriculaire.
- Relation entre PHT et compliance atrio-ventriculaire. La PHT dépend non seulement de la surface valvulaire mitrale mais également de la compliance atrioventriculaire (Cn) (Schwammenthal E, 2000).

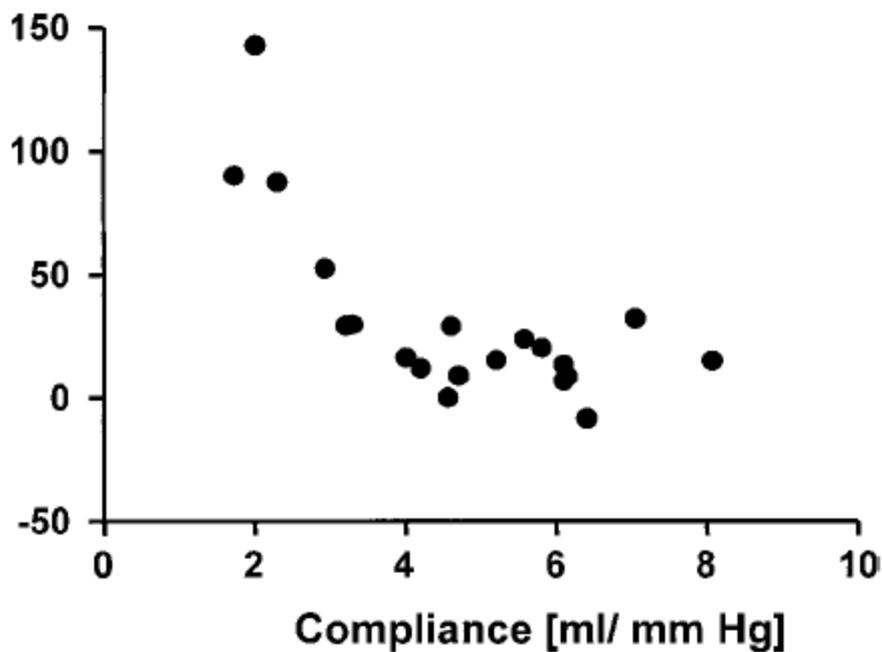


Figure 52 : Surestimation (exprimée en pourcentage par rapport à la surface valvulaire mitrale calculée par équation de continuité) de la surface valvulaire mitrale par la PHT en fonction de la Cn. Extrait de Schwammenthal E and al. Impact of atrioventricular compliance on pulmonary artery pressure in mitral stenosis : an exercise echocardiographic study. Circulation 2000

- Les autres limites de la technique de la PHT sont la tachycardie et l'insuffisance aortique (qui raccourcit la PHT). En revanche, la PHT est peu influencée par la présence d'une insuffisance mitrale.

*Surface valvulaire mitrale par l'équation de continuité (niveau 2 des recommandations EAE/ASE)*

L'équation de continuité est basée sur la conservation de masse entre le flux transmitral et le flux éjecté au niveau de l'orifice aortique. Le volume d'éjection systolique aortique est obtenu au niveau de la chambre de chasse ( $\pi \times DCCVG^2 \times ITV \text{ CCVG}$ )/4 où DCCVG est le diamètre de la chambre de chasse VG et ITVCCVG est l'intégrale temps vitesse de la CCVG mesurée en Doppler pulsé. Le débit mitral est calculé de manière similaire [SVM (surface mitrale) x ITV mitrale (mesurée en Doppler continu)]. On obtient : SVM = volume d'éjection systolique aortique / ITV mitrale.

Les limites de cette technique sont principalement liées à la variabilité dans la mesure des différents paramètres (DCCVG, ITV CCVG) (Nakatani S, 1988). De plus, cette méthode n'est plus valide en cas de fuite mitrale ou aortique significative, ou en cas de rythme très irrégulier.

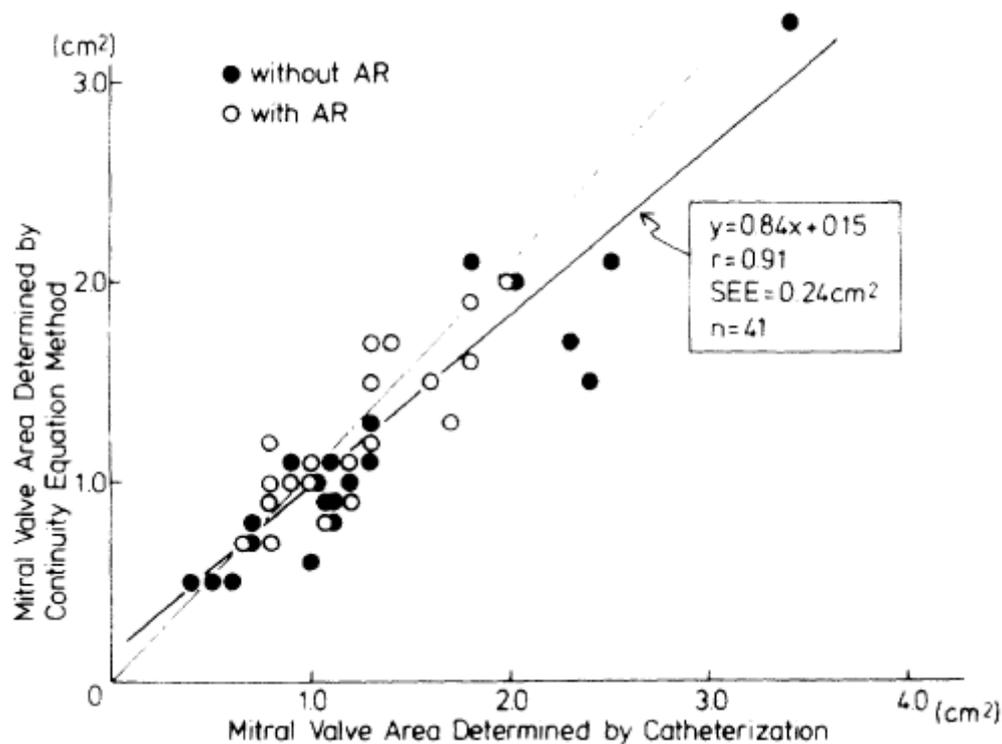


Figure 53 : Comparaison entre l'évaluation de la SVM par équation de continuité et cathétérisme. Extrait de Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T. Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. Circulation 1988.

#### Surface valvulaire mitrale par la PISA (niveau 2 des recommandations EAE/ASE)

La technique de la PISA (Proximal Isovelocity Surface Area) est surtout utilisée lorsque les autres méthodes sont discordantes ou non utilisables (Baumgartner H, 2009).

Son principe est également basé sur la conservation du flux, avec mesure du rayon de la surface d'isovitesse au niveau de la zone de convergence de l'orifice mitral. Cette surface est visualisée par déplacement de la ligne de base vers le haut de manière à obtenir une vitesse d'aliasing ( $V_a$ ) entre 20 et 30 cm/sec.

La surface est obtenue par la formule  $SM = 2\pi r^2 \cdot V_a \cdot (\alpha/180) / V_{max}$  où  $r$  est le rayon de la surface d'isovitesse en protodiastole, contemporain de la vitesse maximale du flux antérograde de l'onde E.

Le facteur correctif ( $\alpha/180$ ) est lié au fait que la zone de convergence n'est pas une hémisphère mais une fraction d'hémisphère. Toutefois, cet angle est relativement constant et un angle fixe de 100 degrés constitue une approximation acceptable en pratique clinique (Messika-Zeitoun D C. A., 2007).

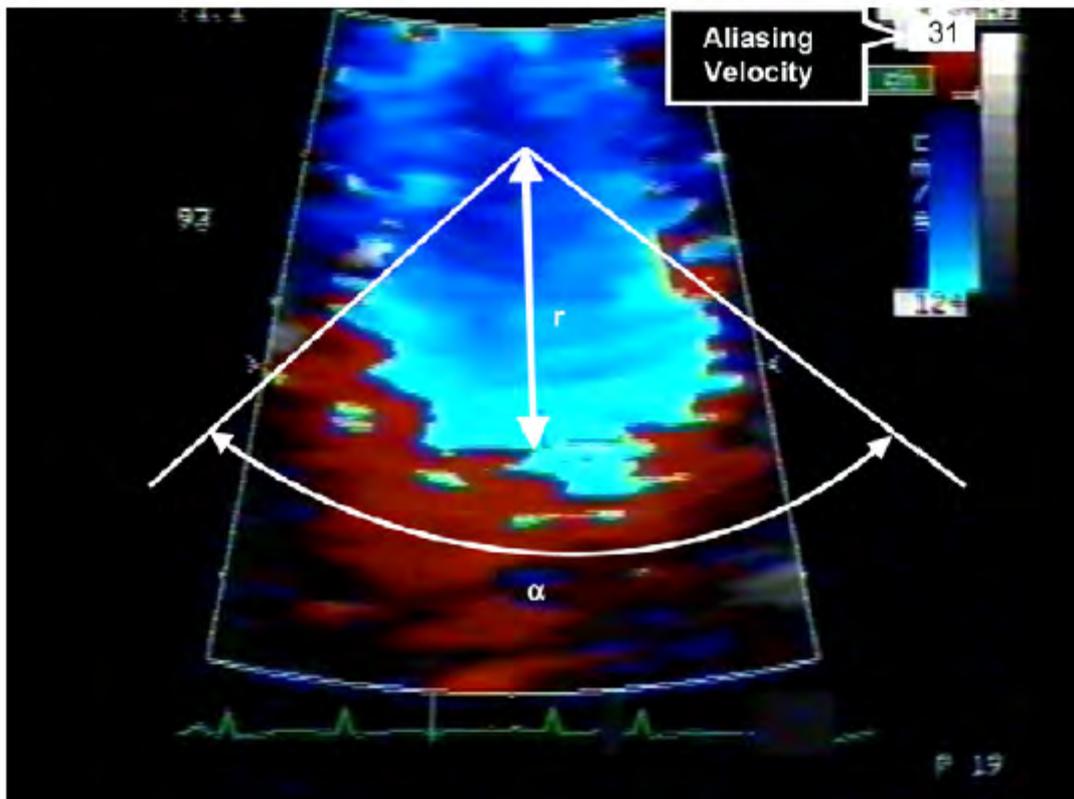


Figure 54 : Exemple de convergence avec mesure du rayon de la sphère d'isovélocité. Extrait de Messika-Zeitoun D, Cachier A, Brochet E, Cormier B, lung B, Vahanian A. Evaluation of mitral valve area by the proximal isovelocity surface area method in mitral stenosis: could it be simplified? Eur J Echocardiogr 2007.

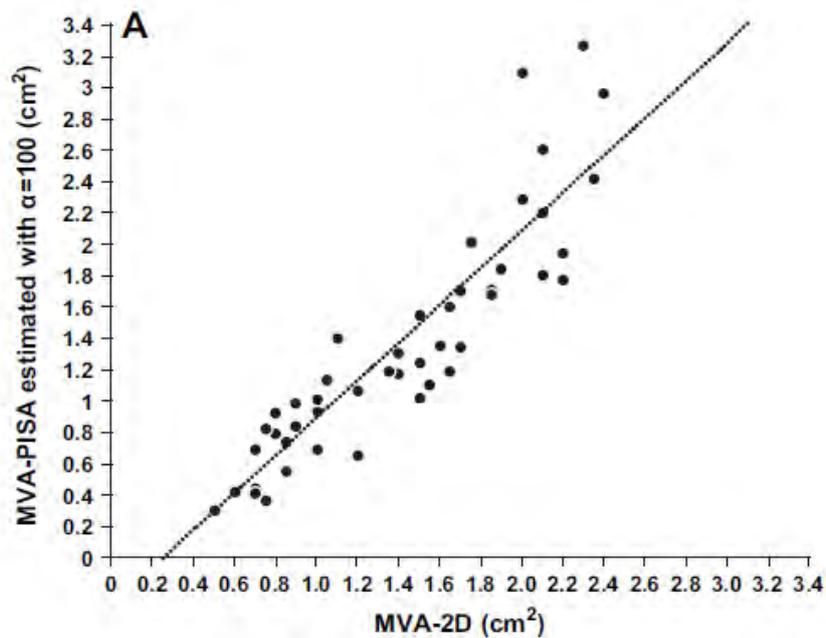


Figure 55 : Corrélation entre la SVM calculée par PISA et par planimétrie en ETT 2D. Extrait de Messika-Zeitoun D et al. Evaluation of mitral valve area by the proximal isovelocity surface area method in mitral stenosis: could it be simplified? Eur J Echocardiogr 2007

## **Indices de retentissement hémodynamique**

*Le gradient de pression transmitral (niveau 1 des recommandations EAE/ASE)*

Le gradient moyen transmitral est mesuré en Doppler continu par voie apicale. Un gradient moyen supérieur à 10 mmHg est en faveur d'un RM serré.

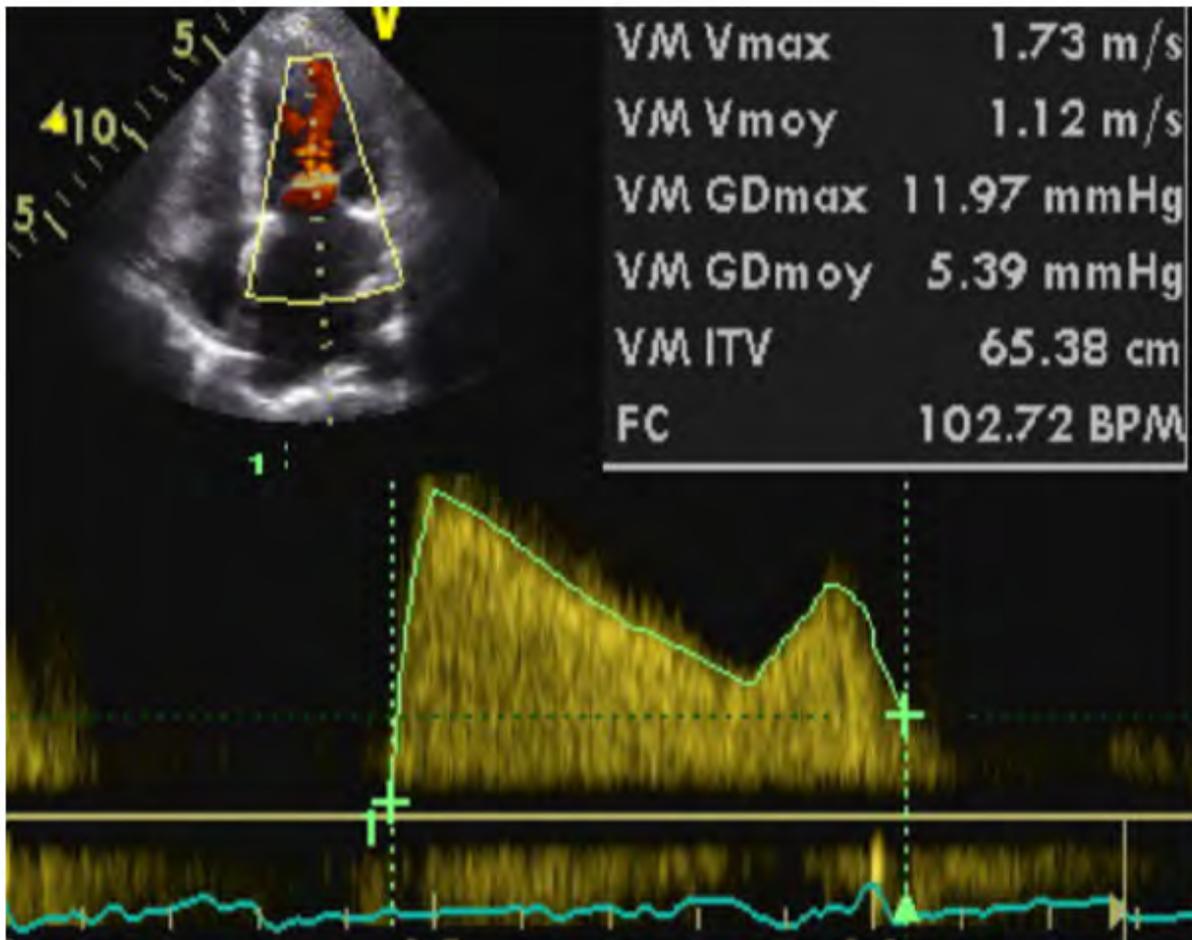


Figure 56 : Exemple de mesure du gradient moyen transmitral.

Le gradient moyen n'est pas le meilleur marqueur de la sévérité du RM car il dépend non seulement de la surface valvulaire, mais également de la fréquence cardiaque, du rythme, du débit cardiaque et de l'existence d'une fuite mitrale associée. Un gradient faible peut être observé en présence d'une sténose mitrale serrée notamment en cas de bas débit.

La fréquence cardiaque ainsi que le rythme (sinusal ou non) doivent donc toujours être précisés. En présence d'une fibrillation auriculaire, la valeur du gradient moyen doit être moyennée sur plusieurs cycles, en évitant les cycles trop courts ou trop longs.

*Autres signes de retentissement :*

- Evaluation de la taille de l'oreillette gauche par la mesure de la surface ou du volume (Keenan NG, 2010).

- Evaluation du retentissement ventriculaire droit : dimensions des cavités droites, existence d'une insuffisance tricuspide, en précisant le caractère fonctionnel (dilatation annulaire) ou organique de la fuite.
- Evaluation de la pression artérielle pulmonaire systolique (PAPs) par l'estimation du gradient de pression ventricule droit/oreillette droite sur le signal de l'insuffisance tricuspide, en Doppler continu. Une PAPs normale peut être observée en cas de RM serré.

### **Critères de sévérité du RM**

La classification de la sévérité du RM actuellement retenue repose sur l'intégration des différents paramètres décrits ci-dessus. En cas de discordance entre le gradient et la surface, la mesure de la surface par planimétrie reste la référence, sauf en cas d'échogénicité insuffisante (Baumgartner H, 2009).

<b>RM</b>	<b>Moyennement serré (Mild)</b>	<b>Serré (Moderate)</b>	<b>très serré (severe)</b>
Surface mitrale (cm <sup>2</sup> )	> 1,5	1-1,5	< 1
Gradient moyen (mmHg)	< 5	5-10	> 10
PAPs (mmHg)	< 30	30-50	> 50

*Tableau 3 : Classification de la sévérité du RM*

Il faut également rappeler que la sévérité du RM n'est qu'un des éléments entrant dans la décision thérapeutique (Vahanian A B. H., 2007; Vahanian A A. O.-E., 2012; Baumgartner H, 2009). En présence d'un RM serré (surface < 1,5 cm<sup>2</sup>), la décision d'intervention est basée sur les conséquences du RM (symptômes, fibrillation auriculaire, PAPs) et, dans le cas d'un RM rhumatismal, sur la faisabilité de réalisation de la CMP.

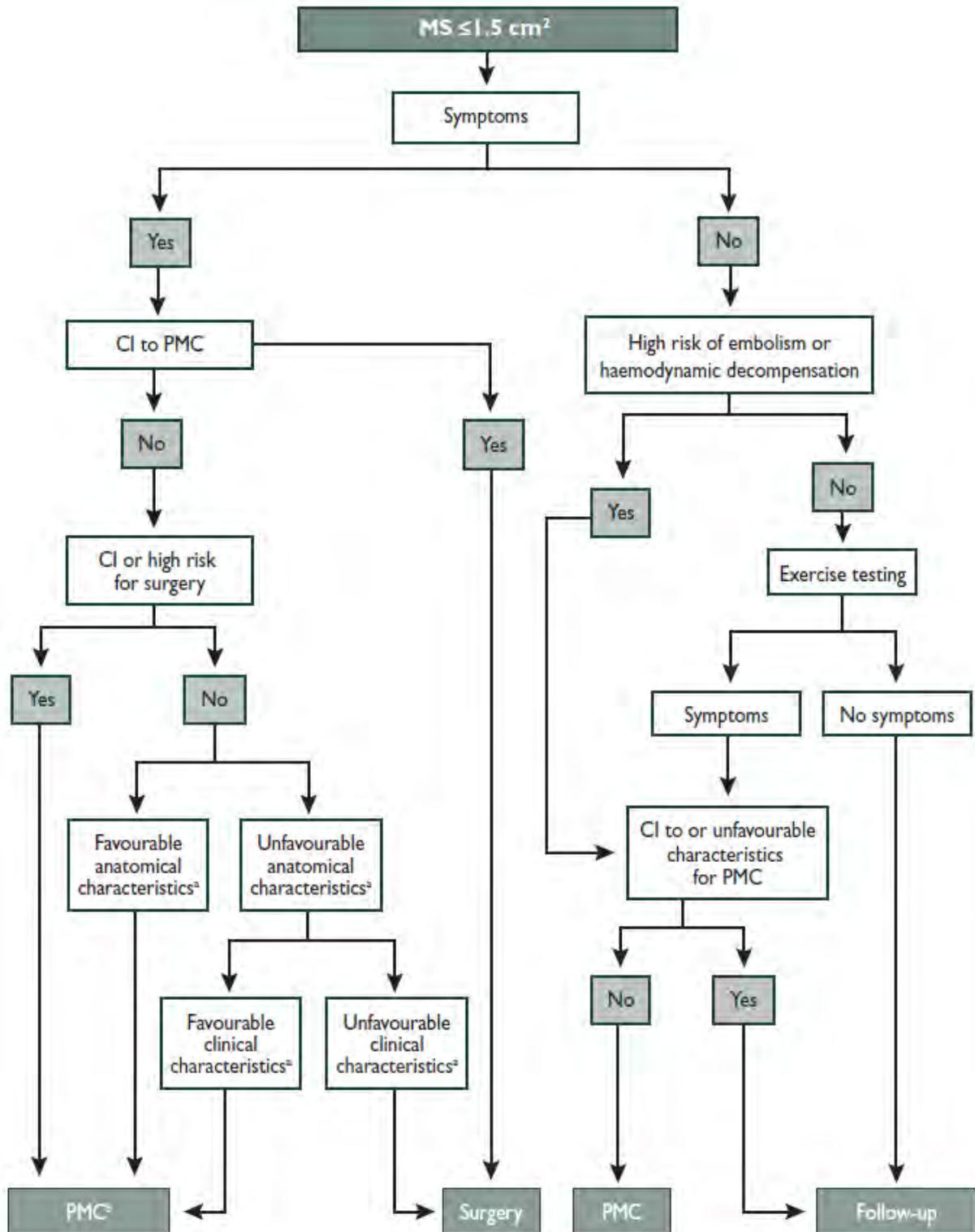


Figure 57 : Arbre de prise en charge du RM serré. Extrait de Vahanian A and al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC); European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). Eur Heart J. 2012.

Chez les patients présentant un RM serré avec peu ou pas de symptômes, une échographie d'effort est recommandée pour vérifier le caractère réellement asymptomatique du RM et évaluer le retentissement hémodynamique à l'effort (Vahanian A A. O.-E., 2012; Vahanian A B. H., 2007; Baumgartner H, 2009).

### 3 Problématiques spécifiques et méthodes d'évaluation ETT adaptées à la sténose mitrale dégénérative

Une évaluation précise de la surface valvulaire mitrale est indispensable dans le cadre de l'évaluation d'une sténose mitrale dégénérative.

Nous venons d'évoquer les différentes techniques échocardiographiques adaptées à l'étude d'une sténose mitrale. Or, la sténose mitrale dégénérative s'accompagne de caractéristiques morphologiques et environnementales rendant certaines de ces méthodes incorrectes.

#### Limites de la PHT

La détermination de la SVM via la PHT en doppler continu n'est pas valable dans la majorité des cas de RM dégénératif du fait de la coexistence de pathologies associées fréquentes tel que le diabète et l'HTA mais également de l'âge qui altèrent la compliance ventriculaire gauche et conduisent à une modification des gradients de pression entre oreillette gauche et VG (Abascal VM, 1996).

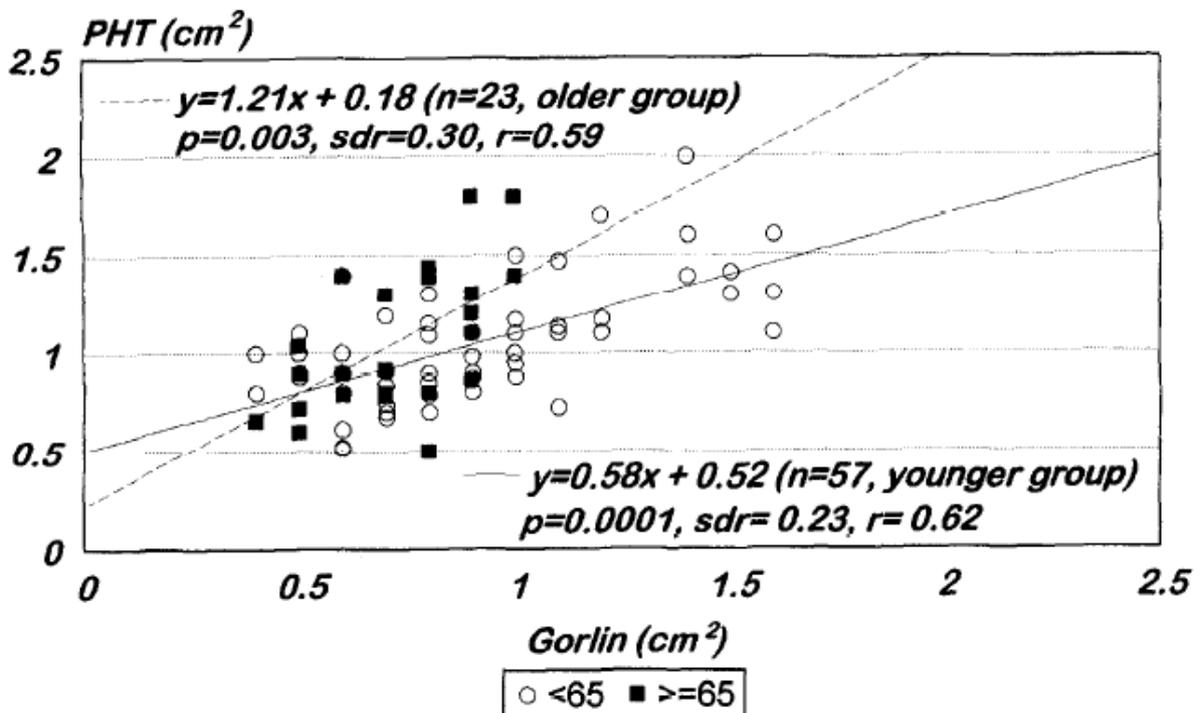


Figure 58 : Corrélation entre la SVM calculée via la PHT et selon la méthode de Gorlin avec différenciation des patients selon leur âge. Extrait de Abascal VM, Moreno PR, Rodriguez L, Monterroso VM, Palacios IF, Weyman AE, et al. Comparison of the usefulness of Doppler pressure half-time in mitral stenosis in patients <65 and >or 65 years of age. Am J Cardiol 1996.

Ceci est encore plus vrai dans la population de notre étude présentant un RAO serré entraînant une adaptation hypertrophique du VG et donc une nette augmentation de la PTDVG et une diminution de la compliance VG. Du fait d'une équilibration plus rapide des pressions entre OG et VG, la PHT va être plus courte conduisant à une surestimation de la surface valvulaire mitrale.

A l'inverse, une PHT longue n'est pas forcément synonyme de sténose mitrale significative, ainsi les patients présentant une altération marquée des paramètres de relaxation VG vont présenter un allongement de la PHT sans sténose mitrale associée.

Ainsi, la mesure de la PHT est une méthode d'analyse qui doit être évitée dans l'évaluation des sténoses mitrale dégénératives car très imprécise (Baumgartner H, 2009).

### **Limites de la planimétrie**

La mesure de la planimétrie mitrale est une des méthodes de référence quant à l'évaluation d'un RM car il s'agit d'une mesure directe et indépendante des conditions hémodynamiques locales, sans nécessité de calcul ou d'estimation géométrique.

Cependant la mesure de la planimétrie mitrale, dans les cas de sténose mitrale dégénérative, est techniquement complexe et souvent peu fiable et peu reproductible. Ceci est principalement dû à 2 phénomènes. Le premier est la présence de calcifications souvent volumineuses de l'anneau mitral pouvant empêcher la réalisation de la planimétrie mitrale. La seconde est géométrique et découle du fait que, contrairement à la sténose mitrale rhumatismale où la surface mitrale minimale est au sommet des feuillets, l'orifice d'intérêt des sténoses mitrales dégénératives, est beaucoup plus proche de l'anneau et ne présente pas une forme en dôme comme celle retrouvée dans la sténose mitrale rhumatismale mais tubulaire qui s'avère moins adaptée à la mesure d'une aire en ETT 2D (John W. Chu, 2008).

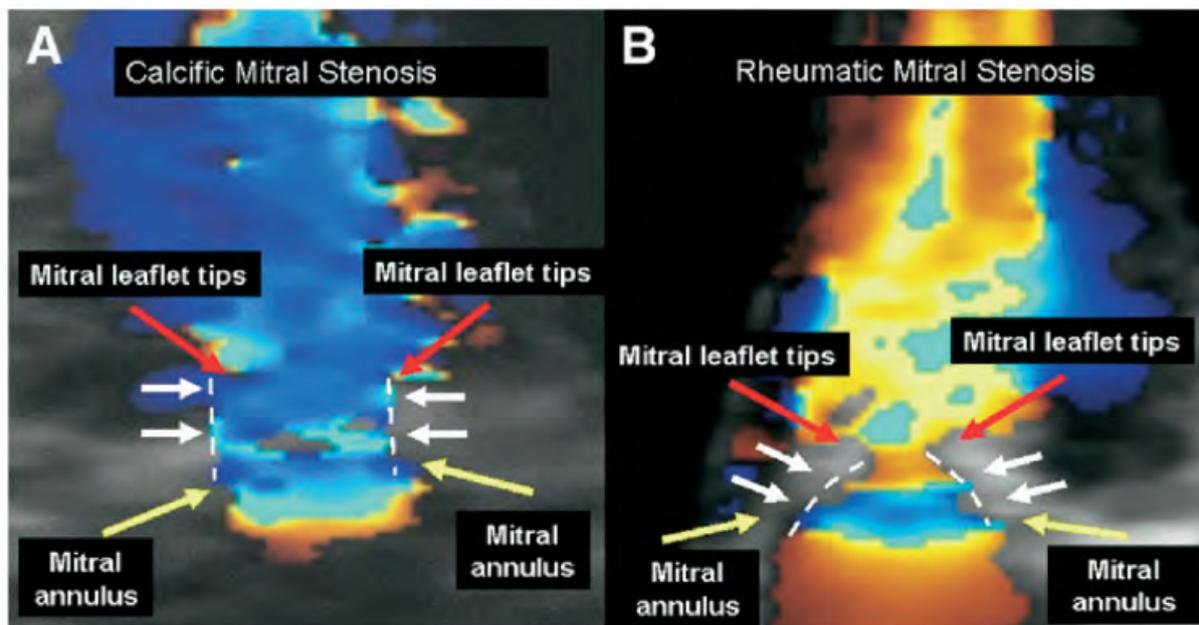


Figure 59 : Géométrie de la valve mitrale dans les sténoses mitrales dégénératives et rhumatismales. Le RM dégénératif entraîne une géométrie tubulaire à l'inverse du RM rhumatismal où la géométrie valvulaire est proche d'un dôme. Extrait de Chu JW and al. Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography J Am Soc Echocardiogr. 2008.

### Limites liées à l'utilisation des paramètres hémodynamiques

L'étude du gradient moyen transmitral diastolique est inadaptée à l'étude des sténoses dégénératives. Gilon (Gilon D, 1996) démontra que les variations de gradient de pression au travers d'un orifice valvulaire sténosant dépendaient non seulement de l'effet sténosant mais également de la géométrie en 3D de la partie proximale de l'orifice. Ainsi pour la même surface d'orifice et les mêmes débits au travers de l'orifice, le gradient de pression était plus élevé pour une forme valvulaire aplatie (coefficient de contraction moindre à 0,6) en comparaison avec une forme en dôme qui est retrouvée dans la sténose mitrale rhumatismale (coefficient de contraction à 0,8).

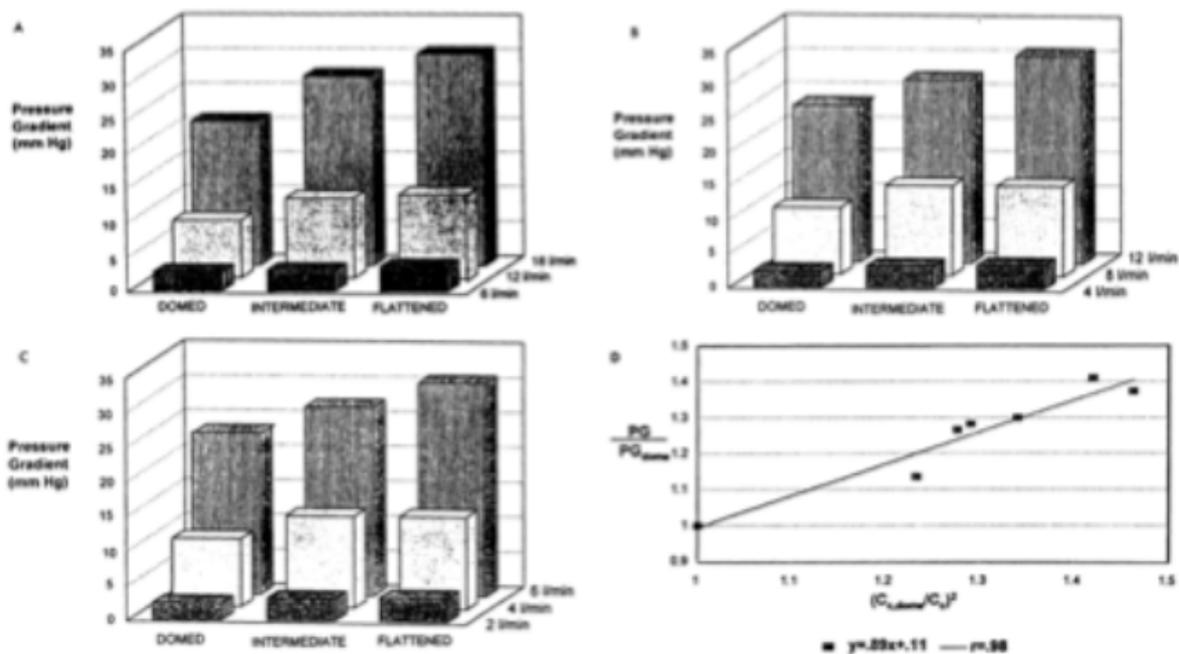


Figure 60 : Gradient de pression versus débit démontrant l'effet de la géométrie 3D de l'orifice pour chaque surface anatomique (A, 1,5 cm<sup>2</sup> ; B, 1 cm<sup>2</sup> ; C, 0,5cm<sup>2</sup>). Extrait de Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, et al. Insights from three-dimensional echocardiographic laser stereolithography. Effect of leaflet funnel geometry on the coefficient of orifice contraction, pressure loss and the Gorlin formula in mitral stenosis. Circulation 1996.

En extrapolant ces résultats au cas de la sténose mitrale dégénérative, le gradient de pression serait encore moindre pour une aire anatomique valvulaire équivalente du fait de la géométrie tubulaire de l'orifice mitral amenant le coefficient de contraction à se rapprocher de 1.

Du fait des limites de l'étude échographique habituelle des sténoses mitrales dégénératives, que nous avons évoquées ci-dessus, plusieurs auteurs ont proposé des techniques complémentaires d'évaluation échographique.

Bonou (Bonou M, 2011) a proposé l'utilisation de l'équation de continuité (cf. supra) comme méthode de choix d'évaluation des sténoses mitrales dégénératives. Toutefois, comme nous l'avons expliqué précédemment, la mesure de la surface valvulaire mitrale par l'équation de

continuité est soumise à de nombreux facteurs d'approximation liés principalement à la variabilité dans la mesure des différents paramètres (DCCVG, ITV CCVG) (Nakatani S, 1988). Par ailleurs, la présence d'une insuffisance mitrale, liée probablement à l'augmentation de rigidité et à la distorsion de l'anneau mitral par les calcifications, est très fréquente et rend de fait non utilisable l'équation de continuité pour évaluer la surface valvulaire mitrale. De la même façon, la fibrillation auriculaire est une des complications fréquentes de la sténose mitrale, de fait, l'irrégularité des cycles en découlant rend très difficile et peu reproductible l'utilisation de l'équation de continuité.

Chu (John W. Chu, 2008) a donc proposé l'utilisation de l'ETT 3D pour évaluer les rétrécissements mitraux dégénératifs en se basant sur plusieurs travaux ayant montré une excellente corrélation entre les planimétries mitrales mesurées en ETT 3D et les données invasives dans le cas des sténoses mitrales rhumatismales (Zamorano J, 2004; Sebag IA, 2005). Il démontra, dans ce travail, la faisabilité de la planimétrie mitrale par ETT 3D dans le cas de sténoses dégénératives calcifiées.

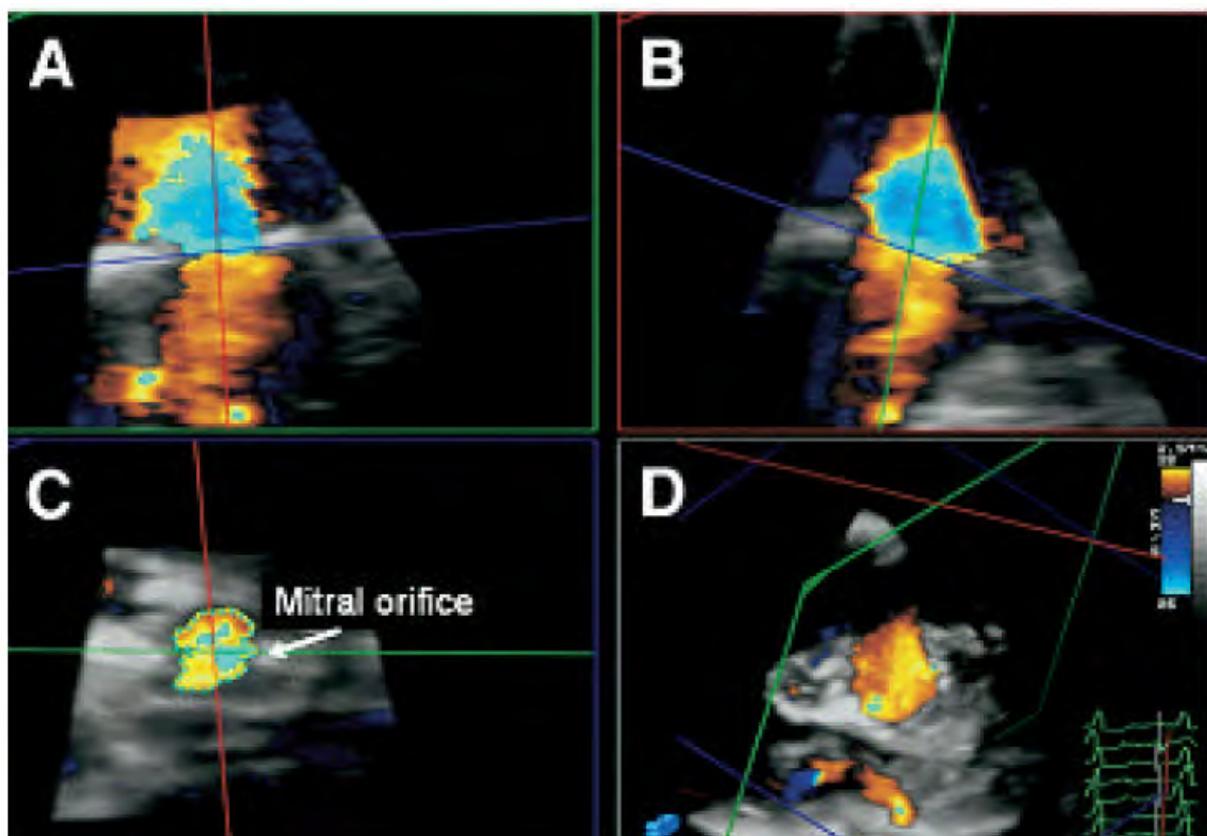


Figure 61 : Planimétrie de l'orifice mitral en ETT 3D dans un contexte de sténose mitrale dégénérative. Extrait de Chu JW and al. Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography J Am Soc Echocardiogr. 2008.

Ses résultats sont bien corrélés à l'évaluation par équation de continuité.

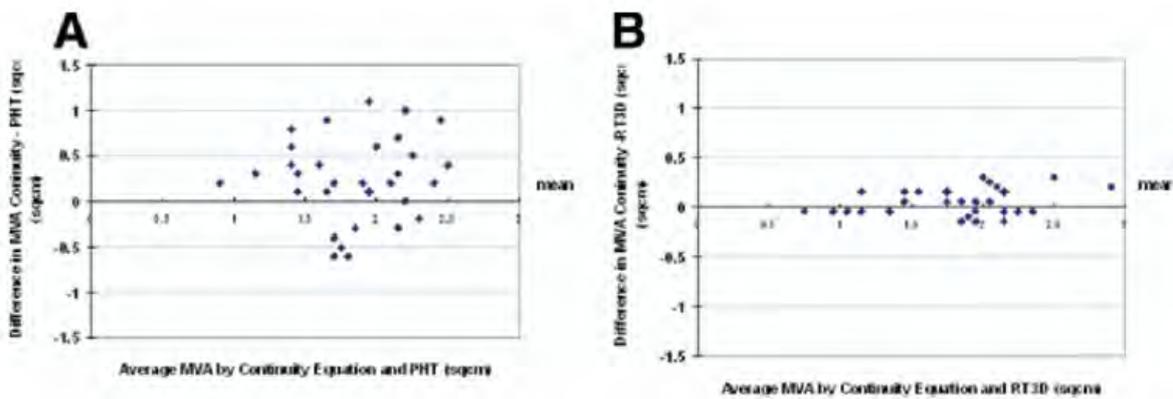


Figure 62 : Bland-Altman de la corrélation entre SVM calculée par PHT (A) ou mesurée par planimétrie en ETT 3D (B) et celle calculée par équation de continuité. Extrait de Chu JW and al. Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography J Am Soc Echocardiogr. 2008.

Par ailleurs, comme nous l'avons déjà évoqué, il démontra la géométrie tubulaire de l'orifice mitral dans le cas des sténoses mitrales dégénératives confirmant le caractère inadapté de leur évaluation par la mesure de la PHT et l'étude des gradients transvalvulaires. Ce phénomène expliquerait en partie le caractère pauci-symptomatique des patients souffrant d'une sténose mitrale dégénérative car, pour une même surface valvulaire, le retentissement hémodynamique est donc moins marqué que dans le cas d'une sténose rhumatismale.

#### 4 Apports et possibilités du scanner cardiaque dans l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives.

Le scanner, notamment via le mode MIP, permet une étude précise de l'atteinte dégénérative calcifiée de l'anneau mitral et des feuillets valvulaires mitraux. Ainsi, les calcifications mitrale peuvent être analysées de manière extrêmement fine en précisant leur topographie et en différenciant l'atteinte de la valve mitrale postérieure, plus fréquente et probablement moins synonyme d'un effet sténosant significatif, et l'atteinte de la valve mitrale antérieure et notamment de A2.

De la même façon, en se basant sur l'expérience acquise dans l'évaluation des RAO, une quantification volumique des calcifications mitrales est possible.

Par ailleurs, le scanner permet, via plusieurs adaptations techniques notamment les variations d'épaisseur de coupes, de positionner le plan de coupe au niveau de l'orifice mitral en englobant toute la forme tubulaire que nous venons d'évoquer. Les études en mode MinIP et Average devraient alors permettre une mesure précise et reproductible de la planimétrie mitrale.

L'objectif de notre travail a été d'évaluer l'apport potentiel du scanner cardiaque dans l'étude de la sténose mitrale dégénérative, pathologie complexe à analyser par les autres techniques invasives ou échographiques.

# **Travail de recherche**

# I. Introduction

Le TAVI (Transcatheter aortic valve implantation) est devenu une option thérapeutique pour les patients souffrant d'un RAO serré présentant un risque opératoire élevé et inéligibles à un remplacement valvulaire aortique conventionnel chirurgical.

L'évaluation avant l'implantation par voie per-cutanée d'une bioprothèse aortique implique plusieurs examens complémentaires indispensables incluant désormais un scanner cardiaque synchronisé à l'ECG. Cette évaluation scannographique permet, entre autres, la mesure de l'anneau aortique, des axes ilio-fémoraux et l'étude de la charge athéromateuse de l'aorte.

La plupart des patients candidats à un TAVI sont des patients âgés présentant un RAO d'origine dégénérative. Il existe dans ce type de population, une incidence élevée de calcifications associées de l'anneau mitral. Ces calcifications valvulaires mitrales peuvent avoir de nombreuses conséquences notamment un risque plus élevé de dilatation OG et VG, de FA, de troubles conductifs atrio-ventriculaires, d'insuffisance mitrale, de cardiopathie hypertrophique et d'endocardite infectieuse.

Les calcifications annulaires mitrales peuvent aussi conduire à la sténose mitrale dégénérative. Cette dernière survient lorsque les calcifications de l'anneau s'étendent aux feuillets valvulaires entraînant une diminution de l'orifice valvulaire mitral fonctionnel et donc un retentissement hémodynamique en diminuant le flux diastolique trans-mitral.

Une évaluation fiable et reproductible de la surface valvulaire mitrale est essentielle chez les patients présentant une sténose mitrale, toutefois, l'étude des sténoses mitrales dégénératives reste problématique pour diverses raisons. Cette pathologie est souvent associée à un âge avancé, une atteinte valvulaire aortique dégénérative, une hypertrophie ventriculaire gauche, une coronaropathie, un diabète, ... De ce fait l'évaluation de la SVM par les méthodes échographiques habituelles est très souvent prise en défaut. Par exemple, la méthode de la PHT est le plus souvent inapplicable du fait d'une compliance VG anormale. La planimétrie en ETT 2D de la SVM est elle aussi difficile dans le cas des sténoses mitrales dégénératives du fait des calcifications et car, contrairement au RM rhumatismal, l'orifice fonctionnel limitant n'est pas situé au sommet de l'entonnoir mitral.

Nous savons que le scanner cardiaque peut permettre une mesure fiable, précise et reproductible de la planimétrie mitrale dans les RM rhumatismaux. De plus, la réalisation de planimétrie mitrale par scanner peut être réalisée avec une expérience minimale de manière très reproductible.

Le but de cette étude a été de déterminer l'incidence et de décrire les caractéristiques morphologiques du RM dégénératif dans une population de patients ayant bénéficié d'un scanner cardiaque dans le cadre d'un bilan pré-thérapeutique pour TAVI. L'objectif secondaire a été de déterminer l'intérêt et les spécificités du scanner cardiaque dans l'étude de ces RM dégénératifs.

## **II. Méthodes**

### **A. Population étudiée et profil de l'étude**

Entre avril 2010 et septembre 2012, 346 patients consécutifs présentant un RAO serré symptomatique à haut risque chirurgical ont réalisé un bilan pré-thérapeutique de TAVI comprenant un scanner cardiaque synchronisé à l'ECG à l'Hôpital privé Jacques Cartier à Massy. La présence de calcifications mitrales a été mise en évidence chez 174 patients.

### **B. Protocole d'acquisition du scanner**

Tous les scanners ont été réalisés sur un scanner 64 barrettes Philips Brilliance (Philips Medical©, Pays-Bas). Les paramètres standards et habituels ont été utilisés (temps de rotation 330 ms, couverture axiale 40 mm (64 x 0, 625 mm), voltage du tube à 120 kV, intensité réglée à 850-900 mAs, résolution temporelle 165 ms, synchronisation ECG rétrospective). Le produit de contraste utilisé était de l'Iomeprol 400 mg/ml (Iomeron©). Du fait du risque d'instabilité hémodynamique chez ces patients présentant un RAO serré, les bêta-bloquants n'ont pas été utilisés.

### **C. Analyse des images**

Toutes les images ont été transférées sur une console de post-traitement (EBW, Philips Medical©, Pays-Bas). L'ensemble des phases du cycle cardiaque étaient étudiées, la phase de réalisation de la planimétrie mitrale correspondait à l'une des phases diastoliques (entre 40% et 100% de l'intervalle R-R).

La réalisation de la planimétrie mitrale était effectuée en plaçant, en vues 4 et 2 cavités, l'axe antéro-postérieur entre l'apex du VG et le centre de l'orifice mitral. L'autre plan était ensuite placé perpendiculairement au sommet des feuillets mitraux pour obtenir l'équivalent d'une vue parasternale court axe permettant alors la mesure de la planimétrie de l'orifice mitral.

Par ailleurs, le volume de calcification mitral global a été mesuré et l'atteinte calcifiée segmentaire de chaque feuillet mitral.

Les mesures de planimétrie mitrale ont été réalisées par un médecin expérimenté en scanner cardiaque (niveau 3 de l'évaluation des compétences en scanner cardiaque de l'ACC/AHA) et par un médecin peu expérimenté dans ce domaine (niveau 1 de l'évaluation des compétences en scanner cardiaque de l'ACC/AHA).

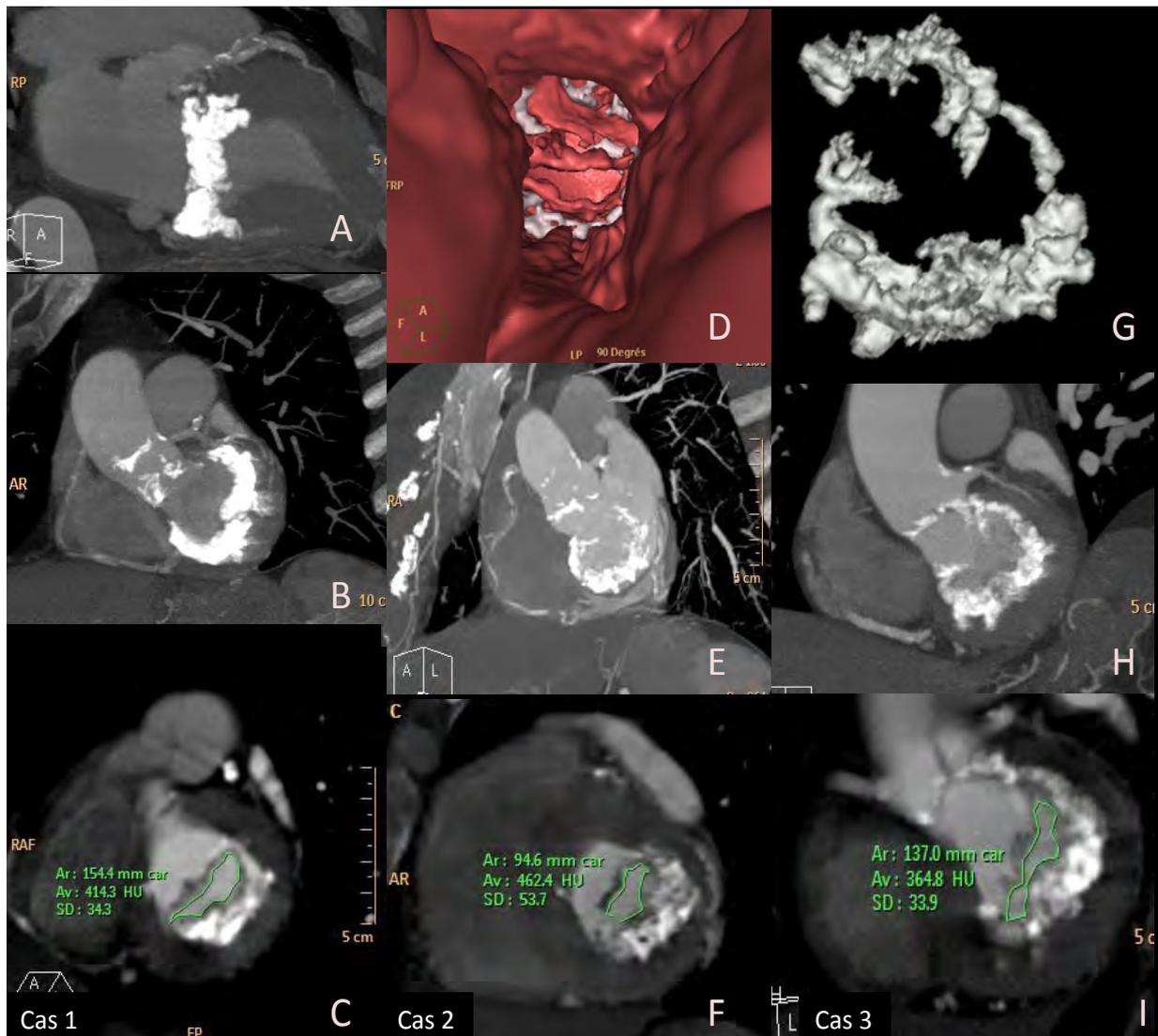


Figure 63 : 3 exemples d'étude de RM dégénératifs en scanner. Cas 1, étude en mode MIP (A et B) des calcifications mitrales avec atteinte de la VMP uniquement. Planimétrie mitrale en mode average (C) retrouvant un RM modéré mesuré à 155 mm<sup>2</sup>. Cas 2, reconstructions volumiques 3D intracavitaires en fausses couleurs (D) et étude en mode MIP (E) permettant de visualiser les calcifications de la VMP et l'atteinte de A2. Planimétrie mitrale en mode average (F) retrouvant un RM serré mesuré à 95 mm<sup>2</sup>. Cas 3, Etude de la morphologie et du volume des calcifications aorto-mitral en reconstructions 3D avec isolement des calcifications (G) avec coulée calcaire de la valve aortique vers la VMA et atteinte de la VMP associée. Etude en mode MIP (H) retrouvant la même morphologie des calcifications avec atteinte de la VMP et de A2. Planimétrie mitrale en mode average (I) retrouvant un RM serré mesuré à 137 mm<sup>2</sup>.

## D. Accord inter observateur

Les planimétries mitrales de 152 patients sélectionnés au hasard ont été traitées par les deux observateurs pour déterminer la reproductibilité inter-observateur.

Ces mesures ont été effectuées à l'aveugle, chaque opérateur ignorant le résultat des autres mesures.

## E. Acquisition et analyse des images échocardiographiques

Pour tous les patients, une ETT 2D standard a été réalisée sur un appareil Philips IE33 (Philips Medical©, Pays-Bas) par l'intermédiaire d'une sonde S3 (Philips Medical©, Pays-Bas). Des acquisitions en coupes parasternales et apicales ont été réalisées. Le gradient moyen transmitral a été obtenu par Doppler continu au niveau de la valve mitrale en coupe apicale 4 cavités. La PHT a été obtenue en mesurant le temps nécessaire (en millisecondes) depuis le pic de vitesse télédiastolique maximal pour atteindre le pic de vitesse télédiastolique maximal divisé par  $\sqrt{2}$ .

Trois cycles cardiaques pour les patients en rythme sinusal et 5 cycles représentatifs pour les patients en FA ont été enregistrés. Les résultats sont issus de mesures moyennées.

Quand les conditions techniques le permettaient et que l'aspect morphologique de la valve ou que le flux Doppler évoquaient une sténose mitrale, les opérateurs ont réalisé une mesure de la SVM par planimétrie 2D.

L'ensemble des mesures échographiques ont été réalisées par des opérateurs expérimentés (niveau 3 du classement de l'ACC/AHA sur les compétences échocardiographiques, ce qui correspond à la réalisation et l'interprétation de plus de 500 ETT par an).

## F. Analyses statistiques

Toutes les analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel Stata (*StataCorp. 2007. Stata Statistical Software: Release 10. College Station, TX : StataCorp LP*).

Le seuil de signification statistique a été fixé à 5% pour tous les tests.

Les données catégorielles ont été présentées sous forme de pourcentages et les données quantitatives sous la forme de la médiane accompagnée de l'intervalle interquartiles (percentile 25 - percentile 75).

### ***Comparaison des deux groupes selon les deux valeurs seuils déterminées (150 mm<sup>2</sup> et 200 mm<sup>2</sup>)***

Pour les analyses non ajustées, les différences entre les deux groupes ont été testées à l'aide du test du  $\chi^2$  pour les données catégorielles et le test non paramétrique de Mann & Whitney pour les données continues.

Une analyse multivariée a ensuite été réalisée à l'aide d'une procédure de régression logistique pas à pas descendante, en incluant dans le modèle toutes les variables associées à l'appartenance à l'un ou l'autre des deux groupes avec un  $p < 0.20$  dans les analyses non ajustées.

Le modèle final obtenu à l'issue de la régression logistique a été utilisé pour élaborer une formule de calcul du risque estimé de présenter une sténose mitrale significative (SVM < 200 mm<sup>2</sup>).

### ***Reproductibilité***

La reproductibilité inter-observateur a été appréciée à l'aide du coefficient Kappa (k).

### III. Résultats

#### A. Caractéristiques des patients

174 patients (dont 89 hommes, âge moyen de  $83,8 \pm 5,9$  ans), qui ont bénéficié d'un scanner cardiaque dans le cadre de l'évaluation pré-interventionnelle d'une procédure de TAVI et qui présentaient une ou des calcifications sur la valve mitrale, ont été évalués. L'ensemble des examens scannographiques présentait une qualité d'image permettant l'étude des calcifications valvulaires mitrales au plan morphologique et volumique. Pour 165 patients (95%), les acquisitions scannographiques permettaient la réalisation d'une mesure de la SVM par planimétrie. Parmi ces 165 patients accessibles à la réalisation d'une planimétrie mitrale par scanner, l'âge moyen était de 84 ans (de 81 à 88 ans) dont 87 (53%) hommes. Le BMI moyen était de  $24,9 \text{ kg/m}^2$  (de  $23,4$  à  $27,8 \text{ kg/m}^2$ ) et la surface corporelle moyenne était de  $1,75 \text{ m}^2$  (de  $1,62$  à  $1,89 \text{ m}^2$ ) selon la formule de Mosteller.

Concernant les stratégies thérapeutiques effectives, 131 patients ont bénéficié par la suite d'une procédure de TAVI. Pour 18 patients, l'équipe pluridisciplinaire médico-chirurgicale a décidé la poursuite d'un traitement médical seul. Six patients ont eu d'une valvuloplastie aortique au ballon seule, 15 patients ont eu un remplacement valvulaire aortique par voie chirurgicale conventionnelle dont 6 avec une revascularisation coronaire chirurgicale associée. Enfin 4 patients ont eu un double remplacement valvulaire (mitro-aortique) par voie chirurgicale avec ou sans pontages aorto-coronaires associés.

En termes de facteurs de risque cardio-vasculaire, aucune différence significative n'a été retrouvée entre les différents groupes.

Concernant les données biologiques, et notamment les niveaux de clairance de la créatinine et le taux d'hémoglobine, aucune différence significative n'a été mise en évidence entre les différents groupes.

#### B. Caractéristiques d'acquisition des données scannographiques

Durant l'acquisition scanner, la fréquence cardiaque moyenne des patients était 74 battements/minute ( $\pm 15/\text{min}$ ). La DLP (*dose length product*) moyenne était  $1165,2 \pm 387,8 \text{ mGy.cm}$ .

#### C. Caractéristiques de la valve aortique

Sur les acquisitions scannographiques, la phase optimale d'étude de la valve aortique était 20% ou 30% du R-R. La surface valvulaire aortique moyenne mesurée par planimétrie de notre population était  $61 \pm 16 \text{ mm}^2$  (de 31 à  $107 \text{ mm}^2$ ) soit  $35,5 \pm 9,1 \text{ mm}^2/\text{m}^2$  (de  $16,3$  à  $64,5 \text{ mm}^2/\text{m}^2$ ). Le volume de calcification moyen de la valve aortique était  $629 \pm 488 \text{ mm}^3$  (de 84 à  $3253 \text{ mm}^3$ ).

Sur les acquisitions échographiques, la surface valvulaire aortique moyenne mesurée par équation de continuité était  $66 \pm 14 \text{ mm}^2$  (de 30 à  $105 \text{ mm}^2$ ) soit  $39 \pm 8 \text{ mm}^2/\text{m}^2$  (de 20 à 63

mm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>). Le gradient moyen transaortique mesuré par doppler continu en fenêtre apicale 5 cavités était 50 ± 16 mmHg (de 19 à 105 mmHg). La fraction d'éjection ventriculaire gauche moyenne était de 55 ± 13 % (de 20 à 75%).

#### **D. Caractéristiques de la valve mitrale en scanner**

L'évaluation de la SVM par planimétrie mitrale a été réalisable chez 165 patients. Neuf planimétries n'ont pas pu être réalisées du fait des conditions techniques et notamment d'un mauvais rapport signal/bruit ou d'artefacts liés à une arythmie supra-ventriculaire (FA). Sur l'ensemble de la population, 30,9% des patients présentaient des calcifications sur A1, 29,1% sur A2, 42,4% sur A3, 56,4% sur P1, 78,8 % sur P2 et 69,7% sur P3.

L'atteinte calcifiée de la valve mitrale postérieure est donc plus fréquente que celle de la valve mitrale antérieure. Dix pour cent des patients ne présentaient aucune calcification sur la VMP mais seulement sur les segments antérieurs.

En revanche 22,4% des patients présentaient l'atteinte d'un seul segment de la VMP, 21,2% en présentaient 2 et 46,7% avaient une atteinte de l'ensemble des 3 segments de la VMP.

Par ailleurs, l'analyse de l'ensemble de la valve mitrale a permis de retrouver que 18,2% des patients ne présentaient qu'un seul segment atteint, 19,4% en avaient 2, 26,1% en présentaient 3, 17,6% en avaient 4, 10,9% avec 5 segments atteints et seulement 7,9% présentaient une atteinte dégénérative de l'ensemble des 6 segments valvulaires mitraux.

Pour près de la moitié des patients (47,9%), l'atteinte dégénérative n'était présente que sur un seul côté de la valve mitrale (antérieur ou postérieur). 28,5% des patients avaient des calcifications sur au moins 2 segments de la VMP et A2 et 13,9% présentaient une atteinte de l'ensemble des segments de la VMP et de A2.

Le volume moyen de calcification mitrale était de 1020 mm<sup>3</sup> ± 1398mm<sup>3</sup> (de 11 à 8429 mm<sup>3</sup>).

La planimétrie mitrale moyenne mesurée par l'opérateur expérimenté était de 247 ± 90 mm<sup>2</sup> (de 90 à 516 mm<sup>2</sup>) et de 252 ± 90 mm<sup>2</sup> (de 97 à 539 mm<sup>2</sup>) pour l'opérateur non expérimenté.

Selon les planimétries mesurées par l'opérateur expérimenté, 1,8% des patients présentaient une sténose mitrale serrée sévère (définie par une SVM < 100 mm<sup>2</sup>), 10,9% avaient une sténose mitrale serrée (100 mm<sup>2</sup> ≤ SVM ≤ 150 mm<sup>2</sup>) soit 12,7% des patients avec une planimétrie ≤ 150 mm<sup>2</sup>. Quarante trois pour cent des patients présentaient une sténose mitrale modérée (150 mm<sup>2</sup> < SVM ≤ 250 mm<sup>2</sup>) et 44,2 % n'avaient pas de sténose mitrale (SVM > 250 mm<sup>2</sup>).

Les résultats étaient similaires selon les planimétries réalisées par l'opérateur non expérimenté, ainsi selon les mêmes définitions, 1,8% des patients présentaient une sténose mitrale serrée sévère, 11,5 % une sténose serrée soit 13,3% une SVM ≤ 150 mm<sup>2</sup>, 43% avaient une sténose mitrale modérée et 43,6% ne présentaient pas de sténose mitrale.

Notre population a été étudiée selon 2 valeurs seuils de planimétrie. La première est une SVM ≤ 150 mm<sup>2</sup> qui est la définition admise par l'ensemble des sociétés savantes comme celle de la sténose mitrale serrée.

La deuxième valeur seuil est celle d'une SVM ≤ 200 mm<sup>2</sup> qui correspond à une sténose mitrale entraînant un retentissement hémodynamique significatif. Effectivement, dans la

pratique courante, il n'est pas noté de majoration du gradient trans-mitral pour des SVM > 200 mm<sup>2</sup>. De plus, du fait d'une lente évolutivité des atteintes mitrales dégénératives, il semble que l'impact pronostic d'une sténose mitrale dégénérative avec SVM > 200 mm<sup>2</sup> soit négligeable dans notre population.

### **Etude comparative en utilisant une valeur seuil de 150 mm<sup>2</sup>**

Les caractéristiques cliniques et paracliniques des patients présentant une SVM ≤ 150 mm<sup>2</sup> et de ceux présentant une SVM > 150 mm<sup>2</sup> sont présentées dans le tableau 4.

<b>Effectif total</b>		<b>144</b>		<b>21</b>		<b>165</b>		
		<b>Planimétrie ≥ 150 mm<sup>2</sup></b>		<b>Planimétrie &lt; 150 mm<sup>2</sup></b>		<b>Total</b>		<b>p</b>
		<b>n</b>	<b>%</b>	<b>n</b>	<b>%</b>	<b>n</b>	<b>%</b>	
<b>% de planimétrie &lt; 150</b>								
<b>Sexe</b>								
	Hommes	6,9%	81	56,3%	6	28,6%	87	52,7%
	Femmes	19,2%	63	43,8%	15	71,4%	78	47,3%
<b>Age (années)</b>		84 (80,5 - 88) **		85 (82 - 87)				NS (0,98)
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>		25,1 (23,4 - 28,3)		23,8 (23,5 - 27,4)				NS (0,18)
<b>Surface corporelle (Mosteller)</b>		1,77 (1,62 - 1,91)		1,67 (1,53 - 1,73)				< 0,02
<b>Tabac</b>								
	Non-fumeur	13,4%	116	80,6%	18	85,7%	134	81,2%
	Fumeur actif	4,0%	24	16,7%	1	4,8%	25	15,2%
	Ancien fumeur	33,3%	4	2,8%	2	9,5%	6	3,6%
<b>DNID</b>								
	Oui	12,5%	35	24,3%	5	23,8%	40	24,2%
	Non	12,8%	109	75,7%	16	76,2%	125	75,8%
<b>Dyslipidémie</b>								
	Oui	14,7%	64	44,4%	11	52,4%	75	45,5%
	Non	11,1%	80	55,6%	10	47,6%	90	54,5%
<b>HTA</b>								
	Oui	11,1%	96	66,7%	12	57,1%	108	65,5%
	Non	15,8%	48	33,3%	9	42,9%	57	34,5%
<b>Cardiopathie ischémique</b>								
	Oui	15,4%	66	45,8%	12	57,1%	78	47,3%
	Non	10,3%	78	54,2%	9	42,9%	87	52,7%
<b>FA</b>								
	Oui	11,8%	45	31,3%	6	28,6%	51	30,9%
	Non	13,2%	99	68,8%	15	71,4%	114	69,1%
<b>Caractéristiques ETT</b>								
<b>FEVG (echo)</b>		60 (45 - 65)		60 (47 - 65)				NS (0,80)
<b>Gradient Moyen Ao</b>		45 (40 - 57)		51 (42 - 65)				NS (0,13)
<b>Caractéristiques biologiques</b>								
<b>Clearance MDRD</b>		55,1 (41,7 - 76,7)		53,6 (40,9 - 78,0)				NS (0,77)
<b>Hémoglobine</b>		12,4 (10,9 - 13,5)		12,0 (10,9 - 12,6)				NS (0,44)

**Tableau 4 : Analyse bivariable des caractéristiques cliniques et paracliniques des patients présentant une SVM ≤ 150 mm<sup>2</sup> et de ceux présentant une SVM > 150 mm<sup>2</sup>.**

Les caractéristiques de l'atteinte dégénérative calcifiée des différents segments valvulaires mitraux et les mesures du volume de calcification du complexe aorto-mitral des patients

présentant une SVM  $\leq 150 \text{ mm}^2$  et de ceux présentant une SVM  $> 150 \text{ mm}^2$  sont présentées dans le tableau 5.

<i>Effectif total</i>		144		21		165		
	<b>% de planimétrie &lt; 150</b>	<b>Planimétrie <math>\geq 150 \text{ mm}^2</math></b>		<b>Planimétrie &lt; 150 <math>\text{mm}^2</math></b>		<b>Total</b>		<b>p</b>
		<b>n</b>	<b>%</b>	<b>n</b>	<b>%</b>	<b>n</b>	<b>%</b>	
<b>Calcification A1</b>								< 0,001
Oui	25,5%	38	26,4%	13	61,9%	51	30,9%	
Non	7,0%	106	73,6%	8	38,1%	114	69,1%	
<b>Calcification A2</b>								< 0,001
Oui	33,3%	32	22,2%	16	76,2%	48	29,1%	
Non	4,3%	112	77,8%	5	23,8%	117	70,9%	
<b>Calcification A3</b>								< 0,001
Oui	22,9%	54	37,5%	16	76,2%	70	42,4%	
Non	5,3%	90	62,5%	5	23,8%	95	57,6%	
<b>Calcification P1</b>								< 0,02
Oui	18,3%	76	52,8%	17	81,0%	93	56,4%	
Non	5,6%	68	47,2%	4	19,0%	72	43,6%	
Total connu		144		21		165		
<b>Calcification P2</b>								< 0,05
Oui	15,4%	110	76,4%	20	95,2%	130	78,8%	
Non	2,9%	34	23,6%	1	4,8%	35	21,2%	
<b>Calcification P3</b>								< 0,01
Oui	17,4%	95	66,0%	20	95,2%	115	69,7%	
Non	2,0%	49	34,0%	1	4,8%	50	30,3%	
<b>Somme P1P2P3</b>								< 0,01
0	6,3%	15	10,4%	1	4,8%	16	9,7%	
1	0,0%	37	25,7%	0	0,0%	37	22,4%	
2	8,6%	32	22,2%	3	14,3%	35	21,2%	
3	22,1%	60	41,7%	17	81,0%	77	46,7%	
<b>Profil</b>								< 0,001
1 seul côté touché	2,5%	77	53,5%	2	9,5%	79	47,9%	
1 POST et au moins 1 ANT	0,0%	16	11,1%	0	0,0%	16	9,7%	
Au moins 2 POST et au moins 1 ANT	14,9%	40	27,8%	7	33,3%	47	28,5%	
3 POST et A2	52,2%	11	7,6%	12	57,1%	23	13,9%	
<b>Total des segments mitraux calcifiés</b>								< 0,001
1	0,0%	30	20,8%	0	0,0%	30	18,2%	
2	3,1%	31	21,5%	1	4,8%	32	19,4%	
3	2,3%	42	29,2%	1	4,8%	43	26,1%	
4	20,7%	23	16,0%	6	28,6%	29	17,6%	
5	27,8%	13	9,0%	5	23,8%	18	10,9%	
6	61,5%	5	3,5%	8	38,1%	13	7,9%	
<i>Caractéristiques VAO</i>								
<b>RAC planimétrie</b>		62 (50 - 73,5)		55 (43,5 - 64)				NS (0,08)
<b>RAC planimétrie indexée</b>		35,5 (30 - 40,8)		32 (26,4 - 36,7)				NS (0,26)
<b>RAC anneau petit diamètre</b>		21,6 (20,2 - 23,4)		20,0 (19,0 - 21,6)				< 0,001
<b>RAC anneau grand diamètre</b>		26,8 (25,0 - 28,0)		25,0 (23,0 - 26,0)				< 0,001
<b>RAC anneau surface</b>		437 (394 - 500)		363 (343 - 425)				< 0,001
<b>RAC taux Ca valve</b>		28,9 (22,3 - 39,9)		34,7 (23,8 - 42,6)				NS (0,49)

RAC taux Ca central		29,7 (22,8 - 43,7)		33,4 (26,1 - 45,0)				NS (0,47)
RAC taux Ca annulaire		29,3 (20,6 - 37,0)		30,5 (22,6 - 44,0)				NS (0,35)
Vol Ca total		1139 (650 - 2007)		1917 (1103 - 3430)				< 0,02
Vol Ca VAO		480 (321 - 809)		549 (331 - 605)				NS (0,95)
Vol Ca total - VAO		425 (181 - 1094)		1414 (565 - 2627)				< 0,01

Tableau 5 : Analyse bivariable de l'atteinte dégénérative calcifiée des différents segments valvulaires mitraux et du volume de calcification du complexe aorto-mitral entre les patients présentant une SVM  $\leq 150 \text{ mm}^2$  et de ceux présentant une SVM  $> 150 \text{ mm}^2$ .

### Etude comparative en utilisant une valeur seuil de $200 \text{ mm}^2$

Les caractéristiques cliniques et paracliniques des patients présentant une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$  et de ceux présentant une SVM  $> 200 \text{ mm}^2$  sont présentées dans le tableau 6.

Effectif total		109		56		165		
		Planimétrie $\geq 200 \text{ mm}^2$		Planimétrie $< 200 \text{ mm}^2$		Total		p
	% de planimétrie $< 200$	n	%	n	%	n	%	
<b>Sexe</b>								< 0,001
Hommes	20,7%	69	63,3%	18	32,1%	87	52,7%	
Femmes	48,7%	40	36,7%	38	67,9%	78	47,3%	
<b>Age (années)</b>		85 (81 - 88)		84 (80 - 87)		84 (81 - 88)		NS (0,28)
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>		25,4 (23,4 - 28,3)		24,2 (22,4 - 28,0)		24,9 (23,4 - 27,8)		NS (0,05)
<b>Surface corporelle (Mosteller)</b>		1,79 (1,63 - 1,93)		1,68 (1,57 - 1,81)		1,75 (1,62 - 1,89)		< 0,001
<b>Tabac</b>								NS (0,22)
Non-fumeur	32,8%	90	82,6%	44	78,6%	134	81,2%	
Fumeur actif	32,0%	17	15,6%	8	14,3%	25	15,2%	
Ancien fumeur	66,7%	2	1,8%	4	7,1%	6	3,6%	
<b>DNID</b>								NS (0,87)
Oui	35,0%	26	23,9%	14	25,0%	40	24,2%	
Non	33,6%	83	76,1%	42	75,0%	125	75,8%	
<b>Dyslipidémie</b>								NS (0,61)
Oui	36,0%	48	44,0%	27	48,2%	75	45,5%	
Non	32,2%	61	56,0%	29	51,8%	90	54,5%	
<b>HTA</b>								NS (0,91)
Oui	34,3%	71	65,1%	37	66,1%	108	65,5%	
Non	33,3%	38	34,9%	19	33,9%	57	34,5%	
<b>Cardiopathie ischémique</b>								NS (0,86)
Oui	34,6%	51	46,8%	27	48,2%	78	47,3%	
Non	33,3%	58	53,2%	29	51,8%	87	52,7%	
<b>FA</b>								NS (0,55)
Oui	37,3%	32	29,4%	19	33,9%	51	30,9%	
Non	32,5%	77	70,6%	37	66,1%	114	69,1%	
<i>Caractéristiques ETT</i>								
<b>FEVG (echo)</b>		60 (43 - 65)		60 (50 - 65)				NS (0,11)
<b>Gradient Moyen Ao</b>		45 (40 - 55)		50 (42 - 60)				NS (0,09)
<i>Caractéristiques biologiques</i>								
<b>Clearance MDRD</b>		54,3 (41,8 - 77,4)		54,6 (39,5 - 77,2)				NS (0,78)
<b>Hémoglobine</b>		12,3 (10,8 - 13,4)		12,4 (11,0 - 13,6)				NS (0,92)

Tableau 6 : Analyse bivariable des caractéristiques cliniques et paracliniques des patients présentant une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$  et de ceux présentant une SVM  $> 200 \text{ mm}^2$ .

Les caractéristiques de l'atteinte dégénérative calcifiée des différents segments valvulaires mitraux et les mesures du volume de calcification du complexe aorto-mitral entre les patients présentant une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$  et de ceux présentant une SVM  $> 200 \text{ mm}^2$  est présentée dans le tableau 7.

<b>Effectif total</b>		109		56		165		
		Planimétrie $\geq 200 \text{ mm}^2$		Planimétrie $< 200 \text{ mm}^2$		Total		p
	% de planimétrie $< 200$	n	%	n	%	n	%	
<b>Calcification A1</b>								< 0,001
Oui	60,8%	20	18,3%	31	55,4%	51	30,9%	
Non	21,9%	89	81,7%	25	44,6%	114	69,1%	
<b>Calcification A2</b>								< 0,001
Oui	54,2%	22	20,2%	26	46,4%	48	29,1%	
Non	25,6%	87	79,8%	30	53,6%	117	70,9%	
<b>Calcification A3</b>								< 0,01
Oui	45,7%	38	34,9%	32	57,1%	70	42,4%	
Non	25,3%	71	65,1%	24	42,9%	95	57,6%	
<b>Calcification P1</b>								< 0,01
Oui	44,1%	52	47,7%	41	73,2%	93	56,4%	
Non	20,8%	57	52,3%	15	26,8%	72	43,6%	
<b>Calcification P2</b>								0,05
Oui	37,7%	81	74,3%	49	87,5%	130	78,8%	
Non	20,0%	28	25,7%	7	12,5%	35	21,2%	
<b>Calcification P3</b>								< 0,001
Oui	42,6%	66	60,6%	49	87,5%	115	69,7%	
Non	14,0%	43	39,4%	7	12,5%	50	30,3%	
<b>Somme P1P2P3</b>								< 0,001
0	18,8%	13	11,9%	3	5,4%	16	9,7%	
1	13,5%	32	29,4%	5	8,9%	37	22,4%	
2	28,6%	25	22,9%	10	17,9%	35	21,2%	
3	49,4%	39	35,8%	38	67,9%	77	46,7%	
<b>Profil</b>								< 0,001
1 seul côté touché	13,9%	68	62,4%	11	19,6%	79	47,9%	
1 POST et au moins 1 ANT	25,0%	12	11,0%	4	7,1%	16	9,7%	
Au moins 2 POST et au moins 1 ANT	51,1%	23	21,1%	24	42,9%	47	28,5%	
3 POST et A2	73,9%	6	5,5%	17	30,4%	23	13,9%	
<b>Total des segments mitraux calcifiés</b>								< 0,001
1	6,7%	28	25,7%	2	3,6%	30	18,2%	
2	12,5%	28	25,7%	4	7,1%	32	19,4%	
3	30,2%	30	27,5%	13	23,2%	43	26,1%	
4	55,2%	13	11,9%	16	28,6%	29	17,6%	
5	61,1%	7	6,4%	11	19,6%	18	10,9%	
6	76,9%	3	2,8%	10	17,9%	13	7,9%	
<b>Caractéristiques VAO</b>								
<b>RAC planimétrie</b>		61,5 (49,5 - 71,5)		60,0 (49,0 - 72,5)				NS (0,67)
<b>RAC planimétrie indexée</b>		35,0 (29,8 - 40,3)		35,3 (30,4 - 41,7)				NS (0,77)
<b>RAC anneau petit diamètre</b>		22,0 (20,9 - 23,8)		20,3 (19,0 - 22,0)				< 0,001
<b>RAC anneau grand diamètre</b>		26,9 (25,2 - 28,1)		25,1 (23,2 - 27,6)				< 0,01

RAC anneau surface	449 (409 - 502)	393 (343 - 443)		< 0,001
RAC taux Ca valve	29,2 (23,4 - 39,8)	29,3 (22,1 - 42,0)		NS (0,89)
RAC taux Ca central	31,4 (24,7 - 44,0)	29,3 (19,8 - 43,4)		NS (0,55)
RAC taux Ca annulaire	29,1 (20,4 - 37,3)	29,9 (21,4 - 38,7)		NS (0,55)
Vol Ca total	1098 (612 - 1791)	1733 (925 - 2864)		< 0,002
Vol Ca VAO	470 (351 - 825)	535 (296 - 791)		NS (0,78)
Vol Ca total - VAO	361 (141 - 987)	871 (348 - 1924)		< 0,001

Tableau 7 : Analyse bivariée de l'atteinte dégénérative calcifiée des différents segments valvulaires mitraux et du volume de calcification du complexe aorto-mitral entre les patients présentant une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$  et de ceux présentant une SVM  $> 200 \text{ mm}^2$ .

En analyse multivariée, 3 facteurs étaient liés de manière indépendante au risque de présenter une sténose mitrale significative (SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$ ) : la surface de l'anneau aortique, certains profils d'atteinte segmentaire calcifiée de la valve mitrale et le volume de calcification mitral obtenu par soustraction du volume de calcification aortique au volume de calcification total du complexe aorto-mitral.

Les résultats de l'analyse multivariée et les *odds ratio* associés à chacun de ces 3 critères sont présentés dans le tableau 8.

Analyse multivariée par régression logistique				
		OR	IC 95%	p
<b>Surface de l'anneau aortique (mm<sup>2</sup>)</b>				
	$\geq 500$	1,00		
	400 - 499	5,34	1,45 - 19,6	0,012
	< 400	9,52	2,55 - 35,63	0,001
<b>Profil de calcification de la VM</b>				
	Autres profils	1,00		
	Au moins 2 POST et au moins 1 ANT	5,78	2,26 - 14,76	0,001
	3 POST et A2	8,56	2,36 - 30,98	0,001
<b>Volume de calcification mitral (mm<sup>3</sup>)</b>				
	< 300	1,00		
	$\geq 300$	3,04	1,11 - 8,32	0,03

Tableau 8 : Analyse multivariée par régression logistique utilisant le cut-off de SVM de  $200 \text{ mm}^2$ .

La SVM est mieux corrélée en analyse multivariée à la surface de l'anneau aortique que la surface corporelle. Ceci est dû au fait que la surface de l'anneau aortique est un reflet direct de la surface de l'anneau mitral. La mesure directe en scanner de l'anneau mitral est soumise à beaucoup plus d'approximation que celle de l'anneau aortique dont l'étude est plus consensuelle. Nous avons donc opté pour 3 profils de surface d'anneau aortique (grand anneau défini par une surface  $\geq 500 \text{ mm}^2$ , anneau moyen compris entre 400 et 499  $\text{mm}^2$  et petit anneau défini par une surface  $< 400 \text{ mm}^2$ ).

De la même façon, l'étude de tous les profils d'atteinte segmentaire de la valve mitrale a permis de déterminer 2 profils particulièrement associés au risque de présenter une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$ . Le premier correspond à l'atteinte calcifiée d'au moins 2 segments postérieurs et d'un segment antérieur. Le second, qui est associé de manière encore plus étroite au risque de présenter une sténose mitrale significative, correspond à l'atteinte calcifiée de l'ensemble des 3 segments de la VMP et d'A2.

Enfin, le volume de calcification mitral, déduit de la soustraction du volume de calcification de la valve aortique au volume de calcification total du complexe aorto-mitral, est également associé de manière indépendante au risque de présenter une sténose mitrale significative. Ainsi nous avons déterminé 2 profils volumiques d'atteinte calcifiée qui correspondent à un volume de calcification non significatif (défini par un volume de calcification  $< 300 \text{ mm}^3$ ) et un volume de calcification significatif (défini par un volume de calcification  $\geq 300 \text{ mm}^3$ ).

A partir de ces 3 facteurs indépendamment liés à la SVM en analyse multivariée, nous avons pu aboutir à une formule permettant le calcul du « risque estimé de présenter une sténose mitrale significative » (définie par une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$ ).

Le détail de cette formule est expliqué dans l'annexe 1.

Le risque estimé est exprimé sous la forme d'un pourcentage et nous avons déterminé 3 groupes en fonction de la probabilité de présenter une sténose mitrale significative. Ainsi pour un risque estimé  $< 20 \%$ , le risque est dit faible, pour une probabilité comprise entre 20 et 29,99%, le risque est dit intermédiaire et pour une probabilité  $\geq 30 \%$ , le risque est élevé.

La figure 64 permet la comparaison entre le pourcentage de patients présentant effectivement une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$  et l'appartenance aux 3 groupes de risque (bas, intermédiaire et élevé) de présenter une sténose mitrale significative calculé selon notre formule.

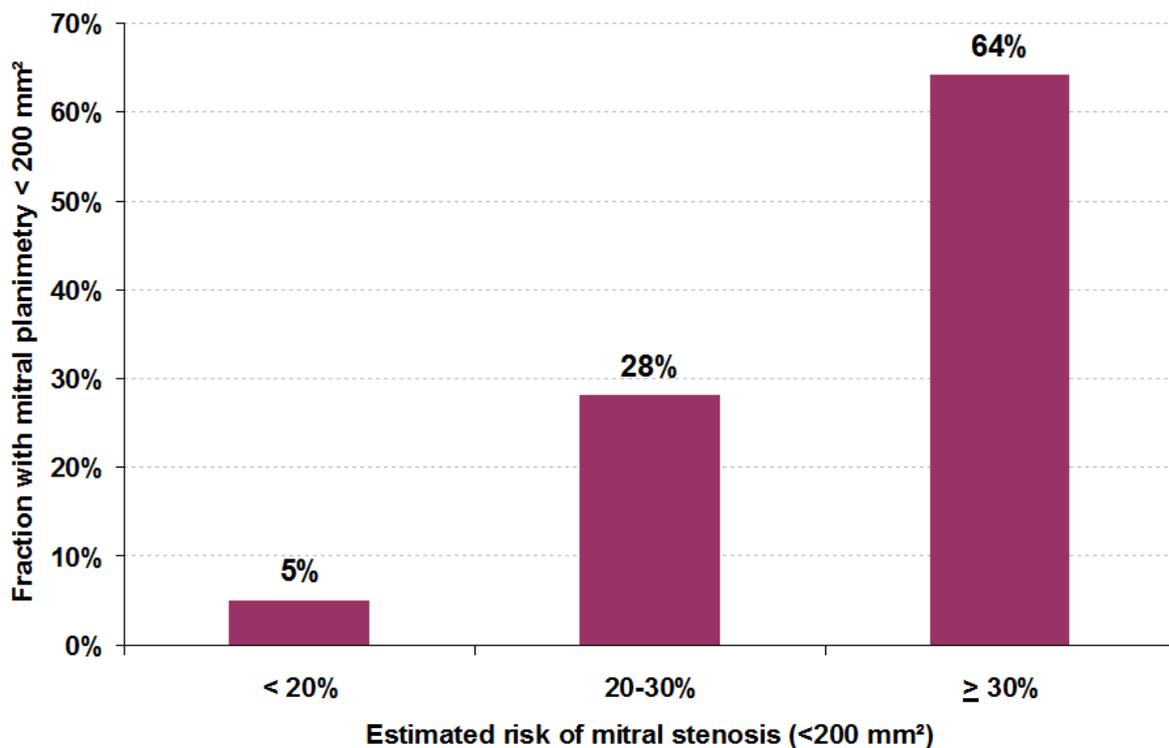


Figure 64 : Pourcentage de patients présentant effectivement une SVM  $\leq 200 \text{ mm}^2$  comparé au risque estimé de présenter une sténose mitrale significative calculé selon notre formule divisé en 3 groupes (bas, intermédiaire, élevé).

La validation externe de cette formule est en cours. Sur les 57 premiers patients de la cohorte prospective qui permettra la validation, on observe une bonne correspondance entre le risque estimé de présenter une sténose mitrale significative et les planimétries effectivement mesurées en dessous de  $200 \text{ mm}^2$  avec une aire sous la courbe ROC à 0,78 (Figure 65).

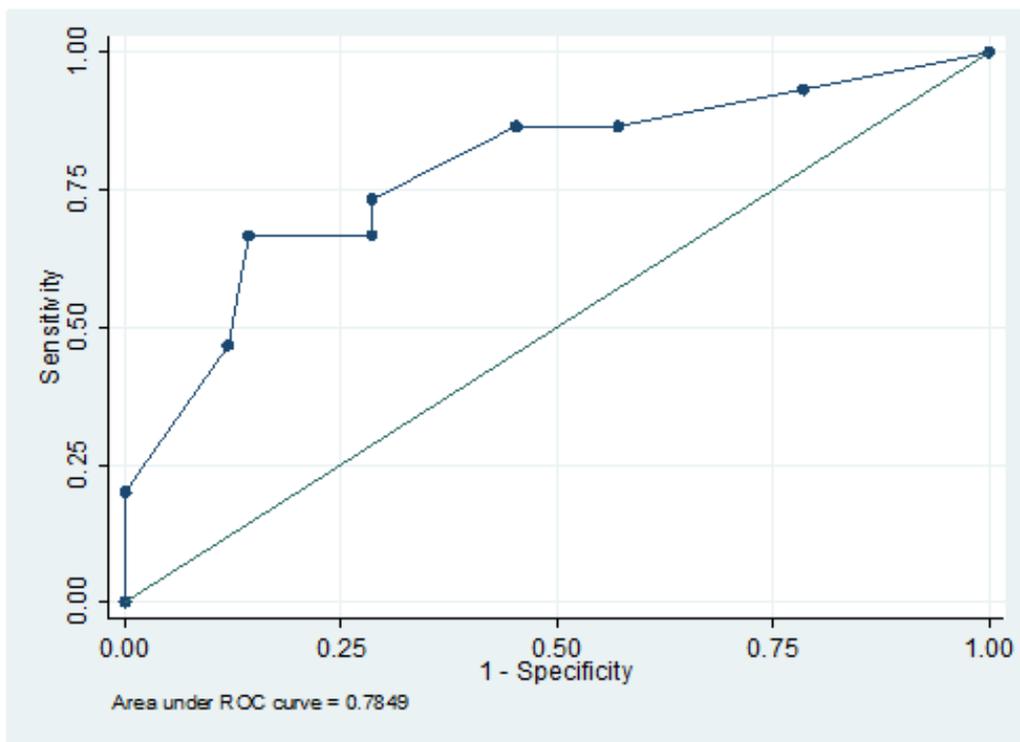
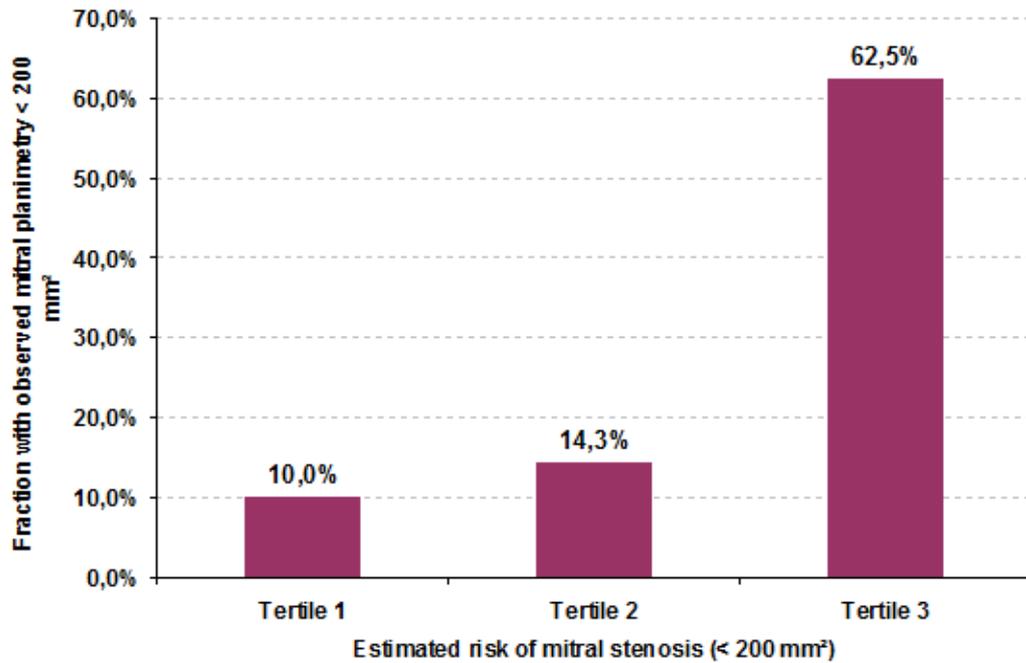


Figure 65 : Validation externe de la formule de calcul du risque estimé de présenter une sténose mitrale significative (SVM < 200 mm<sup>2</sup>). En haut, proportion de SVM < 200 mm<sup>2</sup> mesurée par planimétrie selon la probabilité estimée de présenter une sténose mitrale significative. En bas, courbe ROC avec aire sous la courbe à 0,78.

Le tableau 9 présente 4 exemples de calcul du risque estimé de présenter une sténose mitrale significative comparé à la planimétrie mitrale réellement mesurée en scanner.

	<i>exemple risque bas</i>	<i>exemple risque modéré</i>	<i>exemple haut risque 1</i>	<i>exemple haut risque 2</i>
A1			X	
A2			X	
A3	X		X	X
P1	X	X	X	X
P2	X	X	X	X
P3		X	X	X
Surface de l'anneau aortique (mm <sup>2</sup> )	549	414	442	355
Volume calcification total (mm <sup>3</sup> )	1111	2772	2113	2002
Volume calcification aortique (mm <sup>3</sup> )	919	1397	463	213
Risque estimé de sténose mitrale significative (%)	10%	24%	73%	76%
Planimétrie mitrale mesurée en scanner (mm <sup>2</sup> )	308	242	111	100

*Tableau 9 : Exemples de calcul du risque estimé de présenter une sténose mitrale significative comparé à la planimétrie réellement mesurée en scanner.*

## **E. Reproductibilité inter-observateur**

Nous avons étudié la reproductibilité inter-observateur par l'utilisation du coefficient Kappa. Concernant les 2 valeurs seuils de 150 mm<sup>2</sup> et 200 mm<sup>2</sup>, le coefficient Kappa est respectivement de 0,97 et 0,93 traduisant un accord quasi-parfait entre les deux observateurs.

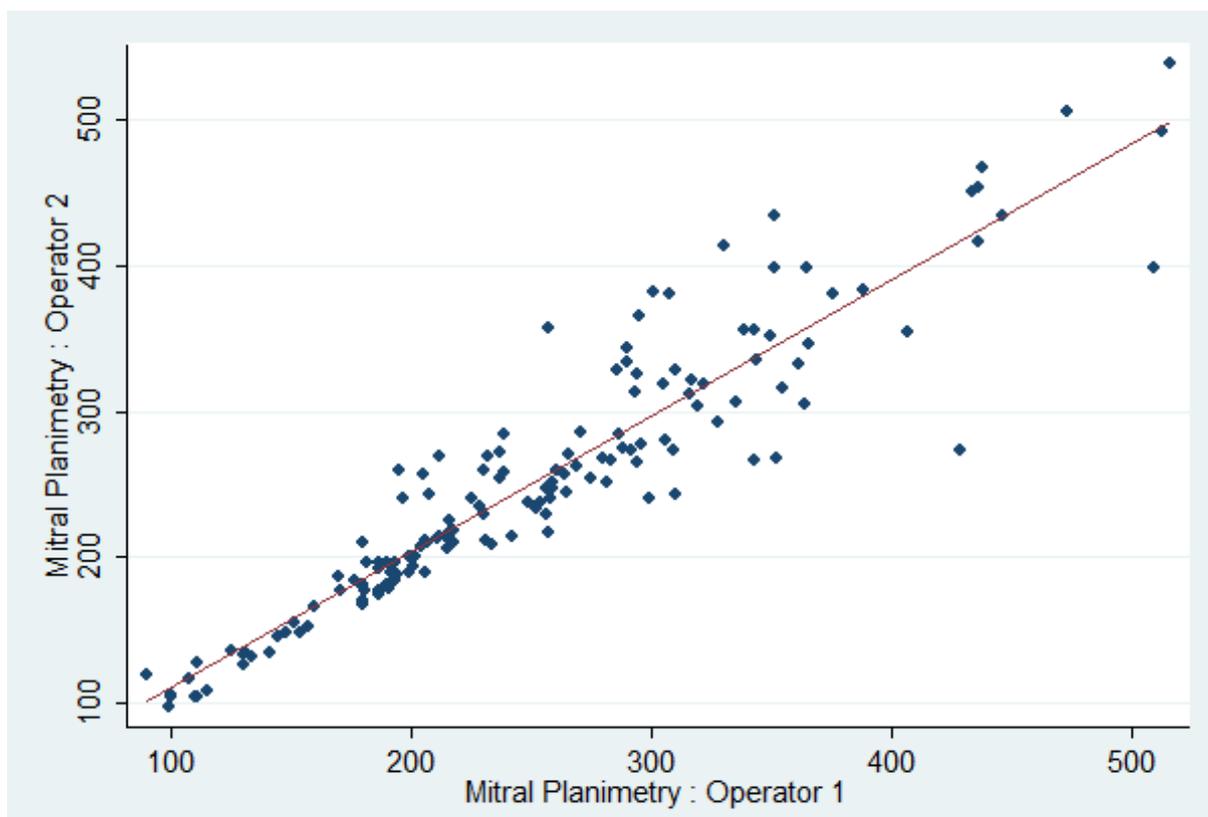


Figure 66 : Comparaison des planimétries mitrales mesurées par les 2 observateurs pour chaque patient.

## F. Caractéristiques de la valve mitrale en ETT

Comme nous l'avons vu dans le tableau 4 et 6, aucune différence n'a été retrouvée en terme de fraction d'éjection moyenne entre les différents groupes quel que soit la valeur seuil utilisée (150 mm<sup>2</sup> ou 200 mm<sup>2</sup>).

Concernant l'évaluation de la sévérité de la sténose mitrale par ETT, 4 % des patients de notre population présentaient une sténose mitrale serrée sévère (définie par une planimétrie mitrale en ETT 2D < 100 mm<sup>2</sup> ou un gradient moyen transmitral > 10 mmHg).

15,5% des patients présentaient une sténose mitrale serrée définie par une planimétrie en ETT mesurée entre 100 mm<sup>2</sup> et 150 mm<sup>2</sup> ou un gradient moyen transmitral compris entre 5 mmHg et 10 mmHg.

20,7% des patients présentaient une sténose mitrale modérée à minime définie par une planimétrie mesurée entre 151 mm<sup>2</sup> et 250 mm<sup>2</sup> et un gradient moyen transmitral < 5 mmHg.

Enfin 65,5% des patients ne présentaient pas de sténose mitrale (définie par une valve mitrale qualifiée de « normale » par l'opérateur).

Concernant le versant régurgitationnel, en utilisant les paramètres habituels d'évaluation ETT de la sévérité d'une IM, 28,2 % des patients ne présentait pas de fuite mitrale, 50 % présentaient une IM minime, 19 % une IM modérée et 2,9% une IM sévère.

Les paramètres d'évaluation ETT de la sténose aortique sont mis en avant dans les tableaux 4 et 6 et aucune différence significative entre les différents groupes n'a été retrouvée.

## IV. Discussion

Le premier intérêt de cette étude est de démontrer que la sténose mitrale dégénérative est une pathologie relativement fréquente avec une incidence de 6% de RM serré dégénératif dans une population de patient en cours de bilan pour une prise en charge par TAVI dans le cadre d'un RAO serré.

Ceci s'explique bien sûr par les caractéristiques épidémiologiques de cette population présentant un âge avancé et déjà une atteinte valvulaire, le plus souvent dégénérative, au niveau aortique.

De plus, l'incidence du RM serré dégénératif ( $SVM \leq 150 \text{ mm}^2$ ) dans notre population, définie par la présence de calcifications mitrales au scanner, est de 12,7 %. Cette incidence est probablement largement sous-estimée par les techniques diagnostiques habituelles (ETT 2D notamment). Or, la présence d'une sténose mitrale dégénérative serrée pourrait tout à fait impliquer une stratégie thérapeutique différente chez ces patients fragiles si un impact pronostique post-TAVI était démontré.

Par ailleurs, le deuxième intérêt de cette étude est de démontrer la faisabilité de la mesure de la SVM par le biais de la planimétrie en scanner cardiaque. Ceci avait déjà été démontré pour les sténoses mitrales rhumatismales mais aucune étude jusqu'alors ne s'était attachée à évaluer l'intérêt du scanner cardiaque dans la sténose mitrale dégénérative. La mesure de la planimétrie mitrale en contexte de sténose dégénérative est donc réalisable par scanner mais présente également une reproductibilité inter-observateur élevée notamment pour des  $SVM \leq 300 \text{ mm}^2$ . Par ailleurs, cette mesure de planimétrie mitrale est réalisable par un opérateur peu expérimenté avec une bonne reproductibilité en comparaison avec un opérateur expérimenté.

L'autre intérêt du scanner concernant l'étude d'une sténose mitrale dégénérative, qui découle de ce que nous réalisons habituellement pour l'évaluation des RAO dégénératifs, est représenté par les possibilités d'étude des caractéristiques de l'atteinte calcifiée mitrale. Ainsi le scanner permet une étude précise et reproductible de la morphologie des calcifications, de leur localisation sur les différents segments de la valve mitrale et du volume de calcification présent sur la valve mitrale.

Dans notre étude, plusieurs critères étaient associés de manière indépendante au risque de présenter une sténose mitrale dégénérative significative, que nous avons défini comme une  $SVM \leq 200 \text{ mm}^2$ .

Les dimensions de l'anneau aortique et notamment la surface de ce dernier est le premier critère mis en évidence. Plus que la surface corporelle, il est un reflet direct des dimensions de l'anneau mitral dont la mesure en scanner, mais également par les autres techniques d'imagerie, est complexe et aléatoire. Le volume de calcification au niveau de la valve mitrale est également un élément indépendant associé au risque de présenter une sténose mitrale significative. Enfin, nous avons pu mettre en avant plusieurs, et notamment 2 profils d'atteinte segmentaire calcifiée de la valve mitrale particulièrement associés au risque de présenter une sténose mitrale significative. Ainsi, les patients présentant des calcifications sur au moins 2 segments de la VMP et 1 segment antérieur mais surtout ceux présentant des calcifications de l'ensemble des 3 segments de la VMP et A2 sont particulièrement à risque

de présenter une sténose mitrale significative. Ceci est lié au fait que les 2 feuillets mitraux n'ont pas la même surface et donc un rôle fonctionnel asymétrique. Ainsi la limitation d'ouverture de la VMP ou d'une commissure a des conséquences fonctionnelles moindres. En revanche, la constitution d'un « pseudo-Alfieri » par l'atteinte dégénérative de A2 et de P2 représente un profil limitant l'ouverture mitrale de manière plus significative. Le profil le plus péjoratif est constitué par une atteinte de A2 associée à celle de l'ensemble de la VMP. A partir de ces 3 « facteurs de risque », nous avons déterminé une formule permettant le calcul du « risque estimé de sténose mitrale dégénérative significative » qui prend donc en compte la surface de l'anneau aortique ( $< 400 \text{ mm}^2$ , entre  $400$  et  $499 \text{ mm}^2$  et  $\geq 500 \text{ mm}^2$ ), le profil segmentaire d'atteinte calcifiée de la valve mitrale (2 postérieurs et 1 antérieur, 3 postérieurs et A2 ou autre profil) et le volume de calcification de la valve mitrale ( $< 300 \text{ mm}^3$  ou  $\geq 300 \text{ mm}^3$ ). Cette formule permet le calcul d'une probabilité de sténose mitrale significative comprise en 0 et 100 %. Nous avons par la suite déterminé 3 niveaux de risque en fonction de cette probabilité. Ainsi les patients présentant une probabilité  $< 20 \%$  sont dits à bas risque, les patients présentant une probabilité comprise en 20 et 29,99 % sont dits à risque intermédiaire et les patients présentant une probabilité  $\geq 30 \%$  sont dits à haut risque. Cette évaluation du risque estimé de présenter une sténose mitrale dégénérative par notre formule est très bien corrélée, dans notre population et dans une cohorte prospective de validation externe, à la planimétrie mitrale mesurée en scanner (figure 64 et 65).

## V. Limites de l'étude

Cette étude présente plusieurs limites méthodologiques. La première est liée au caractère rétrospectif du recueil des données et des mesures scannographiques de planimétrie et de volume de calcification.

Il est également important de mentionner qu'il s'agit d'une série monocentrique dont l'effectif peut paraître limité. Toutefois, il s'agit de l'une des plus grandes séries de la littérature s'intéressant au RM dégénératif qui reste une pathologie peu fréquente.

Il faut noter également que le recueil des données échographiques a été effectué de manière rétrospective. Ainsi les mesures échographiques réalisées sont celles d'un examen standard et n'étaient pas centrées particulièrement sur l'étude de la valve mitrale et notamment le diagnostic de sténose mitrale dégénérative.

Toutefois, la limite principale de cette étude est représentée par l'absence de comparatif entre les données scannographiques d'évaluation des sténoses mitrales dégénératives et une technique diagnostique autre notamment échographique. Ceci est en partie lié à l'absence de techniques échographiques de référence concernant le diagnostic des sténoses mitrales dégénératives.

## VI. Conclusion

La sténose mitrale dégénérative est une pathologie dont l'incidence est sous-estimée pour plusieurs raisons (autres valvulopathies associées notamment RAO, difficultés techniques d'analyse échographique,...). Toutefois, comme nous le démontrons dans cette étude, son

incidence dans une population présentant un RAO à haut risque chirurgical orienté vers une prise en charge par voie percutanée est loin d'être négligeable.

Pourtant, il est probable que la présence d'une sténose mitrale dégénérative serrée associée au RAO puisse modifier la stratégie thérapeutique mais également entraîner des complications post-interventionnelles significatives pouvant allonger la durée d'hospitalisation voire grever la morbi-mortalité de ces patients déjà fragiles.

Comme nous l'avons évoqué, contrairement à la sténose mitrale rhumatismale, elle est beaucoup plus difficile à diagnostiquer et à évaluer de manière précise en ETT 2D pour de multiples raisons (calcifications, variations de la compliance atrio-ventriculaire, autre valvulopathie et pathologie myocardique associées, modification de la forme et de la position de l'orifice fonctionnel mitral,...). Or le scanner cardiaque a démontré son intérêt dans l'analyse des valvulopathies aortiques sténosantes dégénératives mais également dans l'évaluation des sténoses mitrales rhumatismales. Cette étude démontre, pour la première fois dans la littérature, la faisabilité et la très bonne reproductibilité des mesures de planimétries mitrales en contexte d'atteinte dégénérative. Par ailleurs, ces mesures de planimétrie sont facilement réalisables après un entraînement de courte durée avec une excellente reproductibilité vis à vis d'un opérateur expert. Le scanner cardiaque permet également l'étude précise de la morphologie mitrale et notamment de l'atteinte segmentaire calcifiée au niveau de la VMP et de la VMA. Le scanner permet également une évaluation volumique extrêmement précise et reproductible de l'atteinte calcifiée de la valve mitrale.

Par ailleurs, nous avons pu mettre en évidence une formule permettant le calcul du « risque estimé de sténose mitrale dégénérative significative » via l'utilisation de critères scannographiques simples accessibles à tous les opérateurs que sont la surface de l'anneau aortique, le profil segmentaire de l'atteinte calcifiée de la valve mitrale et le volume de calcification présent sur la valve mitrale.

Cet outil pourrait permettre de manière rapide de sélectionner les patients à haut risque de sténose mitrale dégénérative significative sur les données habituelles d'étude d'un scanner pré-TAVI. Ces patients seraient alors de bons candidats à la mesure d'une planimétrie mitrale par scanner mais également à une étude échocardiographique spécifiquement centrée sur la valve mitrale et son caractère sténosant.

Le scanner semble donc être un outil intéressant et complémentaire de l'ETT 2D pour améliorer la précision d'analyse des sténoses mitrales dégénératives.

Ces données restent à compléter par une étude prospective multicentrique comparant le scanner cardiaque aux autres modalités d'évaluation des sténoses mitrales dégénératives.

# **Conclusion générale**

Depuis quelques années, le scanner cardiaque est devenu, via la pathologie coronaire, l'un des examens de routine de l'évaluation cardiologique de nos patients.

Le champ de ses indications et des possibilités d'utilisation dans la coronaropathie a largement été balayé dans la littérature jusqu'à dégager maintenant la place exacte de l'examen scannographique dans cette indication. Il persiste des innovations techniques importantes dans ce domaine dont l'objectif principal est de dépasser l'analyse purement anatomique de l'arbre coronaire pour aboutir à une évaluation à la fois anatomique et fonctionnelle permettant de guider au mieux les indications de revascularisation.

Concernant les indications valvulaires, le scanner a clairement démontré son intérêt et sa complémentarité avec les techniques échographiques dans le cadre de la valvulopathie aortique sténosante. Ceci a bien sûr été largement amplifié par l'avènement de nouvelles techniques thérapeutiques percutanées (TAVI). Ainsi, le scanner cardiaque est devenu un examen indispensable d'évaluation de nos patients candidats à l'implantation par voie percutanée d'une bioprothèse aortique à la fois pour guider les possibilités d'abord mais également pour permettre le choix d'une taille de prothèse adaptée en diminuant le risque de rupture de l'anneau aortique au moment de l'implantation mais également celui de fuite paraprothétique en post-implantation.

Les autres indications valvulaires du scanner cardiaque restent pour l'instant moins exploitées malgré leur caractère prometteur. Toutefois, la littérature tend à démontrer l'intérêt grandissant de l'évaluation scannographique des sténoses mitrales rhumatismales mais également des endocardites infectieuses notamment compliquées d'abcès sur prothèses valvulaires. Le champ des dysfonctions des prothèses valvulaires notamment mécaniques est également une voie d'avenir et de développement du scanner cardiaque notamment en ce qui concerne le diagnostic de pannus qui reste un piège pour l'échocardiographe.

Ainsi, outre les indications coronaires validées, le scanner cardiaque représente un examen très intéressant dans l'évaluation de nombreuses atteintes valvulaires de par sa complémentarité évidente avec l'échocardiographie. Sa place exacte dans la stratégie diagnostique de ces différentes valvulopathies reste à déterminer notamment du fait de son caractère irradiant mais certaines indications semblent maintenant devenir de plus en plus légitimes en complément de l'évaluation ETT et ETO.

Notre étude, ouvre la voie à l'utilisation du scanner cardiaque dans le diagnostic et l'évaluation par planimétrie des sténoses mitrales dégénératives qui restent d'analyse très complexe par les autres techniques non invasives notamment échocardiographiques mais également invasives via le cathétérisme. Ce domaine d'application, pour l'instant vierge dans la littérature, mérite d'être exploité au vue des possibilités de réalisation de planimétrie mitrale de manière reproductible et ce, après un temps d'apprentissage réduit. De plus, le scanner cardiaque permet dans cette indication, à l'image du RAO, une étude morphologique valvulaire complète et précise avec la possibilité d'évaluer de manière fine l'atteinte segmentaire mitrale et le volume de calcification.

Notre projet est maintenant celui de compléter l'évaluation de l'intérêt du scanner cardiaque dans la sténose mitrale dégénérative par une étude prospective bi-centrique associant l'Hôpital Privé Jacques Cartier à Massy et le CHU de Toulouse avec comme objectif de comparer les données scannographiques notamment les planimétries mitrales à d'autres techniques diagnostiques non invasives et invasives. Cette étude permettrait également par un recueil des données cliniques de déterminer l'impact pronostic de la présence d'une

sténose mitrale dégénérative serrée et donc éventuellement de discuter une adaptation de nos stratégies thérapeutiques chez ces patients.

# Annexe 1

## **Formule de calcul du « risque estimé de sténose mitrale significative » ( $SVM \leq 200 \text{ mm}^2$ ):**

Si p est le risque estimé (une probabilité qui varie de 0 à 1), on a :

$$\text{Logit}(p) = -3.96 + A + B + C$$

Où:

A=2.147 si A2, P1, P2 et P3 sont touchés

A=1.754 si, en dehors du cas précédent, au moins 1 ANT et 2 POST sont touchés

A=0 dans les autres cas

B=2.254 si surface de l'anneau aortique < 400

B=1.674 si surface de l'anneau aortique compris entre 400 et 499

B=0 si surface de l'anneau  $\geq 500$

C=1.113 si (volume de calcification aorto-mitral total - volume de calcification valve aortique)  $\geq 300$

C=0 si (volume de calcification aorto-mitral total - volume de calcification valve aortique) < 300

Le  $\text{Logit}(p) = \ln(p/(1-p))$ .

Donc on calcul p par :

$$p = 1 / (1 + \text{EXP}(-\text{Logit}(p)))$$

# **Bibliographie**

Abascal VM, M. P. (1996). Comparison of the usefulness of Doppler pressure half-time in mitral stenosis in patients <65 and >or 65 years of age. *Am J Cardiol* , 78:1390-3.

Abdulla J, A. S. (2007). 64-multislice detector computed tomography coronary angiography as potential alternative to conventional coronary angiography : a systematic review and meta-analysis. *Eur Heart J* , 050., 28 : 3 042-3.

Arbab-Zadeh A, M. J. (2012). Diagnostic accuracy of computed coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification. *J Am Coll Cardiol* , 59 : 379- 387.

Arnoldi E, a. (2011). CT detection of myocardial blood volume deficits : dual-energy CT compared with single-energy CT spectra. *J Cardiovasc Comput Tomogr* , 5 : 421-429.

Baumgartner H, H. J. (2009). Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *J Am Soc Echocardiogr* , 22(1):1-23 .

Bittencourt MS, a. (2012). Left ventricular thrombus attenuation characterization in cardiac computed tomography angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* .

Blanke P, a. (2010). Assessment of aortic annulus dimensions for Edwards SAPIEN transapical heart valve implantation by CT : calculating average diameter using a virtual ring method. *Eur J Cardiothorac Surg* , 38 : 750-758.

Bonou M, V. A. (2011). Continuity equation is the echocardiographic method of choice to assess degenerative mitral stenosis. *Cardiol J* , 18(5):577-80.

Bonow RO, C. B. (2006). ACC/ AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease. *J Am Coll Cardiol* , 48:e1–148.

Bouvier, D. L.-L.-S. (2006). Diagnosis of aortic valvular stenosis by multislice cardiac computed tomography. *European Heart Journal* , 27, 3033–3038.

Brochet E, D. D. (2011). Early hemodynamic changes versus peak values: what is more useful to predict occurrence of dyspnea during stress echocardiography in patients with asymptomatic mitral stenosis? *J Am Soc Echocardiogr* , 24(4): 392-8.

Budde RP, a. (2010). Visualization by 256-slice CT of mycotic aortic root aneurysms in infective endocarditis. *J Heart Valve Dis* , 19 : 623-625.

Budoff MJ, D. D. (2008 ). Diagnostic performance of 64-multidetector row coronary computed tomographic angiography for evaluation of coronary artery stenosis in individuals without known coronary artery disease : results from the prospective multicenter ACCURACY (Assessment by Coronary Computed Tomographic Angiography of Individuals Undergoing Invasive Coronary Angiography) trial. *J Am Coll Cardiol* , 52 : 1 724-1 732.

Chenot F, a. (2010). Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using MDCT : comparison with TTE. *Radiology* , 255 : 377-385.

- Chow BJW, F. M. (2011). Ontario multidetector computed tomographic angiography study. Field evaluation of diagnostic accuracy. *Arch Intern Med* , 171 : 2 021-2 029.
- Chung JH, G. r. (2010). CT angiography of the thoracic aorta. *Radiol Clin North Am* , 48 : 249-64, vii.
- Cribier A, E. h. (2002). Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis : first human case description. *Circulation* , 106; 3006-3008.
- Cribier A, E. h. (2006). Treatment of calcific aortic stenosis with the percutaneous heart valve mid-term follow-up from the Initial feasibility studies: the french experience. *J Am Coll Cardiol* , 47: 1214-1223.
- Cribier A, S. T. (1986). Percutaneous transluminal valvuloplasty in acquired aortic stenosis in elderly patients: An alternative to valve replacement? *Lancet* , 1: 63-67.
- De Graaf FR, S. J. (2010). Diagnostic accuracy of 320-row multidetector computed tomography coronary angiography in the non-invasive evaluation of significant coronary artery disease. *Eur Heart J* , 31 : 1 908-1 915.
- Delgado V, a. (2009). Assessment of mitral valve anatomy and geometry with MSCT. *JACC Cardiovasc Imaging* , 2 : 556- 565.
- Dewitsky W, a. (1910). *Virchows Arch. path. Anat* , 199, 273-377.
- Dreyfus J, B. E.-Z. (2011). Real-time 3D transoesophageal measurement of the mitral valve area in patients with mitral stenosis. *Eur J Echocardiogr.* , 12(10): 705-5.
- Eltchaninoff h, N.-A. d. (2006). Five month study of percutaneous heart valves in the systemic circulation of sheep using a novel model of aortic insufficiency. *Eurointerv* , 1: 438-444.
- Faletra F, P. A. (1996). Measurement of mitral valve area in mitral stenosis: four echocardiographic methods compared with direct measurement of anatomic orifices. *J Am Coll Cardiol* , 28(5):1190-7.
- Feuchtner GM, a. (2008). 64-MDCT for diagnosis of aortic regurgitation in patients referred to CT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol* , 191 : W1-7.
- Feuchtner GM, a. (2009). MSCT in infective endocarditis : comparison with TEE and intraoperative findings. *J Am Coll Cardiol* , 53 : 436-444.
- Gilon D, C. E. (1996). Insights from three-dimensional echocardiographic laser stereolithography. Effect of leaflet funnel geometry on the coefficient of orifice contraction, pressure loss and the Gorlin formula in mitral stenosis. *Circulation* , 94:452–459.
- Goetti R, a. (2011). Delayed enhancement imaging of myocardial viability : low-dose high-pitch CT versus MRI. *Eur Radiol* , 21 : 2 091-2 099.
- Hall E.M., A. L. (1943). The incidence of rheumatic stigmas in heart swich are usually considered non-rheumatic. *Amer.HeartJ* , 25, 64-80.

Hamon M, B.-Z. G. (2006). Diagnostic performance of multislice spiral computed tomography of coronary arteries as compared with conventional invasive coronary angiography : a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* , 48 : 1 896-1 910.

Hoey E, G. A. (2012). Cardiac neoplasms and pseudotumors : imaging findings on multidetector CT angiography. *Diagn Interv Radiol* , 18 : 67-77 .

Hultgren H.N., a. (1948). Calcific disease of the aortic valve. *Arch.Path* , 45, 694-706.

John W. Chu, M. F.-K.-T.-N. ( 2008). Assessing Mitral Valve Area and Orifice Geometry in Calcific Mitral Stenosis: A New Solution by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* , 21(9): 1006–1009.

Johnson PT, H. K. (2010). Aortic valve and ascending thoracic aorta : Evaluation with isotropic MDCT. *AJR Am J Roentgenol* , 195 : 1 072-1 081 .

Karsner H.T, K. S. (1947). Calcific disease of the aortic valve. *J.B.Lippincott, Philadelphia* .

Keenan NG, C. C. (2010). Usefulness of left atrial volume versus diameter to assess thromboembolic risk in mitral stenosis. *Am J Cardiol* , 106(8):1152- 6.

Ko BS, C. J. (2011). CT stress myocardial perfusion imaging using Multidetector CT – A review. *J Cardiovasc Comput Tomogr* , 5 : 345-356.

Konen E, a. (2008). The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves : initial experience. *AJR Am J Roentgenol* , 191 : 26-31.

Koo BK, E. A. (2011). Diagnosis of ischemia-causing coronary stenoses by noninvasive fractional flow reserve computed from coronary computed tomographic angiograms. Results from the prospective multicenter DISCOVER-FLOW (Diagnosis of Ischemia-Causing Stenoses Obtained Via Noninvasive Fractional Flow Reserve) study. *J Am Coll Cardiol* , 58(19):1989-97.

Lachman AS, R. W. (1978). Calcific deposits in stenotic mitral valves. Extent and relation to age, sex, degree of stenosis, cardiac rhythm, previous commissurotomy and left atrial body thrombus from study of 164 operatively-excised valves. *Circulation* , 57(4):808-15.

Laissy JP, M.-Z. D.-C. (2007). Comprehensive evaluation of preoperative patients with aortic valve stenosis: usefulness of cardiac multidetector computed tomography. *Heart* , 93(9):1121-5.

Maffei E, a. (2012 ). Left and right ventricle assessment with Cardiac CT : validation study vs Cardiac MR. *Eur Radiol* .

Mark DB, B. D. (2010 ). ACCF/ACR/AHA/NASCI/SAIP/SCAI/ SCCT 2010 expert consensus document on Coronary computed tomographic angiography : a report of the American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents. *J Am Coll Cardiol* , 55 : 2 663-2 699.

Meijboom WB, M. C. (2007). 64-slice computed tomography coronary angiography in patients with high, intermediate or low pretest probability of significant coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol* , 50 : 1 469-1 475.

Meijboom WB, M. M. (2008). Diagnostic accuracy of 64-slice computed tomography coronary angiography : a prospective, multicenter, multivendor study. *J Am Coll Cardiol* , 52 : 2 135-2 144.

Messika-Zeitoun D, a. (2006). Assessment of the mitral valve area in patients with mitral stenosis by MSCT. *J Am Coll Cardiol* , 48 : 411-413.

Messika-Zeitoun D, B. E. (2007). Three- dimensional evaluation of the mitral valve area and commissural opening before and after percutaneous mitral commissurotomy in patients with mitral stenosis. *Eur Heart J* , 28:72–9.

Messika-Zeitoun D, C. A. (2007). Evaluation of mitral valve area by the proximal isovelocity surface area method in mitral stenosis: could it be simplified? *Eur J Echocardiogr* , 8(2):116-21.

Messika-Zeitoun D, M. A. (2005). Echocardiographic evaluation of the mitral valve area before and after percutaneous mitral commissurotomy: the pressure half-time method revisited. *J Am Soc Echocardiogr* , 18:1409–14.

Messika-Zeitoun, M.-C. A. (2004). Evaluation and Clinical Implications of Aortic Valve Calcification Measured by Electron-Beam Computed Tomography. *Circulation* , 110: 356-362.

Miller JM, R. C. (2008). Diagnostic performance of coronary angiography by 64-row CT. *N Engl J Med* , 359 : 2 324-2 336.

Min JK, S. L. (2010). The present state of coronary computed tomography angiography a process in evolution. *J Am Coll Cardiol* , 55 : 957-965.

Monckeberg, J. G. (1904). Der normale histologische Bau und die Sklerose der Aortenklappen. *Virchows Arch. path. Anat* , 176, 472-514.

Mowatt G, C. E. (2008). Systematic review of the clinical effectiveness and cost-effectiveness of 64-slice or higher computed tomography angiography as an alternative to invasive coronary angiography in the investigation of coronary artery disease. *Health Technol Assess* , 12 : iii-iv, ix-143 .

Nakatani S, M. T. (1988). Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* , 77:78–85.

Ng AC, a. (2010). Comparison of aortic root dimensions and geometries before and after TAVI by 2D and 3D TEE and MSCT. *Circ Cardiovasc Imaging* , 3 : 94-102.

O'Leary SM, W. P. (2010). Imaging the pericardium : appearances on ECG-gated 64-detector row cardiac computed tomography. *Br J Radiol* , 83 : 194-205.

O'neill WW, a. (1991). Predictors of long term survival after percutaneous aortic valvuloplasty: Report of the Mansfield scientific balloon aortic valvuloplasty registry. *J Am Coll Cardiol* , 17: 193-198.

Ordovas KG, H. C. (2011). Delayed contrast enhancement on MR images of myocardium: past, present, future. *Radiology* , 261 : 358-374.

Rahko PS, S. R. (1986). Extent of mitral calcific deposits determined by cineangiography in mitral stenosis and their effect on valve motion, hemodynamics and clinical signs. *Am J Cardiol* , 58(1):121-8.

Rajiah P, K. J. (2010). Computed tomography of the pericardium and pericardial disease. *J Cardiovasc Comput Tomogr* , 4 : 3-18 .

Sato A, a. (2012). Prognostic value of myocardial contrast delayed enhancement with 64-slice multidetector computed tomography after acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* , 59 : 730-738.

Schuijf JD, B. J. (2008). Ct angiography: an alternative to nuclear perfusion imaging ? *Heart* , 94 : 255-257.

Schuleri KH, G. R. (2009). Applications of cardiac multidetector CT beyond coronary angiography. *Nat Rev Cardiol* , 6 : 699-710.

Schwammenthal E, V. Z. (2000). Impact of atrioventricular compliance on pulmonary artery pressure in mitral stenosis: an exercise echocardiographic study. *Circulation* , 102:2378-84.

Sebag IA, M. J. (2005). Usefulness of three-dimensionally guided assessment of mitral stenosis using matrix-array ultrasound. *Am J Cardiol* , 96:1151-1156.

Shreibati JB, B. L. (2011). Association of coronary CT angiography or stress testing with subsequent utilization and spending among medicare beneficiaries. *JAMA* , 306 : 2128-36.

Stewart Sell, R. E. (1965). Aging Changes in the Aortic and Mitral Valves: Histologic and Histochemical Studies, with Observations on the Pathogenesis of Calcific Aortic Stenosis and Calcification of the Mitral Annulus. *Am J Pathol* , 46(3): 345-365.

Taylor AJ, C. M. (2010). ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/ NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. A Report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the North American Society for Cardiovascular Imaging, the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *Circulation* , 122 : e525-55.

Tsai IC, a. (2009). Correctness of MDCT for diagnosing mechanical prosthetic heart valve disorders using intraoperative findings as a gold standard. *Eur Radiol* , 19 : 857-867.

Ucar O, a. (2011). Assessment of planimetric mitral valve area using 16-row MDCT in patients with rheumatic mitral stenosis. *J Heart Valve Dis* , 20 : 13-17.

Vahanian A, A. O.-E. (2012). Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). Joint Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology (ESC); European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS). *Eur Heart J* . , 33(19): 2451-96.

Vahanian A, B. H. (2007). Guidelines on the management of valvular heart disease: The Task Force on the Management of Valvular Heart Disease of the European Society of Cardiology. *Eur Heart J* , 28(2):230-68.

Vliegenthart R, a. (2012). CT of Coronary Heart Disease : Part 1, CT of Myocardial Infarction, Ischemia, and Viability. *AJR Am J Roentgenol* , 198 : 531-547.

Wood DA, a. (2009). Role of multislice computed tomography in transcatheter aortic valve replacement. *Am J Cardiol* , 103 : 1 295-1 301.

Zamorano J, C. P. (2004). Real-time three-dimensional echocardiography for rheumatic mitral valve stenosis evaluation: an accurate and novel approach. *J Am Coll Cardiol* , 43:2091–2096.

AUTEUR : MEJEAN Simon

TITRE : Intérêt de la tomodensitométrie à rayons X dans l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives dans une population de patients présentant un rétrécissement aortique à haut risque chirurgical.

DIRECTEUR DE THESE : Dr. LHERMUSIER Thibault

LIEU ET DATE DE SOUTENANCE : Faculté de médecine Allées Jules Guesde Toulouse. Le 18/09/2013

RESUME en français : Le scanner cardiaque est un examen dont les indications sont clairement validées dans la maladie coronaire et dans le cadre de l'évaluation pré-interventionnelle des patients candidats à l'implantation d'une bioprothèse aortique par voie percutanée. Notre étude a pour but de démontrer l'intérêt du scanner cardiaque dans le diagnostic et l'évaluation des sténoses mitrales dégénératives au sein d'une population présentant un rétrécissement aortique serré à haut-risque chirurgical.

MOTS-CLES : Tomodensitométrie à rayons X, scanner cardiaque, valvulopathie, rétrécissement mitral, rétrécissement aortique, implantation percutanée de bioprothèse aortique.

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

INTITULE ET ADRESSE DE L'U.F.R. OU DU LABORATOIRE : Université Toulouse III-Paul Sabatier  
Faculté de médecine Toulouse-Purpan, 35 Allées Jules Guesde BP 7202 31073  
Toulouse Cedex 7