



HAL
open science

Evaluation de la fonction ventriculaire en scanner 64 coupes : intérêt, faisabilité et comparaison aux techniques de référence

Pierre-Alexandre Ganne

► **To cite this version:**

Pierre-Alexandre Ganne. Evaluation de la fonction ventriculaire en scanner 64 coupes : intérêt, faisabilité et comparaison aux techniques de référence. Sciences du Vivant [q-bio]. 2007. hal-01733343

HAL Id: hal-01733343

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01733343>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine spécialisée
(Radiologie et imagerie médicale)

Par

Pierre-Alexandre GANNE

Le 29 mai 2007

ÉVALUATION DE LA FONCTION VENTRICULAIRE EN SCANNER 64 COUPES

INTÉRÊT, FAISABILITÉ ET COMPARAISON AUX TECHNIQUES DE RÉFÉRENCE

Examineurs de la thèse :

M. Denis RÉGENT	Professeur	Président
M. Etienne ALIOT	Professeur	Juge
M. Pierre-Yves MARIE	Professeur	Juge
M. Samuel TISSIER	Docteur en Médecine	Juge
M. Damien MANDRY	Docteur en Médecine	Juge

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Jean-Pierre FINANCE

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Patrick NETTER

Vice-Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Assesseurs :

du 1^{er} Cycle :

du 2^{ème} Cycle :

du 3^{ème} Cycle :

de la Vie Facultaire :

M. le Docteur François ALLA

M. le Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

M. le Professeur Marc BRAUN

M. le Professeur Bruno LEHEUP

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Jacques ROLAND

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Jean LOCHARD – René HERBEUVAL – Gabriel FAIVRE – Jean-Marie FOLIGUET

Guy RAUBER – Paul SADOUL – Raoul SENAULT

Jacques LACOSTE – Jean BEUREY – Jean SOMMELET – Pierre HARTEMANN – Emile de LAVERGNE

Augusta TREHEUX – Michel MANCIAUX – Paul GUILLEMIN – Pierre PAYSANT

Jean-Claude BURDIN – Claude CHARDOT – Jean-Bernard DUREUX – Jean DUHEILLE – Jean-Pierre GRILLIAT

Jean-Marie GILGENKRANTZ – Simone GILGENKRANTZ

Pierre ALEXANDRE – Robert FRISCH – Michel PIERSON – Jacques ROBERT

Gérard DEBRY – Pierre TRIDON – Michel WAYOFF – François CHERRIER – Oliéro GUERCI

Gilbert PERCEBOIS – Claude PERRIN – Jean PREVOT – Jean FLOQUET

Alain GAUCHER – Michel LAXENAIRE – Michel BOULANGE – Michel DUC – Claude HURIET – Pierre LANDES

Alain LARCAN – Gérard VAILLANT – Daniel ANTHOINE – Pierre GAUCHER – René-Jean ROYER

Hubert UFFHOLTZ – Jacques LECLERE – Francine NABET – Jacques BORRELLY

Michel RENARD – Jean-Pierre DESCHAMPS – Pierre NABET – Marie-Claire LAXENAIRE – Adrien DUPREZ – Paul VERT

Philippe CANTON – Bernard LEGRAS – Pierre MATHIEU – Jean-Marie POLU – Antoine RASPILLER – Gilbert THIBAUT

Michel WEBER – Gérard FIEVE – Daniel SCHMITT – Colette VIDAILHET – Alain BERTRAND – Hubert GERARD

Jean-Pierre NICOLAS – Francis PENIN – Michel STRICKER – Daniel BURNEL – Michel VIDAILHET – Claude BURLET –

Jean-Pierre DELAGOUTTE – Jean-Pierre MALLIÉ – Danièle SOMMELET

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS
PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Jacques ROLAND – Professeur Gilles GROSDIDIER

Professeur Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN

2^{ème} sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Professeur Bernard FOLIGUET

3^{ème} sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER

2^{ème} sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Professeur Luc PICARD – Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON

Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER

Professeur René ANXIONNAT

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Professeur Jean-Pierre CRANCE

Professeur François MARCHAL – Professeur Philippe HAOUZI

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Professeur Olivier ZIEGLER

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)

Professeur Alain LOZNIIEWSKI

2^{ème} sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Professeur Bernard FORTIER

3^{ème} sous-section : (Maladies infectieuses ; maladies tropicales)

Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (Épidémiologie, économie de la santé et prévention)

Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON

Professeur Francis GUILLEMIN – Professeur Denis ZMIROU-NAVIER

2^{ème} sous-section : (Médecine et santé au travail)

Professeur Guy PETIET – Professeur Christophe PARIS

3^{ème} sous-section : (Médecine légale et droit de la santé)

Professeur Henry COUDANE

4^{ème} sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)

Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISSON

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Professeur Christian JANOT – Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Pierre LEDERLIN – Professeur Jean-François STOLTZ – Professeur Pierre FEUGIER

2^{ème} sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY

Professeur Pierre BEY – Professeur Didier PEIFFERT

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

**48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie et réanimation chirurgicale)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Dan LONGROIS – Professeur Hervé BOUAZIZ

Professeur Paul-Michel MERTES

2^{ème} sous-section : (Réanimation médicale)

Professeur Henri LAMBERT – Professeur Alain GERARD

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT – Professeur Bruno LÉVY

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique)

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP et RÉÉDUCATION

1^{ère} sous-section : (Neurologie)

Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Xavier DUCROCQ

2^{ème} sous-section : (Neurochirurgie)

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

3^{ème} sous-section : (Psychiatrie d'adultes)

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN

4^{ème} sous-section : (Pédopsychiatrie)

Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC

5^{ème} sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)

Professeur Jean-Marie ANDRE

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (Rhumatologie)

Professeur Jacques POUREL – Professeur Isabelle VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE

2^{ème} sous-section : (Chirurgie orthopédique et traumatologique)

Professeur Daniel MOLE

Professeur Didier MAINARD – Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS

3^{ème} sous-section : (Dermato-vénérologie)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

4^{ème} sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique)

Professeur François DAP

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (Pneumologie)

Professeur Yves MARTINET – Professeur Jean-François CHABOT – Professeur Ari CHAOUAT

2^{ème} sous-section : (Cardiologie)

Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL

Professeur Christian de CHILLOU

3^{ème} sous-section : (Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)

Professeur Jean-Pierre VILLEMOT

Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACE

4^{ème} sous-section : (Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE

1^{ère} sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie)

Professeur Marc-André BIGARD

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

2^{ème} sous-section : (Chirurgie digestive)

3^{ème} sous-section : (Néphrologie)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN (Mme) – Professeur Luc FRIMAT

4^{ème} sous-section : (Urologie)

Professeur Philippe MANGIN – Professeur Jacques HUBERT – Professeur Luc CORMIER

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (Médecine interne)

Professeur Denise MONERET-VAUTRIN – Professeur Denis WAHL

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY – Professeur Abdelouahab BELLOU

2^{ème} sous-section : (Chirurgie générale)

Professeur Patrick BOISSEL – Professeur Laurent BRESLER

Professeur Laurent BRUNAUD

**54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,
ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION**

1^{ère} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Pierre MONIN

Professeur Jean-Michel HASCOET – Professeur Pascal CHASTAGNER – Professeur François FEILLET –
Professeur Cyril SCHWEITZER

2^{ème} sous-section : (Chirurgie infantile)

Professeur Michel SCHMITT – Professeur Gilles DAUTEL – Professeur Pierre JOURNEAU

3^{ème} sous-section : (Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale)

Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO – Professeur Bruno DEVAL

4^{ème} sous-section : (Endocrinologie et maladies métaboliques)

Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : (Oto-rhino-laryngologie)

Professeur Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI

2^{ème} sous-section : (Ophtalmologie)

Professeur Jean-Luc GEORGE – Professeur Jean-Paul BERROD – Professeur Karine ANGIOI-DUPREZ

3^{ème} sous-section : (Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)

Professeur Jean-François CHASSAGNE

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT

2^{ème} sous-section : (Cytologie et histologie)

Docteur Edouard BARRAT

Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

3^{ème} sous-section : (Anatomie et cytologie pathologiques)

Docteur Béatrice MARIE

Docteur Laurent ANTUNES

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER

Docteur Pierre THOUVENOT – Docteur Jean-Marie ESCANYE – Docteur Amar NAOUN

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Docteur Jean STRACZEK – Docteur Sophie FREMONT

Docteur Isabelle GASTIN – Docteur Bernard NAMOUR – Docteur Marc MERTEN – Docteur Catherine MALAPLATE-ARMAND

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Docteur Gérard ETHEVENOT – Docteur Nicole LEMAU de TALANCE – Docteur Christian BEYAERT

Docteur Bruno CHENUUEL

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Docteur Didier QUILLIOT – Docteur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière)

Docteur Francine MORY – Docteur Christine LION

Docteur Michèle DAILLOUX – Docteur Véronique VENARD

2^{ème} sous-section : (Parasitologie et mycologie)

Docteur Marie-France BIAVA – Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU – Docteur Marie MACHOUART

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (Epidémiologie, économie de la santé et prévention)

Docteur François ALLA – Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE

4^{ème} sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)

Docteur Pierre GILLOIS

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Docteur François SCHOONEMAN

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Docteur Anne KENNEL

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Docteur Christophe PHILIPPE

**48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie et réanimation chirurgicale)

Docteur Jacqueline HELMER – Docteur Gérard AUDIBERT

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique)

Docteur Françoise LAPICQUE – Docteur Marie-José ROYER-MORROT – Docteur Nicolas GAMBIER

**49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET
RÉÉDUCATION**

5^{ème} sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)

Docteur Jean PAYSANT

**54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,
ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION**

5^{ème} sous-section : (Biologie et médecine du développement et de la reproduction)

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE

Monsieur Vincent LHUILLIER

40^{ème} section : SCIENCES DU MÉDICAMENT

Monsieur Jean-François COLLIN

60^{ème} section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE

Monsieur Alain DURAND

61^{ème} section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Monsieur Jean REBSTOCK – Monsieur Walter BLONDEL

64^{ème} section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

Monsieur Franck DALIGAULT

65^{ème} section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY

Madame Ketsia HESS – Monsieur Pierre TANKOSIC – Monsieur Hervé MEMBRE

67^{ème} section : BIOLOGIE DES POPULATIONS ET ÉCOLOGIE

Madame Nadine MUSSE

68^{ème} section : BIOLOGIE DES ORGANISMES

Madame Tao XU-JIANG

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

Docteur Alain AUBREGE

Docteur Francis RAPHAEL

Docteur Jean-Marc BOIVIN

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Michel BOULANGE – Professeur Alain LARCAN – Professeur Michel WAYOFF – Professeur Daniel ANTHOINE
Professeur Hubert UFFHOLTZ – Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Paul VERT
Professeur Jean PREVOT – Professeur Jean-Pierre GRILLIAT - Professeur Philippe CANTON – Professeur Pierre MATHIEU
Professeur Gilbert THIBAUT – Professeur Daniel SCHMITT – Mme le Professeur Colette VIDAILHET
Professeur Jean FLOQUET – Professeur Claude CHARDOT – Professeur Michel PIERSON – Professeur Alain BERTRAND
Professeur Daniel BURNEL – Professeur Jean-Pierre NICOLAS – Professeur Michel VIDAILHET –
Professeur Marie-Claire LAXENAIRE – Professeur Claude PERRIN – Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ –
Mme le Professeur Simone GILGENKRANTZ – Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972)
Université de Stanford, Californie (U.S.A)
Professeur Paul MICHIELSEN (1979)
Université Catholique, Louvain (Belgique)
Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982)
Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)
Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982)
Wanderbilt University, Nashville (U.S.A)
Harry J. BUNCKE (1989)
Université de Californie, San Francisco (U.S.A)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)
Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)
Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)
Professeur James STEICHEN (1997)
Université d'Indianapolis (U.S.A)
Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
*Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des
Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)*

SERMENT

"Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

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

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

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

À NOTRE MAÎTRE ET PRÉSIDENT DE THÈSE

Monsieur le Professeur D. REGENT,

Professeur de Radiologie

Nous vous remercions de l'honneur que vous nous faites de nous avoir confié ce travail.

Nous sommes fiers d'être votre élève et d'avoir appris à « lire » les examens radiologiques à vos côtés.

Votre savoir si bien transmis, votre verbe et vos sermons jubilatoires à la messe du lundi ont motivé notre intérêt pour l'imagerie thoracique et abdominale.

Que ce travail soit l'expression de notre profond respect et de notre fidèle dévouement.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE,

Monsieur le Professeur E. ALIOT

Professeur de Cardiologie et Maladies Vasculaires

Nous vous remercions pour l'enseignement dont vous nous avez fait profiter toutes ces années.

Vous nous avez reçu avec sympathie et bienveillance lors de nos entrevues et vous avez participé à la bonne entente cardio-radiologique.

C'est pour nous un grand honneur de vous compter parmi nos juges.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE,

Monsieur le Professeur P-Y. MARIE

Professeur de Biophysique et Traitement de l'Image

Nous sommes très sensibles à votre présence dans ce jury et vous remercions d'avoir bien voulu juger ce travail.

Nous vous remercions également de la sympathie et de la disponibilité que vous nous avez toujours témoignées lors de nos rencontres riches d'enseignements.

Soyez assuré de notre profonde gratitude.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE,

Monsieur le Docteur S.TISSIER

Docteur en Médecine

Ton enthousiasme pour l'imagerie cardiaque a guidé ce travail et je suis très sensible à l'aide précieuse que tu m'as apportée.

Tu as été un Chef de Clinique idéal et je n'oublierai pas les fruits de ton compagnonnage.

Sois sincèrement remercié de la confiance et de l'amitié que tu m'as témoignées.

À NOTRE MAÎTRE ET JUGE,

Monsieur le Docteur D. MANDRY

Docteur en Médecine

Avoir travaillé sur ce sujet avec toi à été un honneur et un plaisir.

Ta participation spontanée et indispensable m'a beaucoup aidé et tes conseils quotidiens sont précieux.

Sois vivement remercié de la disponibilité et de l'amitié que tu me témoignes depuis longtemps.

À MES MAÎTRES D'INTERNAT ET CHEFS DE CLINIQUE

À Valérie Laurent

Pour ta gentillesse spontanée, ton enthousiasme si communicatif,
Pour l'enseignement si riche que tu me transmets quotidiennement,
Et pour notre amitié qui je l'espère continuera à traverser le cadre radiologique.

À Cécile Barbary-Lefevre, Sandrine Corby-Ciprian et Edith Kermarrec

Pour la proximité, la disponibilité et l'amitié que vous m'avez témoignées.
Pour l'efficacité de votre approche radiologique,
Vous êtes des exemples pour moi, merci pour tout.

À Lionel Meyer-Bisch et Michel Nicolas

Deux styles différents...Je n'oublierai pas vos précieux conseils.

À Christophe Bazin, Hervé Boccaccini et Sylvie Béot

Pour vos enseignements en Radiologie Interventionnelle.

À René Anxionnat (« vive les Vosges »), Emmanuelle Schmitt, Stéphane Kremer et Virginie Antoine

Vous m'avez fait (presque) hésiter avec la Neuroradiologie. Votre accueil et vos conseils sont inoubliables.

À Marc Ladrière et Mme le Professeur Kessler

Pour la bienveillance que vous m'avez témoignée au début de ma vie médicale.

À Cyrille Hulin, Serge Bologna, Pierre Feugier, et à Mr le Professeur Lederlin

Pour votre science « hémato-footballistique ».
Je m'inspire quotidiennement de vos talents cliniques.

À J.L.Ulrich, A.Peutot, S.Gross-Nanty, J.Fanget-Carminati, D.Schwing et S.Massé

Pour votre accueil mosellan inoubliable.

AUX MAITRES D'INTERNAT QUI ONT ACCOMPAGNÉ MES ÉTUDES

Monsieur le Professeur L. Picard

Monsieur le Professeur S. Bracard

Monsieur le Professeur M. Braun

Monsieur le Professeur A. Blum

Monsieur le Professeur M. Claudon

Monsieur le Docteur J. Stines

Monsieur le Docteur B. Grignon

Monsieur le Docteur T. Batch

Madame le Docteur K. Barbara

Madame le Docteur S. Iochum-Duchamp

Madame le Docteur MA. Galloy

Madame le Docteur L. Mainard

Madame le Docteur AL. Guerin

Monsieur le Docteur P. Henrot

Monsieur le Docteur B. Boyer

Monsieur le Docteur P. Troufléau

AUX ÉQUIPES DE MANIPULATEURS DES SERVICES DE RADIOLOGIE BRABOIS ADULTES, GUILLOZ, METZ-BONSECOURS, NEURORADIOLOGIE, HÔPITAL D'ENFANTS, CENTRE ALEXIS VAUTRIN

Et plus particulièrement à toute l'équipe de la « colline », sans oublier nos infirmières dévouées Joëlle et Thérèse.

AUX SECRETAIRES QUI TAMPONNENT NOS EXIGENCES

En pensant surtout à Catherine, Patricia et Sylvaine.

À ma famille

À mon Papy,

Tu me manques tellement. Je te dois ce que je suis aujourd'hui.

À mes parents,

Pour le soutien que vous avez manifesté au cours de mes études et pour m'avoir laissé toute liberté de choix. Pour votre disponibilité, votre compréhension et votre amour. J'espère que vous êtes fier de votre fils comme je peux être fier de l'éducation que vous m'avez transmise.

À Julie ma sœur presque jumelle, à Mina ma nièce en or et à Sam le terrible

Je vous aime fort. Eric (mon beauf adoré), continue de prendre bien soin d'eux !

À Mamy Geneviève,

Ton amour et tes bons petits plats ont bercé mon enfance. Les redécouvrir aujourd'hui me renforce.

À Mamy-la-poule

À ma marraine

À mes oncles et tantes

À mes cousins et cousines, et surtout à Éléonore et Adrien.

Je suis si fier de vous et de notre complicité d'antan aujourd'hui retrouvée.

À ma belle-famille Leloup, en particulier à Annie et Jean-Claude, à la famille Grillot, à Mamy Lise et Papy Robert

Merci pour votre accueil si chaleureux.

À tous mes amis, et en particulier....

À Guillaume

Je m'amuse de voir le parallélisme de nos parcours. Je suis fier et heureux de t'avoir à mes côtés. Continuons ensemble ce chemin dans le même état d'esprit !

À Fiston

Ton parcours, nos antécédents, et ton sérieux...dans la fête m'impressionne. Notre trio (avec le sus-nommé Guillaume) est magique.

Aux pharmaciens qui m'ont adopté : tout est un peu grâce à vous aussi...

Flo, Emilie, Frantz, Mimie, Ridha, Hélène, Caro, François, Virginie, Nico, Justine, Mélanie, Louis, JF, Froggy, Laurette, Pierre et tous les autres....sans oublier le dentiste de la troupe, Matthieu.

À mes potes de médecine, indispensables

Pascale, Anne, Edouard et Bérengère, Fred et Laurence, Julien et Fanny, Thierry, Alex et Delphine, Belette, Rongeur, Pat, Benji, Nono et Laetitia, Antoine et Marie-Virginie, Peggy et Hughes, et tous les autres bien sûr.

Aux Basques et Palois: la distance, on s'en fout !

Frank et Céline, Xabi et Axelle

À mes amis plus que collègues

Olivier et Julien : la Dream Team débarque !

À tous mes co-internes de Radiologie

Grâce à vous l'ambiance est exceptionnelle.

Et, par dessus tout, à Quiterie

Merci à toi mon Choupi,
Ton soutien est sans faille, mon Amour sans limite,
Tu m'as toujours guidé dans le bon chemin,
Nos épreuves nous renforcent, notre Amour grandit,
Je suis si fier des projets que l'on a entrepris ensemble.
Je t'aime plus que tout.
Je ne baisserai jamais les bras, pour toi, pour nous.

PS : On se reposera quand on sera mort !

Introduction	1
1. PREMIERE PARTIE	3
1.1. La fraction d'éjection et les volumes ventriculaires, reflet de la fonction contractile cardiaque globale	3
1.1.1. Rappels physiopathologiques	3
1.1.2. Les indices de fonction systoliques dérivés des dimensions ventriculaires gauches	5
1.1.3. Valeurs normales et variations physiopathologiques	6
1.1.3.1. Intérêt de l'indexation à la surface corporelle	6
1.1.3.2. Valeurs normales	7
1.1.3.3. Variations physiopathologiques	8
1.2. Les méthodes de mesure de la fraction d'éjection ventriculaire actuellement validées	9
1.2.1. Irradiantes	9
1.2.1.1. La ventriculographie conventionnelle par projection	9
1.2.1.2. Les techniques de scintigraphie cardiaque	10
1.2.1.2.1. La ventriculographie par angiographie au radionucléide (Gated Blood Pool) ou fraction d'éjection isotopique	10
1.2.1.2.2. La tomoscintigraphie myocardique : « SPECT » (Single Photon Emission Computed Tomography) et « gated SPECT »	12
1.2.1.2.3. Tomoscintigraphie cardiaque par émission de positons : ¹⁸ FDG TEP-Scan	15
1.2.2. Non irradiantes	16
1.2.2.1. Échocardiographie	16
1.2.2.1.1. Méthodes de mesure volumique par extrapolation	17
1.2.2.1.2. Méthodes de mesure volumique directe	20
1.2.2.2. IRM	21
1.2.3. Intérêts relatifs des différentes techniques dans l'évaluation fonctionnelle ventriculaire	23
1.2.3.1. Échocardiographie	23
1.2.3.2. Angiographie au radionucléide	24
1.2.3.3. Imagerie par Gated SPECT	25
1.2.3.4. L'IRM	26

1.2.4. Comment choisir la bonne technique? Forces et limites des différents examens	26
1.3. Le scanner comme nouvel outil d'évaluation de la fonction cardiaque globale	
1.3.1. Historique du scanner cardiaque	28
1.3.2. Bases théoriques de l'acquisition tomodensitométrique cardiaque multidétecteurs	29
1.3.3. Principes de l'étude fonctionnelle ventriculaire en scanner multi coupes	
1.3.3.1. Méthode volumique directe	32
1.3.3.2. Méthode volumique extrapolée	32
1.3.3.3. Méthode en projection « Maximal Intensity Projection » (MIP)....	33
1.3.4. Résultats actuels et validité	33
1.3.4.1. En comparaison avec l'échographie	33
1.3.4.2. En comparaison à l'IRM	34
1.3.4.3. En comparaison à la ventriculographie conventionnelle	37
1.3.4.4. En comparaison avec les techniques scintigraphiques	37
2. MATERIELS ET METHODES	39
2.1. Sélection des patients	39
2.1.1. Sélection des patients « scan + tomoscinti » et « scan + IRM »	39
2.1.2. Sélection des patients « scan + écho »	41
2.2. Les méthodes d'intervention	41
2.2.1. Principes des acquisitions cardiaques	41
2.2.1.1. Scanner multidétecteurs	41
2.2.1.2. La synchronisation ECG rétrospective	42
2.2.1.3. La retro-reconstruction du volume cardiaque	43
2.2.1.4. Protocoles d'acquisition	43
2.2.2. Les deux méthodes d'évaluation scanographique des volumes et de la fraction d'éjection ventriculaire	44
2.2.2.1. Méthode volumique directe	45
2.2.2.2. Méthode volumique extrapolée	51
2.3. Méthodologie	55
2.4. Obtention des résultats des méthodes de référence	56
2.4.1. Résultats des tomoscintigraphies	56
2.4.2. Résultats des IRM cardiaques	57

2.4.3. Résultats des échographies cardiaques	57
2.5. Analyses statistiques	57
2.6. Étude dosimétrique	58
3. RÉSULTATS	61
3.1. Nombre de patients	61
3.2. Caractéristiques des populations étudiées	61
3.2.1. Démographie	61
3.2.2. Volumes et fraction d'éjection ventriculaires moyens	62
3.2.3. Fréquence cardiaque	62
3.3. Choix des phases systoliques et diastoliques	63
3.4. Durée de post-traitement	65
3.5. Sensibilité aux artefacts	65
3.6. Corrélation entre les méthodes volumiques directe et extrapolée	67
3.7. Influence de la chambre de chasse	69
3.8. Reproductibilité intra et inter observateurs	70
3.8.1. Ventricule gauche	70
3.8.2. Ventricule droit	72
3.9. Comparaison aux méthodes de référence	74
3.9.1. Performances par rapport à l'échographie	74
3.9.1.1. Volume télé diastolique du ventricule gauche	74
3.9.1.2. Volume télé systolique du ventricule gauche	75
3.9.1.3. Fraction d'éjection du ventricule gauche	76
3.9.2. Performances par rapport à l'IRM	78
3.9.2.1. Ventricule Gauche	78
3.9.2.1.1. Volume télé diastolique	78
3.9.2.1.2. Volume télé systolique	79
3.9.2.1.3. Fraction d'éjection	80
3.9.2.2. Ventricule droit	81
3.9.2.2.1. Volume télé diastolique	81
3.9.2.2.2. Volume télé systolique	82
3.9.2.2.3. Fraction d'éjection	83
3.9.3. Performances par rapport à la tomoscintigraphie	84
3.9.3.1. Volume télé diastolique du ventricule gauche	84
3.9.3.2. Volume télé systolique du ventricule gauche	85

3.9.3.3. Fraction d'éjection du ventricule gauche	86
3.9.3.4. Résultats obtenus en ne considérant que les tomoscintigraphies au ^{99m} Tc	87
4. DISCUSSION	90
4.1. Mesure scanographique de la fonction ventriculaire : une technique fiable ?	90
4.2. Quelles phases systoliques et diastoliques choisir ?	94
4.3. Un post traitement réalisable en routine ?	95
4.4. Limites de l'étude	97
4.5. Perspectives du scanner cardiaque fonctionnel	97
Conclusion	102

INTRODUCTION

L'évaluation précise et reproductible de la fonction ventriculaire gauche est essentielle pour le diagnostic, le suivi thérapeutique et le pronostic des patients souffrant de cardiopathie ischémique ou non-ischémique. Les volumes ventriculaires et la masse myocardique sont des facteurs prédictifs de morbi-mortalité de la coronaropathie. De plus, la fonction ventriculaire gauche globale est considérée comme le meilleur déterminant d'insuffisance cardiaque post-infarctus. L'évaluation non invasive de la fonction ventriculaire gauche est pratiquée en routine par l'échocardiographie, examen rapide et accessible mais souvent opérateur-dépendant, et la méthode de référence actuelle, couplée à l'étude de viabilité myocardique, est l'imagerie par résonance magnétique nucléaire. Les techniques actuelles ne sont pas spécifiques de la fonction cardiaque, mais apportent d'autres informations qui vont guider le choix du cardiologue : morphologie cardiaque, viabilité myocardique, cinétique régionale. Ainsi, plusieurs autres techniques sont couramment utilisées : ventriculographie conventionnelle au décours de la coronarographie, tomoscintigraphie au $^{201}\text{Thallium}$ ou au $^{99\text{m}}\text{Téchnetium}$ avec gating cardiaque, tomoscintigraphie par émission de positons. Seule la ventriculographie isotopique est spécifiquement dédiée à l'estimation des volumes et de la fraction d'éjection ventriculaire. Récemment le scanner multi détecteurs a rejoint le domaine de l'imagerie cardiaque pour sa capacité à évaluer l'obstruction coronaire ou les malformations cardiaques. L'acquisition des données étant continue, la synchronisation rétrospective à l'ECG permet la reconstruction d'images à tout moment du cycle cardiaque. Ainsi, les coupes peuvent être produites aux phases télédiastolique et télésystolique, permettant ainsi le calcul des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection. Le développement technique rapide de ces dernières

années a permis une amélioration spectaculaire de la résolution temporo-spatiale, et le scanner cardiaque s'est imposé comme une technique robuste d'exploration coronaire, dont les indications sont bien acceptées (contrôle de perméabilité de pontages, précordialgies atypiques, bilan coronaire après échec de coronarographie, bilan de malformation cardiaque et notamment coronaire etc...). L'amélioration de l'ergonomie des logiciels de post-traitement a également permis la détermination semi-automatique de la fonction ventriculaire, en analogie avec l'approche volumique en IRM.

Les objectifs principaux de ce travail sont doubles : comparer entre elles deux méthodes différentes de mesure scanographique des volumes ventriculaires et évaluer leur corrélation à trois techniques de référence : l'échocardiographie, l'IRM et la tomoscintigraphie. Nous avons ensuite tenté de déterminer la faisabilité et les intérêts de l'approche fonctionnelle cardiaque en scanner, afin de proposer un « tutoriel » de mesure des volumes et de la fraction d'éjection ventriculaire droite ou gauche.

1. PREMIÈRE PARTIE

1.1. La fraction d'éjection et les volumes ventriculaires, reflet de la fonction contractile cardiaque globale

1.1.1. Rappels physiopathologiques ¹

L'évaluation de la fonction ventriculaire gauche est une préoccupation principale dans de nombreuses situations cliniques : diagnostic et suivi de l'insuffisance cardiaque, suivi et conséquences des valvulopathies, appréciation du risque cardio-vasculaire des patients devant bénéficier d'une anesthésie générale, ou encore suivi du retentissement des traitements cardiotoxiques, notamment des chimiothérapies à base d'anthracyclines.

L'éjection systolique des ventricules est un ensemble de contraction et de raccourcissement du myocarde (fibres entrecroisées). La contraction d'un ventricule gauche (VG) normal (normokinétique) entraîne trois déformations en systole : un raccourcissement circonférentiel (A), un épaissement radial (R) et un raccourcissement longitudinal (L, *Figure 1*).

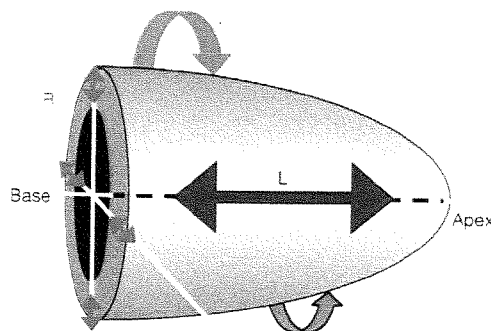


FIGURE 1 : Physiologie de la contraction ventriculaire gauche

Au cours du cycle cardiaque normal, la systole débute par une élévation de pression sans modification de volume, c'est la contraction isovolumétrique. Lorsque la pression ventriculaire dépasse la pression diastolique aortique, la valve aortique s'ouvre ; commence alors la phase d'éjection au cours de laquelle la pression ventriculaire continue initialement de croître pour passer par un maximum et se met à décroître ; parallèlement, le volume ventriculaire diminue, passant du volume télédiastolique (VTD) au volume télésystolique (VTS).

Lorsque la pression ventriculaire devient inférieure à la pression aortique, la valve aortique se ferme ; la pression ventriculaire continue de chuter alors que le volume ventriculaire reste constant : c'est la phase de relaxation isovolumétrique. À la fin de cette période, la pression ventriculaire passe sous la pression atriale gauche et la valve mitrale s'ouvre ; c'est le début de la diastole où le volume ventriculaire augmente, avec une phase de remplissage rapide, une phase de remplissage lent et une phase de remplissage liée à la contraction atriale ; le volume ventriculaire repasse alors du VTS au VTD et le cycle recommence (*Figure 2*).

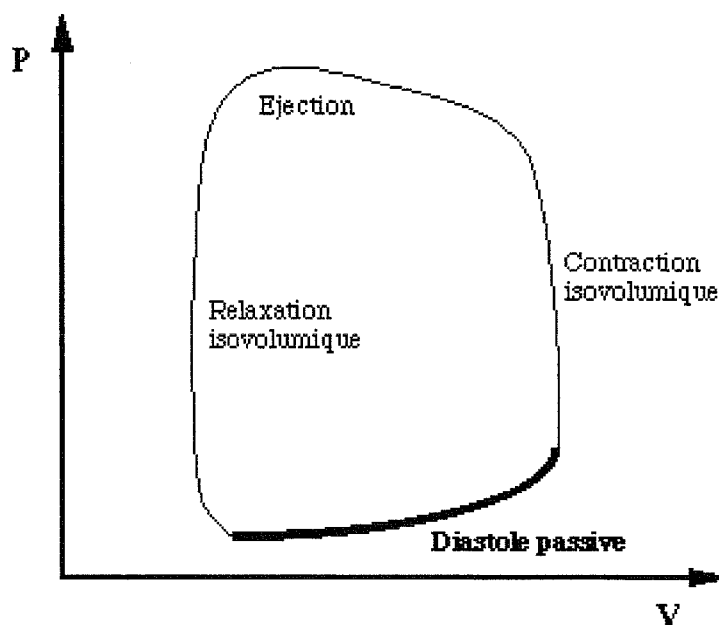


FIGURE 2 : Boucle pression-volume de la contraction ventriculaire gauche

La performance ventriculaire est sous la dépendance de quatre facteurs principaux : la pré charge, la contractilité, la post charge et la fréquence cardiaque. Les indices de fonction ventriculaire gauche mesurent pour la plupart, les variations relatives de ces quatre facteurs.

La fonction systolique correspond à la capacité de vidange du VG permettant d'assurer un débit adapté aux besoins tissulaires de l'ensemble des organes. Elle est déterminée essentiellement par la contractilité qui est appréciée par les indices actuels de performance systolique. Cette dernière dépend très largement des conditions de charge, et en particulier de post charge . Ainsi la contractilité peut être franchement altérée et les indices de performance systolique relativement préservés si la post charge est réduite, par exemple en cas d'insuffisance mitrale sévère ou lors d'une vasodilatation artérielle (choc septique, traitements vasodilatateurs...). La plupart des indices de fonction systolique utilisés en pratique clinique sont dépendants des conditions de charge et de la fréquence cardiaque ; ils ne peuvent donc permettre d'évaluer l'évolution de la contractilité myocardique que lors de mesures itératives chez un même patient, et seulement si les conditions de charge et la fréquence cardiaque sont comparables d'une mesure à l'autre.

1.1.2. Les indices de fonction systolique dérivés des dimensions ventriculaires gauches ²

Les plus utilisés sont les fractions de raccourcissement d'une dimension ventriculaire qui rapporte la différence diastolo-systolique de la dimension à sa valeur diastolique. Lorsqu'elle est segmentaire (unidimensionnelle), la fraction de raccourcissement intéresse le diamètre ventriculaire gauche et se calcule selon l'équation $FR = (DTD -$

DTS)/DTD (DTD=diamètre télédiastolique, DTS=diamètre télésystolique). Elle se mesure en échographie temps-mouvement et admet une valeur normale à $35 \pm 5\%$. Lorsqu'elle intéresse les surfaces ventriculaires, la fraction de raccourcissement se calcule selon l'équation $FRS = (STD - STS) / STD$ (STD et STS sont les surfaces petit axe du VG en diastole et en systole). Elle se mesure en échocardiographie bidimensionnelle sur une coupe petit axe passant par les piliers de la valve mitrale. Elle a pour valeur normale $55 \pm 5\%$.

Lorsque la dimension ventriculaire est un volume, la fraction de raccourcissement correspond à la fraction d'éjection du ventricule gauche : $FE = (VTD - VTS) / VTD$, sa valeur normale est admise à $65 \pm 5\%$.

Lorsque la contractilité segmentaire est normale, la FR segmentaire et la FRS sont corrélées à la FE. À l'inverse, en cas de trouble important de la cinétique segmentaire, la fraction de raccourcissement ne peut plus être utilisée pour estimer la FEVG.

1.1.3. Valeurs normales et variations physiopathologiques

1.1.3.1. Intérêt de l'indexation à la surface corporelle

Le débit cardiaque (QC) qui dépend de la fraction d'éjection, s'adapte aux besoins métaboliques qui dépendent de la taille, du poids, de l'activité musculaire, de la température et du sexe. En rapportant QC à la surface cutanée (SC), on obtient l'index cardiaque (IC) indépendant du poids et de la taille. De même, en rapportant la FE à la surface cutanée, on s'affranchit des variations physiologiques liées au sexe, à la taille et au poids.

1.1.3.2. Valeurs normales

Les valeurs normales échographiques habituellement retenues pour le ventricule gauche ont été déterminées par l'étude d'une population de 510 nord-américains Blancs, non hypertendus, non diabétiques et de poids normal, sans cardiopathie.³ Les valeurs sont rapportées à la surface corporelle et résumées dans le *tableau I*.

TABLEAU I : valeurs échographiques normales des volumes et de la fraction d'éjection du VG

Ventricule gauche	Valeur de référence	Discrètement anormal	Modérément anormal	Sévèrement anormal
Femmes				
VTD (mL)	56-104	105-117	118-130	>130
VTD (mL/m²)	35-75	76-86	87-96	>96
VTS (mL)	19-49	50-59	60-69	>69
VTS (mL/m²)	12-30	31-36	37-42	>42
FE	>55 %	45-54 %	30-44 %	<30 %
Hommes				
VTD (mL)	67-155	156-178	179-201	>201
VTD (mL/m²)	35-75	76-86	87-96	>96
VTS (mL)	22-58	59-70	71-82	>82
VTS (mL/m²)	12-30	31-36	37-42	>42
FE	>55 %	45-54 %	30-44 %	<30 %

En IRM, les valeurs normales sont plus élevées qu'en échocardiographie, et les volumes relevés chez des volontaires sains sont résumés dans le *tableau II*.⁴

TABLEAU II : valeurs normales retenues en IRM

Ventricule gauche	Hommes	Femmes
VTD (mL)	102-235	96-174
VTD (mL/m²)	53-112	56-99
VTS (mL)	29-93	27-71
VTS (mL/m²)	15-45	14-40
FE (%)	55-73	54-74

1.1.3.3. Variations physiopathologiques

La fraction d'éjection est largement influencée par la post charge ; en particulier toute augmentation importante de la post charge diminue la FEVG sans qu'il n'y ait nécessairement une diminution de la force contractile du cœur. À l'inverse, une forte diminution de post charge tend à normaliser une FEVG altérée par une baisse de la contractilité. Ainsi, la FE est un bon reflet de la contractilité ventriculaire tant qu'il n'y a pas de variation significative de la post charge.

A l'effort, on observe deux types de réponse physiologique : chez l'adulte jeune, la FE augmente grâce à la diminution du VTS obtenue par majoration de la contractilité (influence inotrope positive), alors que chez le sujet âgé on assiste à l'élévation du VTD par augmentation de la pré charge. Ces réponses physiologiques à l'effort permettent une augmentation de la FE de 5%.

1.2. Les méthodes de mesure de la fraction d'éjection ventriculaire actuellement validées

1.2.1. Irradiantes

1.2.1.1. La ventriculographie conventionnelle par projection⁵

La ventriculographie gauche de contraste a été longtemps considérée comme le gold standard auquel étaient comparées les techniques non invasives d'évaluation de la fonction ventriculaire gauche. En effet, la fraction d'éjection et les volumes ventriculaires mesurés en ventriculographie sont très précis et reproductibles. Ses avantages restent nombreux : appréciation possible des défauts de cinétique myocardique, mesure simultanée des pressions intra cavitaires, visualisation de l'arbre coronaire et possibilité d'angioplastie dans le même temps opératoire. De plus, cette méthode permet le diagnostic des valvulopathies par régurgitation, des shunts inter atriaux ou inter ventriculaires et la distinction entre les cardiopathies dilatées et ischémiques. Ces avantages sont au prix d'une procédure irradiante (7-8mSv), nephrotoxique et invasive (morbidity de l'abord artériel).

1.2.1.2. Les techniques de scintigraphie cardiaque

1.2.1.2.1. La ventriculographie par angiographie au radionucléide (Gated Blood Pool) ou fraction d'éjection isotopique⁶

Deux techniques sont possibles : la plus utilisée en routine est la ventriculographie d'équilibre du radionucléide (*Figure 3*). On utilise des hématies marquées au ^{99m}Tc , injectées par voie intraveineuse. L'enregistrement des données est synchronisé à l'électrocardiogramme (ECG). Les acquisitions par la Gamma caméra sont faites dans trois plans : antérieur, oblique antérieur gauche, et oblique postérieur gauche. Le processeur réalise une sommation des scintillations recueillies sur 800 à 1000 cycles cardiaques. Au repos, il est possible d'enregistrer 16 images par cycle cardiaque (50ms par image). À partir de ces données sont extraites des courbes de volume ventriculaire en fonction du temps, desquelles sont déduits, grâce à l'enregistrement ECG, les volumes télé systolique, télé diastolique et la fraction d'éjection. Cette technique a le mérite d'apprécier justement la fonction ventriculaire en réalisant un moyennage des données sur plusieurs cycles cardiaques. Il est possible d'évaluer la taille des cavités cardiaques et des gros vaisseaux, la cinétique segmentaire, l'épaisseur pariétale. En revanche, on est gêné lorsqu'il se produit une captation extracardiaque du traceur, notamment en cas de splénomégalie.

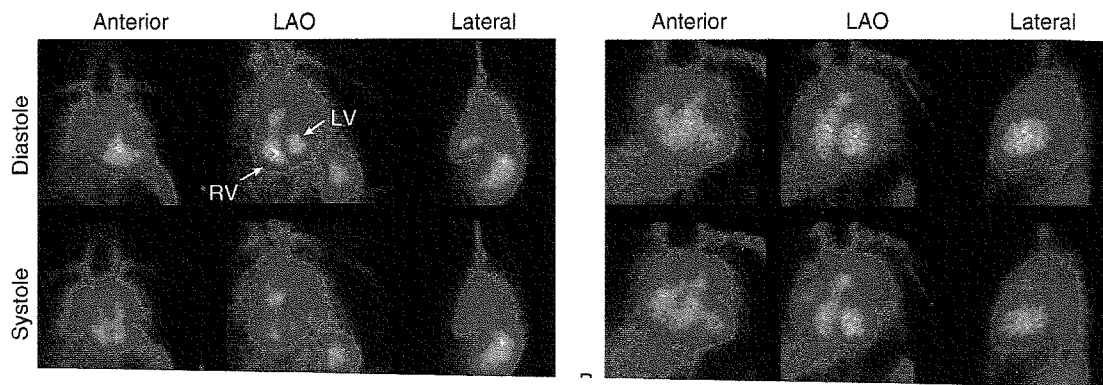


FIGURE 3 : Ventriculographie isotopique d'équilibre

L'autre technique est une ventriculographie de premier passage : son principe repose sur l'utilisation d'un traceur qui émet une quantité élevée de rayonnement (25mCi) dans un temps court, et ce pour des valeurs acceptables d'irradiation corporelle. Pour cela on administre par voie intraveineuse du ^{99m}TC couplé au DTPA (Diethylene Tri amine Pentaacetique Acide) qui possède une bonne clairance rénale. Le bolus est injecté à la pompe automatique, sur 2-3s, à débit constant. Le recueil des scintillations est ainsi très rapide, au fur et à mesure que le bolus radioactif traverse le ventricule droit, les poumons, puis le ventricule gauche. Le plan d'acquisition des images est unique, en oblique antérieur gauche afin de permettre la meilleure différenciation VD/VG possible. On dessine ensuite une région d'intérêt correspondant aux contours ventriculaires droits ou gauches en fin de diastole afin d'obtenir une courbe de radioactivité en fonction du temps. Il faut en général répéter la procédure sur 5 à 7 cycles cardiaques pour obtenir la fraction d'éjection. L'avantage de cette technique est d'offrir une meilleure résolution temporelle et en contraste, ainsi qu'une meilleure différenciation VD/VG.

1.2.1.2.2. La tomoscintigraphie myocardique : « SPECT » (Single Photon Emission Computed Tomography) et « gated SPECT »⁶

Il s'agit d'une imagerie de perfusion myocardique, couplée à une acquisition tomographique, et souvent sensibilisée par une épreuve de stress, fondée sur l'émission photonique du traceur injecté par voie intraveineuse, capté par les myocytes viables et retenu en intracellulaire. L'émission photonique est ainsi proportionnelle à la perfusion myocardique. Pour obtenir une image en trois dimensions, plusieurs acquisitions à 20-25s d'intervalles sont acquises selon une incidence variant de 0 à 360° : la Gamma caméra tourne autour du cœur. À partir de cette reconstruction tridimensionnelle, sont extraites des images petit-axe et grand-axe vertical et horizontal.

Deux traceurs différents sont utilisés : le ²⁰¹Thallium est le plus ancien, et en tant que cation monovalent, il se comporte comme l'ion K⁺ : il est capté par les myocytes mais pas dans les tissus cicatriciels et permet ainsi la différenciation tissu sain / tissu nécrosé. Le ²⁰¹Thallium émet un photon d'énergie à 80 KeV et possède une demi-vie assez longue de 73 heures. Le pic d'absorption myocardique maximal est obtenu à 5 minutes, et à partir de 10 minutes se produit une redistribution du traceur vers le milieu extracellulaire : la clairance du ²⁰¹Thallium est plus rapide depuis le myocyte normal que depuis le myocyte ischémié, ceci permet ainsi également la différenciation tissus sain / tissu ischémié.

Deux protocoles sont appliqués : à l'effort, où l'on recherche un défaut de fixation myocardique réversible sur les images tardives à 3-4 heures (ischémie réversible, myocarde viable). Au repos, la réversibilité d'un défaut de captation entre les images

initiales et les acquisitions tardives reflète un myocarde viable avec hypo perfusion au repos.

Le second traceur utilisé est le ^{99m}Tc couplé au Sestamibi (Methoxy-2-isobutylisonitrile) ou à la Tetrofosmine (Myoview[®]). Plus récent (introduit en 1990), il émet un photon plus énergétique (140 KeV) à demi-vie plus courte (6h). Sa détectabilité par la gamma caméra est ainsi meilleure et l'irradiation du patient moindre. À la différence du ^{201}Tl , il n'y a pas de redistribution : le Sestamibi couplé au ^{99m}Tc est un dérivé cationique liposoluble traversant le sarcolemme et la membrane mitochondriale par distribution passive. Il est ensuite retenu dans la mitochondrie. Le protocole d'utilisation comprend donc deux injections, l'une au repos, l'autre à l'effort ou au stress.

Plusieurs artéfacts diminuent la sensibilité et la spécificité de l'examen : artéfacts cinétiques atténués par des logiciels de minimisation, atténuation mammaire chez les femmes, atténuation diaphragmatique chez les hommes (notamment en regard de la paroi inférieure du VG) et captations extracardiaques.

Pour atténuer l'influence de ces artéfacts et permettre une étude fonctionnelle de la cinétique ventriculaire est utilisée la synchronisation de l'acquisition au rythme cardiaque du patient, la « Gated SPECT ». Grâce au monitoring de l'ECG, dès qu'une onde R est détectée, une fenêtre d'acquisition s'ouvre et les informations sont stockées. Chaque espace R-R est divisé en 8 fenêtres d'acquisitions à des phases différentes du cycle cardiaque (8 phases). Le nombre de photons émis sur un seul cycle est insuffisant pour créer une image interprétable : le processeur reconstruit un cycle cardiaque représentant une moyenne des centaines de cycles acquis pendant les 8 à 15 minutes de l'examen.

L'évaluation quantitative de la fonction ventriculaire gauche est automatisée, fondée sur la détection des contours épicaudiques et endocardiques dans les trois plans orthogonaux (petit axe, grand axe vertical et horizontal). Les multiples contours 2D sont ensuite reconstruits en 3D à chaque phase du cycle, permettant la mesure du volume télé systolique, du volume télé diastolique et de la fraction d'éjection (*Figure 4*).

La mesure de la fraction d'éjection et des volumes ventriculaires gauches en imagerie SPECT avec synchronisation ECG a été comparée et validée par rapport aux autres techniques : ventriculographie conventionnelle, ventriculographie d'équilibre au radionucléide et IRM.⁷

Il a par ailleurs été démontré la sensibilité et la vulnérabilité de cette technique à deux artéfacts les plus couramment décrits : les erreurs de détection de l'onde R et surtout les mouvements du patient.⁸ Le bruit de l'image peut néanmoins être diminué en portant de 8 à 16 le nombre d'intervalles de détection de phases du cycle cardiaque.⁹

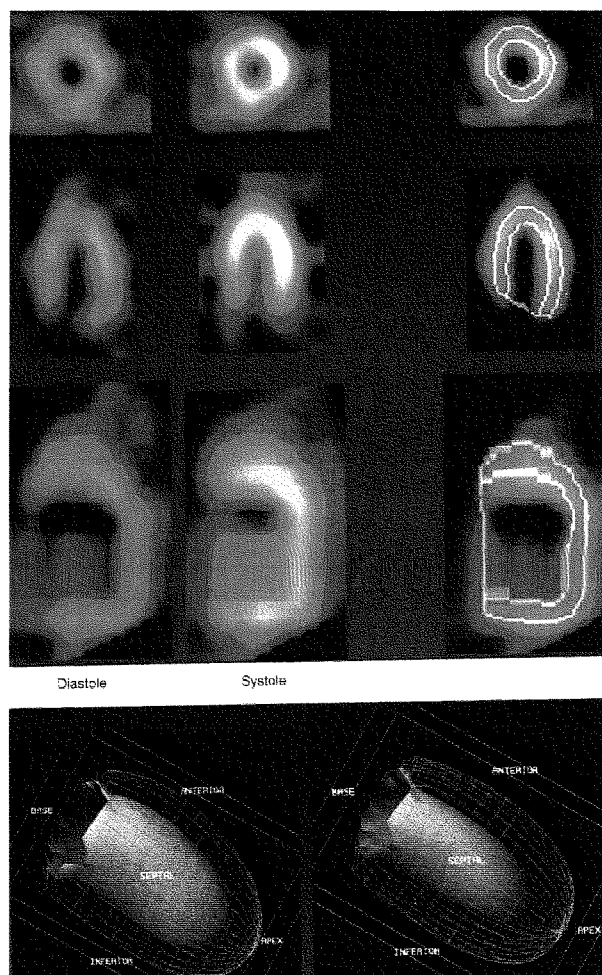


FIGURE 4 : VTD et VTS mesurés en tomoscintigraphie avec synchronisation ECG

1.2.1.2.3. Tomoscintigraphie cardiaque par émission de positons :

^{18}F FDG TEP-Scan⁶

Il est également possible d'apprécier les volumes ventriculaires et la fraction d'éjection par imagerie TEP au ^{18}F FDG (Fluorodesoxyglucose). Cette méthode d'imagerie est également utilisée pour détecter le myocarde viable chez les patients porteur d'une coronaropathie sévère et possède une meilleure résolution spatiale que la scintigraphie SPECT.¹⁰ Elle est ainsi considérée comme l'examen de référence pour la viabilité myocardique. Comme pour la scintigraphie au $^{99\text{m}}\text{Tc}$, l'acquisition des images est synchronisée à l'ECG et la reconstruction est réalisée sur 8 phases du

cycle cardiaque couvrant la totalité de l'espace R-R. Préalablement à l'examen, le patient doit absorber 50 à 75g de glucose afin de sensibiliser la captation myocardique du traceur et augmenter le ratio d'activité myocardique sur l'activité extracardiaque. Puis 200 à 500 MBq de ^{18}F FDG sont injectés par voie veineuse, et l'acquisition débute 40 à 60 minutes après l'injection, pendant environ 20 à 30 minutes. Les coupes axiales natives sont ensuite reconstruites pour créer des coupes petit axe, à partir desquelles un logiciel de détection automatique des contours endo et épicaux calcule les volumes et la fraction d'éjection.^{11,12} L'évaluation des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection en utilisant les données de la scintigraphie au ^{18}F FDG est bien corrélée aux résultats de l'IRM et de la ventriculographie au radionucléide.^{13,14}

1.2.2. Non irradiantes

1.2.2.1. Échocardiographie¹⁵

La mesure des volumes cavitaires, de la masse myocardique et de la fonction ventriculaire sont les objectifs cliniques les plus courants de l'échocardiographie. Sa maniabilité, son accessibilité et son innocuité en font un examen de routine utilisé au lit du patient, en réanimation ou au bloc opératoire. Néanmoins, la standardisation des mesures échographiques n'est pas effective et cela altère la reproductibilité des mesures. Pour sensibiliser les mesures, plusieurs contraintes doivent être respectées : respiration calme (ou en fin d'expiration), décubitus latéral, utilisation de sondes à haute fréquence, réglage optimal du gain et de la focale, utilisation des harmoniques, visualisation du mouvement mitral pour choisir les phases télé

diastoliques ou télé systoliques, voire administration d'agents de contraste pour améliorer la détection des contours endocardiques.

La place de l'échocardiographie de contraste reste cependant encore à déterminer mais cette technique est déjà employée pour sensibiliser la détection des shunts cardiaques, d'étudier la microcirculation coronaire et de rechercher une perfusion résiduelle dans un territoire hypokinétique.

La principale limite de l'échocardiographie réside dans les problèmes d'échogénicité de certains patients : environ 10% des patients ont une échogénicité médiocre, probablement moins grâce aux progrès techniques des échographes.

Les performances diagnostiques de l'échocardiographie peuvent être améliorées par voie endo-oesophagienne, en acceptant une technique plus invasive (sédation par voie veineuse, anesthésie locale, endoscope).¹⁶

L'association à une épreuve de stress (pharmacologique, le plus souvent dobutamine) permet d'étudier de surcroît la viabilité myocardique.

Bien que l'évaluation visuelle du volume et de la performance du VG soit toujours utilisée, seules des mesures quantitatives standardisées peuvent apprécier précisément les volumes et ainsi faire chuter la variabilité intra et inter observateurs.

1.2.2.1.1. Méthodes de mesure volumique par extrapolation

La méthode la plus couramment employée et la plus reproductible est la méthode linéaire, sur une seule dimension (mode temps-mouvement) ou en deux dimensions. Dans tous les cas on utilise une coupe para sternale grand axe et les mesures des diamètres internes en systole et en diastole sont effectuées à mi-ventricule, au niveau des piliers de la valve mitrale, afin que la coupe ne passe pas par la chambre

de chasse ventriculaire. Le rapport du diamètre télé diastolique sur le diamètre télé systolique fournit la fraction de raccourcissement qui est bien corrélée à la fraction d'éjection en l'absence de trouble de la cinétique segmentaire. La méthode de Teichholz est une approximation géométrique utilisant les diamètres endoluminaux mesurés en mode TM en systole et en diastole. La fraction d'éjection est estimée grâce à une table de corrélation reliant le diamètre endoventriculaire à la FE par une formule de régression linéaire. Cette extrapolation a été établie sur des ventricules de forme normale et de contraction homogène. Les mesures en mode TM surestiment légèrement les valeurs données en 2D. En effet, l'utilisation de la coupe 2D s'affranchit de l'erreur d'obliquité commise en mode TM sur une coupe parasternale, ceci provoquant la surestimation des résultats (*Figure 5*).

La variabilité de cette mesure est faible, tant qu'il n'y a pas d'anomalie segmentaire de la cinétique ventriculaire.

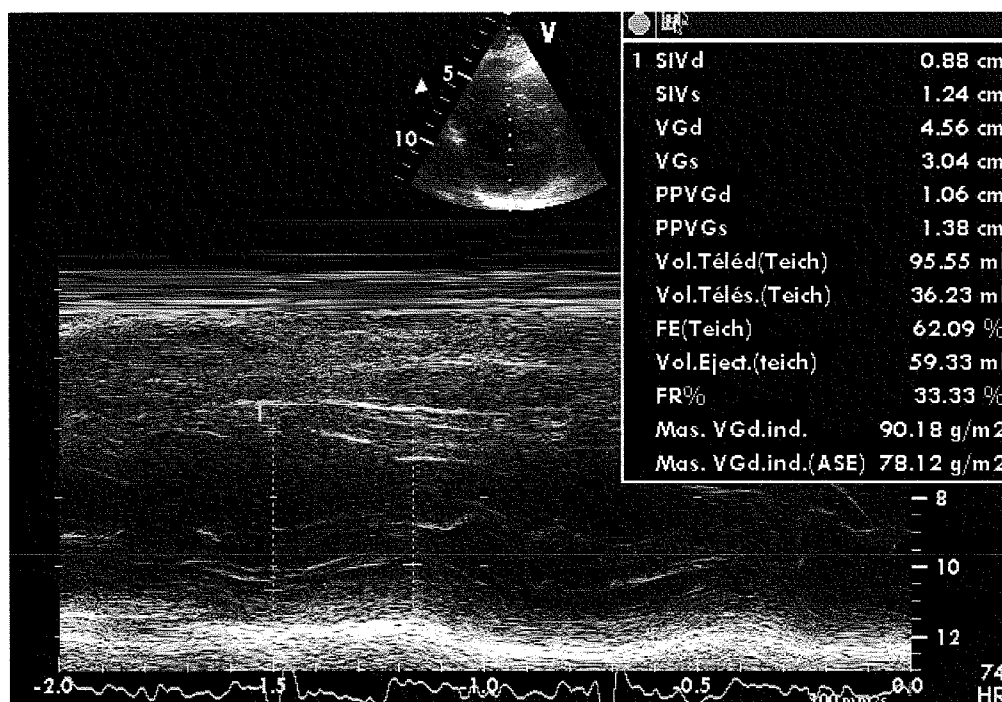


FIGURE 5 : mesure de la FE selon la méthode de Teichholtz

Les autres méthodes de mesure par extrapolation géométrique du volume ventriculaire requièrent une délimitation manuelle des contours endocardiques, en incluant les reliefs des muscles papillaires. La base ventriculaire est définie par convention par une droite reliant l'insertion de la valve mitrale au bord latero-septal de l'annulus en coupe 4 cavités, et au bord antero-inférieur de l'annulus en coupe 2 cavités.

La fin de la diastole est définie par le moment où la valve mitrale se ferme, la fin de la systole lorsque celle-ci s'ouvre, ou alors lorsque les dimensions du ventricule sont maximales ou minimales.

La méthode Biplan est une approximation géométrique fondée sur la considération elliptique du ventricule gauche. Il faut mesurer la longueur du VG sur une coupe grand axe et l'aire du VG sur deux coupes grand axe orthogonales, et le logiciel calcule le volume de d'ellipsoïde résultante. La mesure est effectuée en systole et en diastole et la FE est calculée.

La méthode selon Simpson est la plus utilisée. Le ventricule est considéré comme une pile de disques elliptiques dont la somme des volumes représente le volume total du VG. Habituellement la hauteur de chaque disque est d'1/20 la longueur du ventricule en coupe grand axe. L'aire des disques est déterminée par les deux diamètres obtenus à partir des coupes deux et quatre cavités. Les muscles papillaires sont inclus dans le volume. Ces mesures sont répétées en systole et en diastole puis sont calculés les volumes selon la formule : $\text{Volume} = [5(\text{aire})(\text{longueur})] / 6$. Enfin, la FE est calculée (*Figure 6*).

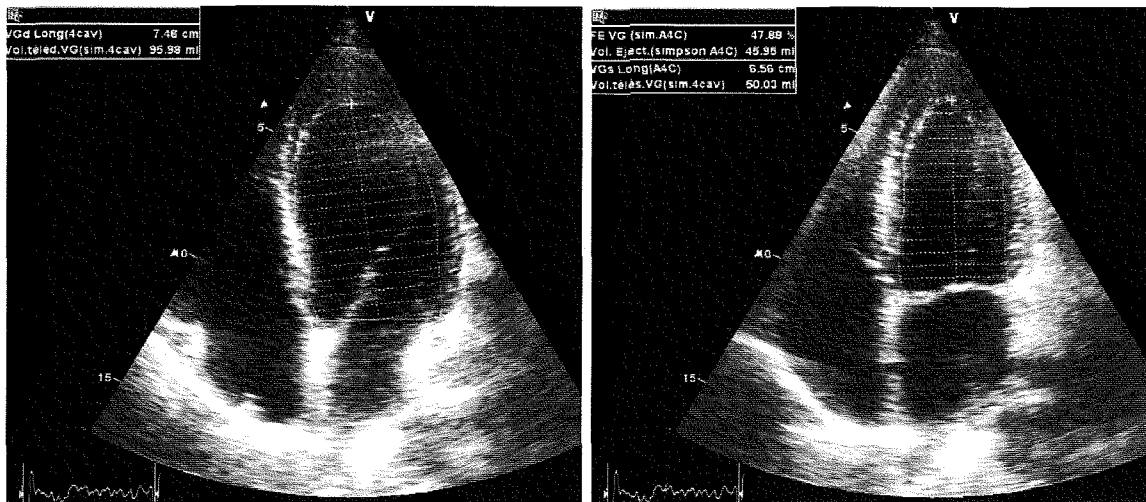


FIGURE 6 : Mesure du VTD (à gauche) et du VTS (à droite) par méthode Simpson 4 cavités

1.2.2.1.2. Méthode de mesure volumique directe

La méthode la plus récente s'affranchit des extrapolations géométriques et se fonde sur des mesures volumiques en 3D : il s'agit soit d'une reconstruction à partir de coupes 2D, soit d'une acquisition de l'image en temps réel en 3D avec une sonde adaptée (*Figure 7*). Après acquisition des données brutes, le calcul des volumes et de la FE s'appuie sur une délimitation manuelle ou semi automatisée des contours. Parmi les différentes méthodes échographiques, la méthode 3D offre la meilleure corrélation avec l'IRM et la meilleure reproductibilité.¹⁷ Néanmoins, lorsque l'on compare l'échographie et l'IRM, la corrélation est meilleure lorsque la même méthode de calcul des volumes et de la FE est utilisée à partir de chaque technique, c'est-à-dire lorsque les résultats sont donnés par méthode volumique en échographie et en IRM.¹⁸

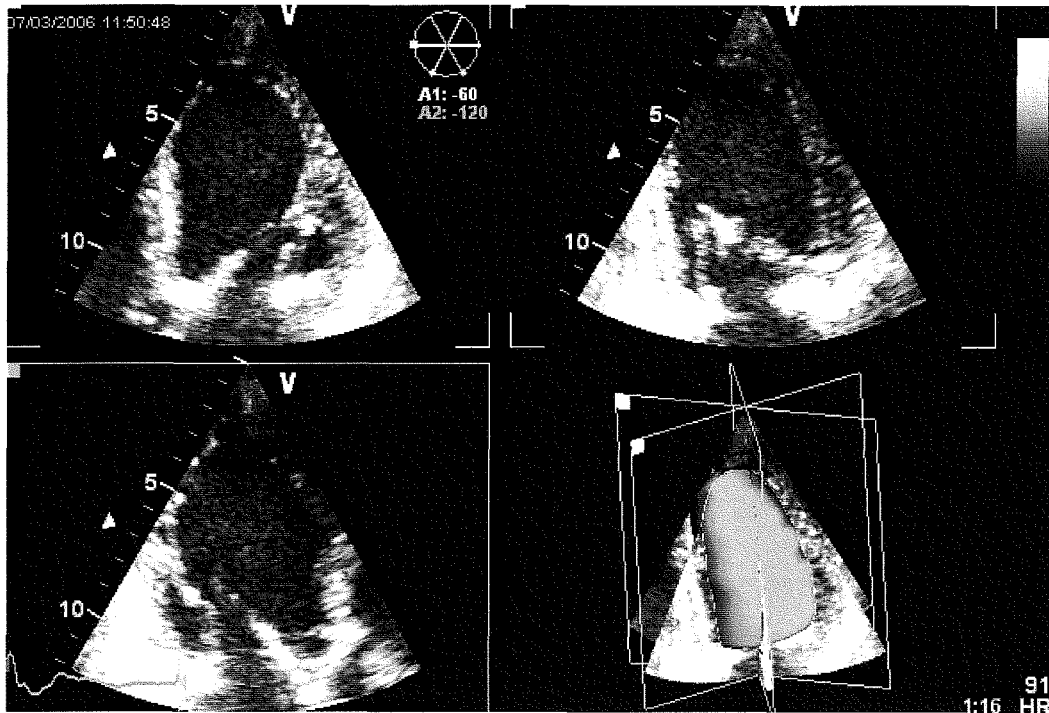


FIGURE 7 : Technique d'échographie 3D pour la mesure des volumes ventriculaires

1.2.2.2. IRM¹⁹

Par ses progrès récents en termes de vitesse d'acquisition, de qualité d'image et de reproductibilité, l'IRM a vu ses indications s'accroître considérablement et fait aujourd'hui partie intégrante de la cardiologie clinique et expérimentale. Ses principaux avantages résident dans son absence d'irradiation X ou Gamma et sa résolution exceptionnelle en temps et en contraste. Ainsi, même si l'échographie reste l'examen de première intention, l'IRM est devenue la technique de référence pour la fonction cardiaque (notamment dans les études pharmacologiques).

Les séquences, acquises en synchronisation respiratoire et surtout en apnée, sont majoritairement l'écho de gradient et le spin écho.

Le spin écho, séquence à sang noir, génère des images dites « anatomiques » ou morphologiques. Dans ces séquences, l'acquisition est multi coupes (chaque coupe étant acquise à des phases différentes du cycle cardiaque). La synchronisation ECG

permet néanmoins de favoriser l'acquisition en milieu de diastole lorsque les mouvements ventriculaires sont moindres. Ces séquences sont utilisées pour la caractérisation tissulaire et peuvent être pondérées T1 (détection de la graisse myocardique d'une dysplasie arythmogène du VD par exemple) ou T2 en fast spin écho (FSE) pour rechercher un œdème myocardique lors d'un infarctus ou d'une myocardite.

L'écho de gradient, d'acquisition plus rapide, permet l'étude fonctionnelle au travers d'acquisitions en mode « cinéma », on parle d'acquisition monocoupe multiphase. Contrairement au spin écho, il s'agit d'une séquence à sang blanc. L'acquisition très rapide permet d'obtenir un même niveau de coupe à plusieurs phases du cycle cardiaque, de la télé systole à la télé diastole. Ainsi, plus le nombre de phases est important, plus l'identification de ces phases, et donc la valeur de la FE, sera précise. Un compromis entre résolution temporelle (nombre de phases) et durée d'acquisition en apnée doit être obtenu. Actuellement, il est possible d'obtenir 30 phases par cycle cardiaque pendant une acquisition de 10 secondes environ. Les séquences segmentées en écho de gradient équilibré (Balanced SSFP : FIESTA, True FISP, Balanced FFE) ont une excellente résolution spatiale et différencient de façon nette le sang du myocarde.

La méthode de mesure des volumes ventriculaires et de la fraction d'éjection est volumique avec extrapolation géométrique : sur des coupes petit axe, on détermine tout d'abord la phase diastolique et systolique, correspondant aux moments où la cavité ventriculaire est de taille respectivement maximale et minimale (ce choix est fait sur une coupe médio ventriculaire). Puis le logiciel procède à la détection automatique des contours endocardiques et épicaudiques de la pointe jusqu'à la base ventriculaire, fondée sur la différence de signal entre le myocarde et le sang

circulant, hyper intense en séquence rapide d'écho de gradient. L'opérateur modifie manuellement les contours et ajuste notamment le plan basal valvulaire, en phase systolique et diastolique. Les volumes et la fraction d'éjection sont ainsi calculés.

L'injection de chélates de Gadolinium, essentielle pour analyser l'étendue d'un infarctus ou la viabilité myocardique, est inutile en IRM cardiaque fonctionnelle, le contraste endocavitaire spontané étant suffisant pour délimiter précisément les contours endocardiques.

Les contre-indications sont celles de tout examen IRM : stimulateurs cardiaques, défibrillateurs implantables, clips d'anévrismes cérébraux ferromagnétiques et corps étrangers métalliques intraoculaires, implants cochléaires. Les prothèses valvulaires (sauf les anciennes Star Edwards) et les fils de sternotomie ne sont pas des contre-indications mais peuvent engendrer des artefacts gênants l'interprétation. Un délai de 6 semaines doit être respecté après la pose des stents en acier. Les échecs liés à la claustrophobie peuvent être réduits par la prémédication anxiolytique.

1.2.3. Intérêts relatifs des différentes techniques dans l'évaluation fonctionnelle ventriculaire²⁰

1.2.3.1. Échocardiographie

Parmi les techniques non invasives d'évaluation de la fonction ventriculaire, l'échocardiographie est l'examen qui procure le plus d'informations complémentaires au moindre coût.²¹ L'échographie bidimensionnelle trans-thoracique fournit une excellente imagerie du cœur et des gros vaisseaux lorsque la fenêtre acoustique est bonne. Dans ces conditions de bonne visualisation, cet examen est parfaitement

adapté à l'évaluation de la fonction systolique globale et régionale, grâce à sa résolution spatiale et temporelle élevée.

L'échocardiographie permet à la fois l'étude fonctionnelle systolique et l'appréciation des structures valvulaires, péricardiques, intra myocardiques ou extracardiaques, et doit rester en ce sens l'examen complémentaire de première intention face à une cardiopathie d'étiologie inconnue. De plus, l'échographie mesure efficacement l'épaississement pariétal myocardique, qui est un meilleur marqueur de la fonction régionale que la cinétique régionale. Seule l'IRM est plus précise dans ce domaine mais son coût est plus élevé et sa réalisation plus contraignante. En revanche, lorsqu'un suivi quantitatif de la fraction d'éjection est requis, l'échographie manque de reproductibilité, et l'on préfère la ventriculographie isotopique ou l'IRM.

L'échocardiographie est l'examen de choix à la phase aiguë de l'infarctus myocardique, notamment pour la détection des complications comme la défaillance ventriculaire droite, l'insuffisance mitrale aiguë par rupture de pilier, la rupture septale, l'anévrysme ventriculaire ou l'hémopéricarde.²¹ L'examen peut de plus être pratiqué au lit du patient.

Enfin, grâce aux procédures de détection automatique des contours, la mesure des volumes ventriculaires et la fraction d'éjection est facilitée.¹⁷

1.2.3.2. Angiographie au radionucléide ^{6,20}

En ventriculographie isotopique, le nombre de scintillations détectées est proportionnel au volume ventriculaire gauche ou droit. Ainsi, et contrairement aux autres techniques, cette méthode s'affranchit de la variabilité géométrique et des extrapolations de volume. Elle offre ainsi une précision et une reproductibilité

adaptées au suivi des patients sous chimiothérapie cardiotoxique, mais aussi à l'évaluation clinique et thérapeutique de médicaments comme les inhibiteurs de l'enzyme de conversion, les antagonistes de l'angiotensine 1 ou les bêta bloquants. De plus, l'angiographie scintigraphique permet de mesurer la FE chez tout patient, même en arythmie, et apporte des éléments pronostics importants dans la dysplasie arythmogène du ventricule droit.²²

Sa précision quantitative en fait enfin un examen de choix dans le post-infarctus, mais n'apporte pas les informations complémentaires telles que l'étendue d'un infarctus, la présence d'un thrombus ou d'une insuffisance mitrale.

1.2.3.3. Imagerie par Gated SPECT^{6,20}

La tomoscintigraphie au ^{99m}Technétium avec gating cardiaque permet l'évaluation simultanée de l'épaississement pariétal régional, de la perfusion myocardique, des volumes ventriculaires et de la fonction systolique.^{23,24} Néanmoins, un défaut perfusionnel marqué peut gêner la quantification de la fraction d'éjection en interférant avec la détection des contours endocardiques.²⁵ La corrélation entre les résultats scintigraphiques et ceux qui sont donnés par l'IRM est excellente pour les volumes ventriculaires, mais la tomoscintigraphie sous-estime la fraction d'éjection mesurée par IRM.²⁶ Alors que les volumes ventriculaires diffèrent, il n'y a pas de différence significative entre les résultats de fraction d'éjection, que le traceur utilisé soit le ²⁰¹Thallium ou le ^{99m}Téchnétium.²⁷

Enfin, la tomoscintigraphie au ¹⁸FDG évalue également avec précision les volumes et la fraction d'éjection ventriculaire et est corrélée aux données de l'angiographie au radionucléide.²⁷

1.2.3.4. L'IRM^{19,20}

L'IRM cardiaque est la technique non invasive et non irradiante de choix pour la mesure des volumes et de la fonction ventriculaire droite ou gauche, qui peut être couplée à l'évaluation de la perfusion myocardique grâce aux séquences rapides et à l'administration d'agents de contraste. L'IRM permet de plus d'apprécier les cardiopathies congénitales, les maladies aortiques, les anomalies coronariennes, les shunts, les valvulopathies et la dysplasie ventriculaire droite. Cependant, si l'on se limite à l'évaluation fonctionnelle ventriculaire, l'échocardiographie conserve un ratio coût/bénéfices supérieur. L'IRM reste la meilleure technique d'évaluation de la masse myocardique et du remodelage ventriculaire dans le post infarctus.

1.2.4. Comment choisir la bonne technique ? Forces et limites des différents examens

L'échocardiographie reste l'examen de première intention en terme de fonction ventriculaire, bien que sa limite essentielle soit sa reproductibilité qui dépend de l'échogénicité des patients et de l'expérience de l'opérateur. La tomoscintigraphie et l'IRM apportent en plus des données perfusionnelles et renseignent sur la viabilité du myocarde. Les forces et limites de chaque technique sont résumées dans le *tableau III*.

TABLEAU III : Spécificités des différentes techniques d'évaluation de la fonction

ventriculaire		
Technique	Forces	Limites
Echo- cardiographie	<ul style="list-style-type: none"> - Portabilité, disponibilité, innocuité - Informations complémentaires - Résolution spatiale et temporelle - Évaluation précise de l'épaississement pariétal systolique - Mesure de la masse myocardique - Mesure de la fonction ventriculaire droite - Non irradiant, non invasif - Faible coût 	<ul style="list-style-type: none"> - Fenêtres acoustiques variables - Reproductibilité de la fraction d'éjection - Opérateur dépendant
Angiographie au radionucléide	<ul style="list-style-type: none"> - Précision des mesures de volume et de fraction d'éjection - Reproductibilité - Faiblement opérateur dépendant - Suivi des patients sous chimiothérapie 	<ul style="list-style-type: none"> - Irradiation - Pas d'information anatomique ou fonctionnelle complémentaire - Pas d'appréciation de l'épaississement systolique pariétal
Gated ^{99m}Tc- SPECT	<ul style="list-style-type: none"> - Appréciation de l'épaississement systolique pariétal - Précision des mesures de volume et de fraction d'éjection - Évaluation simultanée de la perfusion myocardique - Mesures de viabilité 	<ul style="list-style-type: none"> - Irradiation - Précision de mesure de la FE en cas de larges défauts perfusionnels - Résolution spatiale inférieure à l'échographie ou l'IRM - Pas d'appréciation de la masse myocardique
IRM	<ul style="list-style-type: none"> - Non-irradiant, moins néphrotoxique - Résolution anatomique - Mesure de l'épaississement pariétal et de la masse myocardique - Évaluation fonctionnelle ventriculaire gauche ou droite - Acquisition dans tous les plans - Analyse coronarienne proximale - Imagerie de perfusion myocardique, de viabilité (rehaussement tardif) 	<ul style="list-style-type: none"> - Disponibilité - Claustrophobie - Durée d'examen, apnée - Artéfacts respiratoires - Pacemakers et autres corps étrangers ferromagnétiques - Coût

1.3. Le scanner comme nouvel outil d'évaluation de la fonction cardiaque globale

1.3.1. Historique du scanner cardiaque²⁹

Longtemps limité par le nombre de détecteurs et en dépit de résolutions temporelles à l'acquisition atteignant la demi seconde, le scanner hélicoïdal a longtemps été pénalisé face au scanner à faisceau d'électrons (50 ms). L'arrivée des multidétecteurs a bouleversé les capacités du scanner hélicoïdal en imagerie cardiaque, aidé en cela des concepts de synchronisation à l'ECG et d'automatisation des acquisitions. Malgré une qualité d'image satisfaisante, les progrès continuent, le nombre de détecteurs augmente et les temps de rotation du tube diminuent pour réaliser aujourd'hui 3 tours par seconde (*Tableau IV*).

TABLEAU IV : Evolution du nombre de détecteurs (dét.) et des capacités des scanners multi coupes (MDCT)

MDCT	4 dét.	8 dét.	16 dét.	64 dét.	256 dét.
Début d'utilisation	2000	2001	2003	2004	2007 ?
Hauteur d'acquisition	150 mm	150 mm	150 mm	250 mm	?
Temps d'acquisition	40 s	20 s	20 s	5 s	?
Durée d'une rotation	0,5 s	0,5 s	0,4 s	0,35 s	?
Épaisseur de coupe	2,5 mm	1,25 mm	0,625 mm	0,625 mm	0,5mm

1.3.2. Bases théoriques de l'acquisition tomographique cardiaque multidétecteurs^{29,30}

Pour générer une série continue d'images en coupe du cœur en mouvement, chaque image affichée doit faire partie de la même phase cardiaque. Sans ce pré requis, des décalages peuvent survenir entre des images acquises à des moments différents du cycle cardiaque. Ainsi, l'acquisition peut être synchronisée à l'ECG de deux façon : en synchronisation prospective, l'onde R de l'ECG provoque l'acquisition ; en synchronisation rétrospective, l'acquisition des données se fait sur un mode continu et lors de la reconstruction des images, on programme le moment du cycle cardiaque que l'on souhaite visualiser. La qualité de l'examen dépend en outre de l'obtention d'un rythme cardiaque régulier et d'une fréquence pas trop élevée (inférieure à 80/min). En effet, lorsque la fréquence cardiaque augmente, la durée d'immobilité du myocarde en diastole diminue, la durée de la systole restant constante. Pour annuler les artefacts respiratoires, l'acquisition du volume cardiaque doit être réalisée pendant une apnée suffisamment courte pour être tolérée par des patients souvent insuffisants cardio-respiratoire. Les imageurs de dernière génération à 16 et 64 détecteurs permettent de couvrir l'acquisition cardiaque en respectivement 20 et 5 secondes, grâce au temps de rotation du tube abaissé à 0,4 et 0,35 s et à une plus grande couverture du détecteur. Cette résolution temporelle peut être artificiellement diminuée : le cœur étant placé au centre du volume thoracique exploré, il est entièrement acquis sur un demi tour de rotation du statif, soit en 165 ms. Il est possible au moment de la reconstruction d'utiliser des données segmentées sur 90° en prenant les 90 premiers degrés sur un cycle cardiaque et les 90 degrés suivants sur le cycle suivant. Cet algorithme de reconstruction partielle permet

d'approcher une résolution temporelle inférieure à 100 ms, au détriment du rapport signal sur bruit. Cette segmentation est surtout utilisée pour les fréquences cardiaques élevées où le temps de diastole est raccourci (*Figure 8*).

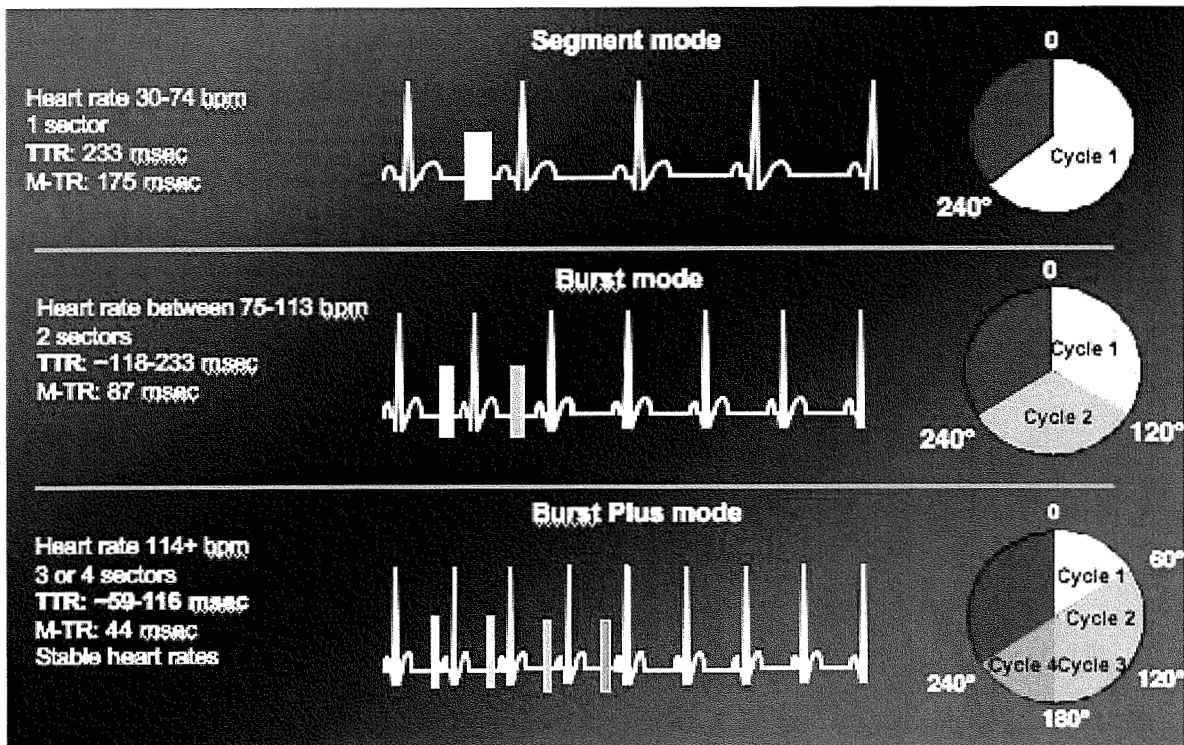


FIGURE 8 : Principes de la segmentation de la reconstruction du cycle cardiaque en fonction du cycle cardiaque (segments de 60 et 120°)

Afin d'obtenir des reformations multi planaires interprétables à partir des coupes natives axiales, le voxel doit être isotropique, ce qui est obtenu par une épaisseur de coupe nominale de 0,625mm générée par les scanners multi barrettes actuels.

Le positionnement des électrodes de recueil de l'enregistrement de l'ECG doit être soigneux, et si la fréquence cardiaque est trop élevée, on peut avoir recours à l'administration de bêta-bloquants (en dehors des contre-indications).

Après positionnement du volume d'acquisition à l'aide d'un topogramme numérisé, le déclenchement de l'acquisition cardiaque se fait sous contrôle fluoroscopique dès

qu'un rehaussement de 150 UH est atteint dans une région d'intérêt définie dans l'aorte ascendante.

Les produits de contraste utilisés doivent être de volume suffisant (80 à 120 mL), de forte concentration (350 à 400 mmol d'iode/mL), injectés à fort débit (4mL/s) et poussés par 40 à 50 mL de sérum physiologique afin de limiter les artefacts de durcissement de faisceau dus à une trop forte concentration en produit iodé dans les cavités cardiaques droites.

Pour obtenir des images cinétiques, il est nécessaire que la reconstruction couvre l'ensemble du cycle cardiaque et les images sont reconstruites sur 10 phases tous les 10%.

L'irradiation provoquée par une acquisition cardiaque sur le mode rétrospectif est élevée : environ 10mSv (dose d'irradiation naturelle par an : 2,5 mSv, coronarographie : 3 à 8 mSv). La dose peut être limitée par l'utilisation de logiciels de modulation automatique de débit de dose qui réduisent de 50% la dose émise pendant la systole.

1.3.3.Principes de l'étude fonctionnelle ventriculaire en scanner multi coupes

Grâce à la reconstruction rétrospective synchronisée à l'ECG, les données brutes acquises en scanner hélicoïdal peuvent être reconstruites à n'importe quelle phase du cycle cardiaque, et notamment en télé diastole et en télé systole. Le contraste élevé entre le myocarde et la cavité ventriculaire rehaussée par le produit de contraste permet des mesures précises des volumes ventriculaires et ainsi de déduire la fraction d'éjection. Ainsi, des informations de fonction cardiaque peuvent compléter

les résultats d'un scanner initialement indiqué pour l'exploration des coronaires ou d'une cardiopathie congénitale.

1.3.3.1. Méthode volumique directe (MVD)

Elle repose sur la détection semi automatisée des contours endocardiques ventriculaires gauches ou droits en télé diastole et télé systole, et sur la délimitation manuelle du plan de séparation mitral et de la chambre de chasse ventriculaire. Cette extraction automatique du volume endoluminal du ventricule, présentée en rendu de volume (Volume Rendering) n'est possible qu'en cas de différence nette de contraste entre le myocarde et le sang circulant. L'opacification doit donc être optimale et s'appuyer sur un protocole d'injection adapté, notamment en ce qui concerne le ventricule droit. Le logiciel calcule ensuite les volumes correspondant aux contours délimités aux phases diastolique et systolique et en déduit la fraction d'éjection.

1.3.3.2. Méthode volumique extrapolée (MVE)

Ses principes sont les mêmes qu'en IRM ou en échographie. Des coupes petit axe jointives sont générées en phase systolique et en phase diastolique. Pour chaque coupe, le logiciel délimite automatiquement les contours endocardiques, de l'apex jusqu'au plan valvulaire, et l'opérateur peut retoucher manuellement le contourage. Le VTD et le VTS sont calculés selon l'extrapolation géométrique de Simpson et la fraction d'éjection est ainsi déduite.

1.3.3.3. Méthode en projection « Maximal Intensity Projection » (MIP)³¹

Grâce à l'acquisition de voxels isotropiques infra millimétriques permise par les scanners 16 détecteurs et surtout 64 détecteurs, des projections MIP épaisses de qualité, sans artefact de décalage de phase ou en « marche d'escalier », peuvent être produites dans des plans choisis, et notamment dans les plans utilisés en ventriculographie conventionnelle (oblique antérieur droit à 30° et oblique antérieur gauche à 60°) mais aussi en coupes grand ou petit axe. Une épaisseur de coupe de 70mm permet de couvrir l'ensemble de la cavité ventriculaire. Les volumes du ventricule aux phases télé diastolique et télé systolique sont calculés selon la formule aire-longueur (méthode d'approximation géométrique). La comparaison à l'évaluation volumique par méthode extrapolée sur coupes petit axe a montré une bonne corrélation des volumes et de la FE et une faible variabilité intra et inter observateurs.

1.3.4. Résultats actuels et validité

1.3.4.1. En comparaison avec l'échographie

De nombreuses études ont comparé le scanner, l'échocardiographie et la tomoscintigraphie avec ,comme technique de référence, l'IRM. Dans ces conditions, le scanner paraît être mieux corrélé à l'IRM que l'échocardiographie 2D.³² Une étude menée sur 50 patients ayant bénéficié d'un scanner 8 coupes, d'une échographie, et d'une IRM, a montré la supériorité du scanner face à l'échographie en comparaison à l'IRM.³³ Les études comparant directement le scanner à l'échocardiographie sont plus

rare : Kim, sur un imageur 16 coupes, a montré une bonne corrélation des VTD et VTS mais aussi une surestimation statistiquement significative de 3% du scanner cardiaque en comparaison avec l'échocardiographie.³⁴ A l'inverse, d'autres études ont montré l'absence de différence significative³⁵ ou une discrète sous estimation de la FE scanographique par rapport à l'échocardiographie (*Tableau V*).³⁶ Ces résultats discordants peuvent être expliqués par la variabilité intra et inter observateurs des mesures échocardiographiques.

TABLEAU V : Comparaisons publiées de la FE scanographique et de la FE échographique

Auteurs	Nombre de détecteurs	Nombre de patients	CC FE	Diff. Moy. FE
Dirksen et al.	4	15	0,93	-1,3 +/-4,5 %
Dirksen et al.	4	25	0,95	+0,7 +/- 3,9 %
Schuijf et al	16	45	0,96	-0,02 +/-3,9 %

Notes : CC=coefficient de corrélation, Diff.moy.=différence moyenne (scanner par rapport à écho)

1.3.4.2. En comparaison à l'IRM⁴

Les études publiées testant le scanner comme outil d'évaluation de la fonction cardiaque se réfèrent pour la plupart à l'IRM, considérée comme la technique de référence. La méthode de mesure utilisée est la méthode volumique extrapolée, et à notre connaissance il n'y a pas d'étude ayant testé la méthode scanographique volumique directe. Les premiers travaux étaient menés sur des imageurs 4 détecteurs : la comparaison de mesures scanographiques avec délimitation manuelle des contours avec l'IRM a montré une surestimation des résultats de l'ordre de 15

mL pour le VTD, 18mL pour le VTS et de 8% pour la FE.³⁷ Puis a été testée la méthode volumique extrapolée avec délimitation automatique des contours endo et épicaudiques, et la même équipe a rapporté des résultats de corrélation sans erreur systématique entre les mesures par scanner et les mesures par IRM (*Tableau VI*). La majorité des études ont ensuite été menées sur des scanners 16 détecteurs : toutes ont montré l'excellente corrélation entre le scanner et l'IRM en ce qui concerne le VG^{37,38} et une chute des coefficients de corrélation pour les mesures réalisées sur le VD.³⁹ Les études menées sur les scanners dernières générations à 64 détecteurs ont mis en évidence la surestimation des résultats scanographiques en comparaison avec ceux de l'IRM : + 20mL pour le VTD, + 14mL pour le VTS, alors que la FE était sous estimée de 4%. L'hypothèse avancée pour expliquer cette différence significative, alors que les méthodes de mesure par IRM n'ont pas été modifiées, est l'emploi de plus en plus fréquent des bêta bloquants qui influencent la compliance et les performances ventriculaires.⁴⁰

TABLEAU VI : Comparaisons publiées des volumes et de la FE en scanner vs IRM

Auteur	Nombre de patients	CC VTD	CC VTS	CC FE	Diff.moy. FE
(4 détecteurs)					
Grude et al 2003	28	0,92	0,90	0,90	-8 +/- 5,6%
Erhard et al 2002	7	0,93	0,95	0,83	-4 +/- 9%
Halliburton et al 2003	15	0,26	0,62	0,30	-1,6%
Mahnken et al 2003	16	0,99	0,99	0,98	-0,9 +/- 3,6%
Juergens et al 2004	30	0,93	0,94	0,89	-0,2 +/- 5%
(8-16 det.)					
Koch et al 2004	19	0,96	0,98	0,91	-3 +/-7 %
Heuschmid et al 2005	31	0,86	0,91	0,87	+ 1,4 +/-5 %
Yamamuro et al 2005	50	0,97	0,99	0,96	-1,2 +/-5 %
Schlosser et al 2005	18	-	-	-	-2,6 +/-7 %
Mahnken et al 2005	21	0,99	0,99	0,99	-0,007 +/-2 %
Juergens et al 2005	20	0,96	0,95	0,92	-0,5 +/-7 %

1.3.4.3. En comparaison à la ventriculographie conventionnelle

Avant les progrès et l'expansion de l'IRM, la ventriculographie conventionnelle était considérée comme le « Gold Standard » en matière de fonction cardiaque, et c'est à cette technique qu'ont été comparés les premiers scanners multi coupes. Des études menées sur des scanners 4 barrettes ont montrés des résultats similaire : le scanner surestime les volumes télé-systolo-diastoliques mais sous estime la FE, en comparaison avec les résultats de la ventriculographie, de 4 jusqu'à 17%.^{41,42} En revanche, une étude plus récente pratiquée sur un scanner 64 coupes n'a pas montré de différence statistiquement significative entre les résultats scanographiques et ceux fournis par la ventriculographie, tant pour les volumes ventriculaires que pour la FE.⁴³

1.3.4.4. En comparaison avec les techniques scintigraphiques

La comparaison du scanner à la tomoscintigraphie synchronisée à l'ECG nous montre une bonne corrélation des volumes et de la FE, mais également une surestimation systématique des résultats des volumes mesurés en scanner. Schepis et al dans une étude menée sur un scanner 64 coupes (60 patients) rapporte une surestimation de 33mL pour le VTD et 9,3mL pour le VTS, alors qu'il n'y avait pas de différence significative pour les valeurs de FE.⁴⁴ Par ailleurs, une étude préliminaire menée dans des cas d'embolie pulmonaire aiguë diagnostiquée en scanner 16 coupes avec gating cardiaque a comparé la FE scanographique du VG et du VD aux valeurs données par la ventriculographie isotopique et a montré une meilleure corrélation pour le ventricule gauche (+ 0,8%) que pour le ventricule droit (+7%). Pour le VG, il n'y

avait pas de différence significative entre les valeurs mesurées par les deux techniques.⁴⁵

2. MATERIELS ET METHODES

2.1. Sélection des patients

Le premier objectif de notre étude était de comparer la mesure scanographique des volumes télé systoliques et télé diastoliques (VTS et VTD) et la fraction d'éjection (FE) ventriculaire aux résultats des techniques de référence actuellement utilisées. Nous avons ainsi isolé 3 populations différentes : une cohorte de patients ayant bénéficié du scanner cardiaque et de la tomoscintigraphie (population « scan + tomoscinti »), une cohorte ayant eu le scanner et l'IRM cardiaque (population « scan + IRM »), et une cohorte ayant eu le scanner et une échographie par un opérateur entraîné (population « scan + écho »).

L'objectif secondaire était d'apprécier la faisabilité de la mesure tomодensitométrique des volumes et de la fraction d'éjection ventriculaire, notamment en termes de reproductibilité intra et inter observateurs. Pour cela, les mesures ont été comparées au sein de la population totale regroupant l'ensemble des patients des 3 cohortes.

2.1.1. Sélection des patients « scan + tomoscinti » et des patients

« scan + IRM »

Le choix des patients ayant eu le couple scanner / tomoscintigraphie ou le couple scanner / IRM a résulté d'un recrutement rétrospectif au sein du pool de patients du CHU Nancy-Brabois ayant passé un scanner dans le Service de Radiologie Adultes, sans que l'indication de l'examen ne soit connue lors des mesures.

L'inclusion a démarré le 1^{er} Janvier 2006, ainsi tous les patients inclus ont passé leur scanner cardiaque sur le même imageur (General Electric Medical Systems® VCT 64 canaux), celui-ci étant en activité dans le service depuis Juin 2005.

Grâce au système d'archivage des examens d'imagerie PACS® (Picture Archiving and Communicating System) disponible dans le service, il a été permis d'isoler tous les examens tomodensitométriques cardiaques sur la durée totale de l'étude, du 1^{er} Janvier 2006 au 15 mars 2007.

Pour chaque cas de scanner cardiaque, nous recherchions dans la liste des examens antérieurs archivés dans le PACS® la réalisation d'une IRM cardiaque et nous avons ainsi obtenu une liste de patients ayant bénéficié du scanner et de l'IRM cardiaque à divers intervalles de temps.

Pour isoler des patients ayant eu le scanner et la tomoscintigraphie cardiaques, il nous a fallu comparer notre liste de scanners cardiaques au listing des tomoscintigraphies réalisées pendant le même intervalle temporel.

Pour chaque patient isolé que ce soit dans la liste « scan + tomoscinti » ou « scan + IRM », nous avons étudié le dossier de cardiologie. Les cas de patients qui avaient subi un événement clinique ou bénéficié d'un traitement médicamenteux ou chirurgical susceptible de modifier les performances cardiaques, pendant l'intervalle de temps séparant le scanner de la scintigraphie ou de l'IRM, ont été exclus de l'étude (par exemple en cas de survenue d'infarctus du myocarde, de pontages ou angioplasties, d'introduction de traitement inotrope..).

2.1.2.Sélection des patients « scan + écho »

À la différence du choix des patients ayant bénéficié du scanner cardiaque et de la tomoscintigraphie ou de l'IRM, le recrutement des patients pour la comparaison du scanner à l'échographie était prospectif. La période de sélection s'est étendue du 1^{er} novembre 2006 au 15 mars 2007. Lorsqu'un patient, hospitalisé en cardiologie, bénéficiait d'un scanner cardiaque, une échographie était réalisée immédiatement au décours de l'examen (le même jour), toujours par le même échographiste. Seuls les volumes ventriculaires et la fraction du volume ventriculaire gauche étaient mesurés. L'indication du scanner cardiaque n'était connue ni des lecteurs radiologues ni de l'échographiste.

2.2. Les méthodes d'intervention

2.2.1.Principes des acquisitions cardiaques

2.2.1.1. Scanner multidetecteur

L'imageur utilisé était un appareil 64 coupes, Volume CT de General Electrics Medical Systems (GEMS[®]), possédant une vitesse de rotation minimale de 0,35 secondes et une collimation minimale de 0,625 mm sur un support de détecteurs de 40 mm. Ce scanner dernière génération était équipé d'un module de synchronisation électrocardiographique et d'un couple tube / générateur de haute puissance.

Chaque acquisition cardiaque a été réalisée selon le protocole standard utilisé dans le service dont les paramètres sont résumés dans le *tableau VII*.

TABLEAU VII : paramètres des acquisitions tomodensitométriques cardiaques

KV	Milli	Pitch	Vitesse de rotation du tube	Collimation	dFOV
120	Automilli	0,2	0,35s	64x0,625	50 cm

2.2.1.2. La synchronisation ECG rétrospective

Le mode de synchronisation ECG utilisé était rétrospectif uni ou multi segmenté, seul mode permettant une acquisition spiralée tout au long du cycle cardiaque et une reconstruction de la totalité du volume acquis à n'importe quel moment du cycle. Le volume cardiaque pouvait alors être capturé en systole et en diastole.

La synchronisation rétrospective repose sur la reconstruction de piles d'images issues de données brutes acquises de manière continues au cours de plusieurs cycles cardiaques successifs et pour lesquelles le pitch est étroitement adapté à la fréquence cardiaque du patient. Ainsi en mode rétrospectif uni segmenté, une pile d'image est reconstruite à chaque cycle cardiaque, soit 40 mm de hauteur. La superposition des différentes piles d'images aboutit au volume cardiaque final. Un patient battant alors à 60/min autorise une acquisition cardiaque très rapide de l'ordre de 5 secondes : 5 secondes d'apnée, 5 battements cardiaques et 200 mm de hauteur d'exploration. Cette méthode d'acquisition est cependant limitée par la résolution temporelle lors de l'acquisition, correspondant à une demi rotation, soit $0,35/2$ secondes (175ms). Elle n'est donc pas adaptée aux patients présentant une fréquence cardiaque élevée. Dans ces conditions, le mode multi segmenté permet de diminuer par 2, 3 ou 4 fois la résolution temporelle de l'acquisition en divisant la fenêtre d'acquisition sur plusieurs cycles cardiaques. Dès lors une pile d'image sera

obtenue grâce aux données brutes issues de 2, 3 ou 4 cycles successifs. L'acquisition synchronisée en fréquence cardiaque haute et résolution temporelle basse nécessite alors un pitch bas et un nombre plus important de révolutions cardiaques, donc un temps d'apnée et une irradiation plus élevés. Cette méthode permet d'abaisser la résolution temporelle à 0,35/8 secondes (44ms).

2.2.1.3. La retro-reconstruction du volume cardiaque

Le mode spiralé rétrospectif permet la reconstruction de volume cardiaque, après l'acquisition et à n'importe quel moment du cycle. Ce cycle est défini par deux ondes R consécutives et segmenté en pourcentage de 0 à 99% appelés phase. Le même volume cardiaque peut alors être reconstruit à différents temps de la diastole (soit habituellement les phases de 65 à 85 % de l'espace R-R), en systole (environ 35 à 45% de l'espace R-R) ou tout au long du cycle cardiaque (de 0 à 90% tous les 10%, soit dix volumes).

2.2.1.4. Protocoles d'acquisition

Chaque patient a bénéficié d'une acquisition standardisée selon le protocole suivant :

- Installation du patient : décubitus strict, pas d'activité physique préalable, pas de prise de caféine ou de théine avant l'examen, mise sous oxygène à 2l/min.
- Réalisation d'un topogramme de face et de profil, pour repérage de l'aire cardiaque et placement optimal du volume d'acquisition principal.
- L'acquisition cardiaque principale utilisait un mode de synchronisation à l'enregistrement électrocardiographique de type rétrospectif uni ou multi segmenté

en fonction de la fréquence cardiaque du patient (<75 battements par minutes (bpm) : Snapshot Segment[®] / rétrospectif uni segmenté ; de 76 à 110 bpm : Snapshot Burst[®] / rétrospectif bi segmenté ; et > 110 bpm : Snapshot Burst Plus[®]/ rétrospectif multi-segmenté). Le bloc d'acquisition était disposé sur la silhouette cardiaque. Nous avons utilisé un protocole d'injection de produit de contraste iodé (Ioméron[®] 400, [ioméprol], Bracco-Altana Pharma) selon un mode bi phasique : 90 mL à 4-5 mL/s puis 40 mL de sérum physiologique à au même débit.

L'acquisition était manuellement déclenchée dès l'obtention d'un niveau de rehaussement aortique adéquat grâce un module de surveillance en temps réel du bolus : « Smartprep[®] ». L'acquisition principale avait lieu en apnée et en inspiration profonde. Aucun patient n'a reçu de bêta-bloquant au sein du service de radiologie avant l'acquisition cardiaque.

La retro-reconstruction standardisée comptait 10 phases du cycle cardiaque tous les 10% de 0 à 90 % et l'ensemble des images des dix volumes d'acquisition cardiaque était transféré sur le système d'archivage PACS[®].

2.2.2. Les deux méthodes d'évaluation scanographique des volumes et de la fraction d'éjection ventriculaire

Elles ont en commun le choix manuel de la phase systolique et de la phase diastolique et reposent sur le même principe de contourage automatique de la cavité ventriculaire, qui dépend de la différence de contraste entre le myocarde et le sang circulant opacifié.

2.2.2.1. Méthode Volumique directe (MVD)

Le principe de cette méthode d'évaluation de la FE repose sur la segmentation automatique en trois dimensions (en rendu volumique « Volume rendering ») des volumes endoluminaux ventriculaires en télé-diastole et en télé-systole. Elle résulte d'une procédure semi-automatique guidée par le logiciel « Fraction d'éjection » de la console Advantage Workstation 4.3 (GEMS[®]). Après avoir chargé toutes les coupes de toutes les phases (Figure 8), il revient au lecteur de déterminer le grand axe et le petit axe du ventricule gauche (Figures 9 et 10), de choisir la phase diastolique et la phase systolique (en se repérant sur les coupes petit-axe, à mi-ventricule, Figures 11 et 12) et de déterminer la limite atrio-ventriculaire matérialisée par les valvules mitrales (Figure 13). Le logiciel extrait ensuite automatiquement le volume ventriculaire endoluminal aux phases choisies, et calcule la fraction d'éjection du ventricule gauche (Figure 14). Il est facile de retoucher les contours ventriculaires et la délimitation du plan mitral à la phase systolique ou à la phase diastolique à l'aide des outils « scalpel », « ajouter » ou « supprimer structure » (Figure 15).

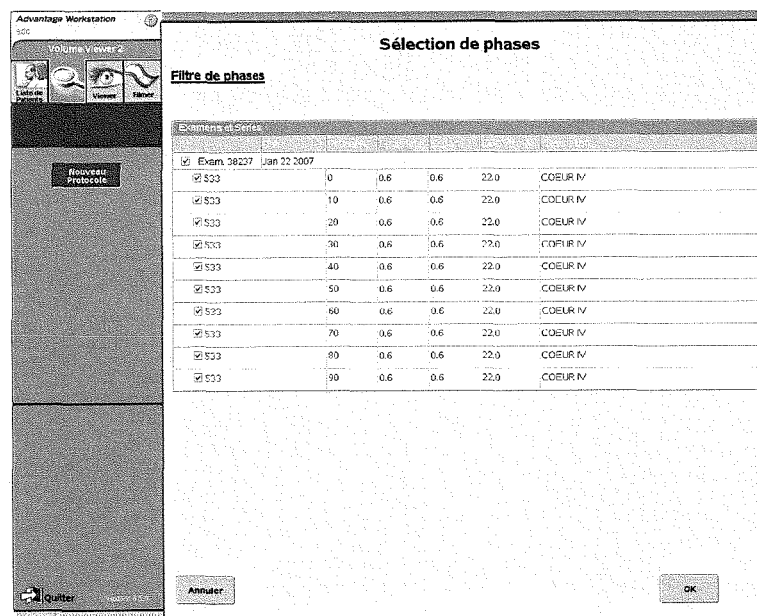
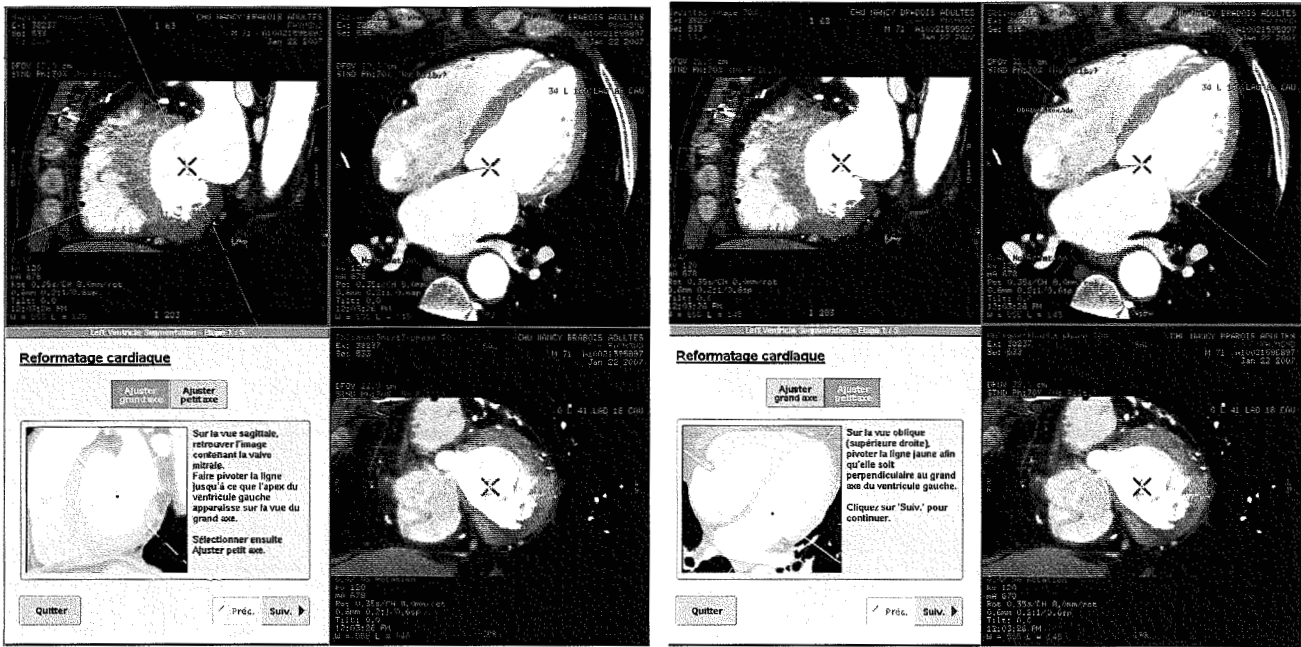
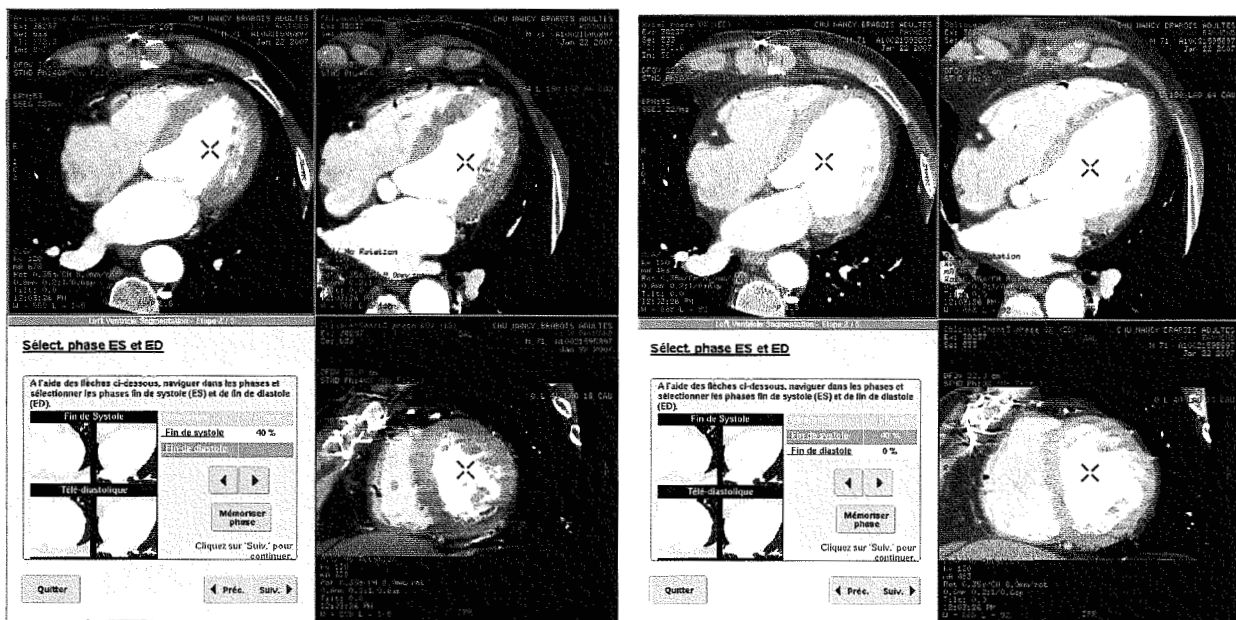


FIGURE 8 : chargement des 10 phases du cycle cardiaque



FIGURES 9 et 10 : Détermination du grand axe (à gauche) et du petit axe (à droite)



FIGURES 11 et 12 : Choix des phases en systole (à gauche) et en diastole (à droite)

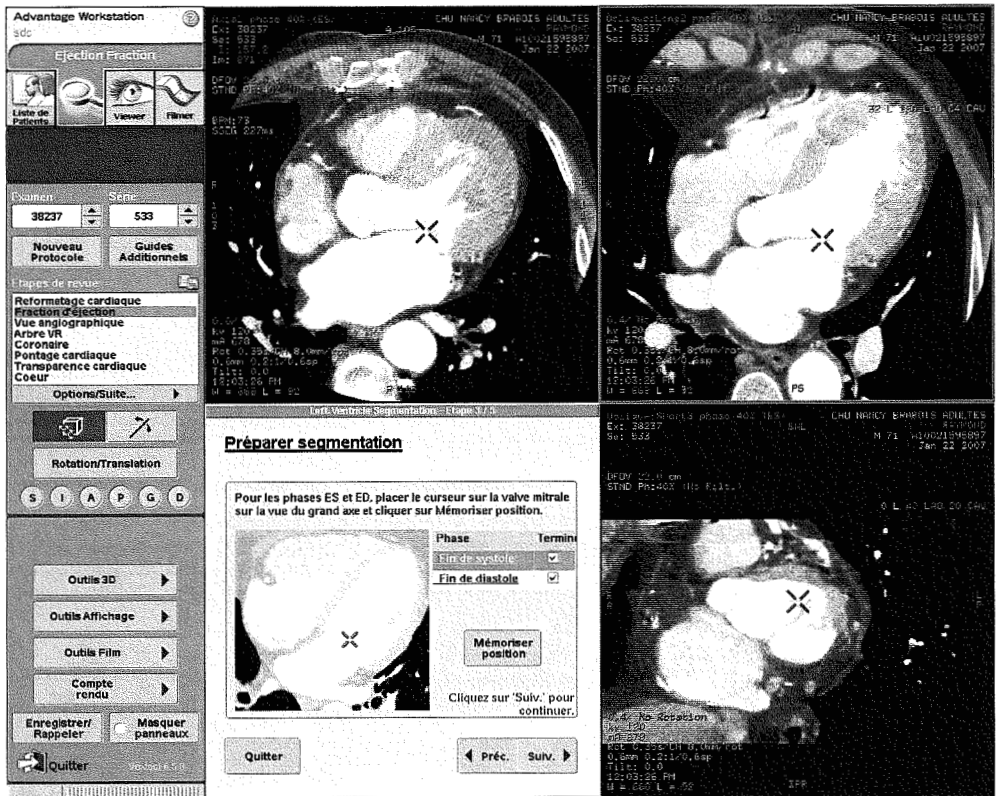


FIGURE 13: Délimitation du plan mitral

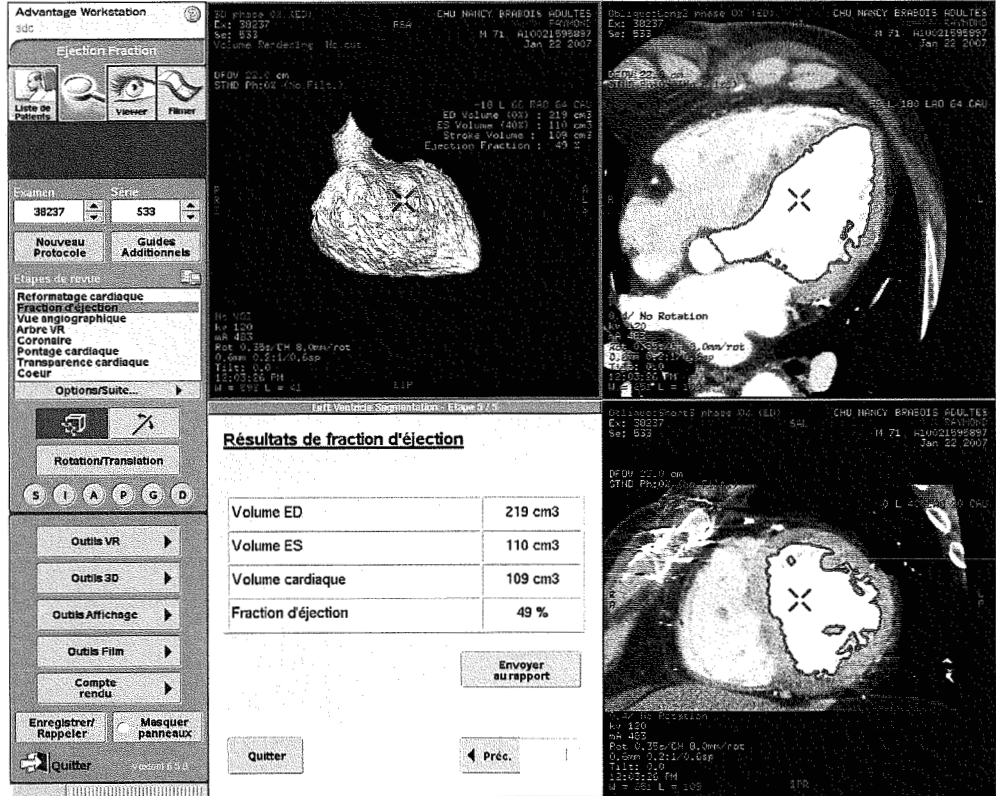


FIGURE 14: Présentation des résultats

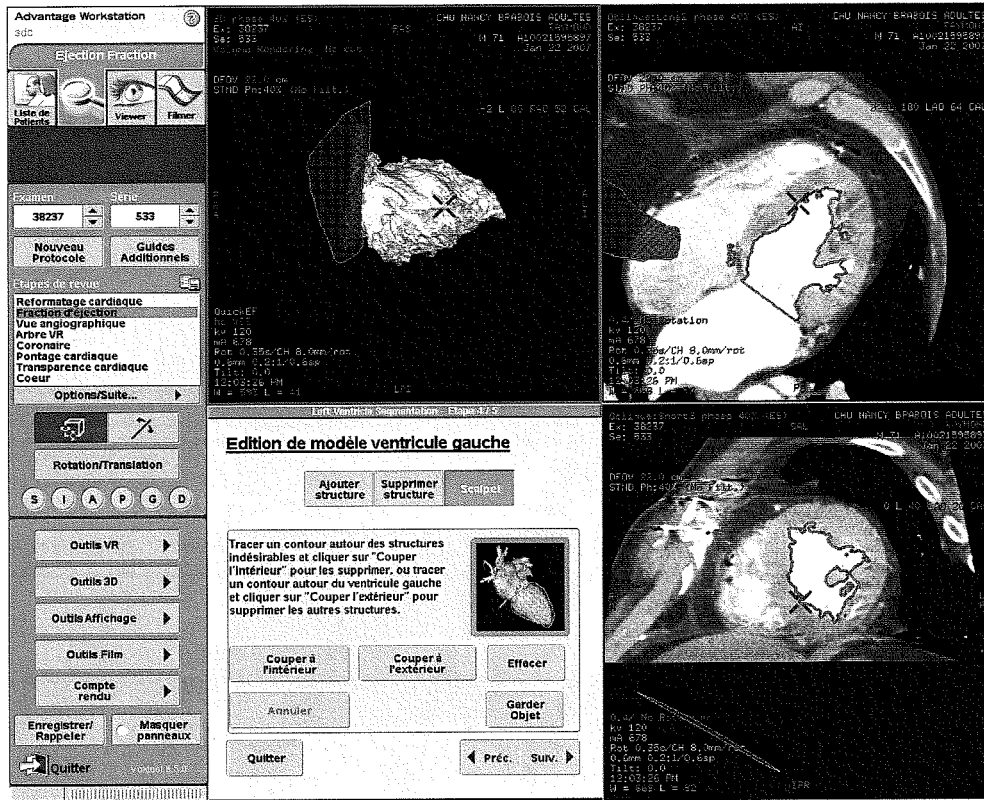
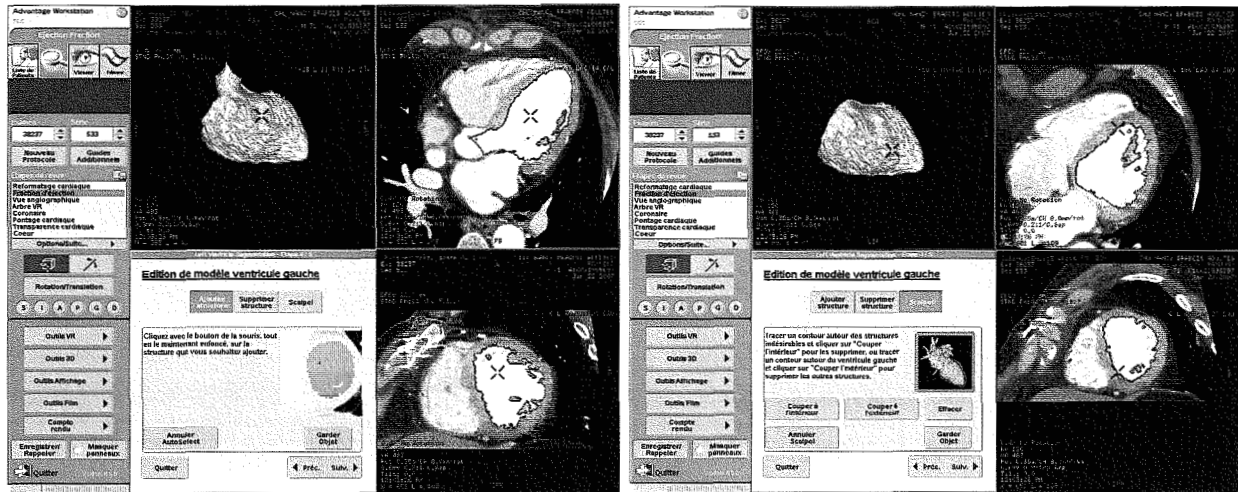


FIGURE 15 : Utilisation de l'outil « scalpel » pour supprimer du volume une partie de l'oreillette prise en compte

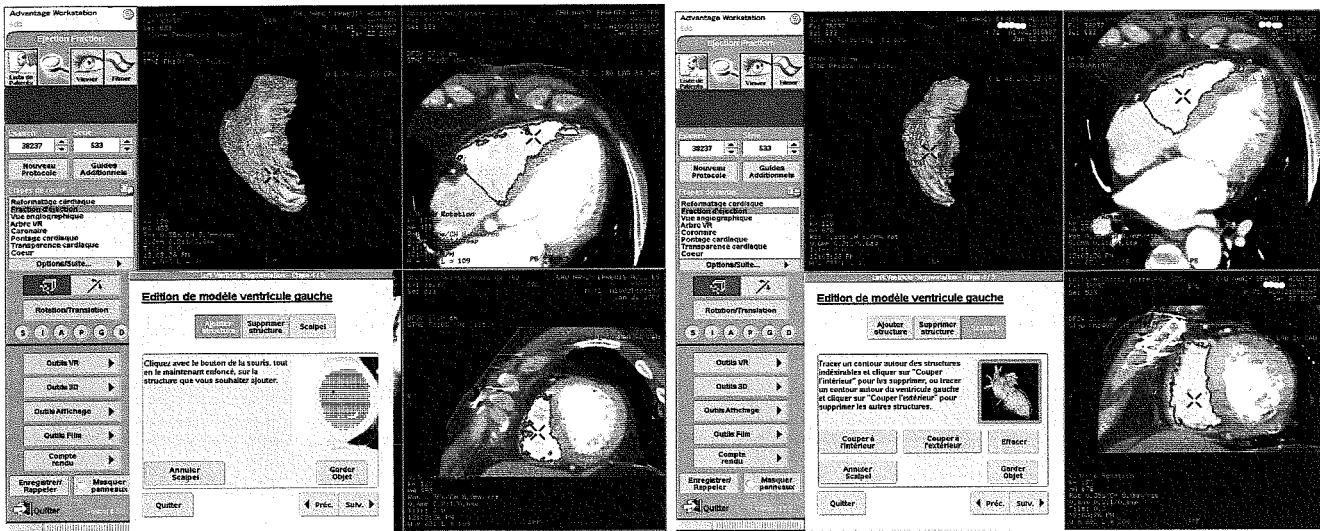
Il est important de noter ainsi que la procédure automatique délimite le contour endocardique de la cavité ventriculaire et ne prend donc pas en compte les reliefs musculaires des piliers et des trabéculation myocardiques.

Nous avons choisi de déterminer l'influence de la prise en compte de la chambre de chasse aortique dans la mesure des volumes et dans le calcul de la fraction d'éjection. Pour cela, les mesures étaient d'abord réalisées avec chambre de chasse (c'est-à-dire en englobant l'espace ventriculaire jusqu'aux sigmoïdes aortiques), puis après suppression manuelle de celle-ci à l'aide de l'outil « scalpel » (Figure 16 et 17).



FIGURES 16 et 17 : Volume télédiastolique avec prise en compte de la chambre de chasse (à gauche), et après suppression de celle-ci (à droite).

Pour le ventricule droit (VD), il suffit d'effacer totalement le volume ventriculaire gauche (outil « scalpel » par exemple) et de rajouter manuellement le volume endoluminal du VD à l'aide de l'outil « ajouter structure », et ce en diastole et en systole. Puis le logiciel calcule les volumes isolés aux deux phases (*Figures 18 et 19*) et déduit la fraction d'éjection (*Figure 20*). Nous prenons systématiquement en compte la chambre de chasse ventriculaire droite, sans essayer de connaître son influence sur les volumes ou la FE.



FIGURES 18 et 19 : VTD (à gauche) et VTS (à droite) du ventricule droit.

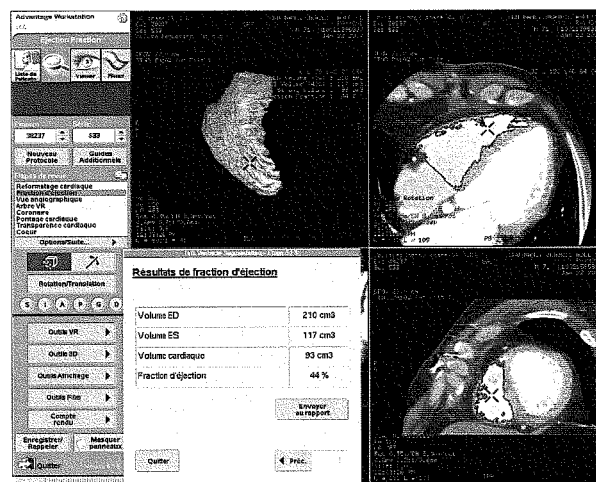


FIGURE 20 : résultats obtenus pour le ventricule droit.

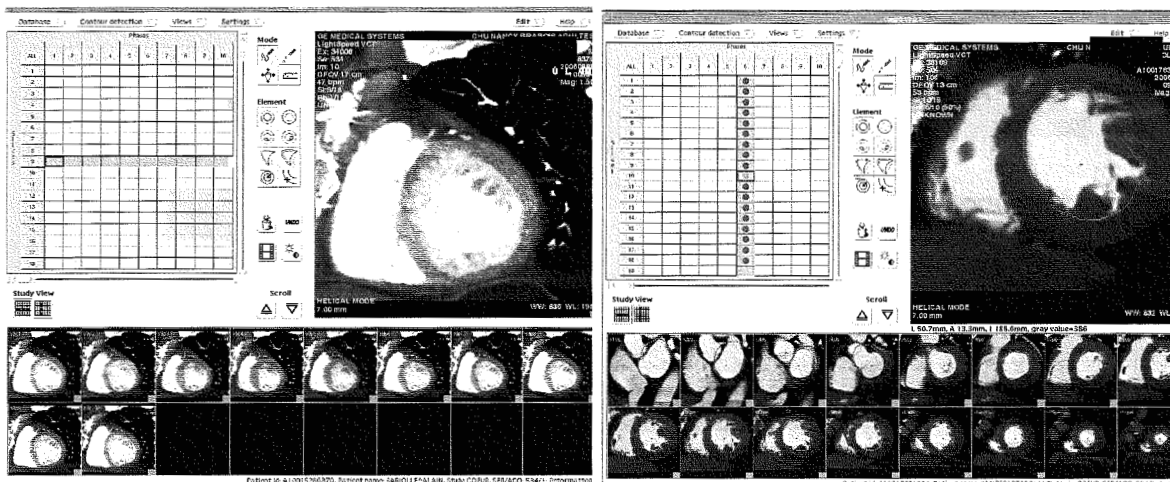
Nous pouvons résumer ainsi les interventions manuelles « humaines » de cette méthode semi automatisée : choix des phases systoliques et diastoliques, du plan mitral, retouche éventuelle des contours endocardiques et délimitation de la chambre de chasse.

2.2.2.2. Méthode volumique extrapolée (MVE)

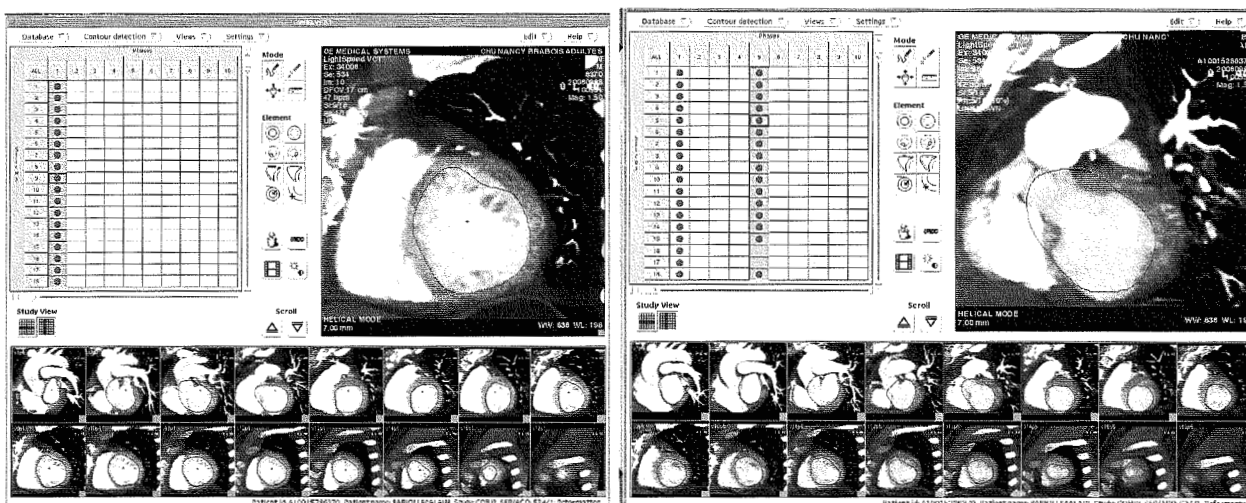
Il s'agit de la méthode de mesure des volumes et de la FE utilisée en IRM cardiaque. La première étape consiste à créer des coupes petit-axe à l'aide du programme « Reformatage cardiaque[©] » qui génère ces coupes à toutes les phases reconstruites, de 0 à 90% du cycle cardiaque. Afin d'être le plus corrélé possible à l'IRM, les coupes petit-axe générées avaient les mêmes paramètres : épaisseur de 7 mm, en coupes jointives, et affichage en rendu de MIP (Maximal Intensity Projection). On obtenait ainsi en moyenne 170 coupes (environ 17 coupes par phase) que l'on transférait sur la console ADW 4.1, pour utiliser le logiciel Card IQ Function[©].

Après chargement des coupes petit-axe avec ce programme, l'ensemble des coupes est représenté sous forme d'un tableau, avec en colonnes les différentes phases et en lignes les coupes. En se plaçant sur une coupe médio ventriculaire, on choisit de la même façon qu'en méthode volumique la phase systolique et la phase diastolique (*Figures 21 et 22*). Puis on commande au logiciel de procéder à la détection automatique des contours endocardiques du ventricule gauche dans les colonnes des phases choisies (*Figure 23 et 24*). Pour la phase systolique puis pour la phase diastolique, on vérifie coupe par coupe la bonne délimitation et on peut facilement modifier le contourage (*Figure 25*). Pour le VD, la délimitation des contours était manuelle (*Figure 26*). Par convention, nous prenons en compte la chambre de chasse ventriculaire (*Figures 27 et 28*).

Puis le logiciel calcule les volumes et la FE, aussi bien pour le VG que pour le VD (*Figure 29*).



FIGURES 21 et 22 : Choix de la phase diastolique (à gauche) et systolique (à droite)



FIGURES 23 et 24 : Détection automatique des contours diastoliques (à gauche) et systoliques (à droite)

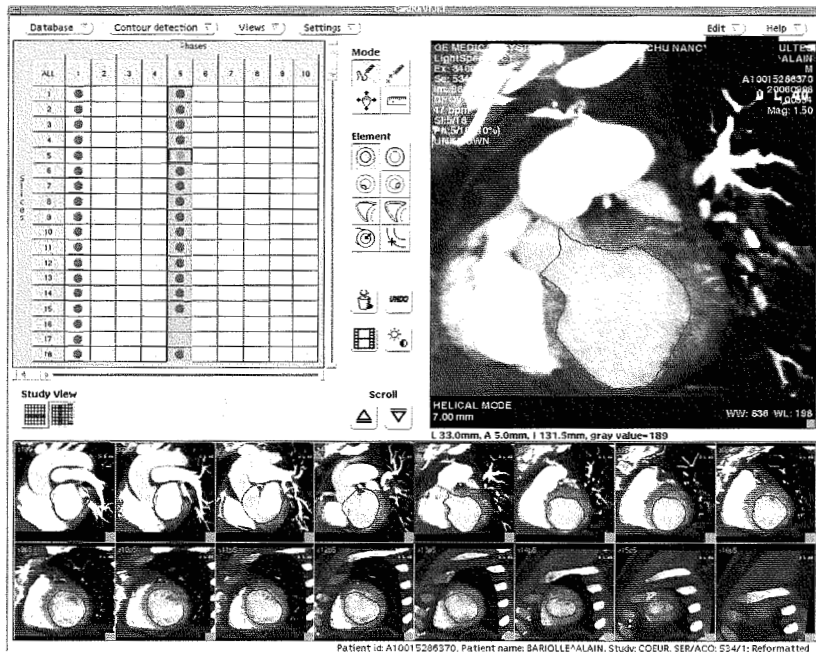


FIGURE 25 : Retouche manuelle des contours endocardiques du VG

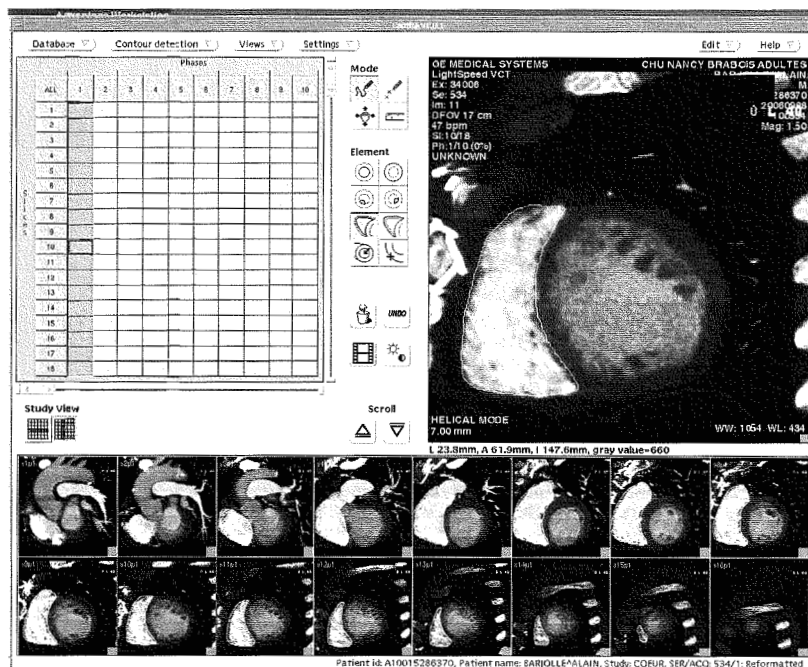


FIGURE 26 : Délimitation manuelle des contours ventriculaires droits



FIGURES 27 et 28 : Prise en compte de la chambre de chasse ventriculaire gauche (à gauche) et droite (à droite)

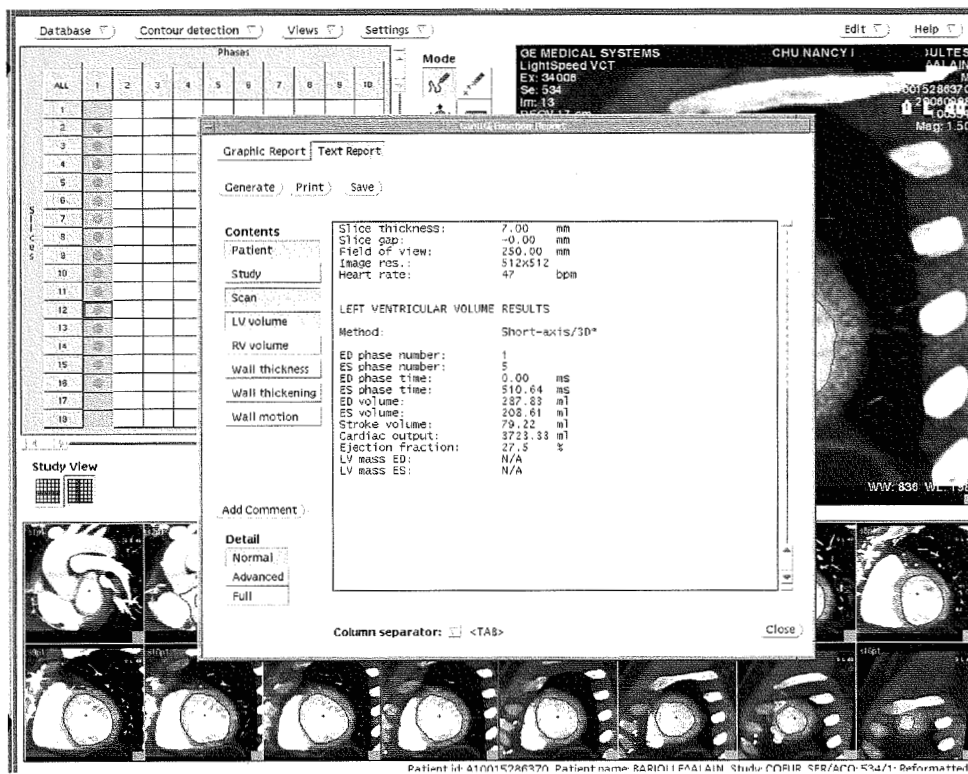


FIGURE 29 : Présentation des résultats, pour le VG

2.3. Méthodologie

Les mesures ont été réalisées par 3 lecteurs différents : 2 radiologues « seniors » qualifiés en imagerie cardiaque, d'âge et d'expérience similaire (4 ans d'imagerie cardiaque) et un lecteur « junior », interne de Radiodiagnostic et Imagerie Médicale en 9^e semestre (L'auteur).

Nous avons établi pour chacun plusieurs grilles de lecture anonymisées comportant l'ensemble des patients inclus dans l'étude. L'indication du scanner cardiaque, l'âge, le type et les résultats de la méthode de référence n'étaient pas connus.

Afin de pouvoir calculer la reproductibilité intra et inter-observateurs pour chaque méthode, les grilles de lecture étaient réparties ainsi :

- Lecteur 1 (senior) :

- 2 lectures en méthode volumique directe (les patients étant ordonnés différemment dans les deux grilles de lecture) avec mesures pour le VG pour chaque patient et mesures pour le VD pour les patients ayant eu l'IRM,

- 1 lecture en méthode volumique extrapolée avec mesures pour le VG.

- Lecteur 2 (senior)

- 1 lecture en méthode volumique directe avec mesures pour le VG,

- 2 lectures en méthode volumique extrapolée (dans un ordre différent)

avec mesures pour le VG et pour le VD (pour les mêmes patients ayant eu l'IRM que le lecteur 1).

- Lecteur 3

- 1 lecture en méthode volumique directe pour le VG et le VD,

- 1 lecture en méthode volumique extrapolée pour le VG et le VD.

Le chronomètre était déclenché juste avant le début du chargement des coupes et arrêté dès l'obtention des résultats. Pour la MVE, nous avons pris en compte le temps de création des coupes petit-axe.

Les mesures de reproductibilité pouvaient être réalisées ainsi :

- Reproductibilité intra observateur en méthode volumique directe (VG et VD)

: comparaison des 2 lectures du lecteur 1,

- Reproductibilité intra observateur pour la méthode volumique extrapolée (VG et VD) : comparaison des 2 lectures du lecteur 2,

- Reproductibilité inter observateurs pour le VG (MVD et MVE) : comparaison des lectures des 3 lecteurs

- Reproductibilité inter observateurs pour le VD : méthode volumique directe : comparaison des résultats du lecteur 1 à ceux du lecteur 3, et pour la méthode volumique extrapolée : comparaison lecteur 2 et lecteur 3.

2.4. Obtention des résultats des méthodes de référence

2.4.1. Résultats des tomoscintigraphies

Il s'agissait pour l'ensemble des examens de tomoscintigraphies avec synchronisation ECG, dont 2 ont été réalisées à l'effort et 26 au repos. Pour 7 examens le traceur utilisé était le ²⁰¹Thallium, et pour les 21 autres il s'agissait de produits technétiés : MIBI (15 patients) et Tetrofosmine MYOVIEU[®] (6 patients). Les résultats pris en compte dans notre étude étaient ceux fournis dans les comptes-rendus d'examen, après vérification par un Praticien Hospitalier du service de Médecine Nucléaire.

2.4.2. Résultats des IRM cardiaques

Pour les valeurs des VTD, VTS et FE du ventricule gauche, nous nous sommes référés aux résultats fournis dans les comptes-rendus des examens. En revanche, les résultats concernant le ventricule droit n'étaient pas systématiquement disponibles ; le lecteur 2, qui avait le plus d'expérience en IRM cardiaque, s'est donc chargé de refaire les mesures selon le protocole utilisé habituellement pour les mesures ventriculaires gauches (logiciel MASS Analysis[®], Advantage Workstation 4.1, GEMS[®]). Tous les examens avaient eu lieu sur le même appareil (GEMS, 1,5T).

2.4.3. Résultats des échographies cardiaques

Tous les examens échocardiographiques ont été pratiqués le jour du scanner cardiaque par la même opératrice, Praticien Hospitalier cardiologue spécialisée en échographie. Les mesures ont été réalisées selon 5 méthodes différentes, uniquement pour le ventricule gauche : Bi-Plan (BP), Simpson 4 cavités (Sim4c), Simpson 2 cavités (Sim 2c), Géométrie ou volumique (Géom), et Temps Mouvement Teichholtz (TM). Nous avons donc pris en compte les résultats fournis dans les comptes-rendus.

2.5. Analyses statistiques

Pour étudier la reproductibilité intra et inter observateurs des mesures des VTD, VTS et FE des ventricules droits et gauches, nous avons calculé un coefficient de corrélation intra classe (CCIC) et son intervalle de confiance à 95%.

Pour comparer les résultats des mesures scanographiques avec les deux méthodes de mesure, en méthode volumique directe avec et sans chambre de chasse, ainsi que pour comparer les mesures scanographiques aux trois méthodes de référence le test t de Student sur séries appariées a été utilisé.

Le risque alpha a été fixé à 5% pour l'ensemble des tests. L'analyse statistique a été effectuée à l'aide du logiciel SAS v9.1.

L'analyse statistique et l'interprétation des résultats ont été réalisées avec le soutien de Cédric Baumann, Assistant hospitalo-universitaire au Service d'Epidémiologie et Évaluation Cliniques du CHU de Nancy.

2.6. Étude dosimétrique

Une étude préliminaire a validé la fiabilité et la précision de la CTDI affichée à la console du scanner en fin d'examen : cette étude a utilisé une chambre de mesure de 10 cm (calibrée le 25 juillet 2006) placée à différents endroits d'un fantôme de 32 cm, l'acquisition était réalisée sur le scanner GE[®] 64 barrettes de 0,625 mm, à 120kV et 300mA, sur une coupe axiale (1 tour de rotation). Les résultats ont confirmé que la valeur du CTDI calculée correspondait à la valeur du CTDI affichée à la console, et ont ainsi validé la fiabilité de la chambre de mesure.

Puis nous avons voulu déterminer l'influence du Gating cardiaque et des différents algorithmes de reconstruction sur la dose délivrée au patient, en comparaison avec une acquisition thoracique standard. Pour cela, nous avons utilisé la même chambre de dosimétrie placée et centrée à la surface d'un volume d'eau de 18,9 cm de long sur 20 cm de large et 25 cm de hauteur. Les acquisitions étaient réalisées avec différents algorithmes de reconstruction (thorax standard, segment Burst et Burst

plus) avec différentes fréquences programmées sur le simulateur ECG (60, 80 et 120 pulsations/minute). La totalité de la chambre était lors de l'ensemble des acquisitions traversée par le faisceau à rayons X. La dose mesurée correspond à la longueur de 10 cm de la chambre traversée par le faisceau à rayons X. La dose affichée (DLP) correspond à l'ensemble de l'acquisition de 18,9 cm. Les résultats sont représentés sur le graphique suivant (*Figure 30*).

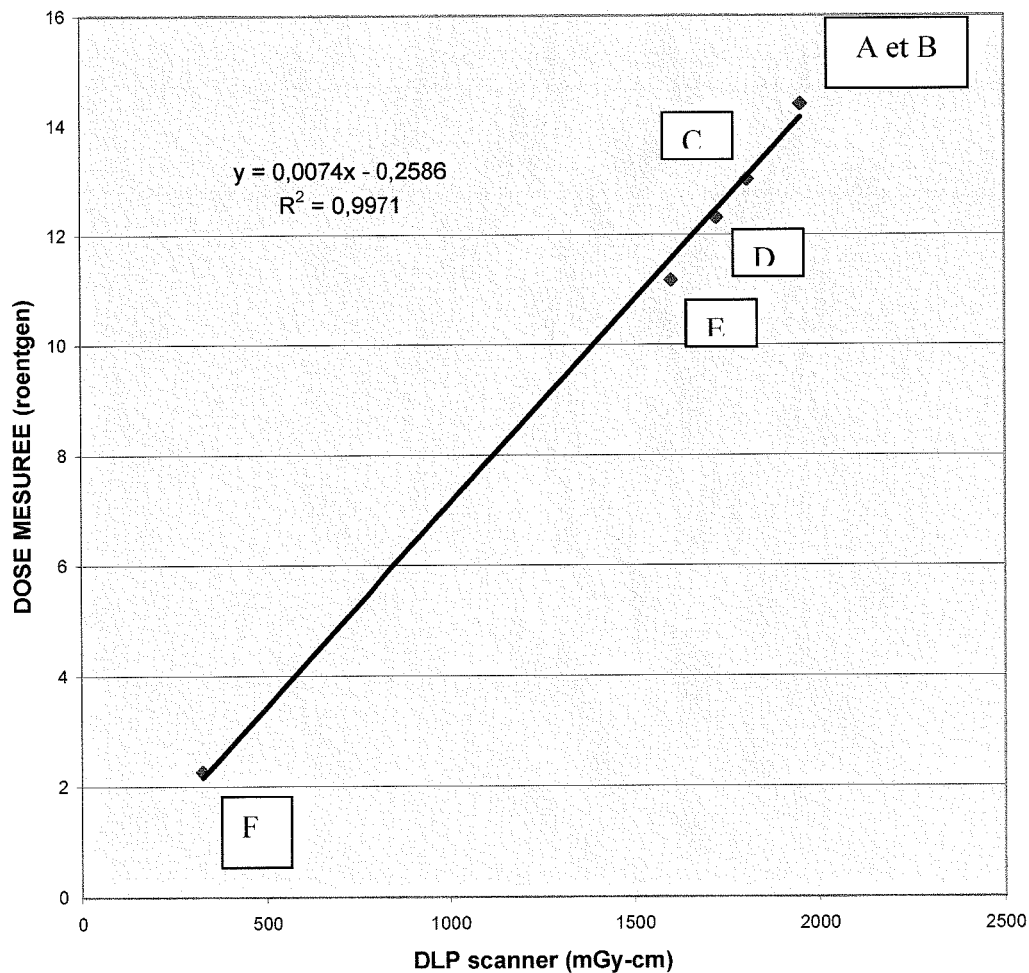


FIGURE 30 : Droite de corrélation entre la DLP affichée par le scanner et la dose mesurée par la chambre de dosimétrie (**A** = programme Burst / 80 bpm ; **B** = programme burst + / 120bpm ; **C** = programme burst+ / 80bpm ; **D** = programme segment / 60bpm ; **E** = programme segment / 80bpm ; **F** = thorax standard).

Ces résultats nous fournissent trois conclusions : il existe une parfaite corrélation entre la DLP affichée et la dose délivrée mesurée ($r = \sqrt{R^2} = 0,998$). L'acquisition thoracique avec gating cardiaque est environ 6 fois plus irradiante qu'une acquisition thoracique standard. De surcroît, plus la fréquence cardiaque augmente, plus l'irradiation est importante, notamment si l'algorithme de reconstruction n'est pas adapté à la fréquence cardiaque.

Enfin, nous avons mesuré pour une acquisition thoracique sans synchronisation ECG une DLP de 327,29 mGy/cm, et avec synchronisation ECG de 1603,37 à 1953,14 mGy/cm, ce qui correspond à des doses efficaces respectives de 5,6 ; 27, 2 et 33,2 mSV (en utilisant le facteur de correction de 0,017 préconisé en scanographie thoracique).

3. RÉSULTATS

3.1. Nombre de patients

49 patients ont été inclus rétrospectivement sur la durée de l'étude, 21 patients qui avaient eu le scanner et l'IRM, et 28 patients qui avaient bénéficié du scanner et de la tomoscintigraphie cardiaque. 4 patients avaient eu l'IRM et la tomoscintigraphie. La cohorte « scanner + échographie » comportait quant à elle 20 patients. Après analyse du dossier clinique de chaque patient, nous avons auparavant retiré de l'étude 4 patients : 2 patients avaient bénéficié d'un double pontage coronarien entre le scanner et la technique de référence (un en IRM, l'autre en tomoscintigraphie), 1 des patient porteur d'un pacemaker avait un scanner artéfacté et de qualité insuffisante pour l'interprétation, et 1 patient avait reçu un traitement inotrope positif et bêta-bloqueur dans l'intervalle inter examens.

3.2. Caractéristiques des populations étudiées

3.2.1. Démographie

La cohorte « scan+tomoscinti » comportait 21 hommes (75%) pour 7 femmes (25%), avec un âge moyen de 62 ans (écart-type 10 ans).

Le groupe « scan + écho » était composé de 16 hommes (80%) pour 4 femmes (20%), avec un âge moyen de 60 ans (écart-type 14 ans).

La cohorte « scan + IRM » comportait 14 hommes (66,7%) et 7 femmes (33,3%), avec un âge moyen de 51 ans (écart-type 23 ans).

Au total, la population générale rassemblant les trois cohortes comportait 51 hommes (73,9%) et 18 femmes (16,1%), avec un âge moyen de 58 ans (écart-type 16,5ans).

3.2.2.Volumes et fraction d'éjection ventriculaire moyens

Pour le ventricule gauche, les valeurs moyennes mesurées en scanner étaient (respectivement par méthode volumique directe puis par méthode volumique extrapolée) : 166mL (+/- 53) et 203mL (+/-61) pour le VTD ; 83mL (+/-51) et 115mL (+/-58) pour le VTS ; 54% (+/-15) et 46% (+/-14) pour la FE.

De même, pour le ventricule droit, les valeurs moyennes mesurées en scanner étaient (respectivement par méthode volumique directe puis par méthode volumique extrapolée) : 152mL (+/-47) et 172mL (+/-53) pour le VTD ; 75mL (+/-34) et 99mL (+/-40) pour le VTS ; 50% (+/14) et 43% (+/-10) pour la FE.

3.2.3.Fréquence cardiaque

La fréquence cardiaque moyenne lors du scanner était de 73 battements par minutes (+/-14,5), sans utilisation de traitement chronotrope négatif.

3.3. Choix des phases systoliques et diastoliques

Le choix manuel de la phase est une des étapes majeures de la mesure des VTD et VTS. Nous avons tenté d'évaluer la variabilité intra-observateur du choix de cette phase pour les deux méthodes de mesure, la variabilité de la phase choisie entre les deux méthodes pour le même opérateur et enfin la variabilité inter observateurs. Nous observons ainsi que la phase choisie est dans environ 2 cas sur 3 la phase 40% pour la systole, la phase 0% pour la diastole (*Tableau VIII*). La phase 30% en systole et la phase 90 % en diastole sont quant à elles choisies dans environ 1 cas sur 4.

En changeant de méthode de mesure, le lecteur 1 a choisi la même phase systolique dans 85% des cas et la même phase diastolique dans 87 % des cas.

En répétant la même méthode de mesure (MVD), le lecteur 2 a choisi la même phase systolique dans 83% des cas et la même phase diastolique dans 73 % des cas.

En répétant la même méthode de mesure (MVE) , le lecteur 3 a choisi la même phase systolique dans 90% des cas et la même phase diastolique dans 83% des cas.

TABLEAU VIII : Répartition (en %) des choix des phases systoliques et diastoliques selon les méthodes de mesure et selon les lecteurs.

Lecteur 1	SYSTOLE		DIASTOLE			
		MVD	MVE		MVD	MVE
	Phase 30%	19%	19%	Phase 80%	2%	2%
	Phase 40%	69%	71%	Phase 90%	10%	10%
	Phase 50%	13%	10%	Phase 0%	83%	85%
	Phase calc.	0%	0%	Phase 10%	4%	2%
	Phases identiques	85,4%		Phases identiques	87%	
Lecteur 2		1^e lect.	2^e lect.		1^e lect.	2^e lect.
MVE	Phase 30%	31%	27%	Phase 80%	6%	2%
	Phase 40%	60%	58%	Phase 90%	25%	15%
	Phase 50%	6%	10%	Phase 0%	65%	77%
	Phase calc.	2%	4%	Phase 10%	8%	6%
	Phases identiques	83,3%		Phases identiques	73%	
Lecteur 3		1^e lect.	2^e lect.		1^e lect.	2^e lect.
MVD	Phase 30%	27%	27%	Phase 80%	4%	2%
	Phase 40%	58%	63%	Phase 90%	29%	25%
	Phase 50%	10%	10%	Phase 0%	67%	69%
	Phase calc.	4%	0%	Phase 10%	0%	4%
	Phases identiques	90%		Phases identiques	83%	

Notes : Phase calc. = retro-reconstruction à une phase calculée en fonction de la fréquence cardiaque

/ lect.=lecture

3.4. Durée de post-traitement

Les durées chronométrées correspondaient aux délais d'obtention des résultats finaux de VTD, VTS et FE du ventricule gauche avec chambre de chasse.

Il faut cependant rajouter à la méthode volumique extrapolée le temps nécessaire à la création des coupes petit-axe, soit en moyenne 50s de chargement de coupes et 45s de reformations, soit au total 95s en plus. Les temps moyens sont résumés dans le *tableau IX*.

TABLEAU IX: durées moyennes de réalisation des mesures de volumes et de FE.

	MVD	MVE	Temps total MVE
Lecteur 1 (senior)	298 s	206 s	301 s
Lecteur 2 (senior)	237 s	196 s	291 s
Lecteur 3 (junior)	349 s	245 s	340 s

3.5. Sensibilité aux artefacts

Nous avons tenté de déterminer la nature et la fréquence des artefacts mais aussi des éventuelles corrections apportées aux méthodes semi automatisées de mesure des volumes et de la FE. Pour cela, nous avons identifié plusieurs gênes aux mesures : corrections mineures (systématiques, correspondant aux retouches mineures des contours endocardiques), corrections majeures (retouches importantes en cas de délimitation du mauvais ventricule par exemple), insuffisance de contraste

rendant difficile l'extraction automatique de la cavité ventriculaire et artéfacts de décalage de phase (en marche d'escaliers) (*Tableau X*).

TABLEAU X : fréquence des gênes à la mesure des volumes ventriculaires

			Corrections mineures	Corrections majeures	Contraste insuffisant	Décalages de phase
VG	MVD	Lecteur 1	39/48	9/48	15/48	15/48
		Lecteur 2	38/48	10/48	7/48	11/48
		Lecteur 3	35/48	13/48	3/48	9/48
	MVE	Lecteur 1	43/48	5/48	2/48	7/48
		Lecteur 2	41/48	7/48	2/48	9/48
		Lecteur 3	35/48	13/48	1/48	6/48
VD	MVD	Lecteur 1	X	X	6/21	6/21
		Lecteur 3	X	X	4/21	3/21
	MVE	Lecteur 2	X	X	6/21	3/21
		Lecteur 3	X	X	0/21	1/21

Notes : 3D = méthode volumique, Simp = méthode dérivée de Simpson

Ainsi nous observons que la méthode volumique directe est plus sensible aux artéfacts et nécessite plus de corrections manuelles que la méthode volumique extrapolée, mais même dans les cas d'examens de mauvaise qualité, la mesure des

volumes était réalisable. Nous observons par ailleurs la plus grande fréquence relative de l'insuffisance de contraste du ventricule droit, ce qui est expliqué par un protocole d'injection initialement dédié à l'opacification ventriculaire gauche.

3.6. Corrélation entre la méthode volumique directe et la méthode volumique extrapolée

La comparaison des valeurs de volume et de FE obtenues par MVD et MVE a été faite par comparaison de moyennes sur séries appariées selon test T de Student. Les résultats montrent la nette sous-estimation des VTD et VTS mesurés en méthode volumique directe par rapport aux valeurs données avec la méthode volumique extrapolée (35mL d'écart pour le VTD, 30 mL pour le VTS environ). En revanche, la FE mesurée en MVD est majorée de 5 à 9% selon les lecteurs en comparaison avec la MVE.

Pour le ventricule droit, on note également une sous-estimation des volumes et une discrète surestimation de la FE mesurés en méthode volumique directe (*Tableau XI*).

TABLEAU XI : comparaison des résultats fournis par les deux méthodes de mesure

MVD avec CDC vs MVE	Différence moyenne	Différence (%)	Intervalle de confiance	Déviati on standard	Pr>t
VENTRICULE G					
VTD (mL)					
Lecteur 1	-33,1	-20%	[-39 ; -27]	21	<0,0001
Lecteur 2	-36,7	-22%	[-43 ; -30]	22,2	<0,0001
Lecteur 3	-35,6	-21%	[-42 ; -29]	20,9	<0,0001
VTS (mL)					
Lecteur 1	-25,8	-31%	[-31 ; -21]	17,2	<0,0001
Lecteur 2	-35,8	-43%	[-41 ; -31]	16	<0,0001
Lecteur 3	-30,4	-37%	[-36 ; -25]	19,2	<0,0001
FE (% , valeur absolue)					
Lecteur 1	+5,3	+10%	[3,6 ; 7]	5,6	<0,0001
Lecteur 2	+9,3	+17%	[7,7 ; 10,8]	5	<0,0001
Lecteur 3	+6,3	+12%	[4,4 ; 8,3]	6,4	<0,0001
VENTRICULE D					
VTD (ml)	-17,8	-12%	[-27 ; -8]	21,5	<0,0001
VTS (mL)	-23,6	-31%	[-31 ; -16]	17,8	<0,0001
FE (%)	+8,6	+17%	[3,9 ; 13]	10,5	<0,0001

Notes : MVD avec CDC vs MVE : comparaison des mesures par méthode volumique directe avec chambre de chasse et par méthode volumique extrapolée. Différence (%)= correspondance entre la différence moyenne exprimée en mL et celle exprimée en % par rapport aux valeurs moyennes mesurées avec la méthode volumique directe (cf 3.2.2).

3.7. Influence de la chambre de chasse

On constate que la prise en compte de la chambre de chasse (CDC) ventriculaire majore d'environ 6 à 8mL les volumes ventriculaires par rapport aux mesures sans CDC. En revanche, les fractions d'éjection mesurées avec CDC diminuent d'environ 2 à 3 % lorsque cette CDC est prise en compte (*Tableau XII*).

TABLEAU XII: influence de la chambre de chasse ventriculaire dans l'estimation des volumes et de la fraction d'éjection du VG

Avec CDC Vs sans CDC	Différence moyenne	Intervalle de confiance	Pr>t
VTD (mL)			
Lecteur 1	+6,7	[+6 ;+7,4]	<10 ⁻⁵
Lecteur 2	+6,1	[+4,9 ;+7,3]	<10 ⁻⁵
Lecteur 3	+8,5	[+7,4 ;+9,6]	<10 ⁻⁵
VTS (mL)			
Lecteur 1	+6,7	[+5,1 ;+8,2]	<10 ⁻⁵
Lecteur 2	+6,8	[+5,8 ;+7,7]	<10 ⁻⁵
Lecteur 3	+7,2	[+6,4 ;+7,9]	<10 ⁻⁵
FE (%)			
Lecteur 1	-2,3	[-2,8 ;-1,9]	<10 ⁻⁵
Lecteur 2	-2,8	[-3,4 ;-2,2]	<10 ⁻⁵
Lecteur 3	-2,3	[-3 ;-1,7]	<10 ⁻⁵

Notes : Avec CDC vs sans CDC = comparaison des mesures avec et sans chambre de chasse

3.8. Reproductibilité intra et inter observateurs

3.8.1. Ventricule gauche

En terme de reproductibilité intra ou inter observateurs, on constate qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux méthodes comparées comme le montre le chevauchement des intervalles de confiance . La variabilité des mesures intra ou inter observateurs est très faible avec des coefficients de corrélation très proches de 1. On dégage néanmoins une discrète tendance selon laquelle la reproductibilité intra observateur serait meilleure avec la méthode volumique extrapolée, alors que la reproductibilité inter observateurs serait meilleure en méthode volumique directe, notamment en ce qui concerne la FE (*Tableau XIII*).

TABLEAU XIII : reproductibilités intra et inter observateurs des méthodes volumique directe et extrapolée pour le VTD, le VTS et la FE du ventricule gauche.

		CC	IC
VTD			
MVD	Reproductibilité intra observateur	0,990	[0,982 – 0,994]
	Reproductibilité inter observateurs	0,975	[0,960 - 0,986]
MVE	Reproductibilité intra observateur	0,992	[0,985 – 0,996]
	Reproductibilité inter observateurs	0,978	[0,964 – 0,987]
VTS			
MVD	Reproductibilité intra observateur	0,992	[0,985 – 0,995]
	Reproductibilité inter observateurs	0,991	[0,985 - 0,995]
MVE	Reproductibilité intra observateur	0,996	[0,993 – 0,998]
	Reproductibilité inter observateurs	0,983	[0,972 – 0,990]
FE			
MVD	Reproductibilité intra observateur	0,964	[0,936-0,980]
	Reproductibilité inter observateurs	0,966	[0,945-0,980]
MVE	Reproductibilité intra observateur	0,968	[0,942-0,982]
	Reproductibilité inter observateurs	0,901	[0,843-0,941]

Notes : CC = coefficient de corrélation, IC = intervalle de confiance à 95%, Repro = reproductibilité

3.8.2.Ventricule droit

Les résultats nous montrent une diminution globale des coefficients de corrélation par rapport aux résultats obtenus avec le VG. Il n'y a pas de différence statistique significative entre les méthodes (intervalles de confiance chevauchés) mais se dessine une tendance plus marquée : la variabilité intra ou inter observateurs des mesures des volumes est moindre en méthode de Simpson, alors que la méthode volumique offre une moindre variabilité des mesures de la FE (*Tableau XIV*).

TABLEAU XIV: reproductibilités intra et inter observateurs des méthodes volumique et selon Simpson pour le VTD, le VTS et la FE du ventricule droit.

		CC	IC
VTD			
MVD	Reproductibilité intra observateur	0,947	[0,879 – 0,978]
	Reproductibilité inter observateurs	0,921	[0,821 - 0,967]
MVE	Reproductibilité intra observateur	0,974	[0,939 – 0,989]
	Reproductibilité inter observateurs	0,968	[0,925 – 0,987]
VTS			
MVD	Reproductibilité intra observateur	0,876	[0,724 – 0,946]
	Reproductibilité inter observateurs	0,922	[0,822 - 0,967]
MVE	Reproductibilité intra observateur	0,974	[0,939 – 0,989]
	Reproductibilité inter observateurs	0,948	[0,880 – 0,978]
FE			
MVD	Reproductibilité intra observateur	0,865	[0,704-0,942]
	Reproductibilité inter observateurs	0,770	[0,524-0,898]
MVE	Reproductibilité intra observateur	0,816	[0,608-0,919]
	Reproductibilité inter observateurs	0,694	[0,394-0,861]

Mêmes notes que le tableau XIII

3.9. Comparaison aux méthodes de référence

3.9.1. Performances par rapport à l'échographie

En échocardiographie, la chambre de chasse n'est pas prise en compte. Ainsi, nous avons décidé de ne comparer que les mesures scanographiques sans chambre de chasse aux résultats échographiques.

3.9.1.1. Volume télé diastolique du ventricule gauche

Il n'y a pas de différence significative entre les coefficients de corrélation. En revanche les mesures scanographiques du VTD – directe ou extrapolée - se rapprochent le plus de la méthode échographique TM : surestimation de 11,5mL en méthode volumique directe, de 57mL en méthode volumique extrapolée (*Tableau XI*). La MVD offre donc des résultats plus proches de l'échographie (notamment en méthode TM) que la MVE.

TABLEAU XV : Comparaison des VTD mesurés en scanner avec ceux mesurés par les différentes méthodes échographiques

VTD (VG)	TDM vs Echo	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD								
	Vs Sim 4c	20	0,863	[0,680-0,945]	<10 ⁻⁵	+57	[46 ;69]	<10 ⁻⁵
	Vs Sim 2c	19	0,813	[0,569-0,926]	<10 ⁻⁵	+71	[57 ;85]	<10 ⁻⁵
	Vs BP	19	0,865	[0,677-0,947]	<10 ⁻⁵	+62	[50 ;74]	<10 ⁻⁵
	Vs géom	16	0,917	[0,773-0,971]	<10 ⁻⁵	+62	[49 ;75]	<10 ⁻⁵
	Vs TM	20	0,825	[0,603-0,924]	<10 ⁻⁵	+11,5	[2,5 ;25]	0,1
MVE								
	Vs Sim 4c	20	0,784	[0,523-0,911]	<10 ⁻⁵	+103	[87 ;119]	<10 ⁻⁵
	Vs Sim 2c	19	0,782	[0,508-0,912]	<10 ⁻⁵	+116	[99 ;132]	<10 ⁻⁵
	Vs BP	19	0,804	[0,552-0,922]	<10 ⁻⁵	+107	[91 ;123]	<10 ⁻⁵
	Vs géom	16	0,882	[0,686-0,956]	<10 ⁻⁵	+106	[88 ;123]	<10 ⁻⁵
	Vs TM	20	0,829	[0,610-0,930]	<10 ⁻⁵	+57	[42 ;71]	<10 ⁻⁵

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.1.2. Volume télé systolique du ventricule gauche

De même que pour le VTD, il n'y a pas de différence significative entre les coefficients de corrélation, qui sont proches de 1. La méthode volumique directe offre des résultats plus proches de l'échographie que la méthode volumique extrapolée. Les mesures scanographiques s'approchent le plus de la méthode échographique TM : + 6mL (p=0,14, pas de différence significative) en MVD contre + 46mL en MVE (*Tableau XVI*).

TABLEAU XVI : Comparaison des VTS mesurés en scanner avec ceux mesurés par les différentes méthodes échographiques

VTS (VG)	TDM vs Echo	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD								
	Vs Sim 4c	20	0,917	[0,798-0,967]	<10 ⁻⁵	+25	[15 ;34]	<10 ⁻⁵
	Vs Sim 2c	19	0,930	[0,824-0,973]	<10 ⁻⁵	+35	[25 ;45]	<10 ⁻⁵
	Vs BP	19	0,929	[0,822-0,973]	<10 ⁻⁵	+29,6	[20 ;39]	<10 ⁻⁵
	Vs géom	16	0,945	[0,844-0,981]	<10 ⁻⁵	+30	[19 ;41]	<10 ⁻⁵
	Vs TM	20	0,943	[0,860-0,978]	<10 ⁻⁵	+6	[-2 ;14]	0,14
MVE								
	Vs Sim 4c	20	0,895	[0,750-0,958]	<10 ⁻⁵	+65	[52 ;77]	<10 ⁻⁵
	Vs Sim 2c	19	0,932	[0,829-0,974]	<10 ⁻⁵	+74	[62 ;87]	<10 ⁻⁵
	Vs BP	19	0,919	[0,797-0,969]	<10 ⁻⁵	+69	[56 ;82]	<10 ⁻⁵
	Vs géom	16	0,960	[0,887-0,986]	<10 ⁻⁵	+70	[56 ;84]	<10 ⁻⁵
	Vs TM	20	0,962	[0,904-0,985]	<10 ⁻⁵	+46	[39 ;53]	<10 ⁻⁵

Mêmes notes que pour le Tableau XV

3.9.1.3. Fraction d'éjection du ventricule gauche

Il n'est pas mis en évidence de différence statistique entre les coefficients de corrélation qui sont tous proches de 1.

En méthode volumique directe, les différences moyennes entre les mesures scanographiques et les mesures échographiques ne sont pas statistiquement supérieures ou inférieures (chevauchement des intervalles de confiance). De plus, quelle que soit la méthode de mesure échographique de la FE, il n'y a pas de tendance à la surestimation ou sous-estimation par rapport aux mesures par scanner (Pr>t toutes >0,05).

En méthode volumique extrapolée, on note des différences moyennes statistiquement significatives entre les mesures par scanner et celles par échographie : sous-estimation moyenne de 4,2 à 6,8 % de la FE mesurée en scanner face à la FE mesurée en échographie (*Tableau XVII*).

TABLEAU XVII : Comparaison des FE mesurées en scanner avec celles mesurées par les différentes méthodes échographiques

FE (VG)	TDM vs Echo	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD								
	Vs Sim 4c	20	0,893	[0,744-0,957]	<10 ⁻⁵	+2,6	[-0,8 ;+6]	0,12
	Vs Sim 2c	19	0,884	[0,719-0,955]	<10 ⁻⁵	+0,1	[-4 ;+4]	0,96
	Vs BP	19	0,902	[0,758-0,962]	<10 ⁻⁵	+0,7	[-2,9 ;+4,4]	0,68
	Vs géom	16	0,881	[0,695-0,957]	<10 ⁻⁵	+1,6	[-2,8 ;+6]	0,45
	Vs TM	20	0,820	[0,601-0,924]	<10 ⁻⁵	+1,1	[-4 ;+6,4]	0,67
MVE								
	Vs Sim 4c	20	0,894	[0,740-0,959]	<10 ⁻⁵	-4,2	[-7,8 ;+0,6]	0,03
	Vs Sim 2c	19	0,884	[0,718-0,955]	<10 ⁻⁵	-6,8	[-11 ;+2,4]	0,004
	Vs BP	19	0,909	[0,774-0,965]	<10 ⁻⁵	-5,9	[-9,6 ;+2,3]	0,003
	Vs géom	16	0,856	[0,638-0,947]	<10 ⁻⁵	-5,2	[-10 ;+0,3]	0,04
	Vs TM	21	0,872	[0,700-0,945]	<10 ⁻⁵	-5,3	[-10 ;+0,5]	0,03

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en %/ Pr>t = p du test de Student

3.9.2. Performances par rapport à l'IRM

En ce qui concerne les mesures scanographiques des volumes et de la fraction d'éjection, seuls les résultats avec chambre de chasse ont été pris en compte, celle-ci étant incluse dans les volumes mesurés en IRM, que ce soit pour le VG ou le VD.

3.9.2.1. Ventricule Gauche

3.9.2.1.1. Volume télé diastolique

Il n'y a pas de différence statistique entre les coefficients de corrélation des différents lecteurs, qui sont proches de 1.

On note que la méthode volumique directe offre des résultats plus proches de l'IRM que la méthode volumique extrapolée: différences moyennes de +0,45 à +5,95 mL contre +26 à +36 mL selon les lecteurs (*Tableau XVIII*).

Statistiquement, il n'y a pas de tendance à la sur ou sous-estimation entre les mesures scanographiques par méthode volumique directe et les mesures IRM ($P > t$ toutes $> 0,05$).

TABLEAU XVIII : Comparaison des VTD mesurés en scanner avec ceux mesurés en

IRM

VTD (VG)	TDM vsIRM	n	CC	IC	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lecteur 1	21	0,835	[0,623-0,933]	<10 ⁻⁵	+0,45	[-17 ;+18]	0,96
	Lecteur 2	21	0,858	[0,669-0,942]	<10 ⁻⁵	+5,95	[-11 ;+23]	0,47
	Lecteur 3	21	0,854	[0,661-0,999]	<10 ⁻⁵	+1,2	[-15 ;+18]	0,88
MVE	Lecteur 1	21	0,876	[0,708-0,950]	<10 ⁻⁵	+26	[+9 ;+43]	0,005
	Lecteur 2	21	0,896	[0,751-0,958]	<10 ⁻⁵	+36	[+19 ;+52]	0,0003
	Lecteur 3	21	0,864	[0,682-0,945]	<10 ⁻⁵	+30	[+13 ;+47]	0,002

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.2.1.2. Volume télé-systolique

Les résultats sont comparables à ceux observés pour le VTD. Les différences moyennes ne sont pas statistiquement supérieures ou inférieures entre les volumes estimés en méthode volumique directe et ceux donnés par l'IRM. En revanche, la méthode volumique extrapolée majore de +18 à +30 mL les VTS.

Il n'y a pas de différence notable entre les lecteurs, les coefficients de corrélation sont proches de 1 (*Tableau XIX*).

TABLEAU XIX : Comparaison des VTS mesurés en scanner avec ceux mesurés en

IRM

VTS (VG)	TDM vs IRM	n	CC	IC	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	21	0,914	[0,791-0,966]	<10 ⁻⁵	-0,9	[-13 ;+12]	0,88
	Lect. 2	21	0,902	[0,765-0,961]	<10 ⁻⁵	-1,15	[-14 ;+11]	0,85
	Lect. 3	21	0,908	[0,777-0,963]	<10 ⁻⁵	-0,8	[-13 ;+12]	0,9
MVE	Lect. 1	21	0,911	[0,785-0,965]	<10 ⁻⁵	+18	[+4 ;+33]	0,013
	Lect. 2	21	0,916	[0,796-0,967]	<10 ⁻⁵	+30	[+16 ;+44]	0,0002
	Lect. 3	21	0,901	[0,762-0,960]	<10 ⁻⁵	+23	[+7 ;+38]	0,006

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.2.1.3. Fraction d'éjection

Il n'y a pas de différence statistique significative entre les coefficients de corrélation entre les différents lecteurs.

Si l'on compare les intervalles de confiance, la MVD et la MVE offrent des résultats comparables. De plus, il n'y a pas de différence statistique significative entre les moyennes mesurées en scanner et les valeurs données par l'IRM (Pr>t toutes >0,05 sauf pour le lecteur 2 en MVE). Cela signifie que peu importe la méthode scanographique de mesure, les résultats de FE fournis par le scanner sont justes et précis si l'on se réfère aux données de l'IRM. On dégage néanmoins une tendance selon laquelle, pour la mesure de la FE du VG, la méthode volumique directe surestime d'environ 3% l'IRM et la méthode volumique extrapolée la sous-estime de 0,7 à 6% (Tableau XX).

TABLEAU XX: Comparaison des FE mesurées en TDM avec celles mesurées en IRM

FE (VG)	TDMvsIRM	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lecteur 1	21	0,849	[0,650-0,939]	<10 ⁻⁵	+3,25	[-1 ;+7,6]	0,13
	Lecteur 2	21	0,847	[0,647-0,938]	<10 ⁻⁵	+3,65	[-0,3 ;+7,6]	0,07
	Lecteur 3	21	0,857	[0,669-0,942]	<10 ⁻⁵	+2,55	[-1,7 ;+6,8]	0,22
MVE	Lecteur 1	21	0,819	[0,591-0,926]	<10 ⁻⁵	-0,7	[-5 ;+4]	0,74
	Lecteur 2	21	0,757	[0,473-0,899]	<10 ⁻⁵	-6	[-11 ; -1,4]	0,014
	Lecteur 3	22	0,792	[0,538-0,914]	<10 ⁻⁵	-3	[-8 ;+1,8]	0,21

Notes : CC=coefficient de corrélation / IC(CC)=intervalle de confiance à 95% du CC / Moy=différence moyenne en valeur absolue / IC=intervalle de confiance de Moy. / Pr>t = p de Moy.

3.9.2.2. Ventricule droit

3.9.2.2.1. Volume télé diastolique

Les moyennes mesurées en scanner (méthode volumique directe ou extrapolée) sont statistiquement différentes des valeurs fournies par l'IRM (Pr>t toutes > 0,05). Même si les intervalles de confiance se chevauchent, on perçoit une tendance : la MVD surestime les volumes mesurés en IRM (de +15,5 mL à +19 mL), mais moins que ne le fait la MVE (+33 à +37,5mL) (*Tableau XXI*).

TABLEAU XXI : Comparaison des VTD(VD) mesurés en scanner avec ceux mesurés

en IRM

VTD (VD)	TDM							
	vs IRM	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	21	0,705	[0,403-0,868]	0,00013	+19	[3,5 ;35]	0,02
	Lect. 3	21	0,722	[0,432-0,877]	<10 ⁻⁵	+15	[1 ;30]	0,036
MVE	Lect. 2	21	0,795	[0,562-0,911]	<10 ⁻⁵	+37,5	[23 ;52]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	21	0,796	[0,564-0,912]	<10 ⁻⁵	+33	[18 ;48]	<10 ⁻⁵

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.2.2.2. Volume télé systolique

Pour le VTS du ventricule droit, les résultats nous montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les mesures scanographiques par méthode volumique directe et celles données par l'IRM, avec néanmoins une discrète tendance à la sous-estimation des volumes (-1,3 à -2,1 mL). En revanche, la méthode volumique extrapolée surestime de façon significative le VTS (+20mL environ) (*Tableau XXII*).

TABLEAU XXII: Comparaison des VTS(VD) mesurés en scanner avec ceux mesurés

en IRM

VTS (VD)	TDM vs IRM	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD								
	Lect. 1	21	0,710	[0,411-0,871]	=0,00011	-2,1	[-13 ;9]	0,69
	Lect. 3	21	0,776	[0,526-0,902]	<0,0001	-1,3	[-11,5;9]	0,8
MVE								
	Lect. 2	21	0,893	[0,756-0,955]	<0,0001	+21	[+13 ;+29]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	21	0,842	[0,653-0,933]	<0,0001	+22	[+12 ;+33]	0,0003

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.2.2.3. Fraction d'éjection

Lorsque l'on s'intéresse à la FE du ventricule droit, il apparaît que la méthode volumique extrapolée offre des résultats plus similaires à ceux de L'IRM que la méthode volumique directe. En effet il n'y a pas de différence significative entre les FE scanographiques par MVE et les données de l'IRM, alors que la MVD surestime d'environ 6% la FE par rapport à l'IRM (*Tableau XXIII*).

TABLEAU XXIII : Comparaison des FE(VD) mesurées en TDM avec celles mesurées en IRM

FE (VD)	TDM							
	Vs	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect.1	21	0,599	[0,237-0,815]	=0,0029	+5,59	[0,45 ;10,7]	0,034
	Lect. 3	21	0,536	[0,147-0,781]	=0,0091	+6,5	[0,63 ;12,4]	0,032
MVE	Lect. 2	21	0,702	[0,394-0,867]	=0,00014	+0,3	[-3,7 ;+4]	0,89
	Lect. 3	21	0,727	[0,441-0,879]	<0,0001	-2	[-6,+2]	0,28

Notes : CC=coefficient de corrélation / IC(CC)=intervalle de confiance à 95% du CC / Moy=différence moyenne en valeur absolue / IC=intervalle de confiance de Moy./ Pr>t = p de Moy.

3.9.3. Performances par rapport à la tomoscintigraphie

En ce qui concerne les mesures scanographiques des volumes et de la fraction d'éjection, seuls les résultats avec chambre de chasse ont été pris en compte.

3.9.3.1. Volume télé diastolique du ventricule gauche

Comparativement à la tomoscintigraphie, on note une nette surestimation du VTD du ventricule gauche, néanmoins moindre en méthode volumique directe (+35 à +44 mL) qu'en méthode volumique extrapolée (+75 à +86 mL) (*Tableau XXIV*).

TABLEAU XXIV : Comparaison des VTD (VG) mesurés en scanner avec ceux mesurés en Tomoscintigraphie (tomoscinti)

VTD (VG)	TDM vs Tomo scinti	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD								
	Lect. 1	27	0,730	[0,484-0,869]	<10 ⁻⁵	+35,4	[21;50]	<10 ⁻⁵
	Lect. 2	27	0,733	[0,488-0,870]	<10 ⁻⁵	+43,7	[29 ;58]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	27	0,653	[0,363-0,828]	=0,00013	+42	[25 ;59]	<10 ⁻⁵
MVE								
	Lect. 1	27	0,704	[0,443-0,855]	<10 ⁻⁵	+75	[+59;+91]	<10 ⁻⁵
	Lect. 2	27	0,752	[0,520-0,880]	<10 ⁻⁵	+86	[+72;+101]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	27	0,756	[0,528-0,883]	<10 ⁻⁵	+82	[+67 ;+96]	<10 ⁻⁵

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.3.2. Volume télé systolique du ventricule gauche

Les volumes mesurés en scanner sont également surestimés par rapport à la tomoscintigraphie : +12 à +15 mL en méthode volumique directe, +42 à +56 mL en méthode volumique extrapolée (*Tableau XXV*).

TABLEAU XXV: Comparaison des VTS (VG) mesurés en TDM avec ceux mesurés en scinti

VTS (VG)	TDM vs Tomoscinti	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	27	0,845	[0,685-0,927]	<10 ⁻⁵	+12,6	[2 ;24]	0,026
	Lect. 2	27	0,846	[0,686-0,928]	<10 ⁻⁵	+15	[4 ;26]	0,008
	Lect. 3	27	0,832	[0,662-0,921]	<10 ⁻⁵	+13,8	[3 ;25]	0,018
MVE	Lect. 1	27	0,801	[0,621-0,910]	<10 ⁻⁵	+42	[29;55]	<10 ⁻⁵
	Lect. 2	27	0,869	[0,731-0,939]	<10 ⁻⁵	+56	[46;66]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	27	0,852	[0,698-0,931]	<10 ⁻⁵	+51	[39;62]	<10 ⁻⁵

Notes : vs = comparé à... / n = effectif / CC = Coefficient de corrélation / IC (CC) = Intervalle de confiance à 95% du coefficient de corrélation / Moy = différence moyenne selon test de Student sur séries appariées , en mL/ Pr>t = p du test de Student

3.9.3.3. Fraction d'éjection

En méthode volumique, il n'y a pas de différence significative en comparaison avec les FE données par la scintigraphie cardiaque (tendance à la surestimation de 1 à 2%). On constate en revanche que la méthode volumique extrapolée sous-estime significativement la FE : de -4,4 à -7 % (*Tableau XXVI*).

TABLEAU XXVI : Comparaison des FE (VG) mesurées en TDM avec celles mesurées en scinti

FE (VG)	TDM vs Tomoscinti	n	CC	IC (CC)	p	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	27	0,847	[0,692-0,927]	<10 ⁻⁵	+1,4	[-2 ;5]	0,42
	Lect. 2	27	0,842	[0,683-0,925]	<10 ⁻⁵	+2	[-1,5;5,5]	0,25
	Lect. 3	27	0,823	[0,652-0,916]	<10 ⁻⁵	+1,7	[-2;5,4]	0,35
MVE	Lect. 1	27	0,829	[0,659-0,918]	<10 ⁻⁵	-4,4	[-8 ; -0,7]	0,021
	Lect. 2	27	0,897	[0,787-0,951]	<10 ⁻⁵	-7	[-10 ; -4]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	27	0,850	[0,698-0,928]	<10 ⁻⁵	-5,6	[-9 ; -2]	0,0024

Notes : CC=coefficient de corrélation / IC(CC)=intervalle de confiance à 95% du CC / Moy=différence moyenne en valeur absolue / IC=intervalle de confiance de Moy. / Pr>t = p de Moy.

3.9.3.4. Résultats obtenus en ne considérant que les tomoscintigraphies au ^{99m}Tc (MIBI ou Myoview®)

Nous avons voulu déterminer si la corrélation des résultats scanographiques était meilleure avec les tomoscintigraphies au ^{99m}Tc qu'avec les examens pratiqués avec le ²⁰¹Thallium. Pour cela, au sein de la cohorte « scan + tomoscinti », nous avons isolé une sous-population de patients ayant eu le scanner et la tomoscintigraphie au ^{99m}Tc. Les résultats sont exposés dans les *tableaux XXVII, XXVIII et XXIX*.

TABLEAU XXVII : Comparaison des VTD mesurés en TDM avec ceux mesurés en tomoscintigraphie au ^{99m}Tc

VTD (VG)	TDM vs						
	Tomo scinti ^{99m}Tc	n	CC	IC (CC)	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	21	0,684	[0,358-0,861]	+32	[15;50]	0,0011
	Lect. 2	21	0,684	[0,358-0,861]	+41	[23 ;59]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	21	0,665	[0,328-0,852]	+36	[18 ;55]	0,0005
MVE	Lect. 1	21	0,766	[0,499-0,900]	+69	[52;85]	<10 ⁻⁵
	Lect. 2	21	0,785	[0,535-0,909]	+80	[65;96]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	21	0,781	[0,526-0,907]	+76	[61 ;91]	<10 ⁻⁵

Mêmes notes qu'au tableau XXIV

TABLEAU XXVIII : Comparaison des VTS mesurés en TDM avec ceux mesurés en tomoscintigraphie au ^{99m}Tc

VTS (VG)	TDM vs						
	Tomo scinti ^{99m}Tc	N	CC	IC (CC)	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	23	0,839	[0,653-0,930]	+10	[-1;+21]	0,08
	Lect. 2	23	0,847	[0,667-0,933]	+13	[2 ;24]	0,02
	Lect. 3	23	0,819	[0,614-0,920]	+13	[0,5 ;25]	0,04
MVE	Lect. 1	23	0,855	[0,684-0,937]	+40	[29;52]	<10 ⁻⁵
	Lect. 2	23	0,892	[0,760-0,954]	+52	[42;62]	<10 ⁻⁵
	Lect. 3	23	0,876	[0,725-0,946]	+48	[38 ;58]	<10 ⁻⁵

Mêmes notes qu'au tableau XXIV

TABLEAU XXIX : Comparaison des FE mesurées en TDM avec celles mesurées en tomoscintigraphie au ^{99m}Tc

FE (VG)	TDM vs						
	Tomo scinti ^{99m} Tc	N	CC	IC (CC)	Moy	IC	Pr>t
MVD	Lect. 1	23	0,838	[0,637-0,932]	+3	[-1;+7]	0,19
	Lect. 2	23	0,872	[0,705-0,947]	+3	[-1 ;+7]	0,12
	Lect. 3	23	0,820	[0,602-0,925]	+2	[-3 ;+15]	0,36
MVE	Lect. 1	23	0,831	[0,623-0,929]	-4	[-8;+1]	0,09
	Lect. 2	23	0,898	[0,762-0,958]	-6	[-9;-2]	0,003
	Lect. 3	23	0,840	[0,640-0,933]	-5	[-10;-1]	0,02

Notes : CC=coefficient de corrélation / IC(CC)=intervalle de confiance à 95% du CC / Moy=différence moyenne en valeur absolue / IC=intervalle de confiance de Moy. . Pr>t = p de Moy.

4. DISCUSSION

4.1. Mesure scanographique de la fonction ventriculaire globale : une technique fiable ?

Notre travail a montré que le scanner multidetecteurs, et en particulier à 64 canaux, permet d'évaluer facilement, rapidement, avec précision et justesse la fonction globale du ventricule gauche, et dans une moindre mesure celle du ventricule droit.

Tout d'abord, nous avons prouvé que la reproductibilité intra et inter observateurs des deux méthodes de mesure que nous avons testées est excellente, avec des coefficients de corrélation proches de 1 en ce qui concerne le VG, que ce soit pour les volumes ou la fraction d'éjection. Il se dégage néanmoins une tendance selon laquelle la fraction d'éjection du VG mesurée en méthode volumique directe aurait une meilleure reproductibilité intra observateur. En revanche, pour le VD, la tendance est plus marquée : pour l'étude des volumes, la méthode extrapolée est plus reproductible, alors que pour la FE, c'est la méthode directe qui offre les meilleurs résultats de reproductibilité intra et inter observateurs. Globalement, les coefficients de corrélation sont inférieurs pour les résultats du VD. D'une part, la population de patients chez qui a été explorée la fonction ventriculaire droite est inférieure, ce qui peut expliquer une plus grande variabilité des mesures. D'autre part, les deux méthodes testées ne sont pas dédiées au VD, et leur réalisation ne bénéficie pas de la semi automatisation disponible pour le VG. Que ce soit en méthode volumique directe ou extrapolée, les contours ventriculaires droits sont en effet délimités manuellement.

La comparaison globale entre les mesures scanographiques et les valeurs données par les techniques de référence montre une surestimation des volumes, plus marquée encore avec la méthode de mesure extrapolée. La comparaison des deux méthodes de mesure entre elles révèle en effet que, par rapport à la MVD, la MVE surestime le VTD d'environ 20% (environ 35 mL) et le VTS d'environ 35 % (30mL). Cette différence est également observée avec le ventricule droit : + 12% (18mL) pour le VTD, + 31% (24mL) pour le VTS. Cette différence a deux explications : premièrement, la méthode directe, fondée sur l'extraction automatique de la cavité ventriculaire par différence de contraste, exclut du volume les piliers et les trabéculations myocardiques, alors que la méthode extrapolée sur coupes petit axe utilise un contourage moins précis ne respectant pas les reliefs endocardiques, et notamment en cas d'hypertrophie ventriculaire et en systole où le sang retenu entre les trabéculations et les muscles papillaires est exclu du volume. Deuxièmement, la délimitation de la chambre de chasse aortique (ou pulmonaire) et du plan basal est plus aléatoire en méthode extrapolée sur coupes petit axe qu'en méthode volumique sur des coupes axiales, et cela conduit à une probable surestimation des contours. En revanche, que ce soit pour le VG ou le VD, on note que la méthode extrapolée sous estime la FE de 5 à 9% (en valeur absolue) par rapport à la méthode directe. Peu d'études ont été publiées sur les différentes méthodes de mesure volumique en scanner. Montaudon et al sur un appareil à 16 détecteurs a comparé ces deux méthodes sur le VG et le VD et rapporte des conclusions proches : une surestimation des résultats par méthode extrapolée par rapport à la méthode directe, cependant moins prononcée que dans notre étude : + 10% et 5% pour les VTD et VTS et +4% pour la FE du ventricule gauche, + 26% et 15% pour les VTD et VTS du ventricule

droit. Les coefficients de reproductibilité décrits étaient également excellents, proches de 1, discrètement meilleurs en méthode volumique directe.⁴⁶

L'étude de la cohorte « scan + écho » pratiquée sur un effectif recruté de façon prospective est informative : on retrouve une importante surestimation des volumes, plus marquée encore avec la méthode extrapolée. La meilleure corrélation est obtenue entre la méthode scanographique directe et la méthode échocardiographique TM : + 11,5mL pour le VTD (contre + 57mL en méthode extrapolée) et + 6mL pour le VTS (contre + 46mL). Ceci est expliqué par la surestimation des volumes en méthodes TM, comparativement aux autres méthodes 2D, provoquée par l'erreur d'obliquité de la mesure sur une coupe parasternale. En revanche, on note une bonne corrélation, avec tendance non significative à la sur estimation, entre la FE échographique (quelle qu'en soit la méthode) et la FE mesurée en scanner par méthode directe, alors que la méthode extrapolée sous estime de 5-6% (en valeur absolue) les résultats de l'échocardiographie.

L'étude de la cohorte « scan + IRM » a trois intérêts majeurs: comparer le scanner à la technique de référence actuelle en terme de fonction ventriculaire ; évaluer le scanner pour la fonction ventriculaire droite et comparer deux méthodes de mesure identiques (méthode volumique extrapolée sur coupes petit axe). Pour le VG, les résultats prouvent en fait que les volumes ventriculaires sont nettement surestimés en méthode extrapolée alors qu'il n'y a pas de différence significative avec l'IRM pour la méthode volumique directe. Nous attribuons ces résultats paradoxaux (nous attendions que la méthode de mesure volumique extrapolée donne des résultats identiques en scanner et en IRM) à la plus faible résolution temporelle du scanner : une résolution temporelle de 30-50ms est nécessaire pour capter la fenêtre systolique, et la résolution temporelle la plus basse disponible, en reconstruction

multisegmentée, n'est que d'environ 100ms, 62,5 ms en scanner 64 coupes.⁴ Les résultats de FE scanographique sont moins affectés : il existe néanmoins une discrète surestimation de la FE en méthode directe (+3% en valeur absolue) ; et plutôt une sous estimation en méthode extrapolée (de 1 à 6% selon les lecteurs). De nombreuses études ont prouvé la fiabilité du scanner pour la mesure de la FE, mais l'acuité de la méthode volumique directe pour les mesures des volumes est, à notre connaissance, un fait nouveau. Les valeurs surestimées de VTD et VTS par méthode extrapolée sont en revanche conformes aux données déjà publiées.⁴⁰

En ce qui concerne le VD, nous observons une nette surestimation du VTD en méthode extrapolée (+ 35 mL environ, $p < 0,0001$), et seulement une tendance à la surestimation en méthode volumique directe (+15 mL, $p = 0,036$). Cette différence de résultats est plus marquée pour le VTS pour lequel il n'y a pas de différence significative en méthode directe et une surestimation de 20mL en méthode extrapolée. En revanche, pour l'estimation de la FE, la méthode extrapolée se révèle mieux corrélée à l'IRM : ($r = 0,7$ contre 0,55 ; pas de différence significative contre +6%). Ces résultats vont à l'encontre d'une étude menée sur un scanner 16 canaux qui mettait en évidence l'absence de différence significative entre les VTD, VTS et FE mesurés par méthode extrapolée et les données de l'IRM, alors que la méthode volumique directe se révélait insuffisamment corrélée ($r = 0,31-0,59$). L'explication avancée reposait sur le rehaussement hétérogène de la cavité ventriculaire droite.⁴⁷

Un autre travail, également sur imageur 16 coupes, a étudié la reproductibilité inter observateurs de la méthode extrapolée sur coupes petit axe et la corrélation à la ventriculographie droite isotopique. Il n'a pas été mis en évidence de différence significative entre les lecteurs et la corrélation avec la ventriculographie était bonne pour les volumes, un peu moins pour la FE.⁴⁸

Les volumes mesurés dans notre étude en scanner étaient nettement surestimés par rapport à ceux fournis par la tomoscintigraphie : + 40mL et +80mL environ pour le VTD, + 13mL et +50mL environ pour le VTS, respectivement en méthode directe et en méthode extrapolée. En revanche, nous avons noté une bonne corrélation des FE, encore meilleure en méthode directe (+1 à +2% en valeur absolue) qu'en méthode extrapolée (-4 à -7%). Puisqu'il est établi que, bien que fiable pour l'estimation de la FE, la tomoscintigraphie au ²⁰¹Thallium manque de précision pour la mesure des volumes ventriculaires, nous avons ensuite retiré de la population les patients dont l'examen avait utilisé ce traceur. Nous avons alors observé une amélioration de la corrélation avec les mesures scanographiques : +35mL et +75mL environ pour le VTD, +12mL et +43mL environ pour le VTS respectivement en méthode directe et extrapolée. Ceci confirme donc la fiabilité du scanner dans cette utilisation.⁴⁹

4.2. Quelles phases systoliques et diastoliques choisir ?

Notre étude a par ailleurs prouvé la bonne reproductibilité intra et inter observateurs pour le choix de la phase systolique et de la phase diastolique. Ces étapes essentielles déterminent la précision du scanner face aux techniques de référence ainsi que la reproductibilité des mesures, puisqu'elles correspondent à la part « humaine » des deux méthodes de mesure volumique semi-automatisées. Pour la phase systolique, la reproductibilité intra observateur est excellente avec 83 à 90% de phases identiques choisies d'une lecture à une autre, la reproductibilité de choix de phase en diastole étant à peine moins bonne (73 à 87% de phases identiques). On note ainsi que la phase systolique correspond dans 90% des cas à la phase 30 ou 40%, avec une nette prédominance de la phase 40% (2/3 des cas). Pour la diastole,

ce sont les phases 90 et 0% qui totalisent 90% des choix, avec une prédominance marquée pour la phase 0%.

Ainsi, lors de tout scanner cardiaque, il est concevable de limiter la reconstruction des images aux phases 30 et 40% pour la systole, 90 et 0% pour la diastole, et 70% pour l'étude coronaire (phase reconnue pendant laquelle il y a le moins d'artefacts cinétiques), soit 5 phases au lieu de 10. Nous notons également que la variabilité de choix de phase est plus prononcée en systole, ce qui conditionne très certainement la variabilité des résultats de volumes et de FE. Ainsi, Suzuki et al préconise ce modèle de reconstruction : 0% pour la phase diastolique, et 30-35-40-45-50-55% pour le choix de la phase systolique.⁵⁰

Le scanner dispose d'une résolution temporelle inférieure aux autres techniques (10 phases cardiaques contre 30 en IRM par exemple), mais cela ne semble intervenir que modérément sur la variabilité ou la concordance des résultats puisque les phases systoliques et diastoliques choisies sont souvent identiques entre les deux techniques.

4.3. Un post-traitement réalisable en routine ?

L'un de nos objectifs était de comparer la faisabilité et l'ergonomie du post-traitement nécessaire à la mesure des volumes et de la fraction d'éjection. Pour qu'elle soit utilisée en routine, la procédure doit être la plus courte possible et la sensibilité aux artefacts et aux gênes à l'interprétation doit donc être limitée. Globalement les durées de réalisation de la MVD ou de la MVE (en tenant compte de temps de réalisation des coupes petit axe) sont équivalentes (environ 5 minutes), et s'accroît rapidement en cas de correction majeure ou de contraste insuffisant. Ces

données sont conformes à celles publiées concernant la comparaison de deux méthodes similaires (sur imageur SOMATOM Sensation 16 Siemens®). Mühlenbruch et al a ainsi chronométré des durées moyennes de 310s en méthode extrapolée et 137s en méthode directe dans des cas d'opacification optimale du VG.⁵¹ Si un bon rehaussement endocavitaire est obtenu, la méthode directe est en effet plus rapide et les volumes et la FE du ventricule gauche peuvent être calculés en 2 minutes par un opérateur entraîné. En revanche, pour les examens de moins bonne qualité ou pour le ventricule droit, la méthode extrapolée est plus pratique, les problèmes d'insuffisance de contraste ou de détection inappropriée des contours étant plus rapides à corriger.

Pour résumer, ce travail a permis d'asseoir et de préciser la méthode de mesure des volumes et de la fraction d'éjection ventriculaire gauche ou droite en scanner. Il apparaît clairement que la méthode volumique directe est plus rapide, plus reproductible et mieux corrélée aux techniques de référence que la méthode volumique extrapolée, avec notamment une surestimation moindre des volumes ventriculaires. Néanmoins, la méthode extrapolée conserve des intérêts non négligeables : elle est plus robuste en cas d'acquisition sub-optimale ou artéfactée, et paraît plus fiable pour l'exploration fonctionnelle du ventricule droit.

Nous pouvons ainsi proposer un « tutoriel » (recommandations locales) permettant d'aider le radiologue disposant d'une acquisition cardiaque synchronisée à l'ECG à fournir des données fonctionnelles cardiaques complétant son compte-rendu de scanner thoracique (annexe).

4.4. Limites de l'étude

Les biais de notre étude sont nombreux. Tout d'abord, le recrutement des patients ayant bénéficié du couple scanner / IRM ou tomoscintigraphie était rétrospectif, avec des intervalles temporels variables. Bien que les patients ayant bénéficié de traitement chirurgical ou médicamenteux à visée cardiaque, ou subi un événement clinique significatif, aient été retiré de l'étude, on peut envisager une variabilité des mesures indépendante de la technique. De plus, pour le ventricule droit, le lecteur 2 a réalisé les mesures des examens IRM et des scanners, alors que pour le VG, les mesures de référence étaient celles fournies dans le compte rendu de l'IRM. Seule la cohorte « scan + écho » a bénéficié d'un recrutement prospectif et de mesures échocardiographiques réalisées par le même opérateur. Les valeurs de référence en tomoscintigraphie ou en IRM indiquées sur les compte rendu ont été réalisées par des opérateurs variés. Enfin, même si la population totale de patients observés est de 69 individus, nos résultats auraient pu bénéficier d'une puissance statistique supplémentaire si les effectifs de chaque cohorte avaient été plus nombreux.

4.5. Perspectives du scanner cardiaque fonctionnel

La faisabilité et la fiabilité de l'étude fonctionnelle ventriculaire en scanner ouvrent des perspectives ciblées mais intéressantes. À cause du surcoût radique de l'acquisition synchronisée à l'ECG, nous pensons qu'il ne faut pas effectuer de scanner fonctionnel dans les contextes de coronaropathie aiguë, où les patients bénéficient forcément d'une étude de viabilité et de perfusion myocardique par des techniques fournissant déjà ces données fonctionnelles (échocardiographie,

tomoscintigraphie, IRM). En revanche, certaines situations cliniques peuvent bénéficier de la mesure scanographique de la fonction ventriculaire droite ou gauche. En premier lieu, il est envisageable de substituer la ventriculographie isotopique par un scanner cardiaque chez les patients cancéreux traités par chimiothérapie cardiotoxique. Nous rappelons que la surveillance cardiaque sous anthracyclines est indispensable et il est observé qu'une FE isotopique inférieure à 50% ne contre-indique pas formellement la poursuite du traitement, qu'une FE inférieure à 40% en provoque un arrêt provisoire ou définitif, et enfin qu'une FE inférieure à 30% fait interrompre la chimiothérapie cardiotoxique.⁵² Ces patients bénéficient de scanners thoraco-abdominaux-pelviens de surveillance carcinologique très régulièrement, et le surcroît d'irradiation d'une acquisition cardiaque synchronisée peut être compensé par la suppression de la ventriculographie isotopique, examen également irradiant (6-8mSv) souvent pratiqué à l'occasion d'un autre rendez-vous. Eviter des déplacements supplémentaires chez ces patients fragiles physiquement et psychologiquement peut être bénéfique d'un point de vue médical mais également économique. Ces considérations méritent néanmoins une étude complémentaire comparant spécifiquement le scanner cardiaque et la ventriculographie isotopique, afin de faire accepter le scanner dans les protocoles de surveillance de chimiothérapie.

L'embolie pulmonaire (EP), le cœur pulmonaire chronique post embolique ou l'hypertension artérielle pulmonaire (HTAP) secondaire sont d'autres situations cliniques pouvant bénéficier du scanner cardiaque. L'angioscanner thoracique est l'examen de première intention pour le diagnostic positif, étiologique et différentiel de l'embolie pulmonaire. En cas de doute clinique, les imageurs de dernière génération permettent, en une seule acquisition, d'obtenir une opacification aortique

et pulmonaire équivalente et suffisante au diagnostic d'embolie ou de dissection, ainsi qu'une acquisition cardiaque synchronisée à l'ECG pour le bilan de la maladie coronaire (protocole « Triple Rule Out », GEMS®). En cas d'embolie pulmonaire, le challenge réside dans l'évaluation du risque d'insuffisance cardiaque droite classiquement réalisée par échocardiographie. En première intention, l'échographie recherche l'éventuelle présence de thrombi ventriculaires ou de l'artère pulmonaire proximale, la dilatation et l'hypokinésie du VD, le mouvement septal paradoxal, l'absence de collapse veineux cave inférieur en inspiration et la régurgitation tricuspide.⁵³ Néanmoins, cet examen manque de reproductibilité inter observateurs et ne permet pas de diagnostiquer ou de suivre l'embolie pulmonaire. Ainsi, plusieurs indices scanographiques ont tenté d'évaluer le retentissement ventriculaire droit de l'EP. Le plus utilisé est la mesure du rapport diamètre du VD / diamètre du VG sur une coupe quatre cavités : un rapport supérieur à 1 est un facteur de risque d'évolution péjorative de l'EP.⁵³ D'autres signes plus controversés peuvent appuyer le diagnostic d'insuffisance cardiaque droite : la dilatation de la veine cave supérieure, de l'artère pulmonaire, le reflux veineux cavo-sus hépatique, le septum paradoxal. La mesure de la fraction d'éjection du VD sur une acquisition tomodensitométrique synchronisée à l'ECG a été validée par rapport à la ventriculoscintigraphie isotopique mais sa place dans l'évaluation pronostique dans l'EP reste à définir.⁴⁵

Par ailleurs, une étude menée sur 133 patients sur un scanner 64 canaux a tenté d'évaluer la possibilité de fournir des données cardiaques fonctionnelles sans perdre d'informations morphologiques pleuro-pulmonaires, chez des patients adressés pour désordres respiratoires variés (68 BPCO, 34 cancers bronchiques, 14 HTAP primitives, 17 embolies pulmonaires). Il n'a pas été mis en évidence d'altération diagnostique médiastinale et pleuro-pulmonaire et la FE ventriculaire droite et

gauche était réalisable dans 93% des cas (7% d'extra-systoles ventriculaires). Néanmoins, des artéfacts respiratoires survenaient dans 11% des cas en raison d'un pitch bas (0,3), ce qui conduisait à une acquisition thoracique plus longue (18s), et dans 21% des cas les images apparaissaient grainées, ce qui était attribué à la modulation automatique de dose. Le produit dose longueur (PDL) moyen relevé était de 280mGy.cm (collimation 32x0,6 mm dual source Sensation 64 Siemens[®], temps de rotation 0,33s, pitch 0,3, 120 kV, 200 mAs, modulation de dose). Cette étude prouve ainsi que l'exploration fonctionnelle du cœur est réalisable au décours de tout scanner thoracique sans altération diagnostique pleuro-pulmonaire.⁵⁴

Enfin, une étude de dosimétrie portant sur 203 examens et comparant l'irradiation d'une acquisition rétrospective à celle d'une acquisition prospective sur scanner 64 coupes a montré une dose délivrée de 8,7 à 23,2 mSv (moyenne 18,4 mSv) en acquisition rétrospective contre 0,75 à 6,67 mSv (moyenne 2,84 mSv) en prospectif, alors qu'il n'y avait pas de perte de sensibilité diagnostique en terme d'analyse coronaire. L'acquisition prospective ne permettant pas l'étude fonctionnelle, les auteurs de ce travail précisent que la majorité des patients ayant bénéficié du scanner prospectif avaient déjà eu une étude fonctionnelle et perfusionnelle par échocardiographie ou tomoscintigraphie. En revanche, le mode rétrospectif n'est utilisable qu'en cas de fréquence cardiaque inférieure à 70 voire 60 bpm et nombreuses sont les contre-indications aux bêta-bloquants (et notamment l'exploration des insuffisances respiratoires). Pour pouvoir bénéficier d'un examen réellement diagnostique, l'acquisition rétrospective reste indispensable chez tous les patients dont la fréquence cardiaque est plus élevée. Ainsi, l'évaluation de la FEVG (voire FEVD) par le scanner ne s'entend ainsi qu'en remplacement d'une technique

aussi irradiante (suivi de cancers en lieu et place de la ventriculoscintigraphie) ou en cas de contre-indication à l'IRM ou de mauvaise échogénicité.

Les contextes cliniques pouvant bénéficier du scanner cardiaque fonctionnel sont ainsi représentés essentiellement par les suivis de patients cancéreux sous chimiothérapie cardiotoxique, les suivis de cardiopathies congénitales ou non-ischémiques, et notamment post-emboliques. De surcroît, grâce à sa fiabilité et sa reproductibilité, la fraction d'éjection ventriculaire scanographique doit s'intégrer à tout compte-rendu de scanner thoracique synchronisé à l'ECG.

CONCLUSION

Notre étude a prouvé la capacité du scanner 64 coupes à évaluer efficacement la fraction d'éjection ventriculaire en comparaison avec les techniques de référence, et la supériorité de la méthode volumique directe en termes de mesure des volumes télé-systolo-diastoliques et de rapidité de post traitement. La méthode volumique extrapolée sur coupes petit axe peut être réservée à l'étude des ventricules droits et à celle des ventricules gauches mal rehaussés. Lorsqu'il dispose des données nécessaires (acquisition avec synchronisation rétrospective à l'ECG), le radiologue doit donc intégrer les volumes et la fraction d'éjection ventriculaire au compte rendu de tout scanner cardiaque et en particulier dans des contextes où d'autres investigations échographiques, IRM ou scintigraphiques peuvent être évitées. La mesure scanographique de la FEVG, praticable au décours de tout scanner thoracique, peut ainsi remplacer la ventriculoscintigraphie dans le suivi des patients cancéreux.

ANNEXE

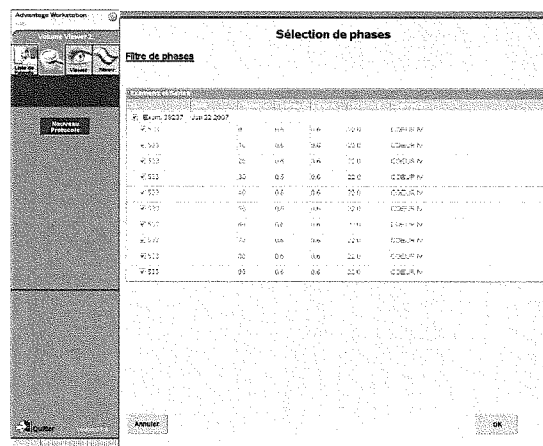
TUTORIEL DE MESURE DES VOLUMES VENTRICULAIRES ET DE LA FRACTION D'ÉJECTION

VENTRICULE GAUCHE : BIEN CONTRASTÉ

LOGICIEL « FRACTION D'EJECTION » SUR CONSOLE ADW 4.3 (MÉTHODE VOLUMIQUE DIRECTE)

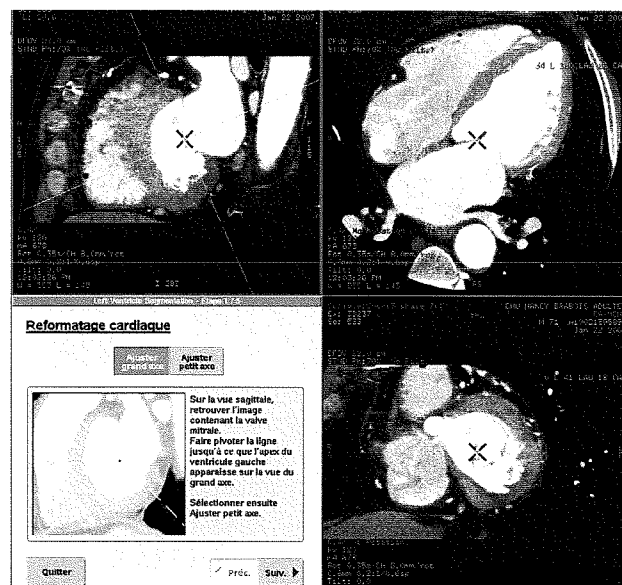
1. Chargement des coupes

S'assurer que toutes les phases du cycle cardiaque R-R soient présentes, ou au moins les phases 90 et 0% pour la diastole, et les phases 30 et 40 % pour la systole.



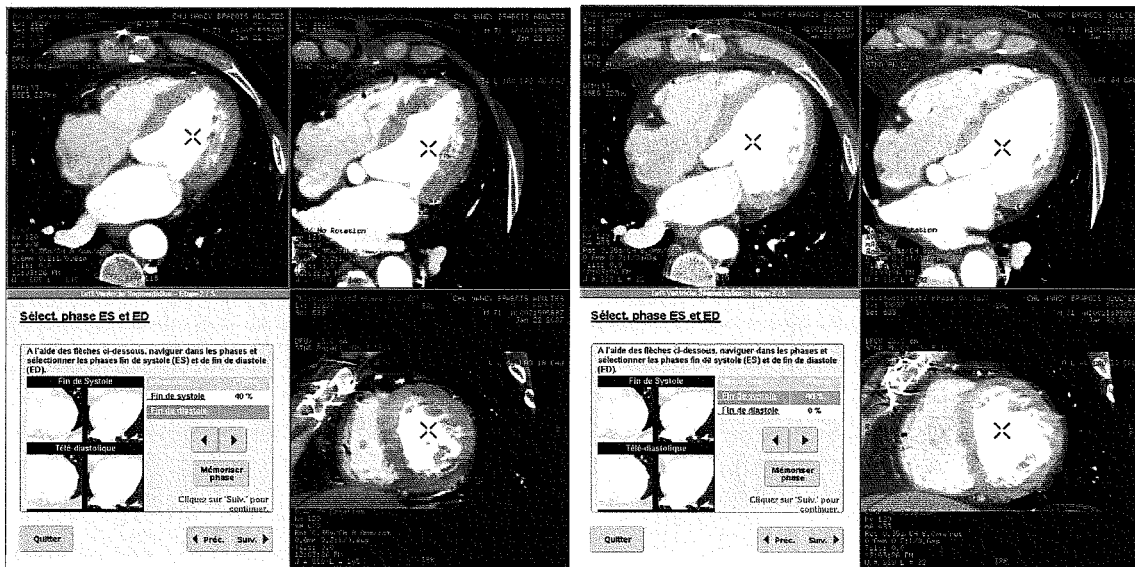
2. Détermination des axes du cœur

Suivre la procédure semi automatisée en utilisant comme point fixe l'anneau mitral repéré sur la fenêtre supérieure droite (coupe sagittale).



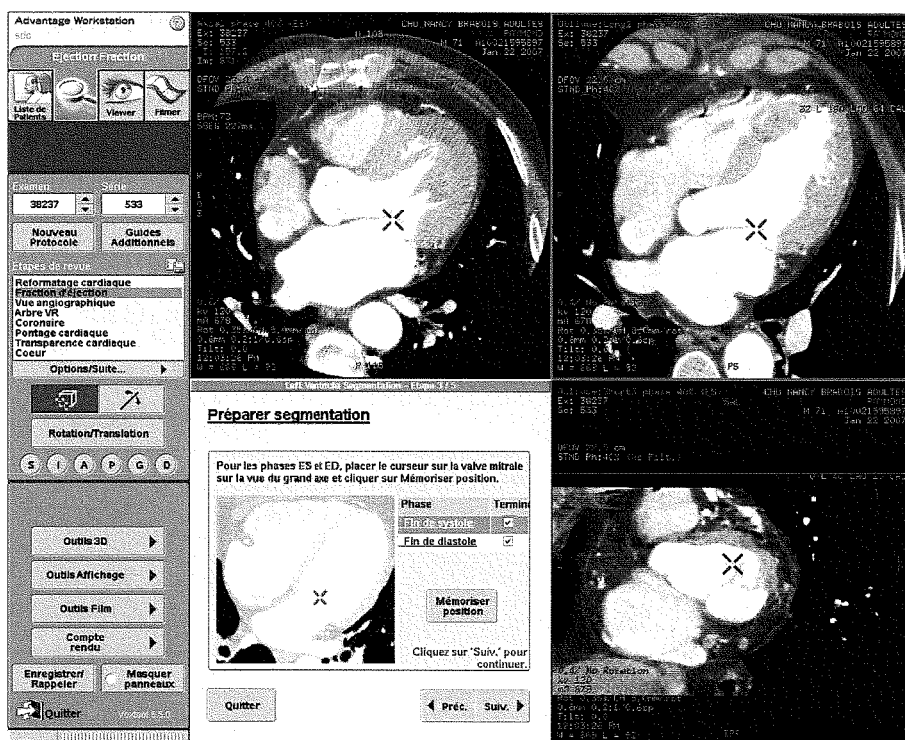
3. Choix des phases

Étape importante conditionnant la précision des résultats. Le plus juste est de placer le curseur au centre du VG et de faire défiler les phases en choisissant la phase systolique (remplissage minimal du VG) et la phase diastolique (remplissage maximal) sur la coupe petit axe.



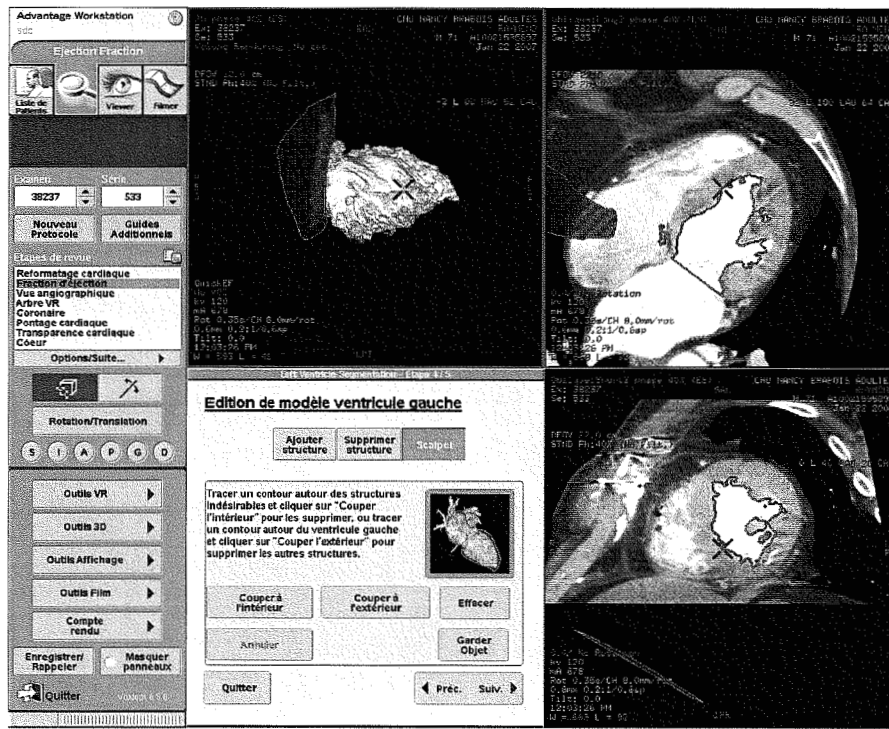
4. Délimitation du plan mitral

Placer le curseur sur l'anneau mitral qui doit être repéré sur les trois fenêtres de visualisation.



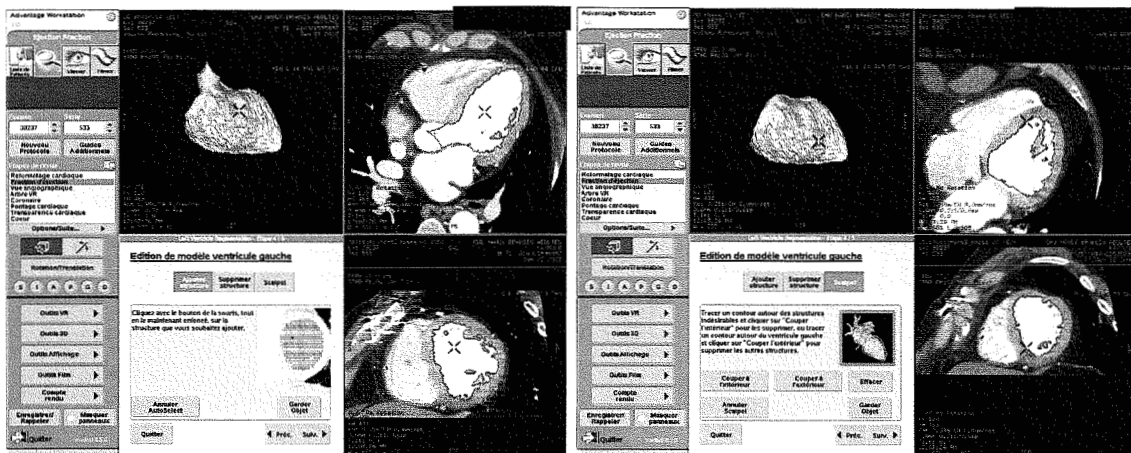
5. Corrections manuelles éventuelles

Utiliser l'outil « scalpel » pour retirer du volume inapproprié, par exemple une partie du ventricule droit ou de l'oreillette gauche.



6. Suppression de la chambre de chasse

À l'aide de l'outil « scalpel », supprimer du volume la chambre de chasse aortique en se guidant sur une vue de profil du volume ventriculaire. Répéter la modification en systole et en diastole (en passant d'une phase à l'autre avec le sélecteur de phase en haut à gauche de l'image).



7. Précisions à fournir au clinicien

Résultats de le FE (VG, méthode directe) :

- Par rapport à l'échocardiographie : fiables
- Par rapport à l'IRM : surestimation de 3 % (en valeur absolue)
- Par rapport à la tomoscintigraphie : surestimation de 3 % (en valeur absolue)

Résultats du VTD (VG, méthode directe) :

- Par rapport à l'échocardiographie : surestimation d'environ 12mL pour la méthode TM, 60mL pour les autres techniques échographiques
- Par rapport à l'IRM : fiables
- Par rapport à la tomoscintigraphie : surestimation d'environ 35 mL

Résultats du VTS (VG, méthode directe) :

- Par rapport à l'échocardiographie : surestimation d'environ 6mL pour la méthode TM, 30 mL pour les autres méthodes
- Par rapport à l'IRM : fiables
- Par rapport à la tomoscintigraphie : surestimation d'environ 12 mL

VENTRICULE GAUCHE : MAL CONTRASTÉ

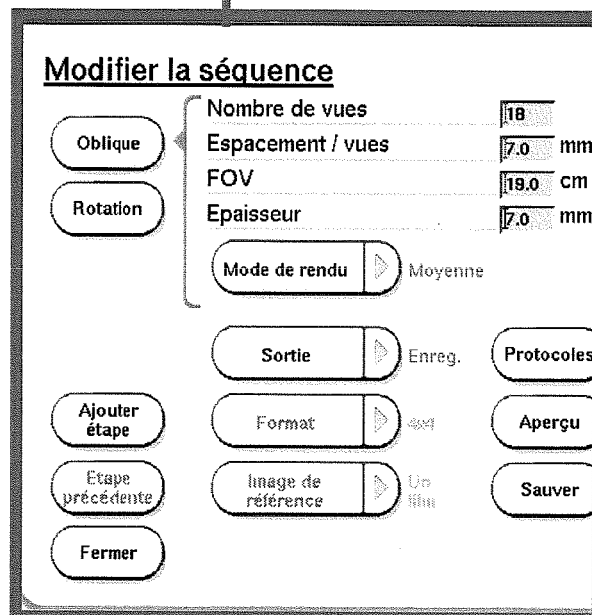
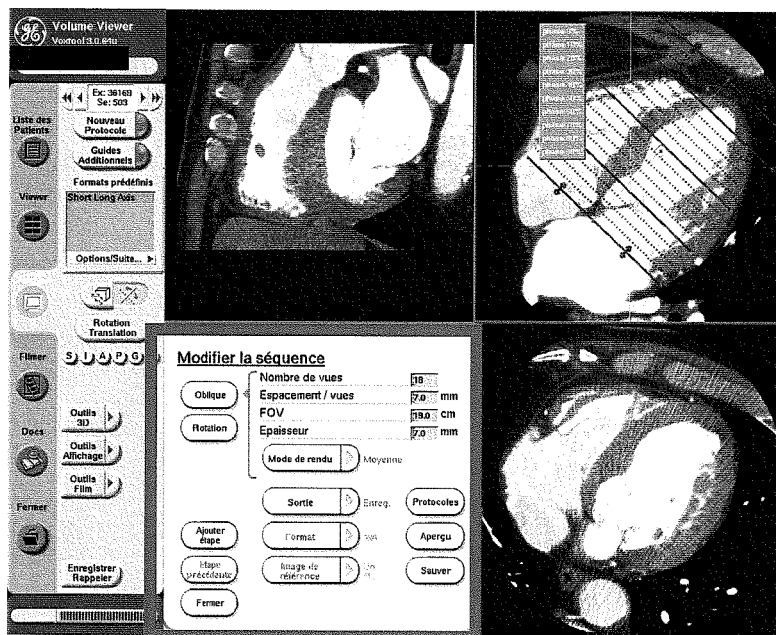
LOGICIEL « CARD IQ FUNCTION » SUR CONSOLE ADW 4.1 (MÉTHODE VOLUMIQUE EXTRAPOLÉE)

1. Création des coupes petit axe

Charger l'acquisition cardiaque multiphasique dans le logiciel « Reformatage Cardiaque » qui prend en compte toutes les coupes de toutes les phases, et créer des coupes petit axe de 7mm d'épaisseur, jointives, en rendu de moyenne (outil « film »).

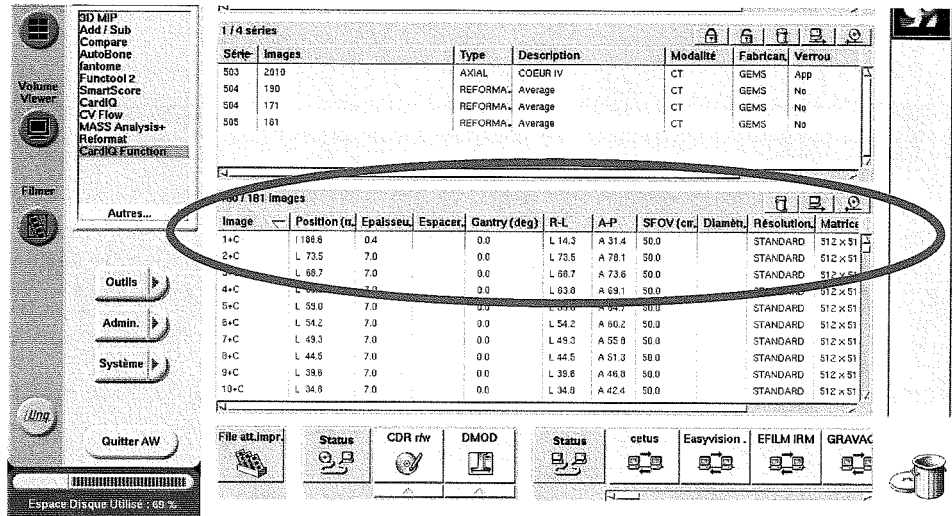
S'assurer que la pointe cardiaque et la base ventriculaire soient bien prises en compte, sur toutes les phases.

Enregistrer les coupes produites et les transférer sur la console Advantage Workstation 4.1 (« mano »).



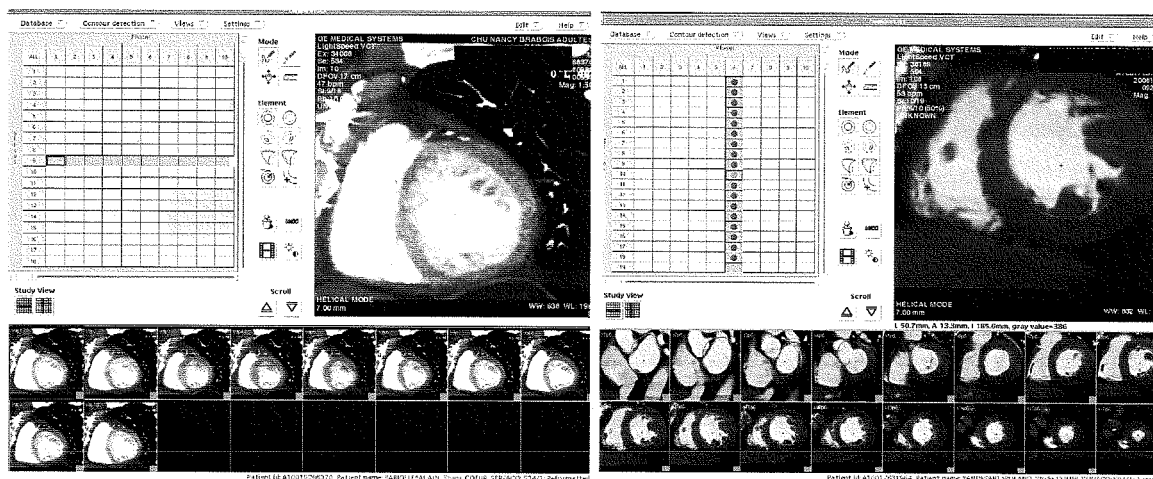
2. Transférer les coupes petit axe dans le logiciel « Card IQ Function »

Dans le sélecteur de patients, retrouver la série de coupes petit axe et charger toutes les coupes sauf la première (qui correspond au repérage des coupes) dans le logiciel « Card IQ Function ».



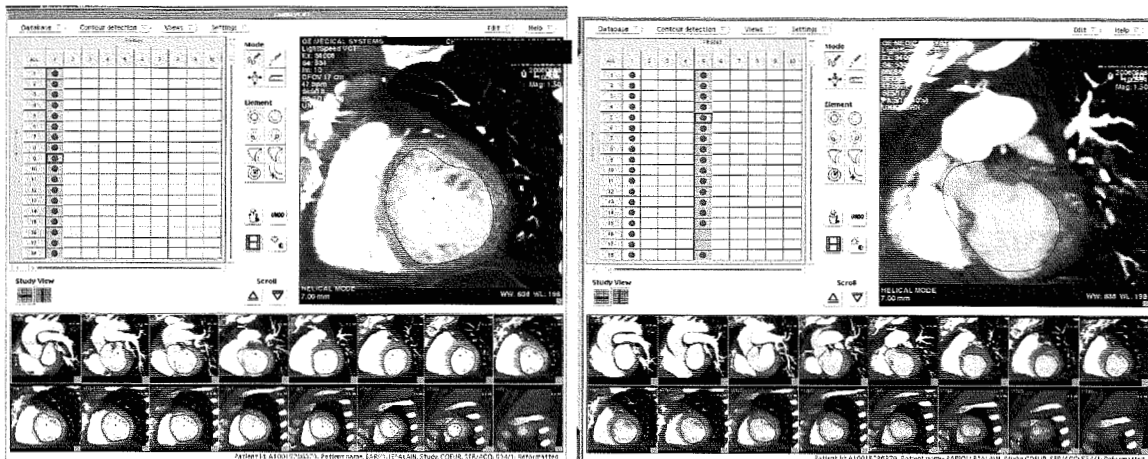
3. Choix des phases systoliques et diastoliques

En plaçant le curseur sur une coupe médio ventriculaire, faire défiler les phases à l'aide des flèches pour sélectionner la systole et la diastole.



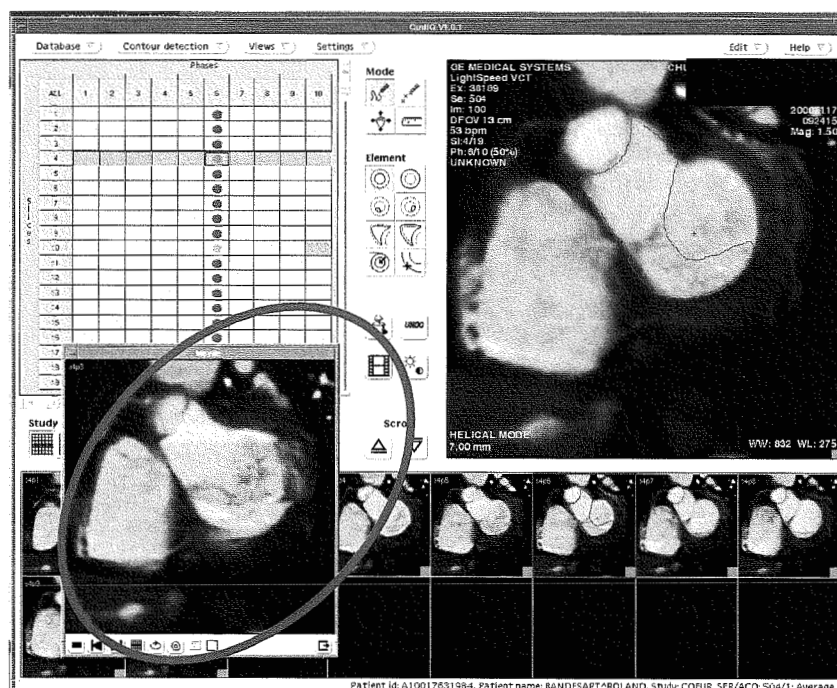
4. Détection des contours

Commander au logiciel de procéder à la détection automatique des contours endocardiques du ventricule gauche dans les colonnes des phases choisies pour la systole et la diastole (menu « contour detection »).



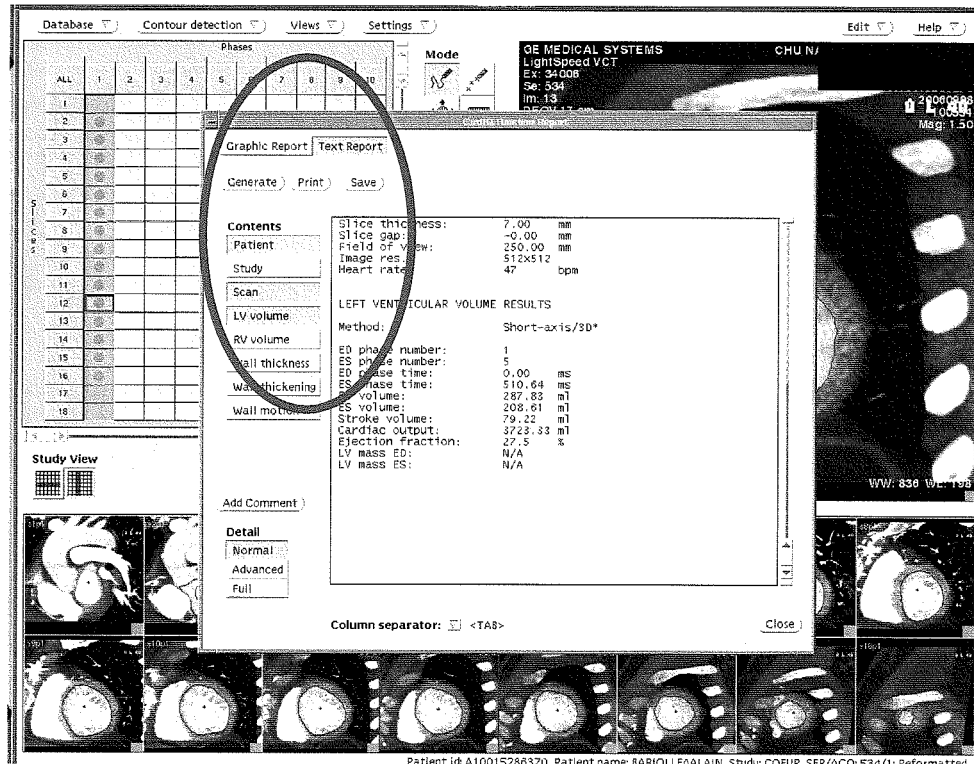
Sur chaque coupe de chaque phase, on peut facilement retoucher les contours endocardiques (ne pas tenir compte des piliers et des reliefs papillaires).

Le plan basal de la chambre de chasse est plus difficile à délimiter. Pour cela, ne pas hésiter à s'aider de la représentation « Film » des phases cardiaques où la valve mitrale sera plus facilement visible car en mouvement.



5. Résultats

Dans le menu « View », cliquer sur « Report » puis « Text », puis sur « LV Volume » et « Generate » et les données relatives aux contours délimités sont présentées.



6. Précisions à fournir au clinicien

Résultats de le FE (VG, méthode extrapolée) :

- Par rapport à l'échocardiographie : sous-estimation de 5% (en valeur absolue)
- Par rapport à l'IRM : sous-estimation de 3 % (en valeur absolue)
- Par rapport à la tomoscintigraphie : sous-estimation de 5 % (en valeur absolue)

Résultats du VTD (VG, méthode extrapolée) :

- Par rapport à l'échocardiographie : surestimation d'environ 60mL pour la méthode TM, 100mL pour les autres techniques échographiques
- Par rapport à l'IRM : surestimation d'environ 30 mL
- Par rapport à la tomoscintigraphie : surestimation d'environ 72mL

Résultats du VTS (VG, méthode extrapolée) :

- Par rapport à l'échocardiographie : surestimation d'environ 45mL pour la méthode TM, 70 mL pour les autres méthodes
- Par rapport à l'IRM : surestimation d'environ 25 mL
- Par rapport à la tomoscintigraphie : surestimation d'environ 42 mL

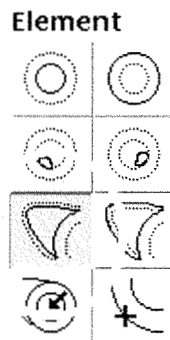
VENTRICULE DROIT

LOGICIEL « CARD IQ FUNCTION » SUR CONSOLE ADW 4.1 (MÉTHODE VOLUMIQUE EXTRAPOLÉE)

Mêmes procédures initiales que pour le ventricule gauche (étapes 1-2-3).

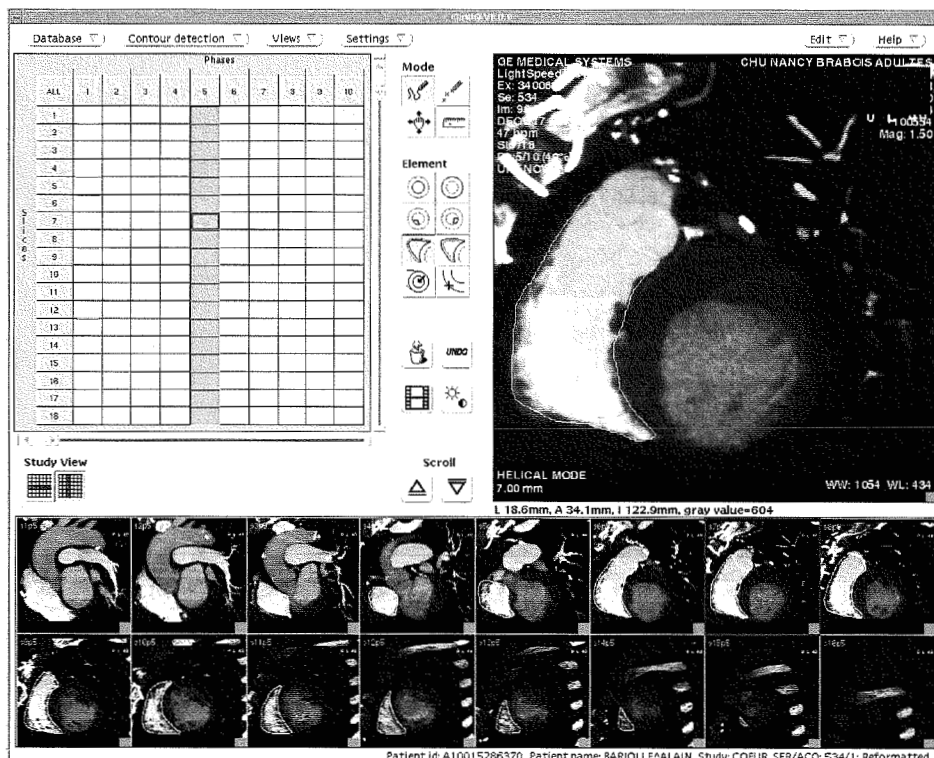
4. Détection des contours ventriculaires droits

Dans la liste verticale d'icônes située à gauche de l'image de référence de l'écran, cliquer sur



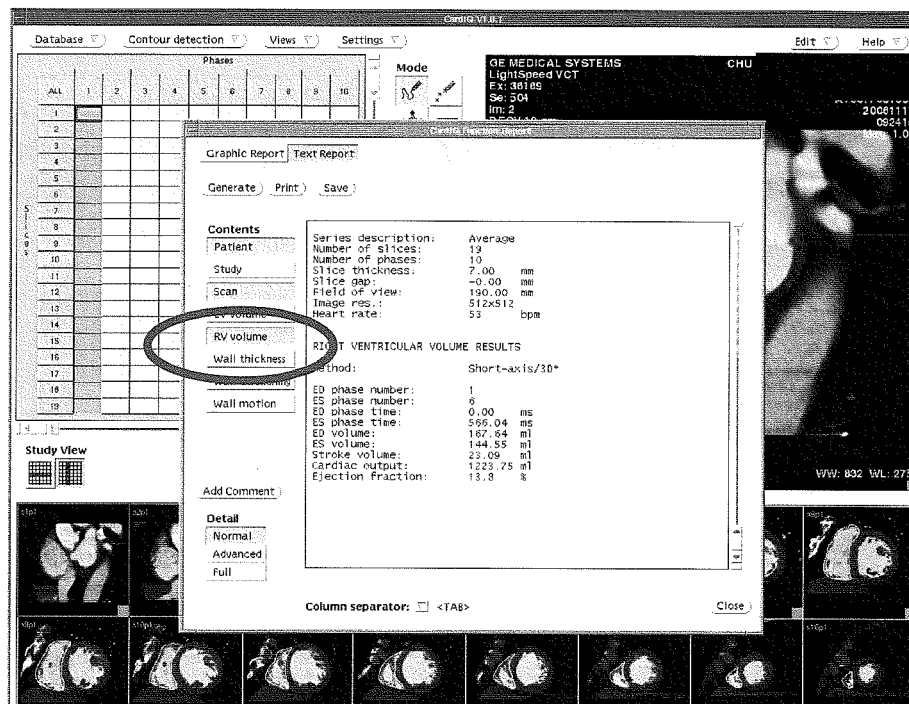
Puis, à l'aide de la ligne de contourage jaune, délimiter l'endocarde sur chaque coupe en phase systolique et en phase diastolique (pas de contourage automatique).

Pour la chambre de chasse, il faut bien repérer la valve pulmonaire.



5. Résultats

Dans le menu « View », cliquer sur « Report » puis « Text », puis sur « RV Volume » et « Generate » et les données relatives aux contours délimités sont présentées.



6. Précisions à fournir au clinicien

Résultats de le FE (VD, méthode extrapolée) :

- Par rapport à l'IRM : fiable

Résultats du VTD (VD, méthode extrapolée) :

- Par rapport à l'IRM : surestimation d'environ 35 mL

Résultats du VTS (VD, méthode extrapolée) :

- Par rapport à l'IRM : surestimation d'environ 20 mL

BIBLIOGRAPHIE

1. Opie LH. Mechanisms of cardiac contraction and relaxation. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 457-487.
2. Carroll JD, Hess OM. Assessment of normal abnormal cardiac function. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 491-506.
3. Ilercil A, O'Grady MJ, Roman MJ, Paranicas M, Lee ET, Welty TK et al. Reference values for echocardiographic measurements in urban and rural populations of differing ethnicity : The Strong Heart Study. J Am Soc Echocardiogr 2001;14:601-611.
4. Juergens KU, Fischbach R. Left ventricular function studied with MDCT. Eur Radiol 2006 ;16:342-357.
5. Davidson CJ, Popma J. Cardiac catheterization. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 395-422.
6. Udelson JE, Dilsizian V, Bonow RO. Nuclear Cardiology. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 287-334.
7. Germano G, Berman DS. Acquisition and processing for gated SPECT : technical aspects. In : Germano G, Berman DS : Clinical Gated Cardiac SPECT. Armonk (NY) : Futura Publishing ; 1999. p. 93-114.
8. Djaballah W, Muller MA, Bertrand AC, Marie PY, Chalon B, Djaballah K et al. Gated SPECT assessment of left ventricular function is sensitive to small patient motions and to low rates of triggering errors: a comparison with equilibrium radionuclide angiography. J Nucl Cardiol 2005;12:78-85.
9. Marie PY, Djaballah W, Franken PR, Vanhove C, Muller MA, Boutley H et al. OSEM reconstruction, associated with temporal fourier and depth-dependant resolution recovery filtering, enhances results from sestamibi and 201Tl 16-interval gated SPECT. J Nucl Med 2005;46:1789-1795.
10. Vom Dahl J, Althoefer C, Sheehan FH, Buechin P, Uebis R, Messmer BJ et al. Recovery of regional left ventricular dysfunction after coronary revascularization. Impact of myocardial viability assessed by nuclear imaging and vessel patency at follow-up angiography. J Am Coll Cardiol 1996;28:948-958.
11. Khorsand A, Graf S, Eidherr H, Wadsak W, Kletter K, Sochor H et al. Gated cardiac 13N-NH3 PET for assessment of left ventricular volumes, mass, and ejection fraction: comparison with electrocardiography-gated 18F-FDG PET. J Nucl Med 2005;46:2009-2013.
12. Schaefer WM, Lipke CS, Nowak B, Kaiser HJ, Reinartz P, Buecker A et al. Validation of QGS and 4D-MSPECT for quantification of left ventricular volumes and ejection fraction from gated 18F-FDG PET: comparison with cardiac MRI. J Nucl Med. 2004;45:74-79.

13. Willemsen AT, Siebelink HJ, Blanksma PK, Paans AM. Automated ejection fraction determination from gated myocardial FDG-PET data. *J Nucl Cardiol* 1999;6:577-582
14. Schaefer WM, Lipke CS, Nowak B, Kaiser HJ, Buecker A, Krombach GA et al. Validation of an evaluation routine for left ventricular volumes, ejection fraction and wall motion from gated cardiac FDG PET: a comparison with cardiac magnetic resonance imaging. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003;30:545-553.
15. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA et al. Recommendations for chamber quantification. *Eur J Echocardiogr* 2006;7:79-108.
16. Colombo PC, Municino A, Brofferio A, Kholdarova L, Nanna M, Ilercil A et al. Cross-sectional multiplane transesophageal echocardiographic measurements: comparison with standard transthoracic values obtained in the same setting. *Echocardiography* 2002;19:383-390.
17. Gopal AS, Schnellbaecher MJ, Shen Z, Boxt LM, Katz J, King DL. Freehand three-dimensional echocardiography for determination of left ventricular volume and mass in patients with abnormal ventricles: comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:853-861.
18. Chuang ML, Hibberd MG, Salton CJ, Beaudin RA, Riley MF, Parker RA et al. Importance of imaging method over imaging modality in noninvasive determination of left ventricular volumes and ejection fraction: assessment by two- and three-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 2000;35:477-484.
19. Pennell D. Cardiovascular magnetic resonance. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. *Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine*. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 335-372.
20. Beller GA. Relative merits of cardiac diagnostic techniques. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. *Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine*. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 373-394.
21. Cheitlin MD, Armstrong WF, Aurigemma GP, Beller GA, Bierman FZ, Davis JL et al. ACC/AHA/ASE 2003 guideline update for the clinical application of echocardiography: summary article: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASE Committee to Update the 1997 Guidelines for the Clinical Application of Echocardiography). *Circulation* 2003;108:1146-1162.
22. Le Guludec D, Gauthier H, Porcher R, Frank R, Daou D, Benelhadj S et al. Prognostic value of radionuclide angiography in patients with right ventricular arrhythmias. *Circulation* 2001;103:1972-1976.
23. Sharir T, Berman DS, Waechter PB, Areeda J, Kavanagh PB, Gerlach J et al : Quantitative analysis of regional motion and thickening by gated myocardial perfusion SPECT: normal heterogeneity and criteria for abnormality. *J Nucl Med* 2001;42:1630-1638.

24. Nichols K, Santana CA, Folks R, Krawczynska E, Cooke CD, Faber TL et al. Comparison between ECTb and QGS for assessment of left ventricular function from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Cardiol*. 2001;9: 285-293.
25. Manrique A, Faraggi M, Vera P, Vilain D, Lebtahi R, Cribier A et al. 201Tl and 99mTc-MIBI gated SPECT in patients with large perfusion defects and left ventricular dysfunction: comparison with equilibrium radionuclide angiography. *J Nucl Med* 1999;40:805-809.
26. Faber TL, Vansant JP, Pettigrew RI, Galt JR, Blais M, Chatzimavroudis G et al. Evaluation of left ventricular endocardial volumes and ejection fractions computed from gated perfusion SPECT with magnetic resonance imaging: comparison of two methods. *J Nucl Cardiol* 2001;8:645-651.
27. He ZX, Cwajg E, Preslar JS, Mahmariam JJ, Verani MS. Accuracy of left ventricular ejection fraction determined by gated myocardial perfusion SPECT with Tl-201 and Tc-99m sestamibi: comparison with first-pass radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol* 1999;6:412-417.
28. Saab G, Dekemp RA, Ukkonen H, Ruddy TD, Germano G, Beanlands RS. Gated fluorine 18 fluorodeoxyglucose positron emission tomography: determination of global and regional left ventricular function and myocardial tissue characterization. *J Nucl Cardiol*. 2003;10:297-303.
29. Laissy JP. Scanner cardiaque multicoupe : principes et protocoles d'acquisition. In : Vignaux O, Bogaert J, Croisille P, Dacher Jn, Didier D, Kastler B et al. *Imagerie cardiaque : scanner et IRM*. Paris : Masson ; 2005. p. 37-42.
30. Achenbach S, Daniel WG. Computed tomography of the heart. In : Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E. *Heart Disease, a Textbook of cardiovascular Medicine*. 7th ed. Philadelphia (PA) : Elsevier Saunders ; 2005. p. 355-372.
31. Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Koepfli P, Gaemperli O et al. Thick maximum intensity projections for the assessment of left ventricular function with 64-slice computed tomography. *Invest Radiol* 2006;41:746-752.
32. Heuschmid M, Rothfuss JK, Schroeder S, Fenchel M, Stauder N, Burgstahler C et al. Assessment of left ventricular myocardial function using 16-slice multidetector-row computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging and echocardiography. *Eur radiol* 2006;16:551-559.
33. Yamamuro M, Tadamura E, Kubo S, Toyoda H, Nishina T, Ohba M et al. Cardiac functional analysis with multi-detector row CT and segmental reconstruction algorithm: comparison with echocardiography, SPECT, and MR imaging. *Radiology* 2005;234::381-390.
34. Kim TH, Hur J, Kim SJ, Kim HS, Choi BW, Choe KO et al. Two-phase reconstruction for the assessment of left ventricular volume and function using retrospective ECG-gated MDCT: comparison with echocardiography. *Am J Roentgenol* 2005;185:319-325.

35. Salm JP, Schuijf JD, de Roos A, Lamb HJ, Vliegen HW, Jukema JW et al. Global and regional left ventricular function assessment with 16-detector row CT: comparison with echocardiography and cardiovascular magnetic resonance. *Eur J Echocardiogr* 2006;7:308-314.
36. Dirksen MS, Bax JJ, de Roos A, Jukema JW, van der Geest RJ, Geleijns K et al. Usefulness of dynamic multislice computed tomography of left ventricular function in unstable angina pectoris and comparison with echocardiography. *Am J cardiol* 2002;90:1157-1160.
37. Grude M, Juergens KU, Wichter T, Paul M, Fallenberg EM, Muller JG et al. Evaluation of global left ventricular myocardial function with electrocardiogram-gated multidetector computed tomography: comparison with magnetic resonance imaging. *Invest radiol* 2003;38:653-661.
38. Mahnken AH, Koos R, Katoh M, Spuentrup E, Busch P, Wildberger JE, Kuhl HP et al. Sixteen-slice spiral CT versus MR imaging for the assessment of left ventricular function in acute myocardial infarction. *Eur radiol* 2005;15:714-720.
39. Raman SV, Shah M, McCarthy B, Garcia A, Ferketich AK. Multi-detector row cardiac computed tomography accurately quantifies right and left ventricular size and function compared with cardiac magnetic resonance. *Am heart J* 2006;151:736-744.
40. Schlosser T, Mohrs OK, Magedanz A, Voigtlander T, Schmermund A, Barkhausen J. Assessment of left ventricular function and mass in patients undergoing computed tomography (CT) coronary angiography using 64-detector-row CT: comparison to magnetic resonance imaging. *Acta Radiol* 2007;48:30-35.
41. Heuschmid M, Kuttner A, Schroder S, Trebar B, Burgstahler C, Mahnken A et al. Left ventricular functional parameters using ECG-gated multidetector spiral CT in comparison with invasive ventriculography. *Rofo* 2003;175:1349-1354.
42. Juergens KU, Grude M, Fallenberg EM, Opitz C, Wichter T, Heindel W et al. Using ECG-gated multidetector CT to evaluate global left ventricular myocardial function in patients with coronary artery disease. *Am J Roentgenol* 2002;179:1545-1550.
43. Song L, Jin ZY, Wang YN, Kong LY, Zhang ZH, Zhang SY et al. Assessment of global left ventricular function with multi-slice spiral computed tomography. *Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao* 2006;28:36-39.
44. Schepis T, Gaemperli O, Koepfli P, Valenta I, Strobel K, Brunner A et al. Comparison of 64-slice CT with gated SPECT for evaluation of left ventricular function. *J Nucl med* 2006;47:1288-1294.
45. Coche E, Vlassenbroek A, Roelants V, D'Hoore W, Verschuren F, Goncette L et al. Evaluation of biventricular ejection fraction with ECG-gated 16-slice CT: preliminary findings in acute pulmonary embolism in comparison with radionuclide ventriculography. *Eur Radiol* 2005;15:1432-1440.

46. Montaudon M, Laffon E, Berger P, Corneloup O, Latrabe V, Laurent F. Measurement of cardiac ventricular volumes using multidetector row computed tomography : comparison of two- and three-dimensional methods. *Eur Radiol* 2006;16:2341-2349.
47. Koch K, Oellig F, Oberholzer K, Bender P, Kunz P, Mildenerger P et al. Assessment of right ventricular function with 16-detector-row CT : comparison with magnetic resonance imaging. *Eur radiol* 2005;15:312-318.
48. Remy-Jardin M, Delhaye D, Teisseire A, Hossein-Foucher C, Duhamel A, remy J. MDCT of right ventricular function : impact of methodologic approach in estimation of right ventricular ejection fraction, part 2. *Am J Roentgenol* 2006 ;187:1605-1609.
49. Patel CD, Nadig MR, Kurien S, Barai S, Narang R, malhotra A. Left ventricular ejection fraction and volumes on rest gated 201TI perfusion SPECT: comparison with two-dimensional echocardiography. *Nucl med Commun* 2006;27:425-429.
50. Suzuki S, Furui S, Kaminaga T, Yamauchi T, Suzuki D, Kuwahara S et al. Accuracy and efficiency of left ventricular ejection fraction analysis, using multidetector row computed tomography : effects of image reconstruction window within cardiac phase, slice thickness, and interval of short-axis sections. *Circ J* 2006 ;70:289-296.
51. Mühlenbruch G, Das M, Hohl C, Wildberger JE, Rinck D, Flohr TG et al. Global left ventricular function in cardiac CT. Evaluation of an automated 3D region-growing segmentation algorithm. *Eur Radiol* 2006;16:1117-1123.
52. Peng NJ, Adyani R, Kopiwoda S, Fisher G, Strauss HW. Clinical decision making based on radionuclide determined ejection fraction in oncology patients. *J Nucl Med* 1997;38:702-705.
53. Ghaye B, Ghuysen A, Bruyere PJ, D’Orio J, Dondelinger RF. Can CT pulmonary angiography allow assessment of severity and prognosis in patients presenting with pulmonary embolism ? What the radiologist needs to know. *Radiographics* 2006;26:23-40.
54. Salem R, Remy-Jardin M, Delhaye D, khalil C, Teisseire A, Delannoy-Deken V et al. Integrated cardio-thoracic imaging with ECG-Gated 64-slices multidetector-row CT : initial findings in 133 patients. *Eur Radiol* 2006;16:1973-1981.
55. Barnes E. Radiation dose slashed in 64-slice coronary CTA [on line]. Available at : <www.auntminnie.com>.

VU

NANCY, le 26 mars 2007

Le Président de Thèse

Professeur D. REGENT

NANCY, le 30 avril 2007

Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur P. NETTER

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le 3 mai 2007

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY 1

Professeur J.P. FINANCE

Résumé de la thèse

L'évaluation précise et reproductible de la fonction ventriculaire est essentielle pour le diagnostic, le suivi thérapeutique et le pronostic des patients souffrant de cardiopathie ischémique ou non ischémique. Récemment le scanner multi détecteurs a rejoint le domaine de l'imagerie cardiaque pour sa capacité à évaluer l'obstruction coronaire ou les malformations cardiaques. La reconstruction rétrospective d'une acquisition synchronisée à l'ECG permet de mesurer les volumes ventriculaires gauches et droits au moment de la systole ou de la diastole et de calculer la fraction d'éjection.

Matériels et méthodes : Nous avons évalué cette capacité, sur scanner 64 coupes, en la comparant aux techniques non invasives actuelles (échocardiographie, IRM, Tomoscintigraphie) sur 69 patients. Deux méthodes de mesure scanographique des volumes télésystolique et télédiastolique ont été comparées en terme de faisabilité (reproductibilité, durée de post-traitement, sensibilité aux artefacts) et de concordance aux techniques de référence.

Résultats : Les fractions d'éjection scanographiques sont bien corrélées aux résultats de l'échocardiographie, de l'IRM et de la tomoscintigraphie, mais les volumes sont surestimés. La méthode volumique directe, plus précise et rapide à réaliser, doit être privilégiée. La méthode volumique extrapolée sur coupes petit axe sera réservée au ventricule gauche mal opacifié et au ventricule droit.

Conclusion : Le scanner cardiaque apprécie la fonction ventriculaire de façon fiable, rapide et non invasive. La fraction d'éjection doit intégrer tout compte-rendu de scanner cardiaque ou thoracique avec synchronisation ECG.

Titre en anglais

Ventricular function evaluation with 64-slices multidetector-row CT : interest, practicability and comparison with reference methods.

Thèse en Médecine Spécialisée – Année 2007

Mots clefs

Fonction ventriculaire – tomodynamométrie

Intitulé et adresse de l'UFR

Faculté de médecine de Nancy
9, Avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE-LES-NANCY Cedex