



HAL
open science

Mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche sur caméra à semi-conducteurs D.SPECT avec réduction de l'activité enregistrée : comparaison avec les résultats obtenus par ventriculographie isotopique planaire conventionnelle

Hubert Tissot

► To cite this version:

Hubert Tissot. Mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche sur caméra à semi-conducteurs D.SPECT avec réduction de l'activité enregistrée : comparaison avec les résultats obtenus par ventriculographie isotopique planaire conventionnelle. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01931832

HAL Id: hal-01931832

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01931832v1>

Submitted on 23 Nov 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-thesesexercice-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
par

Hubert TISSOT

Le 31 octobre 2016

Mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche sur caméra à semi-conducteurs D.SPECT avec réduction de l'activité enregistrée : comparaison avec les résultats obtenus par ventriculographie isotopique planaire conventionnelle.

Membres du jury :

Président :

M. P-Y. MARIE, Professeur

Juges :

M. G. KARCHER Professeur

M. D. MANDRY Maître de Conférence

Mme. L. IMBERT Docteur



Président de l'Université de Lorraine :
Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine
Professeur Marc BRAUN

Vice-doyens

Pr Karine ANGIOI-DUPREZ, Vice-Doyen

Pr Marc DEBOUVERIE, Vice-Doyen

Assesseurs :

Premier cycle : Dr Guillaume GAUCHOTTE

Deuxième cycle : Pr Marie-Reine LOSSER

Troisième cycle : Pr Marc DEBOUVERIE

Innovations pédagogiques : Pr Bruno CHENUUEL

Formation à la recherche : Dr Nelly AGRINIER

Animation de la recherche clinique : Pr François ALLA

Affaires juridiques et Relations extérieures : Dr Frédérique CLAUDOT

Vie Facultaire et SIDES : Pr Laure JOLY

Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER

Etudiant : M. Lucas SALVATI

Chargés de mission

Bureau de docimologie : Dr Guillaume VOGIN

Commission de prospective facultaire : Pr Pierre-Edouard BOLLAERT

Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER

PACES : Dr Chantal KOHLER

Plan Campus : Pr Bruno LEHEUP

International : Pr Jacques HUBERT

=====

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND - Professeur Patrick NETTER

Professeur Henry COUDANE

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Etienne ALIOT - Jean-Marie ANDRE - Alain AUBREGE - Jean AUQUE - Gérard BARROCHE Alain BERTRAND - Pierre BEY
Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL – Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY - Michel BOULANGE
Jean-Louis BOUTROY – Serge BRIANÇON - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL
Claude CHARDOT - Jean-François CHASSAGNE - François CHERRIER Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY
Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS - Jean DUHEILLE - Jean-Bernard DUREUX - Gilbert FAURE - Gérard FIEVE
Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Alain GERARD - Hubert GERARD
Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Gilles GROSDIDIER - Oliéro GUERCI - Philippe HARTEMANN
Gérard HUBERT - Claude HURIET Christian JANOT - Michèle KESSLER - François KOHLER - Jacques LACOSTE Henri
LAMBERT - Pierre LANDES - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Alain LE FAOU - Jacques LECLERE
Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Jean-Pierre MALLIÉ - Philippe MANGIN – Jean-Claude MARCHAL - Pierre MATHIEU Michel
MERLE - Pierre MONIN Pierre NABET - Jean -Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS Claude
PERRIN - Luc PICARD - François PLENAT - Jean -Marie POLU - Jacques POUREL - Jean PREVOT - Francis RAPHAEL Antoine
RASPILLER – Denis REGENT - Michel RENARD - Jacques ROLAND - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT
Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC - Claude SIMON - Danièle SOMMELET - Jean-François STOLTZ
Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Gérard VAILLANT - Paul VERT – Hervé VESPIGNANI - Colette VIDAILHET
Michel VIDAILHET - Jean-Pierre VILLEMOT - Michel WEBER

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Etienne ALIOT - Professeur Gérard BARROCHE - Professeur Pierre BEY - Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Alain GERARD - Professeure Michèle KESSLER – Professeur François KOHLER
Professeur Jacques LECLÈRE - Professeur Alain LE FAOU - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ
Professeure Simone GILGENKRANTZ – Professeur Gilles GROSDIDIER - Professeur Philippe HARTEMANN
Professeur Alain LE FAOU - Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS - Professeur François PLENAT Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC - Professeur Jean-François STOLTZ - Professeur Paul VERT
Professeur Michel VIDAILHET

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : *(Anatomie)*

Professeur Marc BRAUN – Professeure Manuela PEREZ

2^{ème} sous-section : *(Histologie, embryologie et cytogénétique)*

Professeur Christo CHRISTOV – Professeur Bernard FOLIGUET

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

Professeur Jean-Michel VIGNAUD – Professeur Guillaume GAUCHOTTE

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 René ANXIONNAT - Professeur Alain BLUM - Professeur Serge BRACARD - Professeur Michel CLAUDON Professeure Valérie CROISÉ-LAURENT - Professeur Jacques FELBLINGER

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

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

Professeur Jean-Louis GUEANT - Professeur Bernard NAMOUR - Professeur Jean-Luc OLIVIER

2^{ème} sous-section : *(Physiologie)*

Professeur Christian BEYAERT - Professeur Bruno CHENUÉL - Professeur François MARCHAL

4^{ème} sous-section : *(Nutrition)*

Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT - Professeur Olivier ZIEGLER

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

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

Professeur Alain LOZNIIEWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER

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

Professeure Marie MACHOUART

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

Professeur Thierry MAY - Professeure Céline PULCINI - Professeur Christian RABAUD

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

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

Professeur François ALLA - Professeur Francis GUILLEMIN - Professeur Denis ZMIROU-NAVIER

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)*

Professeure Eliane ALBUISSON - Professeur Nicolas JAY

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

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

Professeur Pierre FEUGIER

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

Professeur Thierry CONROY - Professeur François GUILLEMIN - Professeur Didier PEIFFERT - Professeur Frédéric MARCHAL

3^{ème} sous-section : *(Immunologie)*

Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT – Professeure Marie-Thérèse RUBIO

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-réanimation ; médecine d'urgence)

Professeur Gérard AUDIBERT - Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Thomas FUCHS-BUDER
Professeure Marie-Reine LOSSER - Professeur Claude MEISTELMAN

2^{ème} sous-section : (Réanimation ; médecine d'urgence)

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Sébastien GIBOT - Professeur Bruno LÉVY

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

Professeur Pierre GILLET - Professeur Jean-Yves JOUZEAU - Professeur Patrick NETTER

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)

Professeur François PAILLE - Professeur Patrick ROSSIGNOL - Professeur Faiez ZANNAD

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

1^{ère} sous-section : (Neurologie)

Professeur Marc DEBOUVERIE - Professeur Louis MAILLARD - Professeur Luc TAILLANDIER - Professeure Louise TYVAERT

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

Professeur Jean AUQUE - Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS - Professeur Olivier KLEIN

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

Professeur Jean-Pierre KAHN - Professeur Raymund SCHWAN

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

Professeur Bernard KABUTH

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

Professeur Jean PAYSANT

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

1^{ère} sous-section : (Rhumatologie)

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE - Professeur Damien LOEUILLE

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

Professeur Laurent GALOIS - Professeur Didier MAINARD - Professeur Daniel MOLE - Professeur François SIRVEAUX

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

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ

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

Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (Pneumologie ; addictologie)

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

2^{ème} sous-section : (Cardiologie)

Professeur Edoardo CAMENZIND - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET - Professeur Yves JUILLIERE

Professeur Nicolas SADOUL

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

Professeur Thierry FOLLIGUET - Professeur Juan-Pablo MAUREIRA

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

Professeur Sergueï MALIKOV - Professeur Denis WAHL – Professeur Stéphane ZUILY

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

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

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI - Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

3^{ème} sous-section : (Néphrologie)

Professeur Luc FRIMAT - Professeure Dominique HESTIN

4^{ème} sous-section : (Urologie)

Professeur Pascal ESCHWEGE - Professeur Jacques HUBERT

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

1^{ère} sous-section : (Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie)

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Jean-Dominique DE KORWIN - Professeure Gisèle KANNY

Professeure Christine PERRET-GUILLAUME – Professeur Roland JAUSSAUD – Professeure Laure JOLY

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

Professeur Ahmet AYAV - Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD

3^{ème} sous-section : (Médecine générale)

Professeur Jean-Marc BOIVIN – Professeur Paolo DI PATRIZIO

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

1^{ère} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET - Professeur Jean-Michel HASCOET Professeur Emmanuel RAFFO - Professeur Cyril SCHWEITZER

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

Professeur Pierre JOURNEAU - Professeur Jean-Louis LEMELLE

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

Professeur Philippe JUDLIN - Professeur Olivier MOREL

4^{ème} sous-section : (Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale)

Professeur Bruno GUERCI - Professeur Marc KLEIN - Professeur Georges WERYHA

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

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

Professeur Roger JANKOWSKI - Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER

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

Professeure Karine ANGIOI - Professeur Jean-Paul BERROD - Professeur Jean-Luc GEORGE

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

Professeure Muriel BRIX

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

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

Professeur Walter BLONDEL

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur associé Sophie SIEGRIST

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS 42^{ème}

Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON

2^{ème} sous-section : (Histologie, embryologie et cytogénétique)

Docteure Chantal KOHLER

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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

Docteur Jean-Marie ESCANYE

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

Docteur Damien MANDRY - Docteur Pedro TEIXEIRA

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

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

Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA - Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle GASTIN
Docteure Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteur Marc MERTEN - Docteur Abderrahim OUSSALAH

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Docteure Silvia DEMOULIN-ALEXIKOVA - Docteur Mathias POUSSEL

3^{ème} sous-section : (Biologie Cellulaire)

Docteure Véronique DECOT-MAILLERET

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

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

Docteure Corentine ALAUZET - Docteure Hélène JEULIN - Docteure Véronique VENARD

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

Docteure Anne DEBOURGOGNE

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

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

Docteure Nelly AGRINIER - Docteur Cédric BAUMANN - Docteure Frédérique CLAUDOT - Docteur Alexis HAUTEMANIÈRE

2^{ème} sous-section (Médecine et Santé au Travail)

Docteure Isabelle THAON

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

Docteur Laurent MARTRILLE

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

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

Docteure Aurore PERROT – Docteur Julien BROSEUS (*stagiaire*)

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

Docteure Lina BOLOTINE – Docteur Guillaume VOGIN (*stagiaire*)

4^{ème} sous-section : (Génétiq

Docteure Céline BONNET - Docteur Christophe PHILIPPE

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

2^{ème} sous-section : (Réanimation ; Médecine d'urgence)

Docteur Antoine KIMMOUN

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

Docteur Nicolas GAMBIER - Docteure Françoise LAPICQUE - Docteur Julien SCALA-BERTOLA

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique ; Médecine d'urgence ; addictologie)

Docteur Nicolas GIRERD

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

1^{ère} sous-section : (Rhumatologie)

Docteure Anne-Christine RAT

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

Docteure Anne-Claire BURSZTEJN

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

Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

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

Docteur Fabrice VANHUYSE

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

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

Docteur Jean-Baptiste CHEVAUX

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

3^{ème} sous-section : (Médecine générale)

Docteure Elisabeth STEYER

54^{ème} Section : DEVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE, ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

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

Docteure Isabelle KOSCINSKI

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

1^{ère} sous-section : (Oto-Rhino-Laryngologie)

Docteur Patrice GALLET

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES

Monsieur Vincent LHUILLIER

7^{ème} Section : SCIENCES DU LANGAGE : LINGUISTIQUE ET PHONETIQUE GENERALES

Madame Christine DA SILVA-GENEST

19^{ème} Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Joëlle KIVITS

60^{ème} Section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE, GÉNIE CIVIL

Monsieur Alain DURAND

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Claire LANHERS - Monsieur Nick RAMALANJAONA - Monsieur Pascal REBOUL

65^{ème} Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Madame Nathalie AUCHET - Madame Natalia DE ISLA-MARTINEZ - Monsieur Jean-Louis GELLY
Madame Céline HUSELSTEIN - Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE - Monsieur Christophe NEMOS

66^{ème} Section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Docteur Pascal BOUCHE – Docteur Olivier BOUCHY - Docteur Arnaud MASSON – Docteur Cédric BERBE Docteur Jean-Michel MARTY

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Charles A. BERRY (1982)
Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)

Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)
Brown University, Providence (U.S.A)

Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)
Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)
Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)
Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)
Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)

Professeure Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996)

Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)
Université d'Helsinki (FINLANDE)

Professeur Duong Quang TRUNG (1997)
Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIËTNAM)

Professeur Daniel G. BICHET (2001)
Université de Montréal (Canada)

Professeur Marc LEVENSTON (2005)
Institute of Technology, Atlanta (USA)

Professeur Brian BURCHELL (2007)
Université de Dundee (Royaume-Uni)

Professeur Yunfeng ZHOU (2009)
Université de Wuhan (CHINE)

Professeur David ALPERS (2011)
Université de Washington (U.S.A)

Professeur Martin EXNER (2012)
Université de Bonn (ALLEMAGNE)

À notre Maître et Président de thèse

Monsieur le Professeur Pierre-Yves MARIE

Professeur de Biophysique et de Traitement de l'Image

Chevalier des Palmes Académiques

Vous nous avez fait l'honneur de nous confier et de présider ce travail de thèse.

Veillez trouver ici l'expression de notre profond respect et de notre gratitude pour votre bienveillance, votre disponibilité et vos conseils toujours avisés, aussi bien lors de la rédaction de ce travail qu'au cours de votre enseignement pendant ces quatre années d'internat.

À notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Gilles KARCHER
Professeur de Biophysique et de Traitement de l'Image
Chevalier des Palmes Académiques

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter de juger cette thèse.

En nous accueillant dans votre service et par la diversité des techniques qui y sont employées, vous nous avez permis de nous former de la meilleure façon à ce qui sera dorénavant notre métier.

Veillez trouver dans ce travail l'expression de notre profond respect, de notre estime et de notre reconnaissance.

À notre Juge,

Monsieur le Docteur Damien MANDRY

Maître de Conférence des Universités en Radiologie et Imagerie Médicale

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger notre travail et de l'intérêt que nous avez bien voulu y porter.

Veillez y trouver l'expression de notre profond respect et de notre reconnaissance.

À notre Juge

Madame le Docteur Laetitia Imbert

Docteur en Sciences, Spécialité Automatique et Traitement du Signal

Nous vous remercions d'avoir accepté de juger notre travail.

Nous vous remercions également pour votre disponibilité et votre bonne humeur permanente tout au long de ce travail mais également au quotidien dans le service.

Soyez assurée de notre profond respect et de notre gratitude.

À Monsieur le Professeur Pierre OLIVIER, pour votre disponibilité et votre enseignement en imagerie TEP. Soyez assuré de notre profonde estime et de notre reconnaissance.

Au Docteur Olivier MOREL, pour m'avoir permis de continuer ton travail, pour ton aide et pour la qualité de ton enseignement lors de mes premiers semestres en Médecine Nucléaire. Sois assuré de ma plus grande estime et de ma gratitude.

À Véronique ROCH, pour ton aide lors de la réalisation de ce travail.

Au Docteur Jean-Claude Mayer, pour votre participation à notre enseignement.

Aux Docteurs Elodie CHEVALIER, Fanny NETTER et Solène PARIS-GRANDPIERRE pour tout ce que vous m'avez appris tout au long de l'internat.

À mes assistants les Docteurs Cyril BESSEAU, Marine CLAUDIN, Mathieu PERRIN, Antoine VERGER et Yalcin YAGDIGUL. Merci pour votre enseignement. Ça a toujours été un plaisir de travailler avec vous.

À la mémoire du Docteur Wassila DJABALLAH, pour sa gentillesse et la qualité de son enseignement en Médecine Nucléaire.

À l'ensemble du personnel des services de Médecine Nucléaire de Brabois et de l'hôpital Central : aux manipulateurs, aux secrétaires, aux ASH, aux radiopharmaciens. Ce sera une joie de continuer à travailler avec vous.

À l'ensemble du personnel du service de Médecine Nucléaire du CHR de Mercy, en particulier les Docteurs Sinan BEN MAHMOUD, Sylvie PETIT-DENET, Jeany POTDEVIN-VERDIER et Luminita TEODOR-JAGER. Merci pour votre accueil et votre enseignement.

À l'ensemble du personnel du service de Radiologie de l'hôpital de Mercy, en particulier les Docteurs Toufik BATCH, Laurent HENNEQUIN, Adriana MUNTEAN et Bernadette WERYHA. Merci pour votre accueil et votre enseignement.

Aux Professeurs Georges WERYHA et Pierre FEUGIER ainsi qu'à l'ensemble des personnels des services d'Endocrinologie et d'Hématologie du CHU de Brabois pour m'avoir accueilli lors de mes premiers semestres d'Internat.

À l'ensemble de mes co internes pour m'avoir accompagné pendant ces quatre années et en particulier à Sibel, Marie, Clément, Jacques, Ahmed, Alexia, Anne-Sophie, Caroline, Chloé, Erwan, Fehd, Julia et Matthias.

À tous mes amis des MSII connus au Lycée Stanislas à Paris ou après : Adrien, Alexandre, Camille, Emeline, Jérémie, Martine, Nicolas, Oriane, Seymour et Viviane.

À mes amis connus pendant les années d'externat à l'UPMC en particulier Amélie, Sarah (merci pour les cookies) et Sophie.

À tous les autres.

À mes parents et ma sœur Béatrice à qui je dois tout. Merci pour tout votre amour, votre aide et votre soutien pendant ces 10 années d'études.

A tout le reste de ma famille et en particulier ceux qui sont déjà partis.

À tous ceux qui liront ces pages. Parce que après tout, rien ne vous y obligeait. Merci !

SERMENT

« **A**u 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 ».

Table des matières

Liste des abréviations	16
1 Introduction	17
2 Rappels sur la fraction d'éjection du ventricule gauche	18
2.1 Définition	18
2.2 Intérêt médical.....	18
2.2.1 Bilan de cardiopathie	18
2.2.2 Suivi de traitements cardiotoxiques	18
2.3 Méthodes de quantification de la FEVG.....	19
2.3.1 La ventriculographie isotopique	19
2.3.2 L'échographie cardiaque trans-thoracique.....	20
2.3.3 L'IRM cardiaque	21
2.3.4 Autres techniques	21
3 Réalisation d'une ventriculographie isotopique	22
3.1 Choix du radio pharmaceutique	22
3.2 Principes de détection selon les différents types de caméra	22
3.2.1 Caméra d'Anger	22
3.2.2 Caméra à semi-conducteurs Cadmium Zinc Telluride (caméra CZT).....	24
3.3 Principes généraux des acquisitions de ventriculographie isotopique	27
3.4 Principes généraux de traitement des examens 2D et 3D.....	29
4 Rappels généraux sur la radioprotection et l'exposition aux rayonnements ionisants.....	33
5 Étude Personnelle (article scientifique)	34
5.1 Objectif	34
5.2 Matériel et méthodes	34
5.2.1 Design de l'étude	34
5.2.2 Population étudiée	34
5.2.4 Réalisation d'une diminution d'activité sur les acquisitions 3D	36
5.2.5 Contrôle qualité	36
5.2.6 Traitement des données	36
5.2.7 Analyse Statistique	39
5.3 Résultats	39
5.3.1 Présentation de la population	39
5.3.3 Résultats des FEVG planaires.....	41
5.3.4 Résultats des acquisitions 3D.....	41
5.3.5 Corrélation entre les acquisitions 2D et les acquisitions 3D sans et avec réduction d'activité	43
5.4 Discussion	46
5.5 Limites de l'étude et perspectives	48
5.5 Conclusion.....	50
Bibliographie	51
RÉSUMÉ DE LA THÈSE	59

Liste des abréviations

2D : deux dimensions

3D : trois dimensions

^{99m}Tc : Technétium 99m

$^{99m}\text{Tc-O}_4^-$: pertechnétate

CZT : Cadmium Zinc Telluride

CHRU : Centre Hospitalier Régional Universitaire

FEVG : fraction d'éjection du ventricule gauche

ECG : électrocardiogramme

IMC : indice de masse corporelle

IRM : imagerie par résonance magnétique

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire

keV : kilo électron volt

MBq : mégabecquerel

$\text{NaI}(\text{Tl})$: iodure de sodium dopé au thallium

ROI : région d'intérêt

SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography

Sv : Sievert

VD : ventricule droit

VG : ventricule gauche

VTD : volume télé diastolique

VTS : volume télé systolique

1 Introduction

De nombreuses méthodes permettent d'évaluer la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG), un paramètre essentiel pour mesurer la fonction de contraction cardiaque. Mais du fait de sa facilité d'acquisition et de sa haute reproductibilité, la ventriculographie isotopique planaire reste actuellement l'une des méthodes de référence dans l'évaluation de la FEVG, permettant de mettre en évidence de faibles variations de celle-ci (1, 2). Elle présente cependant comme principal inconvénient d'exposer le patient à une irradiation relativement importante, en particulier lorsqu'elle est répétée, ce qui est le cas dans le suivi des chimiothérapies cardiotoxiques (le cas le plus fréquent étant celui de femmes parfois jeunes traitées pour une néoplasie mammaire par anthracyclines et par Trastuzumab).

L'arrivée à partir de 2008 de caméras à semi-conducteurs dédiées aux explorations cardiaques comme la caméra D.SPECT (Spectrum Dynamics, Caesarea, Israël) ou la caméra Discovery NM 530c (General Electric, Haïfa, Israël), représentent du fait de leur sensibilité de détection accrue, une avancée dans ce domaine en permettant potentiellement de réduire considérablement l'activité de radiotracer injectée au patient ainsi que la durée des acquisitions, comme cela a déjà été le cas pour la réalisation des tomoscintigraphies myocardiques (3-6).

Plusieurs études ont déjà montré une bonne corrélation entre les acquisitions de ventriculographie isotopique planaires conventionnelles et les acquisitions tomoscintigraphiques 3D réalisées sur caméra d'Anger (7-14). Et plus récemment, quelques études ont montré une bonne corrélation également entre des acquisitions planaires conventionnelles réalisées sur caméra d'Anger et celles 3D réalisées sur caméra à semi-conducteurs (15-17). Cependant, la possibilité d'une éventuelle diminution d'activité injectée au patient n'a pour l'instant été que peu étudiée.

Le service de médecine nucléaire du CHRU de Nancy dispose d'une caméra à semi-conducteurs D.SPECT et une précédente étude réalisée dans le service avait démontré une forte précision diagnostique de la caméra D.SPECT en scintigraphie myocardique avec des doses de radiotracer injectées environ trois fois inférieures à celles habituellement utilisées sur caméra d'Anger (6).

Notre hypothèse est qu'une diminution d'activité injectée du même ordre est possible également en ventriculographie isotopique en utilisant une caméra à semi-conducteurs. Le but de notre étude sera donc d'étudier l'effet d'une telle diminution sur les acquisitions tomoscintigraphiques de ventriculographie réalisées sur caméra D.SPECT.

Nous ferons dans un 1^{er} temps un rappel sur la FEVG et sur les différentes techniques permettant de l'évaluer. Nous nous attarderons plus particulièrement sur la ventriculographie isotopique. Puis, nous rappellerons également quelques notions élémentaires de dosimétrie et de radioprotection du patient.

2 Rappels sur la fraction d'éjection du ventricule gauche

2.1 Définition

La FEVG représente le pourcentage du sang contenu dans le ventricule gauche qui est éjecté à chaque battement.

Elle se calcule selon la formule suivante : $(VTD-VTS)/VTD$, le VTS correspondant au volume télé-systolique c'est à dire au volume du ventricule à la fin de sa contraction et le VTD au volume télé-diastolique, c'est à dire au volume du ventricule à la fin de son remplissage.

Reflète de la fonction de contraction du ventricule gauche, elle est d'environ 60% chez l'adulte sain et généralement considérée comme normale si supérieure à 55%.

2.2 Intérêt médical

2.2.1 Bilan de cardiopathie

La FEVG est l'un des paramètres les plus couramment utilisés dans le suivi de cardiopathies, cette mesure étant un excellent marqueur diagnostique, pronostique et de sévérité de l'insuffisance cardiaque.

Une FEVG inférieure à 35% fait partie des principaux critères pour l'implantation d'un défibrillateur automatique implantable (18-20).

Elle constitue également un important marqueur pronostic après un infarctus du myocarde (21).

2.2.2 Suivi de traitements cardiotoxiques

La FEVG rentre également dans le bilan pré-thérapeutique et le suivi de certains traitements anticancéreux potentiellement cardiotoxiques, en particulier les anthracyclines ou le Trastuzumab. Elle est un facteur pronostique de cardiotoxicité et permet également de dépister à un stade infra clinique et parfois réversible des cardiopathies induites par ces traitements (22).

Les anthracyclines sont parmi les chimiothérapies les plus couramment utilisées notamment dans le cadre du traitement de lymphome ou en traitement néoadjuvant de cancers du sein. Leur toxicité cardiaque est dose dépendante et cumulative dans le temps et la plupart des recommandations internationales en oncologie définissent actuellement leur cardiotoxicité par une baisse de FEVG de 10 points lors de la chimiothérapie, en particulier si la FEVG devient anormale, inférieure à 50% (23-24).

En France, il est actuellement recommandé d'évaluer la FEVG avant le début d'un traitement par anthracyclines puis en cours de traitement : si la FEVG basale est supérieure à 50%, elle doit être suivie lorsque la dose d'anthracyclines de 300mg/m² est atteinte et avant chaque cure si la dose cumulée de 450mg/m² est atteinte ou si la FEVG basale est comprise entre 30% et 50% (25).

Le Trastuzumab est un anticorps monoclonal recombinant humanisé spécifique des récepteurs HER2. Il est indiqué dans le traitement de certains cancers du sein ou gastriques HER2 positifs.

Les patients traités par Herceptin présentent un risque accru de développer une insuffisance cardiaque congestive ou une dysfonction cardiaque asymptomatique, en particulier si le patient a reçu également un traitement par anthracyclines (26).

Les recommandations actuelles de suivi préconisent une mesure de la FEVG tous les 3 mois sous traitement et tous les 6 mois après la dernière administration jusqu'à 24 mois. Une surveillance supplémentaire annuelle jusqu'à 5 ans est nécessaire si le patient a également reçu des Anthracyclines. Par ailleurs, si au cours du traitement la FEVG diminue de plus de 10 points par rapport à sa valeur initiale et qu'elle est inférieure à 50%, une suspension du traitement est nécessaire suivi d'une nouvelle évaluation 3 semaines plus tard (27).

2.3 Méthodes de quantification de la FEVG

2.3.1 La ventriculographie isotopique

Il s'agit d'un examen utilisé depuis de nombreuses années, les premières études l'évaluant remontant au début des années 1970 (28-30). Elle est réalisée la plupart du temps en mode bidimensionnel (figure 1) et a l'avantage d'être particulièrement reproductible (du fait notamment de son traitement automatisé et de la standardisation des acquisitions), non invasive et facile d'acquisition (1-2).

Elle permet d'évaluer non seulement la FEVG mais aussi le pic d'éjection maximale du ventricule gauche (VG) ainsi qu'un certain nombre de paramètres diastoliques (vitesse maximale de remplissage du ventricule droit (VD), délai de remplissage). Elle permet aussi d'obtenir des images paramétriques de phases et d'amplitude.

L'une des principales limites de la technique est la présence d'un rythme cardiaque très irrégulier (fibrillation auriculaire, extrasystoles représentant plus de 25% des cycles cardiaques), ces conditions ne permettant pas alors d'obtenir une mesure fiable de la FEVG.

Elle peut être également réalisée en mode 3D avec des acquisitions tomoscintigraphiques. Celles-ci ont été étudiées sur caméra d'Anger dès les années 1980, mais la méthode planaire est néanmoins restée la méthode de référence du fait de sa simplicité de mise en œuvre, de sa robustesse et du fait de l'absence jusqu'aux années 2000 d'applications permettant de traiter de façon automatisée et donc plus reproductible les images tomoscintigraphiques (31-37).

Hormis la grossesse, elle ne présente pas de contre-indications. Néanmoins son principal inconvénient est d'être un examen assez irradiant : 6,3 mSv environ pour une injection de 900 MBq de Technétium 99m (^{99m}Tc) chez un adulte (38). A titre de comparaison, la dose efficace reçue pour une radio de thorax est inférieure à 0,05 mSv et elle est d'environ 15 mSv pour un scanner abdomino pelvien.

La dose reçue en ventriculographie isotopique reste cependant faible, très loin des doses considérées comme pouvant avoir un effet délétère (> 100 mSv), mais cette dose n'est pas négligeable lorsque l'examen est répété et qu'il est associé à d'autres examens ou traitements irradiants, ce qui est en particulier le cas dans le suivi des chimiothérapies.

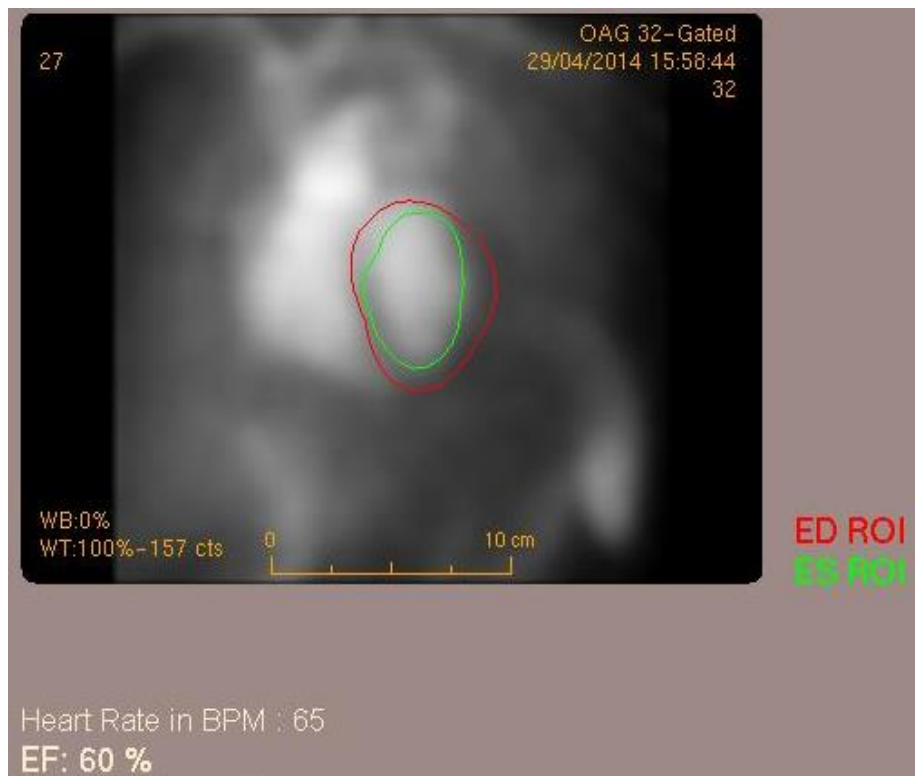


Figure 1 : FEVG isotopique en acquisition planaire (Logiciel MUGA, Nicesoft).

2.3.2 L'échographie cardiaque trans-thoracique

En comparaison à la ventriculographie isotopique, l'échographie trans-thoracique présente l'avantage d'être non irradiante, non invasive et facilement disponible, la rendant facilement utilisable en routine clinique. Elle présente néanmoins l'inconvénient d'être moins reproductible (du fait de son caractère opérateur dépendant), moins spécifique, moins sensible pour détecter une baisse de la FEVG, et peut se révéler plus difficilement analysable chez des patients peu échogènes ou obèses (38). Il est à noter cependant que l'utilisation ces dernières années des nouvelles techniques d'échographie 3D semble diminuer nettement la variabilité inter observateur de cet examen (40-43).

2.3.3 L'IRM cardiaque

L'IRM est également non irradiante et fait partie actuellement des méthodes de référence dans l'évaluation de la FEVG (44, 45). Mais elle est globalement moins accessible en routine clinique et plus longue à réaliser. Par ailleurs, elle est encore opérateur dépendant, la délimitation du VG nécessitant la plupart du temps des corrections manuelles des contours du VG (contrairement à la ventriculographie isotopique dont le traitement est entièrement automatisé). Enfin, elle reste contre indiquée chez les patients porteurs de certains dispositifs métalliques, en particulier chez la plupart des patients porteurs de pacemaker (malgré le développement récent de pacemakers magnéto-compatibles). Elle reste aussi difficile à réaliser en cas de claustrophobie.

2.3.4 Autres techniques

La ventriculographie radiologique n'est plus utilisée en pratique courante, en raison de son caractère invasif (introduction d'un cathéter dans le ventricule gauche et nécessité d'injection de produit de contraste iodé potentiellement néphrotoxique et allergisant).

Le coroscanner est également susceptible d'apporter une évaluation assez fiable de la FEVG, mais est aussi un examen irradiant, en particulier lorsqu'on désire une évaluation précise avec une résolution temporelle suffisante (avec au moins une vingtaine d'images par seconde).

Enfin, parmi les techniques de médecine nucléaire utilisées en pratique courante, le calcul de la FEVG lors d'une tomoscintigraphie myocardique est également possible. Cette technique est cependant moins précise et moins reproductible que la ventriculographie isotopique, notamment en raison des effets de volume partiel qui nuisent à la délimitation précise de la cavité ventriculaire gauche (46, 47).

3 Réalisation d'une ventriculographie isotopique

3.1 Choix du radio pharmaceutique

Le but de l'examen étant d'évaluer l'éjection du sang par le ventricule gauche du cœur, le radiotracer utilisé devra donc se distribuer dans le volume sanguin.

La première possibilité est l'utilisation d'albumine humaine marquée au ^{99m}Tc . Ce marquage est techniquement facile mais il présente plusieurs inconvénients dont une diffusion lente de l'albumine marquée dans le compartiment interstitiel, et un marquage peu stable avec une obligation de réalisation des acquisitions dans les 30 min suivant le marquage. Par ailleurs, son utilisation s'accompagne des contraintes liées à l'utilisation de produits dérivés du sang.

Une seconde possibilité est le marquage in vitro et le plus souvent in vivo des hématies du patient. Elle consiste en une première injection intraveineuse de pyrophosphate d'étain afin de réduire l'hémoglobine puis d'une injection intraveineuse 30 minutes plus tard de $^{99m}\text{Tc-O}_4^-$ qui va être fixé et internalisé par l'hémoglobine. C'est la technique la plus couramment utilisée actuellement et il s'agit d'ailleurs de celle utilisée dans le cadre de notre étude. A noter toutefois que certains traitements comme l'héparine ou certaines chimiothérapies peuvent altérer la qualité de ce marquage.

Pour rappel, le ^{99m}Tc est un isotope du technétium émettant quasi exclusivement un rayonnement gamma d'énergie 140 keV et ayant une demi-vie d'environ 6 heures. La solution de ^{99m}Tc est obtenue grâce à un générateur par élution d'une colonne chromatographique d'alumine sur laquelle est fixée du Molybdène 99, précurseur du ^{99m}Tc .

Le Molybdène 99 est quant à lui un produit de fission de l'Uranium 235, l'essentiel de sa production n'étant actuellement assurée que par quelques réacteurs dans le monde.

3.2 Principes de détection selon les différents types de caméra

3.2.1 Caméra d'Anger

Les premières scintigraphies à balayage datent de 1951 mais c'est H.O. Anger, un physicien et ingénieur américain qui mit au point en 1957 les premiers modèles de gamma caméra telles que nous les connaissons aujourd'hui et que l'on nomme caméra d'Anger.

Celle-ci est toujours actuellement le type de gamma caméra le plus couramment utilisé, permettant de réaliser des images bidimensionnelles mais également des images tomoscintigraphiques tri-dimensionnelles.

Lors de la réalisation d'un examen de médecine nucléaire, le rayonnement issu du patient après injection du radiotracer sera émis dans toutes les directions de l'espace. La première étape sera donc de sélectionner uniquement les photons gamma émis perpendiculairement à la surface du détecteur (figure 2) grâce à un collimateur : il s'agit le plus souvent d'une plaque en matériau lourd (plomb le plus souvent) percée de nombreux trous parallèles séparés par des septas.

Le rayonnement gamma sera ensuite converti en photons lumineux (conversion en lumière bleue) par interaction photo électrique avec un cristal de scintillation NaI(Tl) (cristal d'Iodure de Sodium contenant des impuretés de Thallium installées lors de la fabrication).

Le guide de lumière est une plaque de verre placée entre le scintillateur et l'ensemble des tubes photomultiplicateurs. Il permet d'adapter l'indice de réfraction entre le cristal scintillant et la photocathode du tube photomultiplicateur. Il éloigne également le tube photomultiplicateur par rapport au cristal permettant de capter une plus grande quantité de lumière.

Le signal lumineux sera ensuite converti en signal électrique par une photocathode et multiplié par un facteur de 10^5 à 10^6 à l'aide d'un enchaînement de dynodes. Ce signal électrique sera alors détectable par le système électronique branché en aval.

La caméra d'Anger est donc un système de détection « indirect », le photon gamma est converti dans un premier temps en signal lumineux puis en signal électrique (figure 2).

Les caméras d'Anger permettent de réaliser des acquisitions planaires 2D (ce qui constitue actuellement la méthode de référence pour la ventriculographie isotopique) mais également des acquisitions tomoscintigraphiques (SPECT pour Single Photon Emission Computed Tomography) en 3D, le détecteur tournant alors autour du patient afin d'enregistrer plusieurs projections avant de reconstruire un volume 3D.

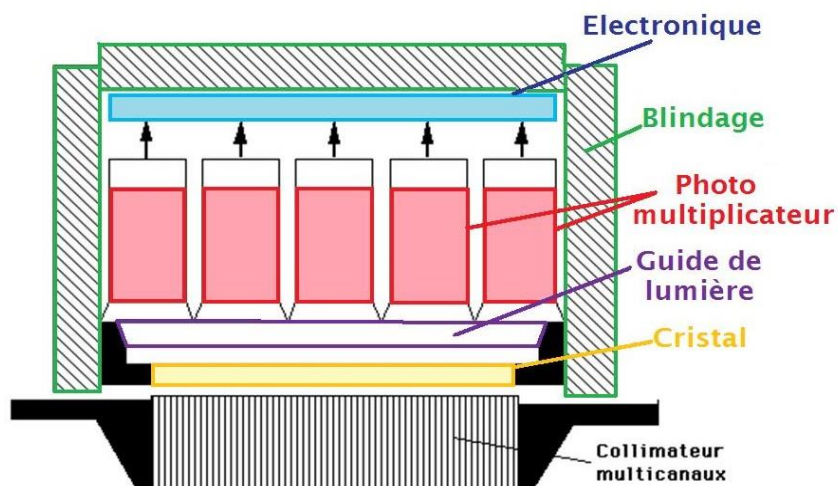


Figure 2: Schéma en coupe d'une tête de détection d'une caméra d'Anger.

3.2.2 Caméra à semi-conducteurs Cadmium Zinc Telluride (caméra CZT)

Contrairement aux caméras d'Anger, les caméras à semi-conducteur vont utiliser un mode de détection directe. L'interaction du rayonnement gamma avec le milieu semi-conducteur va entraîner la création de paires « électron-trou », dont le nombre sera directement proportionnel à l'énergie déposée par le rayonnement gamma incident. Sous l'action d'un champ électrique appliqué aux bornes du semi-conducteur, les électrons vont migrer vers l'anode et les trous vers la cathode. Le signal enregistré sur les électrodes sera donc également proportionnel à l'énergie du rayonnement incident (figure 3).

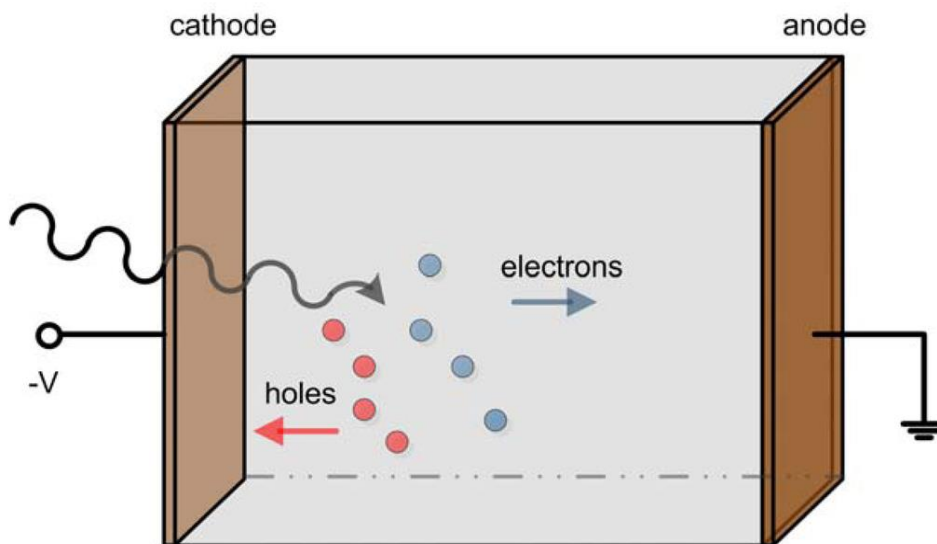


Figure 3 : Principe de détection d'un photon gamma dans une caméra à semi-conducteurs.

L'utilisation des nouvelles caméras à semi-conducteur présente plusieurs avantages par rapport aux caméras d'Anger conventionnelles (3, 5):

- une meilleure résolution en énergie d'un facteur 2 (largeur à mi-hauteur du pic d'énergie à 4,5 % versus 9 à 10% sur les caméras d'Anger). Cela est dû au nombre bien plus important de charges créées par l'interaction : un photon de 140 keV est converti directement en 33000 électrons dans une caméra CZT. En comparaison, dans une caméra d'Anger, un photon de 140 keV est converti en 5000 photons lumineux par le cristal NaI puis en 700 électrons qui seront amplifiés dans les tubes photomultiplicateurs.
- une meilleure résolution spatiale et une plus grande sensibilité de détection, deux propriétés qui sont en fait liées à la géométrie d'acquisition centrée sur le cœur (et non au semi-conducteur lui-même).
- une plus grande compacité des détecteurs permettant de rapprocher le patient des détecteurs, contribuant ainsi à l'amélioration de la résolution spatiale.

3.2.3 Un exemple de caméra à semi-conducteurs : la caméra D.SPECT

La gamma-caméra D.SPECT (Spectrum Dynamics, Caesarea, Israël) est une caméra destinée aux explorations cardiaques, exploitant la technologie des semi-conducteurs et bénéficiant des avantages présentés ci-dessus. Elle est constituée de 9 colonnes détectrices comportant chacune 1024 pixels (64 pixels selon la hauteur et 16 pixels selon la largeur) de dimension $2,5 \times 2,5 \text{ mm}^2$ et d'épaisseur 5 mm. Chaque détecteur réalise une rotation sur lui-même pendant l'acquisition, explorant 120 projections et permettant de réaliser un examen tomoscintigraphique de l'aire cardiaque. Un collimateur en tungstène à trous parallèles de même dimension que la matrice pixélisée de CZT est positionné sur chaque détecteur, chacun des trous étant parfaitement aligné avec chacun des pixels CZT (figures 4, 5 et 6). Contrairement aux caméras d'Anger, ce nouveau type de caméra ne permet de réaliser que des acquisitions tri dimensionnelles.

Comparativement à une caméra d'Anger classique, la caméra D.SPECT présente une sensibilité 6,5 fois supérieure environ avec une résolution spatiale centrale améliorée d'un facteur 2 (8,6 mm contre 15,2 mm) (4, 5).



Figure 4 : photographie de la caméra D.SPECT

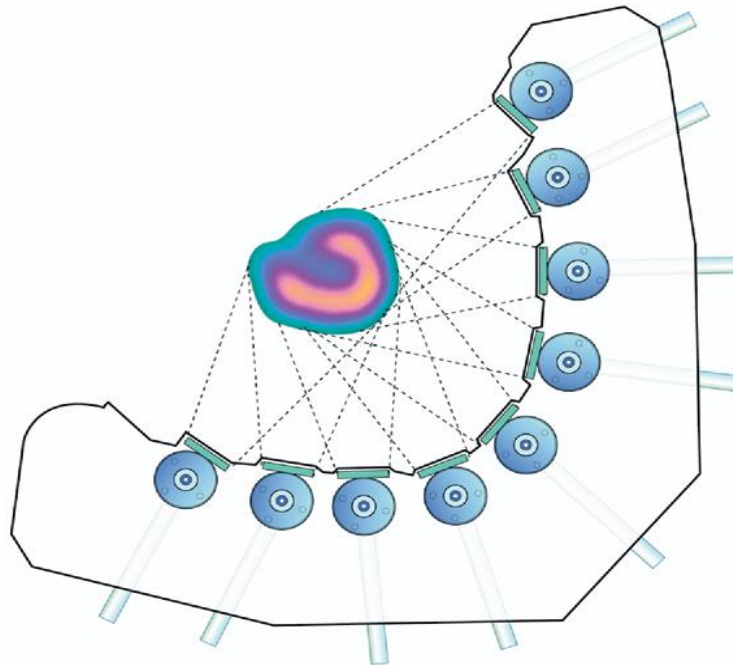


Figure 5 : Schéma en coupe de la tête de détection de la caméra D.SPECT.



Figure 6 : Présentation des 9 colonnes détectrices de la caméra D.SPECT (en haut) et représentation schématique d'une colonne de détection (en bas).

3.3 Principes généraux des acquisitions de ventriculographie isotopique

Le calcul de la FEVG nécessite de déterminer le volume de sang présent dans le ventricule gauche en télé-systole et en télé-diastole. C'est pourquoi il est nécessaire de synchroniser l'enregistrement des images au signal de l'ECG, les ondes R servant de référence pour le début du cycle cardiaque, quel que soit le type de caméra utilisée. Ainsi, tout au long de l'examen, chaque cycle cardiaque sera découpé en plusieurs phases consécutives, généralement 16 ou 32. L'ensemble des photons gammas enregistrés sera ensuite réparti dans les différentes phases afin d'obtenir 16 ou 32 images, qui mises bout à bout représenteront un cycle cardiaque moyen complet (figure 7).

En cas d'irrégularités du rythme cardiaque, chaque cycle détecté comme différent des précédents, ainsi que le cycle suivant seront exclus et la durée de l'examen sera alors automatiquement rallongée afin d'obtenir le nombre de coups total souhaité (figure 8).

Par ailleurs lors de la réalisation de l'examen planaire sur le lit d'une caméra d'Anger (figure 9), le patient sera placé en décubitus dorsal et le détecteur placé selon une incidence oblique antérieure gauche de 35 à 45 degrés par rapport au patient, avec une inclinaison cranio-caudale de 10 à 20 degrés de façon à dégager au maximum le ventricule gauche des autres cavités du cœur. En l'absence de cycles rejetés, les acquisitions durent moins d'une vingtaine de minutes (soit moins d'une heure d'examen lorsque l'on tient aussi compte du temps de réalisation du marquage in vivo décrit précédemment).

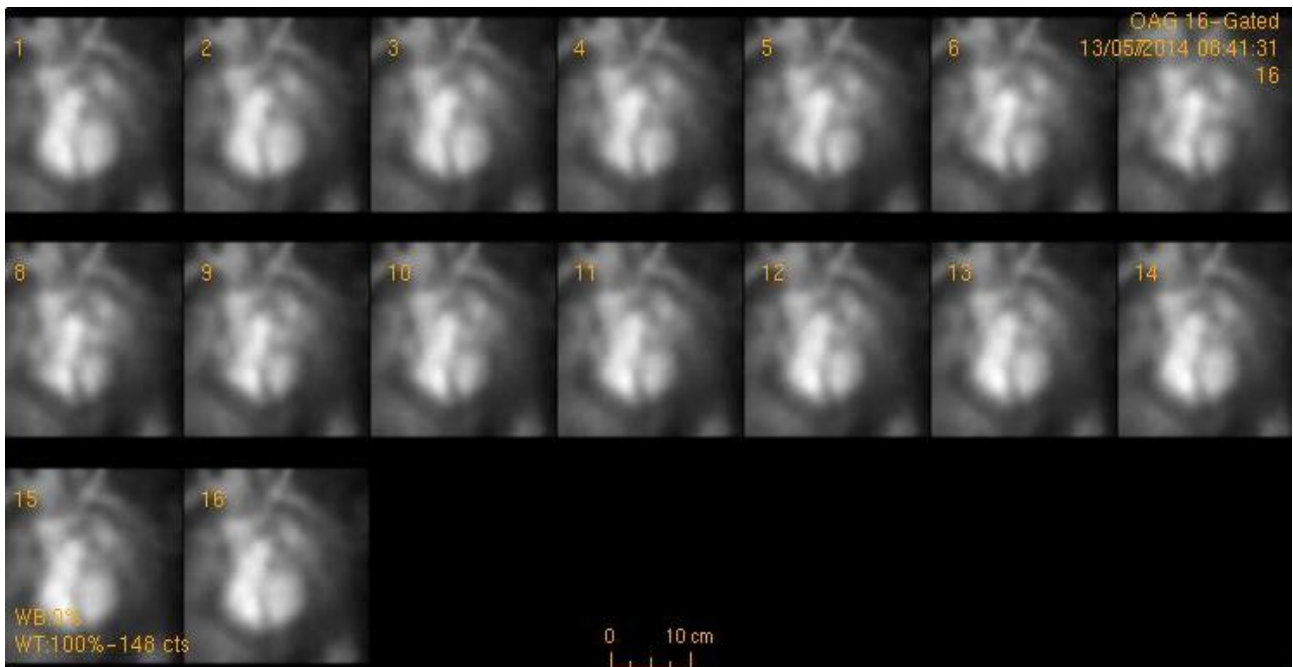


Figure 7 : Visualisation sur le logiciel MUGA des 16 images correspondant aux 16 phases du cycle cardiaque sur une acquisition planaire en oblique antérieure gauche. La 1^{ère} image correspond ici à la diastole et la 8^{ème} à la systole.

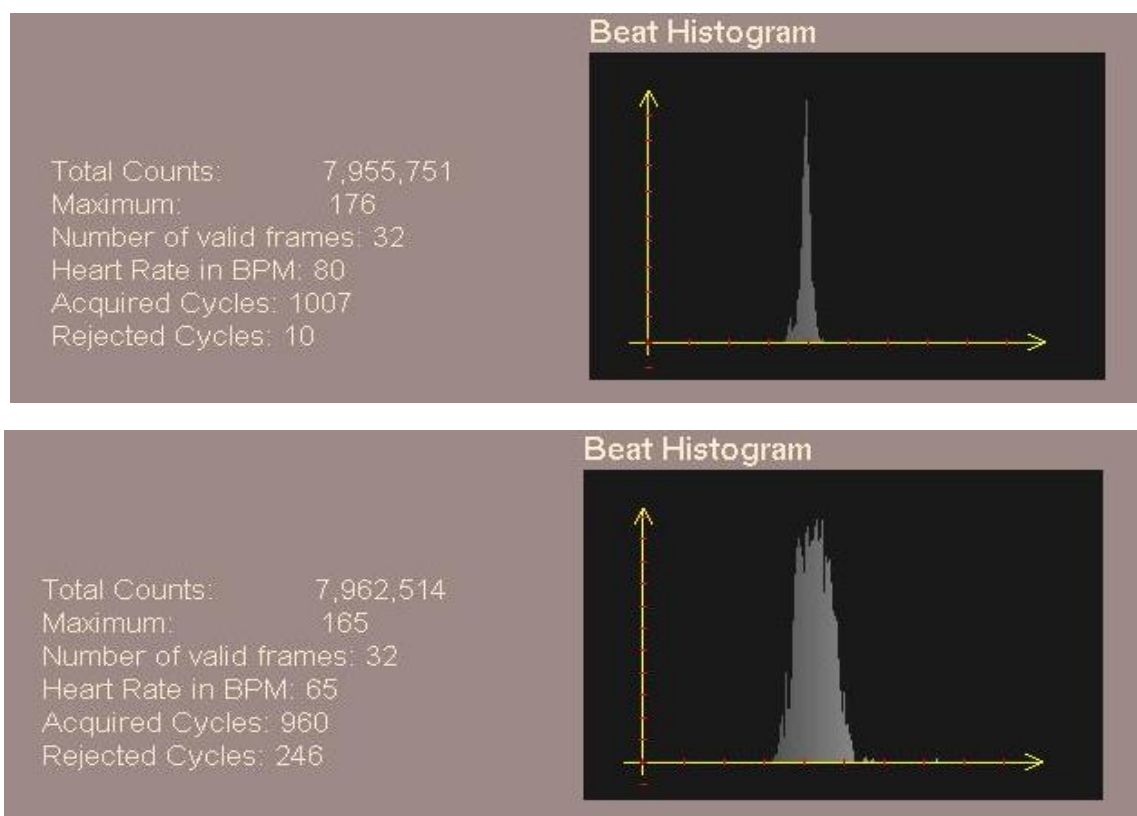


Figure 8 : Histogrammes des longueurs des cycles cardiaques permettant d'apprécier la dispersion des durées des cycles cardiaques avec à gauche les nombres de cycles rejetés ou acceptés. En haut un exemple de rythme cardiaque très régulier avec des durées de cycles peu variables et en bas un exemple de rythme cardiaque plus irrégulier avec un nombre important de cycles rejetés.

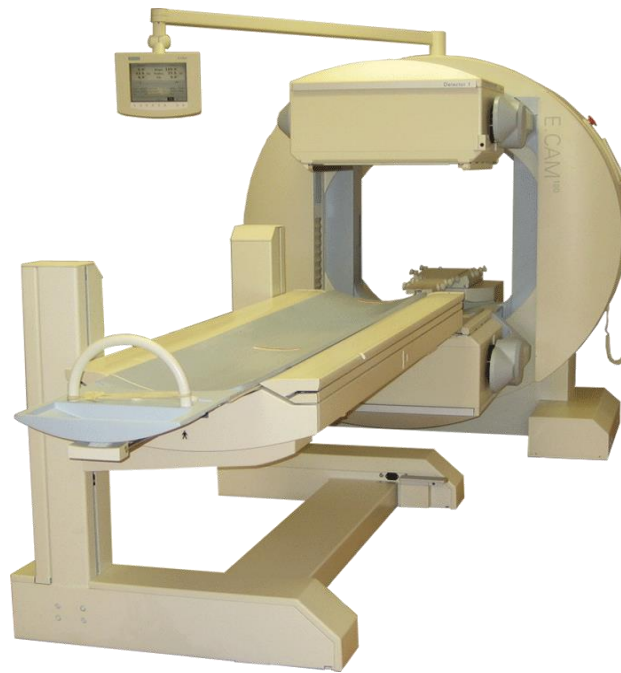


Figure 9 : Caméra E-CAM (caméra d'Anger utilisé dans le cadre de notre étude pour la réalisation des acquisitions planaires).

3.4 Principes généraux de traitement des examens 2D et 3D

Une fois les acquisitions enregistrées, on utilise généralement des algorithmes spécifiques afin d'effectuer le calcul de la FEVG.

En ventriculographie planaire sont utilisés des algorithmes basés sur la mesure d'activité (ou « count-based »). Les contours du VG sont délimités automatiquement par utilisation d'un seuil d'activité (figure 10). Toujours automatiquement, ils déduisent ensuite les volumes sanguins télé-diastolique et télé-systolique du ventricule à partir de l'activité mesurée dans la cavité au cours du cycle et de la courbe activité-temps qui en découle (Figure 11). Le bruit de fond n'étant pas nul, il sera pris en compte lors de ce calcul.

Des images d'amplitude et de phase sont également accessibles par analyse de Fourier (figures 12 et 13).

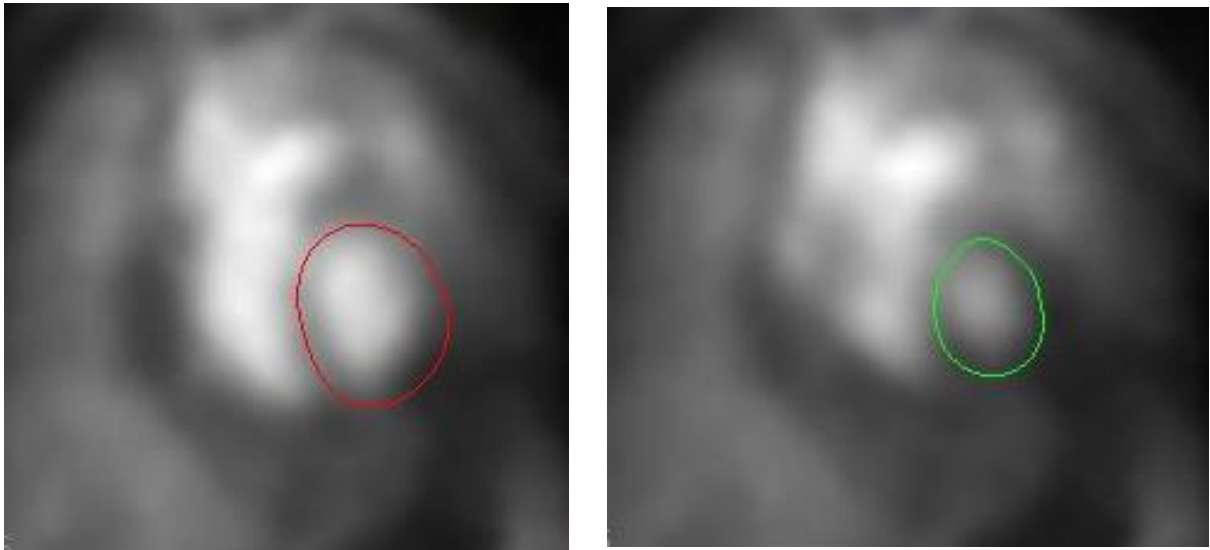


Figure 10 : Contours du ventricule gauche détectés automatiquement sur le logiciel MUGA à partir d'une acquisition planaire (à gauche en télé-diastole et à droite en télé-systole)

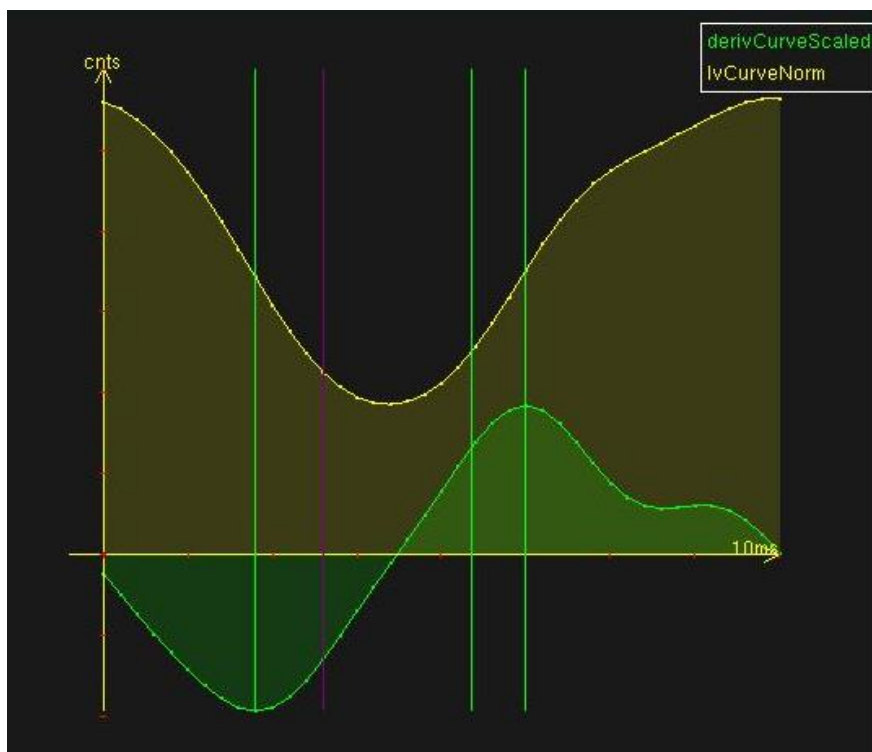


Figure 11 : Courbe activité-temps du ventricule gauche avec sa dérivée (Logiciel MUGA).

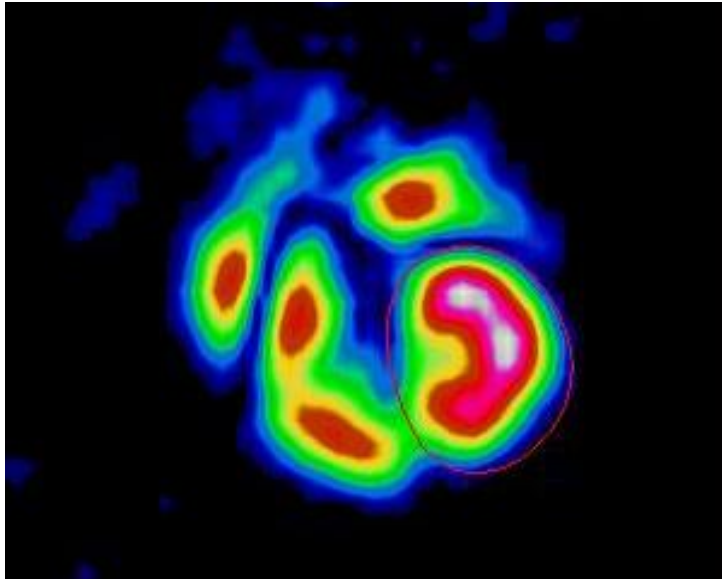


Figure 12 : Image d'amplitude, reflet de la variation maximale d'activité au cours du cycle cardiaque dans chaque pixel (Logiciel MUGA).

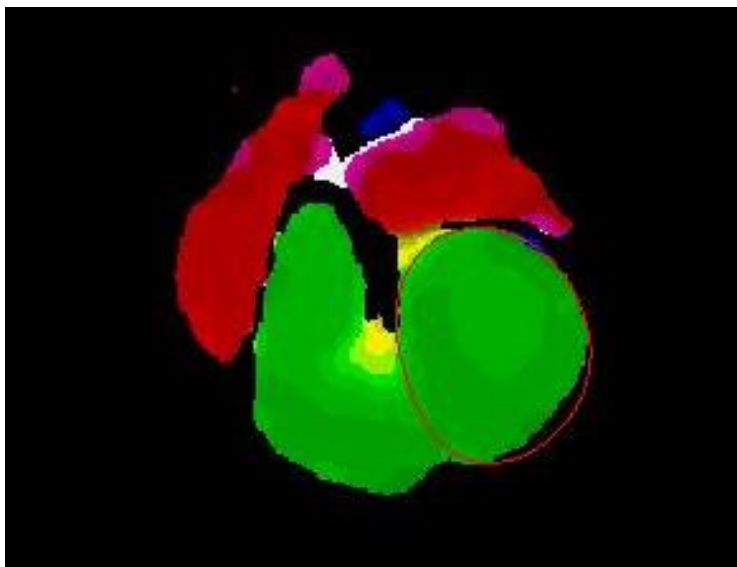


Figure 13 : image de phase. Les pixels de même couleur ont des moments de diminution d'activité synchrones (Logiciel MUGA).

En ventriculographie 3D, les algorithmes « count-based » sont utilisables mais il est également possible d'utiliser des algorithmes « surface-based ». Ces derniers sont basés sur la détection des contours du VG et l'utilisation d'un modèle géométrique (figure 14). Cependant ces modèles géométriques peuvent parfois être pris en défaut, notamment en cas de cardiopathie dilatée. De plus, ce sont les algorithmes « count-based » qui ont été les plus étudiés et les plus couramment utilisés dans les études récentes s'intéressant à la ventriculographie 3D. Enfin, les études comparant des algorithmes « surface-based » et « count-based » montrent que la corrélation avec la ventriculographie planaire est plutôt meilleure en utilisant des algorithmes « count-based » (7, 45, 48).

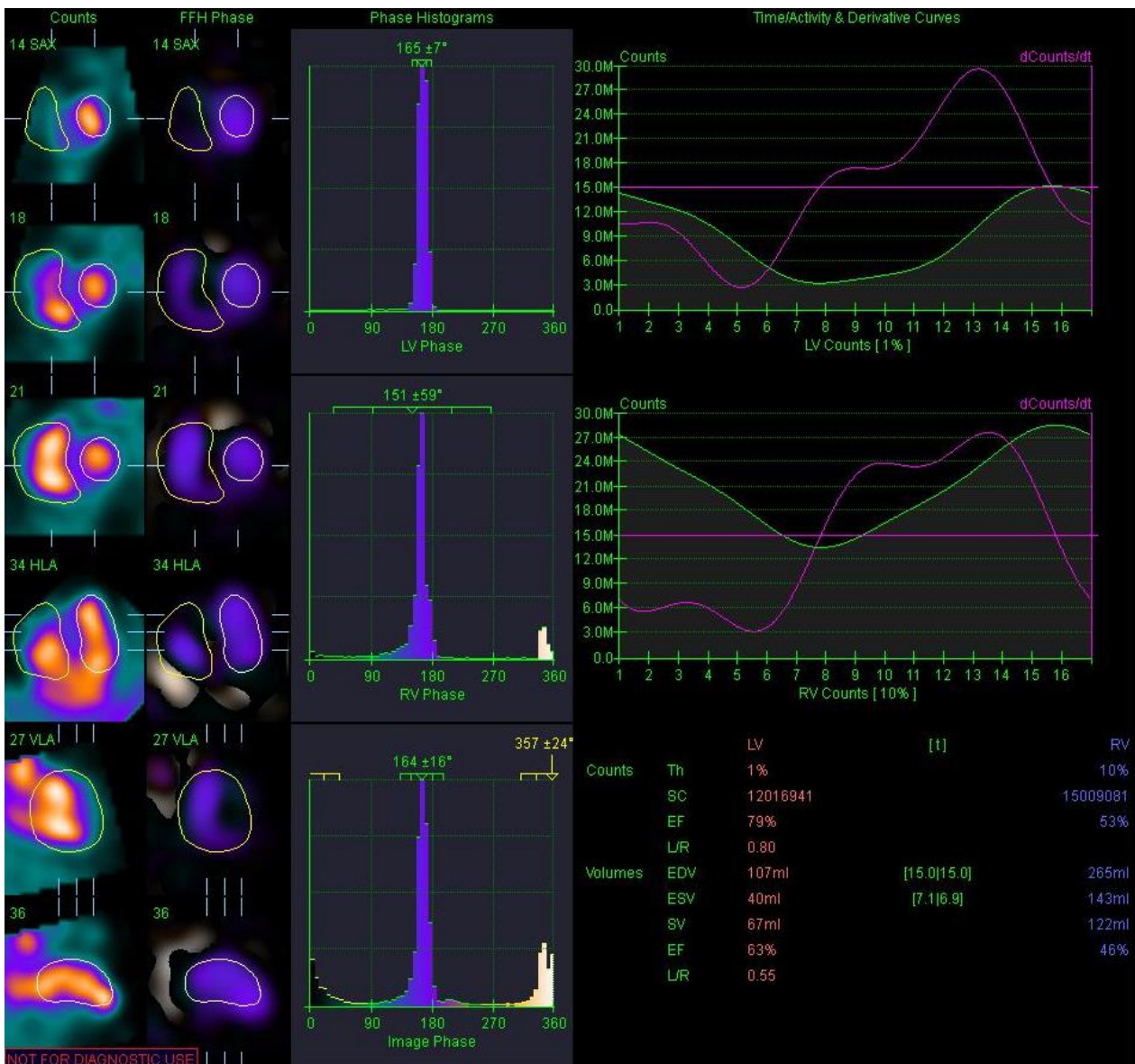


Figure 14 : Évaluation de l'algorithme « count-based » d'une ventriculographie 3D avec à gauche la délimitation des ventricules droit et gauche dans les différents axes du cœur et à droite les courbes activité-temps dont sont déduites les fractions d'éjection des ventricules droit et gauche (Logiciel QBS, Cedars Sinai)

4 Rappels généraux sur la radioprotection et l'exposition aux rayonnements ionisants

L'utilisation d'examens irradiants en imagerie médicale (radiologie ou médecine nucléaire) doit toujours répondre à deux principes : la justification et l'optimisation.

La justification implique que tout examen irradiant réalisé doit présenter un avantage médical direct suffisant au regard du risque.

L'optimisation se traduit par l'uniformisation des pratiques et par le principe « ALARA » (As Low As Reasonably Achievable) qui vise à réduire au maximum l'irradiation délivrée au patient lors d'un examen sans compromettre toutefois la qualité de l'information apportée par celui-ci.

Par ailleurs, l'augmentation en France ces dernières années, du nombre d'examens de scanographie et de médecine nucléaire pratiqués, ainsi que l'exposition moyenne d'origine médicale qui en découle justifie d'autant plus la recherche de nouveaux dispositifs visant à réduire la dose efficace délivrée lors d'un examen.

En effet d'après les rapports de l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), la dose efficace moyenne d'origine médicale était ainsi de 1,6 mSv en France par an et par habitant en 2015 contre 0,83 mSv/an en 2002. Cela représente environ 35% de la dose efficace moyenne totale reçue par an et par habitant (qui est de 4,5 mSv/an) et la quasi-totalité de l'irradiation d'origine artificielle de la population (figure 15).

De façon plus précise, il avait été estimé en 2002 que 56% de la population française n'avait eu aucune exposition médicale, que 38 % avait reçu moins de 1mSv, 8% entre 1 et 10 mSv et 5,2% de la population plus de 10mSv (49).

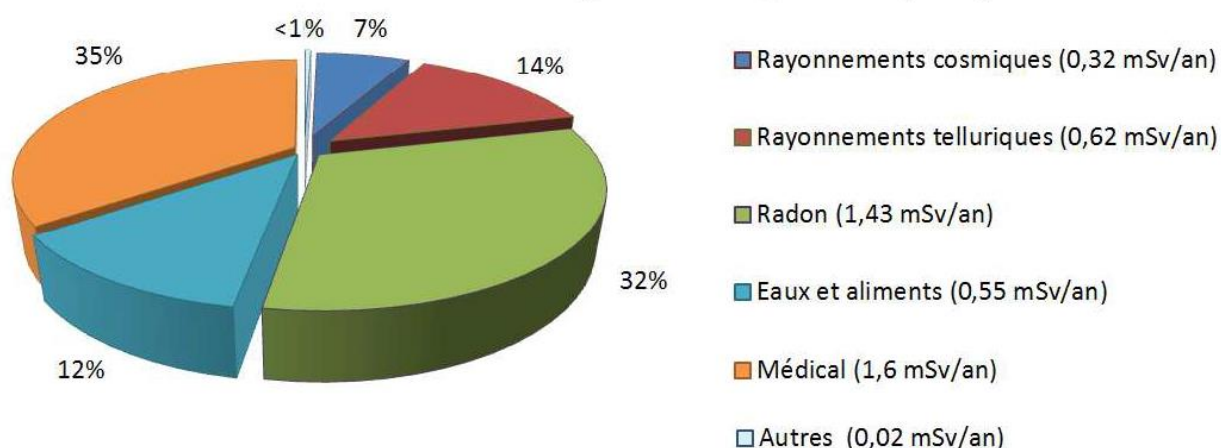


Figure 15 : Bilan de l'exposition moyenne de la population française en 2015 (extrait de « Exposition de la population française aux rayonnements ionisants » Rapport IRSN/2015-00001).

5 Étude Personnelle (article scientifique)

5.1 Objectif

Évaluer l'impact sur la mesure de la FEVG en ventriculographie isotopique sur caméra CZT D.SPECT d'une diminution de 70% de l'activité enregistrée en utilisant comme référence la FEVG mesurée en acquisitions planaires conventionnelles sur caméra d'Anger.

5.2 Matériel et méthodes

5.2.1 Design de l'étude

Notre étude est une étude monocentrique (service de Médecine Nucléaire, CHRU de Nancy) prospective, en ouvert, d'équivalence entre deux techniques diagnostiques. Elle a reçu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes qui a également validé le document d'information et le formulaire de consentement destinés aux patients. Elle a également reçu l'autorisation de l'Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé.

5.2.2 Population étudiée

Ont été inclus les patients :

- adressés dans le service de Médecine Nucléaire du CHRU de Nancy pour la mesure de la FEVG par ventriculographie isotopique dans le cadre d'un bilan de cardiomyopathie connue ou suspectée, ou d'une surveillance de chimiothérapie sur cœur initialement considéré comme sain,
- majeurs, sans tutelle et ayant compris et signé le formulaire de consentement éclairé,
- étant en dehors des situations d'urgence et avec un état clinique stable,
- affilié au régime de sécurité sociale,
- ayant eu un examen médical préalable.

Les critères de non inclusions étaient les suivants :

- patients ayant des troubles du rythme connus (extrasystoles auriculaires ou ventriculaires touchant plus de 20% des cycles cardiaques, fibrillation auriculaire),
- patients incapables de rester en décubitus strict pendant les périodes d'enregistrement des images,
- femmes enceintes ou allaitantes.

5.2.3 Réalisation des acquisitions

Les examens de ventriculographie isotopique ont été réalisés de manière conventionnelle avec un marquage in vivo des hématies (réalisé par injection de 1 mg de Pyrophosphate stannique (AngiocisTM) suivie 30 minutes plus tard par l'injection de 850 MBq de pertéchnétate (TECHNISCANTM)).

L'enregistrement était débuté 5 à 10 min plus tard en ventriculographie planaire bidimensionnelle sur caméra d'Anger (E-CAM Siemens, KNOXVILLE, TN, USA) et était suivi quelques minutes plus tard par un enregistrement 3D sur caméra CZT D.SPECT (figure 16)

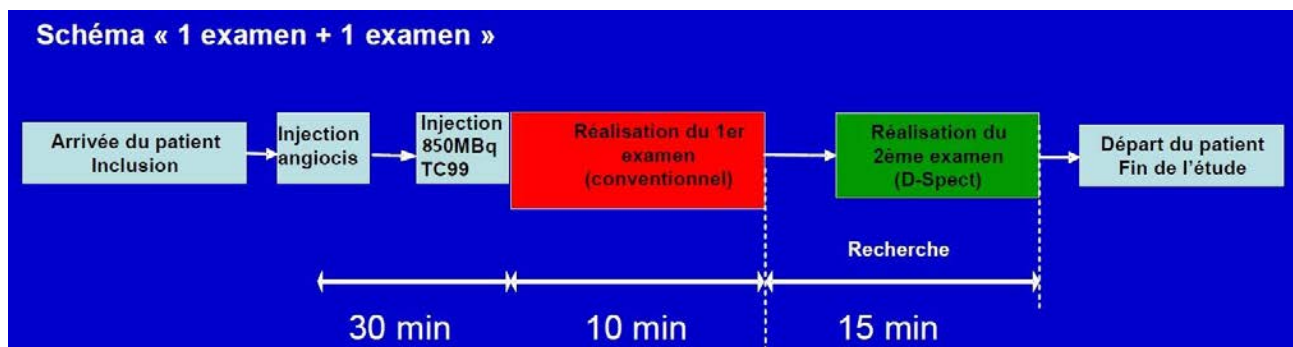


Figure 16 : Représentation schématique du déroulement de l'étude.

Les acquisitions planaires conventionnelles ont été réalisées en plaçant le patient en décubitus dorsal avec une incidence du détecteur en oblique antérieur gauche avec une matrice de 64x64 pixels, un zoom de 2.67. La condition d'arrêt était de 8000 kcoups enregistrés. Les acquisitions étaient synchronisées à l'ECG avec 16 phases et une fenêtre de largeur de 30% centrée sur la durée moyenne des cycles cardiaques. Les pixels étaient de 3,6 x 3,6 mm.

Les acquisitions 3D ont été réalisées en plaçant le patient en position assise en « inclinaison antérieure » (figure 17, (6)) avec une synchronisation à l'ECG sur 16 phases et avec une durée d'enregistrement fixée à 10 min.

Les images étaient ensuite reconstruites selon une méthode itérative avec 4 itérations, 32 sous-ensembles, un filtre kernel inter-itération de pondération 0.125, un filtre de normalisation à 80% et un filtre gaussien post-reconstruction de 5 mm. La condition d'arrêt était une durée d'acquisition de 10 min. Les voxels étaient de 4,92 x 4,92 x 4,92 mm³ sur les images reconstruites.



Figure 17 : Installation d'un patient en « inclinaison antérieure » sur la caméra D.SPECT.

5.2.4 Réalisation d'une diminution d'activité sur les acquisitions 3D

Afin de réaliser une réduction d'activité enregistrée de 70% sur les acquisitions 3D, chacune des projections enregistrées a été manuellement amputée a posteriori de 70% de sa durée d'acquisition à l'aide d'un logiciel spécifique développé par Spectrum Dynamics.

5.2.5 Contrôle qualité

Les histogrammes ventriculaires des durées des cycles cardiaques de l'ensemble des acquisitions planaires et volumiques ont été analysés afin de déterminer la qualité de la synchronisation à l'ECG lors de l'examen et la présence éventuelle d'irrégularités du rythme cardiaque (se traduisant alors par un grand nombre de cycles cardiaques rejetés).

5.2.6 Traitement des données

Les données 2D et 3D ont été traitées en utilisant des applications permettant un traitement entièrement automatisé. Un contrôle visuel des régions d'intérêt (ROI) a été toutefois réalisé suivi si nécessaire d'un retraçage manuel des ROI en cas d'inclusion de structures adjacentes comme l'oreillette gauche, le ventricule droit, l'aorte ascendante...

Les acquisitions 2D ont été traitées en utilisant l'application MUGA (Société Nicesoft, Paris, France) (figure 18), utilisée en pratique quotidienne dans le service de Médecine Nucléaire du CHRU de Nancy.

Les acquisitions 3D (avec ou sans réduction d'activité) ont été traitées avec l'application QBS (Cedars Sinai, Los Angeles, USA), déjà utilisée dans de nombreuses études sur la ventriculographie isotopique 3D (7, 45, 48, 50-55). Un algorithme basé sur la mesure d'activité (count-based) a été utilisé (figure 19). A noter que le logiciel QBS propose également une évaluation de la FEVG selon un algorithme « surface-based », qui ne sera pas pris en compte dans notre étude, l'algorithme « count-based » ayant déjà fait l'objet de plusieurs études avec une bonne corrélation avec la FEVG planaire (7, 45, 48).

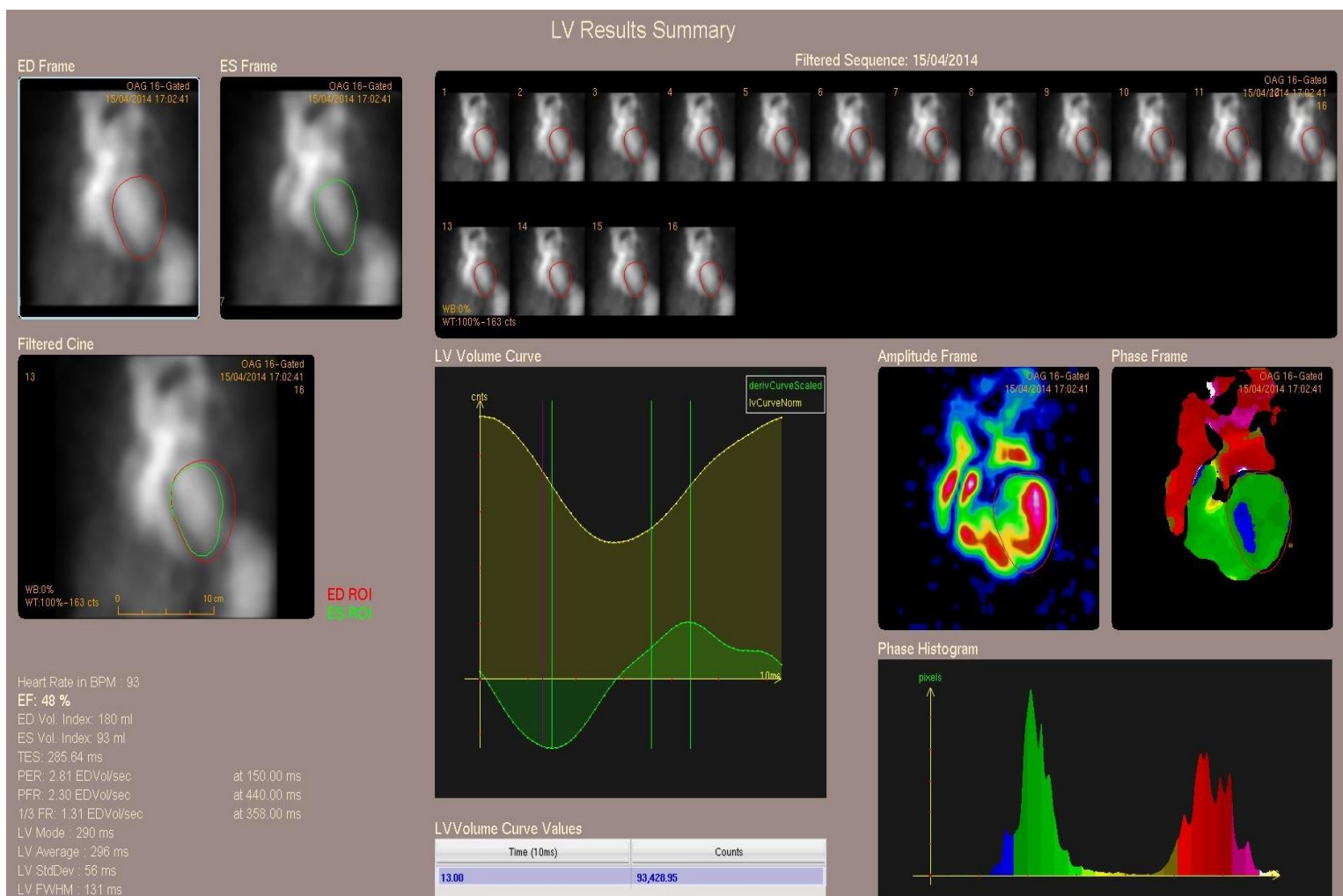


Figure 18 : Feuille de résultats d'une acquisition planaire conventionnelle obtenue avec le logiciel MUGA.

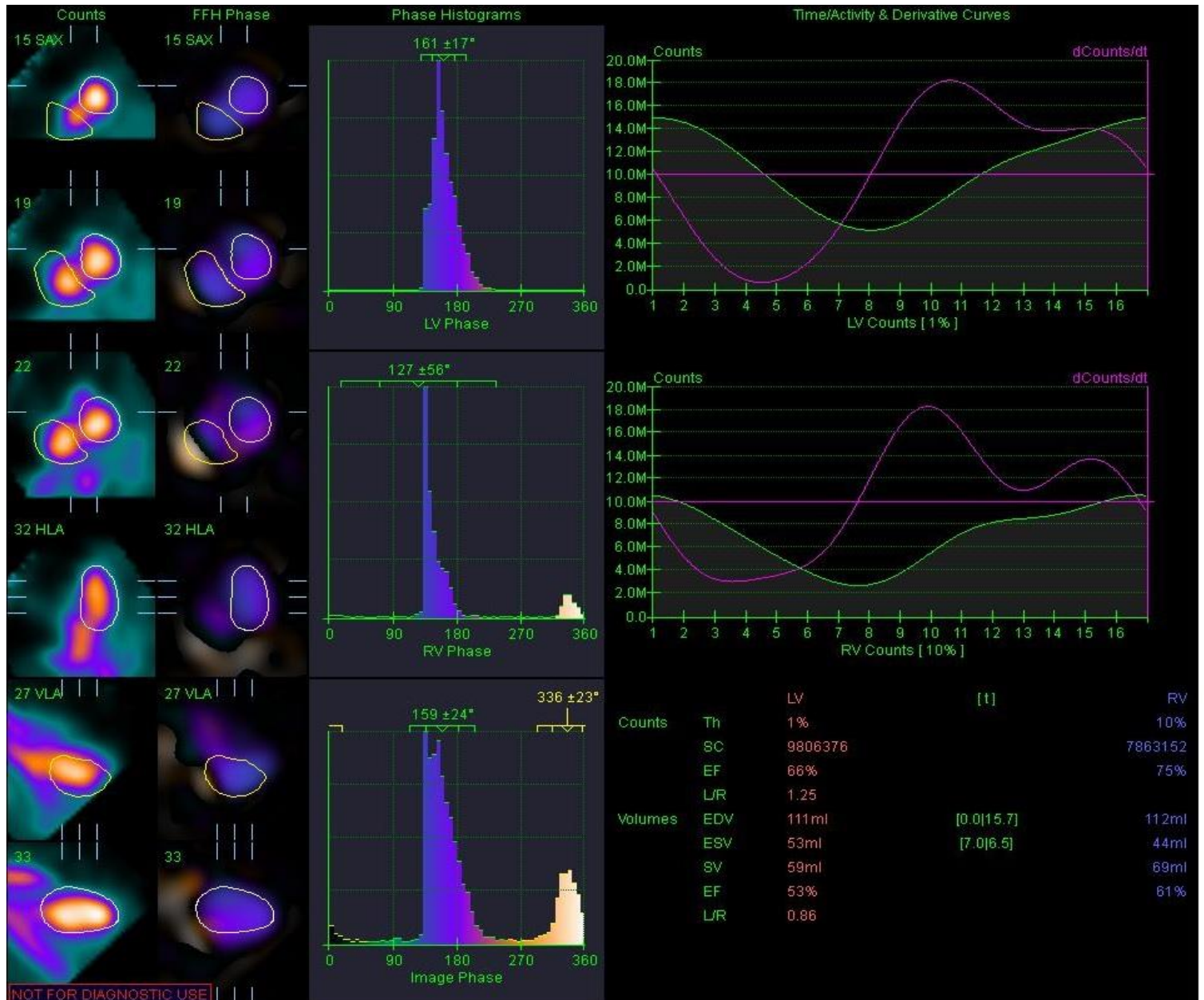


Figure 19 : Fenêtre de résultats d'une acquisition tomoscintigraphique sur caméra CZT avec le logiciel QBS.

5.2.7 Analyse Statistique

L'ensemble des données recueillies a été décrit par la moyenne et l'écart type pour les variables quantitatives et par l'effectif et le pourcentage pour les variables qualitatives.

Des tests de Student appariés ont été utilisés afin de comparer les valeurs moyennes de FEVG selon les différentes méthodes.

Des analyses de régression linéaire ont été réalisées entre les valeurs de FEVG obtenues en planaire sur caméra d'Anger et celles obtenue en 3D sur caméra à semi-conducteur avant et après réduction d'activité.

Une analyse de type « Bland Altman » a été réalisées dans la population totale afin d'analyser les différences de FEVG entre les différentes techniques en fonction du niveau de FEVG.

Enfin, la dose efficace corps entier reçue par les patients a été estimée en retenant la dose efficace décrite dans la littérature de 7,0 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ chez l'adulte (38).

5.3 Résultats

5.3.1 Présentation de la population

Quarante-neuf patients ont été inclus entre janvier 2014 et juin 2016 (tableau I).

Parmi eux, 80% étaient des femmes. La moyenne d'âge était de 54 ans (+/- 13 ans ; 18-74 ans). L'indice de masse corporelle (IMC) moyen est de 25,5 kg/m^2 (+/- 5,4 kg/m^2) avec 18% de patients obèses (BMI > 30 kg/m^2).

Sur les 49 patients, 42 étaient adressés dans le cadre d'une surveillance de chimiothérapie ou d'un bilan pré chimiothérapie (dont 36 suivis pour une néoplasie mammaire, 3 pour un sarcome, 1 pour un lymphome folliculaire, 1 pour une néoplasie urothéliale et 1 pour un neurofibrome).

Huit patients étaient adressés pour un bilan de cardiomyopathie connue ou suspectée (dont 4 suivis pour une cardiopathie ischémique, 1 pour une myocardite et 3 pour une cardiomyopathie dilatée).

A noter que l'un des 49 patients était adressé pour surveillance sous chimiothérapie dans un contexte de cardiomyopathie dilatée connue et ancienne.

Caractéristiques	
Age (années)	54 (+/- 13)
Femmes	39 (79,5%)
IMC (kg/m ²)	25,5 (+/- 5,4)
- obèses (IMC > 30)	9 (18%)
- surpoids (IMC entre 25 et 30)	13 (27%)
Tension artérielle (mmHg)	124 (+/- 17,8) / 65 (+/- 9,8)
Fréquence cardiaque (battements/min)	74 (+/- 12)
Cardiopathie connue	8 (16%)
Suivi ou bilan pré chimiothérapie	42 (86%)
- cancer du sein	36 (73,5%)
- autres cancers	6 (12,5%)

Tableau I : Caractéristiques de la population étudiée.

5.3.2 Caractéristiques et qualité des acquisitions réalisées

L'activité moyenne injectée, évaluée en fonction de l'activité de la seringue avant injection, était de 846 MBq (+/- 37), ce qui représentait une dose efficace moyenne corps entier estimée de 5,91 mSv (+/- 0.29).

Lors des acquisitions planaires, le nombre moyen de coups détectés dans l'ensemble du champ d'acquisition était de 0,656 (+/- 0,156) kilocoups par minute et par MBq injecté (kilocoups.min⁻¹.MBq⁻¹) pour une durée d'acquisition moyenne de 883 secondes (s) (+/- 236).

Lors des acquisitions tomoscintigraphiques, le nombre moyen de coups détectés dans l'ensemble du champ d'acquisition était de 2,895 (+/-0,648) kilocoups.min⁻¹.MBq⁻¹ pour une durée d'acquisition moyenne de 622 s (+/-16).

La grande majorité des patients présentait un rythme cardiaque régulier avec moins de 10% de cycles cardiaques rejetés lors des acquisitions planaires. Seuls 5 d'entre eux présentait un rythme cardiaque plus irrégulier (1 patient avec entre 10 et 20% de cycles rejetés et 4 patients avec entre 20 et 30% de cycles rejetés).

Caractéristiques	
Activité injectée (MBq)	846 (+/- 37)
Dose efficace estimée corps entier (mSv)	5,91 (+/- 0,29)
Acquisitions 2D :	
- coups détectés dans le champ d'acquisition (kilocoups.min ⁻¹ .MBq ⁻¹)	0,656 (+/- 0,156)
- durée des acquisitions (s)	883 (+/- 236)
Acquisitions 3D-100% :	
- coups détectés dans le champ d'acquisition (kilocoups.min ⁻¹ .MBq ⁻¹)	2,895 (+/- 0,648)
- durée des acquisitions (s)	622 (+/-16)

Tableau II : Caractéristiques des acquisitions réalisées.

5.3.3 Résultats des FEVG planaires

La valeur moyenne de FEVG avec les acquisitions planaires 2D de référence (2D Anger) était de 62,7 % (+/- 11,1 %) avec des valeurs extrêmes allant de 27 à 79%.

Parmi les 49 patients inclus, seuls 7 (14%) présentaient une FEVG abaissée inférieure à la normale (c'est-à-dire inférieure à 50%) dont un seul avec une FEVG sévèrement altérée (inférieure à 35%). Six de ces 7 patients appartenaient au groupe des patients avec une cardiomyopathie connue et un seul était adressé pour une surveillance sous chimiothérapie sans antécédent cardiaque connu (sa FEVG étant à la limite de la normale mesurée à 49%).

Enfin cinq examens planaires ont nécessité un retraitement manuel après contrôle visuel des régions d'intérêt.

5.3.4 Résultats des acquisitions 3D

La valeur moyenne de FEVG sur les acquisitions 3D sans réduction d'activité (3D-100%) était de 66.8 % (+/- 14.3) avec des valeurs extrêmes allant de 26 à 91%, ces valeurs étant significativement plus élevées ($p < 0.001$) que celles mesurées sur les acquisitions 2D (figure 20).

Après traitement et réalisation d'une réduction d'activité de 70% (acquisitions 3D-30%), la valeur moyenne de FEVG était de 66.3 % (+/- 15.7 %) avec des valeurs extrêmes allant de 23 à 97%. Ces valeurs n'étaient pas significativement différentes de celles mesurées en 3D-100% ($p > 0.05$), mais elles étaient aussi significativement plus élevées que sur les acquisitions planaires ($p < 0.01$) (figure 20).

Enfin, trois examens tomoscintigraphiques ont nécessité un retraitement manuel des régions d'intérêt après contrôle visuel, à la fois avant et après réalisation de la réduction d'activité.

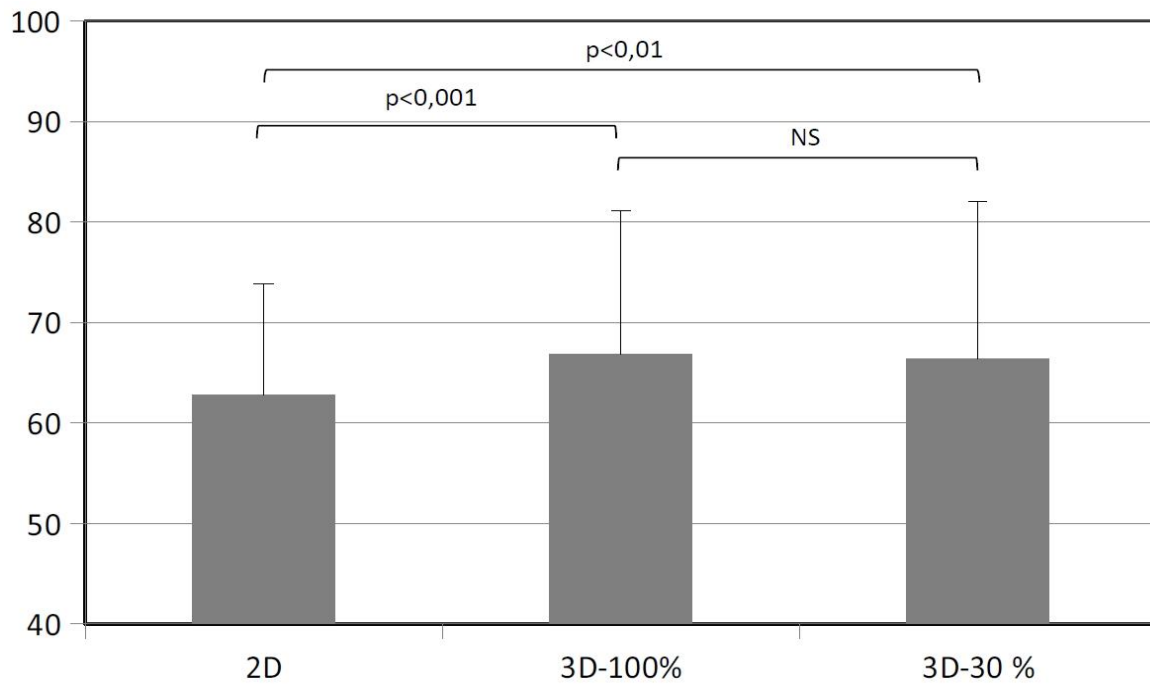


Figure 20 : Comparaison des FEVG mesurées sur les acquisitions 2D (2D) et sur les acquisitions 3D sans réduction d'activité (3D-100%) et avec réduction d'activité (3D-30%).

5.3.5 Corrélation entre les acquisitions 2D et les acquisitions 3D sans et avec réduction d'activité

Comme cela est détaillé en figure 21, une bonne corrélation était retrouvée entre les valeurs de FEVG planaires et celles obtenues sur les acquisitions 3D-100% ($r^2 = 0,73$).

Cette corrélation était quasiment identique une fois les activités des examens 3D diminuées artificiellement de 70% ($r^2 = 0,70$).

Enfin cette corrélation pour les mesures de FEVG était excellente entre les acquisitions 3D-100% et les acquisitions 3D-30% ($r^2 = 0,94$).

Comme cela est présenté en figure 22, la méthode graphique de Bland Altman montrait une bonne concordance des acquisitions 3D-100% ou 3D-30% avec la méthode de référence planaire pour la mesure de la FEVG. On notait toutefois une tendance à la majoration de la différence entre FEVG planaires et FEVG 3D chez les patients ayant des valeurs de FEVG les plus élevées, cette tendance semblant tout aussi marquée avec les acquisitions 3D-30% qu'avec les acquisitions 3D-100%.

Il existait également une bonne concordance des acquisitions 3D-30% avec les acquisitions 3D-100%, avec de faibles différences qui était faiblement influencées par la valeur de la FEVG (tendance à des valeurs plus faibles de FEVG en 3D-30% pour les FEVG les plus basses).

La différence moyenne de FEVG entre les acquisitions 3D-100% et les acquisitions planaires était de 4,1 points (+/-7,5) et de 3,8 points (+/- 8,7) entre les acquisitions planaires et les acquisitions 3D-30%. Elle était de 0.47 point (+/- 3.86) entre les acquisitions 3D-100% et les acquisitions 3D-30%

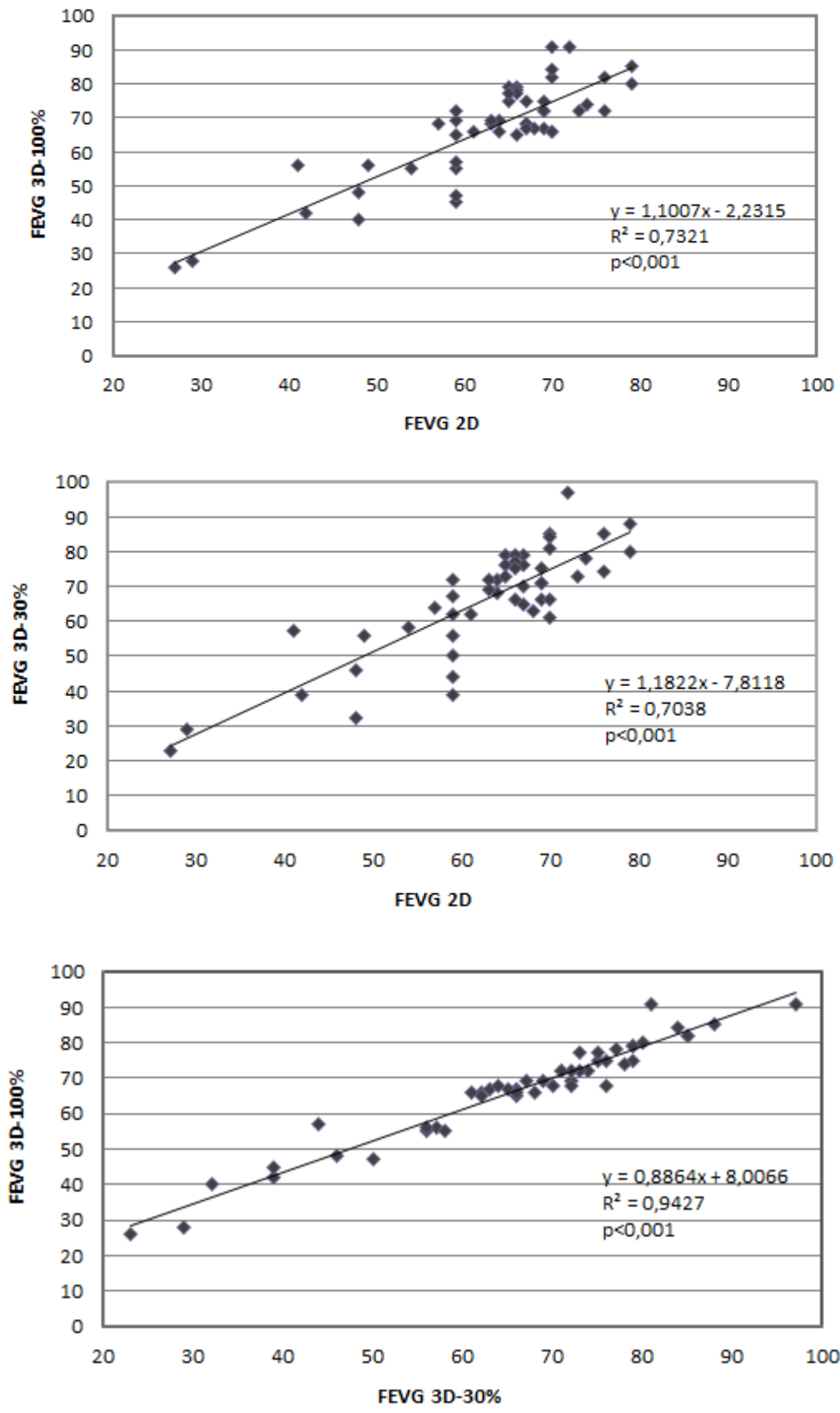


Figure 21 : Relations linéaires entre les valeurs de FEVG obtenues avec la méthode de référence planaire (2D) et avec la caméra D.SPECT sans (3D-100%) et avec réduction d'activité (3D-30%).

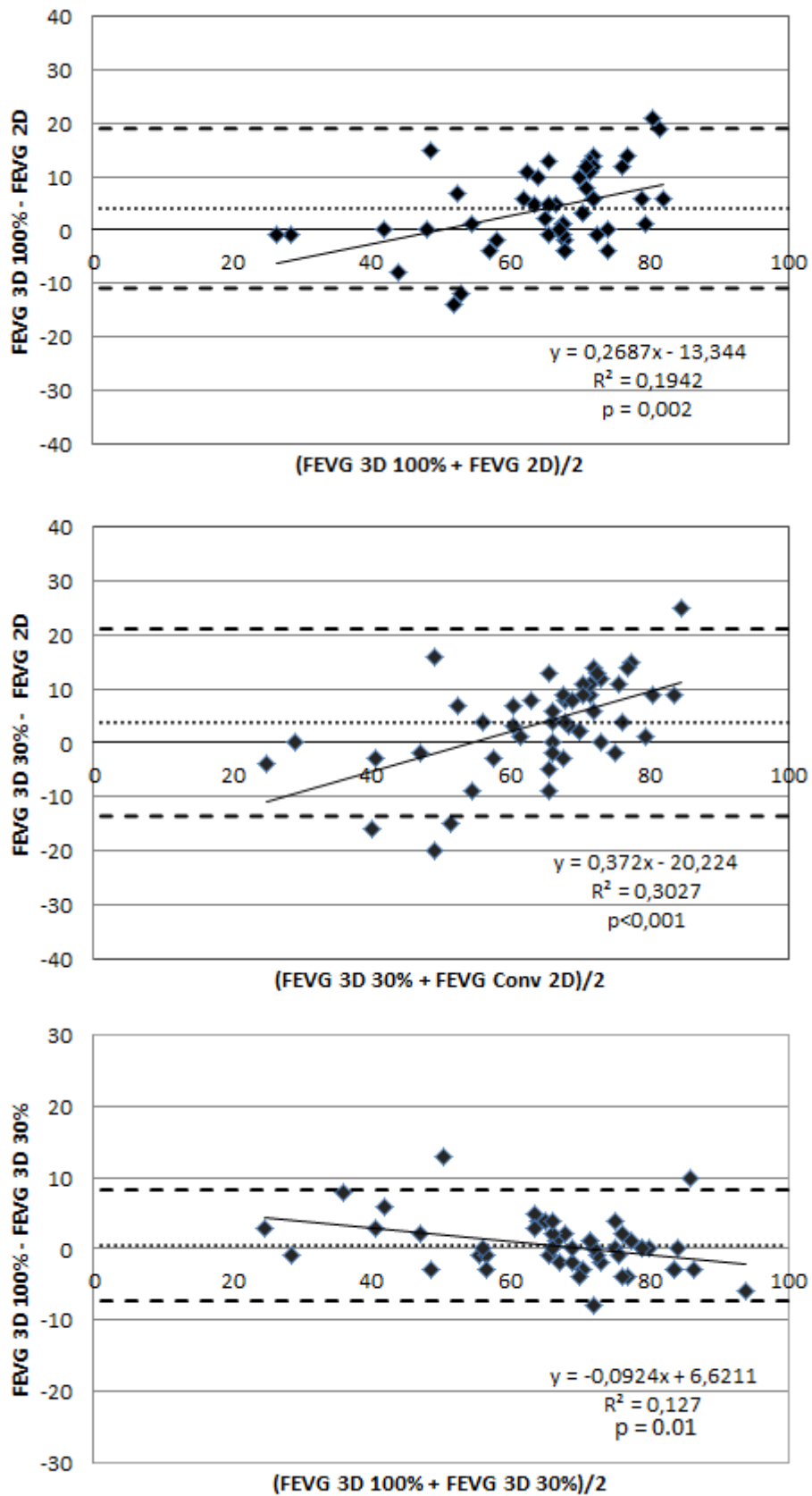


Figure 22 : Graphiques de Bland Altman étudiant les différences des mesures de FEVG entre les acquisitions planaires, les acquisitions 3D sans réduction d'activité et les acquisitions 3 D avec réduction d'activité.

5.4 Discussion

De nombreuses études ont déjà comparé la corrélation entre les mesures de FEVG obtenues par des acquisitions de ventriculographies planaires et par des acquisitions 3D réalisées chez un même patient sur des caméras d'Anger, avec des coefficients de corrélation r^2 pouvant aller de 0.48 à 0.77 (17, 50).

Plus récemment, quelques études ont analysé la corrélation entre des acquisitions planaires sur caméra d'Anger et des acquisitions 3D réalisées avec des caméras à semi-conducteurs, mais toutes avaient utilisé la caméra CZT Discovery (GE) et aucune la caméra D.SPECT comme dans notre étude. Ces études ont aussi été réalisées après une injection unique de radiotracteur (qui correspondait à l'activité habituellement injectée en ventriculographie planaire conventionnelle) et avec des acquisitions planaires conventionnelles et 3D-CZT réalisées consécutivement.

L'une publiée en 2013 par Wells et al. avait inclus 48 patients et trouvait un coefficient de corrélation r^2 de 0,88 entre les acquisitions planaires sur caméra d'Anger et des acquisitions SPECT sur caméra CZT reprojétées en planaire (16). La différence moyenne entre les acquisitions planaires sur caméra d'Anger et les acquisitions sur caméra CZT reprojétées était de 0,4% (+/- 4,4%).

Une autre étude publiée en 2014 par Jensen et al. avait inclus 82 patients (dont 8 avec une altération connue de la FEVG) et avait comparé les résultats des acquisitions 3D-CZT avec ceux des acquisitions planaires conventionnelles mais aussi avec ceux des acquisitions 3D sur caméra d'Anger. Les valeurs moyennes de FEVG étaient de 59,1% (+/- 7,8) pour les acquisitions planaires conventionnelles, 65,3% pour les acquisitions 3D sur caméra d'Anger et de 59,1% (+/- 10,0%) pour les acquisitions 3D sur caméra CZT. Le coefficient de corrélation r^2 mis en évidence était de 0.55 entre les acquisitions planaires et les acquisitions 3D sur caméra CZT (17).

Certaines de ces études se sont intéressées directement à la possibilité d'une réduction des activités injectées au patient grâce aux caméras CZT.

Duvall et al. a publié en août 2015 une étude comparant la corrélation et le nombre de coups enregistrés dans l'aire cardiaque pour des acquisitions SPECT de 1, 2, 3, 4 et 5 minutes sur caméra CZT et avec une acquisition planaire sur caméra d'Anger. Le ratio entre le nombre de coups détectés sur caméra d'Anger en planaire et celui sur caméra CZT était de 1:2.7 dans l'ensemble du champ d'acquisition et de 1:4.8 dans l'aire cardiaque. La valeur moyenne de FEVG était de 54% (+/- 16%) pour les acquisitions planaires conventionnelles et était plus élevée sur les acquisitions 3D obtenues sur caméra CZT de 8,6% (+/- 10,7%) à 1 min, 3,5% (7,6 %) à 2 minutes, 2,9% (+/- 8,5%) à 3 minutes, 2,5% (+/-7,0%) à 4 minutes et 1,1% (+/-6,2%) à 5 minutes. Les coefficients de corrélation r^2 étaient de 0,55 à 1 minute, 0,77 à 2 minutes, 0,71 à 3 minutes, 0,79 à 4minutes et 0,86 à 5 minutes. Les auteurs ont conclu à la possibilité de réduire de 50% l'activité injectée en réalisant des acquisitions de 5 min sur caméra CZT (55).

Enfin une étude publiée très récemment par Chen et al. en juin 2016 incluait 48 patients dont 22 dans le cadre d'un bilan de pré transplantation cardiaque et cette étude mettait en évidence un coefficient de corrélation r^2 de 0,87 entre les acquisitions planaires conventionnelles et les acquisitions 3D-CZT de 8 min avec des valeurs moyennes de FEVG de 55,7 % (+/- 22,7%) et 54,3% (+/-24,6%) respectivement(15). Les valeurs de FEVG sur caméra CZT après 1, 2, 3, 4, 5, 6 et 8 min étaient également comparées, sans qu'il ne soit mis en évidence de différence significative (15).

Notre étude prospective a permis dans un premier temps de confirmer la corrélation élevée qui existe entre la ventriculographie isotopique 3D sur caméra à semi-conducteurs et la ventriculographie isotopique planaire sur caméra d'Anger qui constituait jusqu'à présent la méthode de référence dans le domaine. Nos résultats sont en effet globalement concordants avec ceux décrits dans la littérature et rappelés ci-dessus.

Nous avons ensuite étudié l'effet sur cette corrélation et sur la qualité des acquisitions d'une diminution artificielle d'activité de 70% dans les volumes reconstruits.

Les résultats obtenus après l'application de cette diminution d'activité de 70% sur les acquisitions volumiques ont montré que le coefficient de corrélation r^2 avec les acquisitions planaires restait élevé et quasiment identique malgré cette diminution.

Il a néanmoins été observé une surestimation significative de la FEVG sur les acquisitions 3D par rapport aux acquisitions planaires. En outre, les analyses de Bland Altman ont montré que cette surestimation avait tendance à se majorer chez les patients ayant des chiffres de FEVG élevés en planaire. Cette surestimation avait déjà été observée dans des études précédentes avec des acquisitions tomoscintigraphiques réalisées sur caméra d'Anger (7, 17, 51). Elle n'avait en revanche pas été observée ou était moins importante dans les études décrites précédemment comparant des acquisitions planaires conventionnelles et des acquisitions 3D sur caméra CZT (15, 17, 55).

Cela pourrait s'expliquer par une insuffisance de résolution spatiale et des effets de volume partiel sur nos acquisitions, entraînant une sous-estimation du volume ventriculaire qui serait encore plus marqué en télé-systole qu'en télé-diastole. En effet, les études décrites précédemment sur caméra CZT ont toutes été réalisées sur une caméra Discovery NM 530c (General Electric, Haïfa, Israël) qui présente une moins bonne sensibilité de détection que la caméra D.SPECT mais a en revanche une meilleure résolution spatiale (5).

La modification de certains paramètres serait probablement susceptible de diminuer cette surestimation en améliorant la résolution spatiale (diminution de la taille des voxels, augmentation du nombre d'itérations...) mais ceci reste à démontrer dans des analyses complémentaires.

5.5 Limites de l'étude et perspectives

Limites de l'étude

La principale limite de l'étude réside dans le faible nombre de patients présentant une FEVG inférieure à 50%. Ils ne sont en effet que 6 (12% de l'effectif total) dont un seul présentait une FEVG sévèrement altérée inférieure à 35%. Les coefficients de corrélation calculés ne reflètent donc probablement pas la réalité de l'ensemble des patients. Le coefficient de corrélation r^2 aurait probablement pu être plus élevé si la proportion de patients avec une FEVG basse était plus importante. A noter aussi que notre étude montre que pour les quelques patients ayant les FEVG les plus basses, la réduction de 70% d'activité semble s'accompagner d'un certain degré de diminution de la FEVG, mais ceci reste à démontrer sur des effectifs plus importants.

Enfin, la reproductibilité des acquisitions de ventriculographie 3D sur caméra CZT et les variabilités inter- et intra-observateurs des mesures de FEVG n'ont pas été directement étudiées dans notre travail alors qu'elles constituaient les principaux avantages de la ventriculographie planaire conventionnelle par rapport aux autres techniques de mesures de la FEVG, notamment l'échographie.

Néanmoins, sur les 49 examens tomoscintigraphiques de notre étude ayant été traités automatiquement avec le logiciel QBS, seulement 3 ont nécessité d'être traités manuellement. Cela laisse donc supposer d'une faible variabilité inter et intra observateur.

Les variabilités inter ou intra-observateur de la mesure de la FEVG sur caméra CZT ont déjà été étudiées dans la littérature dans les études de Jansen et al., de Wells et al et de Chen et al. (15-17).

Dans l'étude de Jansen et al., les acquisitions planaires conventionnelles, 3D-CZT et 3D sur caméra d'Anger étaient réinterprétées à deux reprises par deux observateurs différents avec le logiciel QBS. La variabilité intra-observateur moyenne était de 2,6% pour les FEVG mesurées sur caméra CZT, de 3,4% sur les tomoscintigraphies enregistrées en caméra d'Anger et de 3,1% sur les scintigraphies enregistrées en planaire en caméra d'Anger. Pour la variabilité inter-observateur les valeurs correspondantes étaient de 3,3%, 4,9% et 4,8% respectivement.

Dans l'étude de Wells et al., les acquisitions planaires conventionnelles et 3D-CZT étaient interprétées par deux opérateurs. Les coefficients de corrélation r^2 étaient de 0,92 et 0,94 entre les FEVG mesurées par les deux opérateurs sur caméra CZT et sur caméra d'Anger respectivement.

Enfin, dans l'étude de Chen et al., les acquisitions planaires conventionnelles et celles enregistrées sur caméra CZT étaient interprétées à deux reprises par deux observateurs différents avec une bonne corrélation inter et intra observateur pour les mesures de FEVG obtenues avec les acquisitions 3D (coefficient de corrélation r^2 à 0,85 et 0,96 respectivement).

La reproductibilité des acquisitions entre deux enregistrements différents n'a été que peu étudiée sur caméras CZT. Dans l'étude de Duvall et al., 23 patients avaient réalisé le même jour une seconde acquisition 3D sur caméra CZT et il avait été mis en évidence un coefficient de corrélation r^2 de 0,94 entre les mesures de FEVG obtenues lors des deux acquisitions 3D (55).

Perspectives

Nous avons décidé d'étudier l'effet d'une diminution d'activité de 70% sur les acquisitions 3D sur caméra CZT D.SPECT en nous basant sur les résultats précédemment obtenus en scintigraphie myocardique où l'utilisation de la D.SPECT avait permis de diviser par trois les activités injectées au patient. Nous avons fait l'hypothèse qu'il en serait de même en ventriculographie isotopique. Or, nous avons mis en évidence dans notre travail que la corrélation entre acquisitions planaires et acquisitions 3D sur caméra CZT reste quasi inchangée après une diminution d'activité de 70% dans les volumes reconstruits. Ce résultat est d'autant plus appréciable que près de la moitié des patients (45%) inclus dans l'étude avaient un IMC supérieur à 25. Une baisse d'activité supplémentaire est donc envisageable et il serait intéressant d'étudier l'effet de diminutions d'activités plus importantes, de l'ordre notamment de 80 ou 90% de l'activité injectée.

L'application réelle en pratique quotidienne et non plus artificielle de cette diminution d'activité injectée aurait pour conséquence directe de réduire d'autant la dose efficace délivrée au patient pour la réalisation de l'examen.

Nous rappelons que lors d'un marquage in vivo d'hématies au ^{99m}Tc , la dose efficace corps entier est de 7,0 $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ chez adulte (38). Cela signifie donc que pour une ventriculographie isotopique planaire conventionnelle avec 850 MBq injectés comme dans notre étude, la dose efficace est de 5,9 mSv environ chez l'adulte. Avec une baisse de 70% d'activité injectée (soit 255 MBq injectés), elle ne serait plus que de 1,8 mSv.

Dans ce contexte, une réduction des durées d'acquisition est également envisageable. Le compromis entre activité injectée et durée d'acquisition est en effet une donnée essentielle en Médecine Nucléaire. L'utilisation de la D.SPECT permettrait alors d'ajuster plus facilement l'activité injectée et le temps d'acquisition en fonction de l'état général du patient et de sa possibilité à se maintenir immobile pendant la durée de l'examen.

Par ailleurs, comme précisé précédemment, en raison du faible nombre de patients ayant une FEVG altérée sur les acquisitions planaires, il n'a pas pu être effectué d'analyse spécifique dans ce sous-groupe. L'inclusion de davantage de patients avec une cardiopathie connue (et avec surtout une FEVG altérée) pourrait permettre d'étudier plus spécifiquement la corrélation entre acquisitions planaires et 3D dans cette sous population ainsi que l'impact d'une diminution d'activité.

Il serait également utile d'étudier l'impact de la modification de certains paramètres de résolution spatiale (taille des voxels, nombres d'itérations, modification des filtres) afin d'essayer de limiter la surestimation de la FEVG observée sur les acquisitions 3D et d'améliorer ainsi leur corrélation avec les mesures obtenues avec les acquisitions planaires conventionnelles, notamment en cas de valeurs élevées de FEVG.

En attendant, une prise en compte de cette surestimation semble nécessaire dans l'interprétation des examens de ventriculographie isotopique 3D, en particulier chez les patients avec valeurs élevées de FEVG.

Enfin, l'utilisation d'acquisitions volumiques est susceptible d'apporter des informations supplémentaires sur les volumes cavitaires et sur d'autres paramètres systoliques et diastoliques comme le synchronisme de contraction, les amplitudes segmentaires... Elle apporterait aussi l'avantage de pouvoir étudier de façon simultanée les fonctions ventriculaire droite et gauche en une seule acquisition. L'ensemble de ces paramètres n'a pas été étudié dans notre travail et il serait également intéressant aussi d'étudier l'impact de la réduction d'activité injectée.

5.5 Conclusion

Notre étude a donc permis de montrer que l'utilisation de la caméra à semi-conducteurs D.SPECT pourrait permettre de diviser par un facteur d'au moins trois l'activité injectée au patient lors de la mesure de la FEVG par ventriculographie isotopique. Cette étude a confirmé la bonne corrélation qui existe entre les FEVG mesurées sur ventriculographie isotopique planaire et sur ventriculographie 3D en caméra CZT et ceci, même après réduction de 70% de l'activité enregistrée.

Avec cette diminution, la dose efficace corps entier lors de l'examen ne serait alors que de 1,8 mSv chez l'adulte.

La réduction des doses délivrées aux patients représente un enjeu particulièrement important en terme de dosimétrie dans le contexte actuel d'autant plus que d'autres techniques non irradiantes (arrivée des techniques d'échographie 3D) permettent d'obtenir des valeurs de FEVG, paramètre couramment utilisé dans le suivi de certains patients.

Enfin, l'approvisionnement des services de médecine nucléaire en générateurs de ^{99m}Tc dépend principalement de quelques réacteurs nucléaires (dont certains ont plusieurs décennies), la réduction des activités injectées représente donc un enjeu non négligeable de ce point de vue.

Bibliographie

1. Wackers FJ, Berger HJ, Johnstone DE, Goldman L, Reduto LA, Langou RA, Gottschalk A, Zaret BL. Multiple gated cardiac blood pool imaging for left ventricular ejection fraction: validation of the technique and assessment of variability. *Am J Cardiol.* 1979 Jun;43(6):1159-66.
2. Mitra D, Basu S. Equilibrium radionuclide angiocardiology: Its usefulness in current practice and potential future applications. *World J Radiol.* 2012 Oct 28;4(10):421-30.
3. B. Songy. Nouvelles caméras cardiaques à semi-conducteur cadmium–zinc–telluride (CZT) et scintigraphies myocardiques au thallium 201. *Médecine Nucléaire* 34 (2010) 473–479.
4. Erlandsson K, Kacperski K, van Gramberg D, Hutton BF. Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol.* 2009 May 7;54(9):2635-49
5. Imbert L, Poussier S, Franken PR, Songy B, Verger A, Morel O, Wolf D, Noel A, Karcher G, Marie PY. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. *J Nucl Med.* 2012 Dec;53(12):1897-903.
6. Perrin M, Djaballah W, Moulin F, Claudin M, Veran N, Imbert L, Poussier S, Morel O, Besseau C, Verger A, Boutley H, Karcher G, Marie PY. Stress-first protocol for myocardial perfusion SPECT imaging with semiconductor cameras: high diagnostic performances with significant reduction in patient radiation doses. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2015 Jun;42(7):1004-11.
7. Massardo T, Jaimovich R, Lavados H, Gutiérrez D, Rodríguez JC, Saavedra JM, Alay R, Gatica H. Comparison of radionuclide ventriculography using SPECT and planar techniques in different cardiac conditions. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2007 Nov;34(11):1735-46.
8. Groch MW, DePuey EG, Belzberg AC, Erwin WD, Kamran M, Barnett CA, Hendel RC, Spies SM, Ali A, Marshall RC. Planar imaging versus gated blood-pool SPECT for the assessment of ventricular performance: a multicenter study. *J Nucl Med.* 2001 Dec;42(12):1773-9.
9. Higuchi T, Taki J, Nakajima K, Kinuya S, Ikeda M, Namura M, Tonami N. Evaluation of left and right ventricular functional parameters with automatic edge detection program of ECG gated blood SPECT. *Nucl Med Commun.* 2003 May;24(5):559-63.

10. Wright GA, Thackray S, Howey S, Cleland JG. Left ventricular ejection fraction and volumes from gated blood-pool SPECT: comparison with planar gated blood-pool imaging and assessment of repeatability in patients with heart failure. *J Nucl Med*. 2003 Apr;44(4):494-8.
11. Daou D, Harel F, Helal BO, Fourme T, Colin P, Lebtahi R, Mariano-Goulart D, Faraggi M, Slama M, Le Guludec D. Electrocardiographically gated blood-pool SPECT and left ventricular function: comparative value of 3 methods for ejection fraction and volume estimation. *J Nucl Med*. 2001 Jul;42(7):1043-9.
12. Van Kriekinge SD, Berman DS, Germano G. Automatic quantification of left ventricular ejection fraction from gated blood pool SPECT. *J Nucl Cardiol*. 1999 Sep-Oct;6(5):498-506.
13. Martin RJ, Santiago B. Left Ventricular Function Parameters in a Hispanic Population: Comparison of Planar & Tomographic Radionuclide Ventriculography (MUGA). *P R Health Sci J*. 2015 Sep;34(3):155-8.
14. Raja S, Mittal BR, Santhosh S, Bhattacharya A, Rohit MK. Comparison of LVEF assessed by 2D echocardiography, gated blood pool SPECT, 99mTc tetrofosmin gated SPECT, and 18F-FDG gated PET with ERNV in patients with CAD and severe LV dysfunction. *Nucl Med Commun*. 2014 Nov;35(11):1156-61.
15. Chen YC, Ko CL, Yen RF, Lo MF, Huang YH, Hsu PY, Wu YW, Cheng MF. Comparison of biventricular ejection fractions using cadmium-zinc-telluride SPECT and planar equilibrium radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol*. 2016 Jun;23(3):348-61.
16. Wells RG, Marvin B, Kovalski G, Ruddy TD. Planar radionuclide angiography with a dedicated cardiac SPECT camera. *J Nucl Cardiol*. 2013 Jun;20(3):358-66.
17. Jensen MM, Schmidt U, Huang C, Zerahn B. Gated tomographic radionuclide angiography using cadmium-zinc-telluride detector gamma camera; comparison to traditional gamma cameras. *J Nucl Cardiol*. 2014 Apr;21(2):384-96.
18. Chen J, Boogers MJ, Bax JJ, Soman P, Garcia EV. The use of nuclear imaging for cardiac resynchronization therapy. *Curr Cardiol Rep*. 2010 Mar;12(2):185-91.

19. Jessup M, Abraham WT, Casey DE, Feldman AM, Francis GS, Ganiats TG, Konstam MA, Mancini DM, Rahko PS, Silver MA, Stevenson LW, Yancy CW. 2009 focused update: ACCF/AHA Guidelines for the Diagnosis and Management of Heart Failure in Adults: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines: developed in collaboration with the International Society for Heart and Lung Transplantation. *Circulation* 2009; 119: 1977-2016.
20. Rijnierse MT, van der Lingen AL, Weiland MT, de Haan S, Nijveldt R, Beek AM, van Rossum AC, Allaart CP. Clinical Impact of Cardiac Magnetic Resonance Imaging Versus Echocardiography-Guided Patient Selection for Primary Prevention Implantable Cardioverter Defibrillator Therapy. *Am J Cardiol*. 2015 Aug 1;116(3):406-12.
21. Schelbert HR, Henning H, Ashburn WL, Verba JW, Karliner JS, O'Rourke RA. Serial measurements of left ventricular ejection fraction by radionuclide angiography early and late after myocardial infarction. *Am J Cardiol*. 1976 Oct;38(4):407-15.
22. Minotti G, Menna P, Salvatorelli E, Cairo G, Gianni L. Anthracyclines: molecular advances and pharmacologic developments in antitumor activity and cardiotoxicity. *Pharmacol Rev*. 2004 Jun;56(2):185-229.
23. Von Hoff DD, Layard MW, Basa P, Davis HL Jr, Von Hoff AL, Rozenzweig M, Muggia FM. Risk factors for doxorubicin-induced congestive heart failure. *Ann Intern Med*. 1979 Nov;91(5):710-7.
24. Cardinale D, Colombo A, Cipolla CM. Prevention and treatment of cardiomyopathy and heart failure in patients receiving cancer chemotherapy. *Curr Treat Options Cardiovasc Med*. 2008 Dec;10(6):486-95.
25. Haute Autorité de Santé. Echocardiographie doppler transthoracique : principales indications et conditions de réalisation. Novembre 2012.
26. Mackey JR, Clemons M, Côté MA, Delgado D, Dent S, Paterson A, Provencher L, Sawyer MB, Verma S. Cardiac management during adjuvant trastuzumab therapy: recommendations of the Canadian Trastuzumab Working Group. *Curr Oncol*. 2008 Jan;15(1):24-35.
27. European Medicines Agency. Herceptin : EPAR - Product Information. May 2016.
28. Parker JA, Secker-Walker R, Hill R, Siegel BA, Potchen EJ. A new technique for the calculation of left ventricular ejection fraction. *J Nucl Med*. 1972 Aug;13(8):649-51.

29. Bacharach SL, Green MV, Borer JS. Instrumentation and data processing in cardiovascular nuclear medicine: evaluation of ventricular function. *Semin Nucl Med.* 1979;9:257–274.
30. Strauss HW, Zaret BL, Hurley PJ, Natarajan TK, Pitt B. A scintiphotographic method for measuring left ventricular ejection fraction in man without cardiac catheterization. *Am J Cardiol.* 1971 Nov;28(5):575-80.
31. Underwood SR, Walton S, Laming PJ, Jarritt PH, Ell PJ, Emanuel RW, Swanton RH. Left ventricular volume and ejection fraction determined by gated blood pool emission tomography. *Br Heart J.* 1985 Feb;53(2):216-22.
32. Faber TL, Stokely EM, Templeton GH, Akers MS, Parkey RW, Corbett JR. Quantification of three-dimensional left ventricular segmental wall motion and volumes from gated tomographic radionuclide ventriculograms. *J Nucl Med.* 1989 May;30(5):638-49.
33. Chin BB, Bloomgarden DC, Xia W, Kim HJ, Fayad ZA, Ferrari VA, Berlin JA, Axel L, Alavi A. Right and left ventricular volume and ejection fraction by tomographic gated blood-pool scintigraphy. *J Nucl Med.* 1997 Jun;38(6):942-8.
34. Vanhove C, Franken PR, Defrise M, Momen A, Everaert H, Bossuyt A. Automatic determination of left ventricular ejection fraction from gated blood-pool tomography. *J Nucl Med.* 2001 Mar;42(3):401-7.
35. Daou D, Van Kriekinghe SD, Coaguila C, Lebtahi R, Fourme T, Sitbon O, Parent F, Slama M, Le Guludec D, Simonneau G. Automatic quantification of right ventricular function with gated blood pool SPECT. *J Nucl Cardiol.* 2004 May-Jun;11(3):293-304.
36. De Bondt P, Nichols K, Vandenberghe S, Segers P, De Winter O, Van de Wiele C, Verdonck P, Shazad A, Shoyeb AH, De Sutter J. Validation of gated blood-pool SPECT cardiac measurements tested using a biventricular dynamic physical phantom. *J Nucl Med.* 2003 Jun;44(6):967-72.
37. De Bondt P, Claessens T, Rys B, De Winter O, Vandenberghe S, Segers P, Verdonck P, Dierckx RA. Accuracy of 4 different algorithms for the analysis of tomographic radionuclide ventriculography using a physical, dynamic 4-chamber cardiac phantom. *J Nucl Med.* 2005 Jan;46(1):165-71.
38. Cousins C, Miller DL, Bernardi G, Rehani MM, Schofield P, Vañó E, Einstein AJ, Geiger B, Heintz P, Padovani R, Sim KH; International Commission on Radiological Protection. ICRP PUBLICATION 120: Radiological protection in cardiology. *Ann ICRP.* 2013 Feb;42(1):1-125.

39. De Geus-Oei LF, Mavinkurve-Groothuis AM, Bellersen L, Gotthardt M, Oyen WJ, Kapusta L, van Laarhoven HW. Scintigraphic techniques for early detection of cancer treatment-induced cardiotoxicity. *J Nucl Med.* 2011 Apr;52(4):560-71.
40. Van der Heide JA, Kleijn SA, Aly MF, Slikkerveer J, Kamp O. Three-dimensional echocardiography for left ventricular quantification: fundamental validation and clinical applications. *Neth Heart J.* 2011 Oct;19(10):423-31.
41. Soliman OI, Kirschbaum SW, van Dalen BM, van der Zwaan HB, Mahdavian Delavary B, Vletter WB, van Geuns RJ, Ten Cate FJ, Geleijnse ML. Accuracy and reproducibility of quantitation of left ventricular function by real-time three-dimensional echocardiography versus cardiac magnetic resonance. *Am J Cardiol.* 2008 Sep 15;102(6):778-83.
42. Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, Marwick TH. Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol.* 2004 Aug 18;44(4):878-86.
43. Dorosz JL, Lezotte DC, Weitzenkamp DA, Allen LA, Salcedo EE. Performance of 3-dimensional echocardiography in measuring left ventricular volumes and ejection fraction: a systematic review and meta-analysis. *J Am Coll Cardiol.* 2012 May 15;59(20):1799-808.
44. Bellenger NG, Burgess MI, Ray SG, Lahiri A, Coats AJ, Cleland JG, Pennell DJ. Comparison of left ventricular ejection fraction and volumes in heart failure by echocardiography, radionuclide ventriculography and cardiovascular magnetic resonance; are they interchangeable? *Eur Heart J.* 2000 Aug;21(16):1387-96.
45. Sibille L, Bouallegue FB, Bourdon A, Micheau A, Vernhet-Kovacsik H, Mariano-Goulart D. Comparative values of gated blood-pool SPECT and CMR for ejection fraction and volume estimation. *Nucl Med Commun.* 2011 Feb;32(2):121-8.
46. Joergensen T, Hansson SH. Evaluation of the Left Ventricular Ejection Fraction with Gated IQ-SPECT Myocardial Perfusion Imaging. *J Nucl Med Technol.* 2015 Sep;43(3):193-200.
47. Moravidis E, Spyridonidis T, Arsos G, Apostolopoulos D, Karatzas N, Vassilakos P, Karakatsanis K. 201Tl gated single photon emission computed tomographic myocardial perfusion imaging in the assessment of global and regional left ventricular function. Would it be favoured over equilibrium radionuclide angiography? *Nucl Med Commun.* 2004 Jul;25(7):665-73.

48. Harel F, Finnerty V, Grégoire J, Thibault B, Marcotte F, Ugolini P, Khairy P. Gated blood-pool SPECT versus cardiac magnetic resonance imaging for the assessment of left ventricular volumes and ejection fraction. *J Nucl Cardiol.* 2010 Jun;17(3):427-34.
49. Exposition de la population française aux rayonnements ionisants. Rapport IRSN/2015-00001.
50. Harel F, Finnerty V, Ngo Q, Grégoire J, Khairy P, Thibault B. SPECT versus planar gated blood pool imaging for left ventricular evaluation. *J Nucl Cardiol.* 2007 Jul;14(4):544-9.
51. Harel F, Finnerty V, Grégoire J, Thibault B, Marcotte F, Ugolini P, Khairy P. Gated blood-pool SPECT versus cardiac magnetic resonance imaging for the assessment of left ventricular volumes and ejection fraction. *J Nucl Cardiol.* 2010 Jun;17(3):427-34.
52. Odagiri K, Wakabayashi Y, Tawarahara K, Kurata C, Urushida T, Katoh H, Satoh H, Hayashi H. Evaluation of right and left ventricular function by quantitative blood-pool SPECT (QBS): comparison with conventional methods and quantitative gated SPECT (QGS). *Ann Nucl Med.* 2006 Oct;20(8):519-26.
53. Daou D, Coaguila C, Vilain D. Electrocardiograph-gated single photon emission computed tomography radionuclide angiography presents good interstudy reproducibility for the quantification of global systolic right ventricular function. *Nucl Med Commun.* 2007 May;28(5):391-9.
54. Hacker M, Hoyer X, Kupzyk S, La Fougere C, Kois J, Stempfle HU, Tiling R, Hahn K, Störk S. Clinical validation of the gated blood pool SPECT QBS processing software in congestive heart failure patients: correlation with MUGA, first-pass RNV and 2D-echocardiography. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2006 Jun-Aug;22(3-4):407-16.
55. Duvall WL, Guma-Demers KA, George T, Henzlova MJ. Radiation reduction and faster acquisition times with SPECT gated blood pool scans using a high-efficiency cardiac SPECT camera. *J Nucl Cardiol.* 2015 Aug 1.

VU

NANCY, le 21 septembre 2016

Le Président de Thèse

Professeur Pierre-Yves MARIE

NANCY, le 26 septembre 2016

Pour le Doyen de la Faculté de Médecine
Le Vice-Doyen,

Professeur Marc DEBOUVERIE

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE/ 9318

NANCY, le 11 octobre 2016

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE,

Pierre MUTZENHARDT

RÉSUMÉ DE LA THÈSE

Introduction : La ventriculographie isotopique planaire mesure de façon reproductible la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG) mais reste irradiante (5,9 mSv pour 850 MBq de ^{99m}Tc injectés). Les caméras à semi-conducteur (CZT), beaucoup plus sensibles, pourraient permettre de diminuer l'activité injectée au moins d'un facteur 3, comme en tomoscintigraphie myocardique. L'objectif de notre étude est de déterminer si une diminution de 70% de l'activité enregistrée en ventriculographie isotopique sur la caméra CZT D.SPECT impacte la mesure de la FEVG. **Matériels et méthodes :** après marquage in vivo des hématies avec 850 MBq de ^{99m}Tc, 49 patients ont réalisé un enregistrement conventionnel 2D (Conv-2D) sur caméra d'Anger suivi d'un enregistrement 3D sur caméra CZT (3D-100%). Les enregistrements CZT de toutes les projections ont ensuite été réduits à 30% de leurs durées d'acquisitions initiales (3D-30%) pour pouvoir évaluer la FEVG mesurée dans ces conditions de réduction d'activité. **Résultats :** les valeurs moyennes de FEVG étaient de 62,7+/-11,1% en Conv-2D, mais plus élevées en 3D-100% (66,8+/-14,8%, p<0,001) et 3D-30% (66,3+/-15,7%, p<0,001). Les coefficients de corrélation avec la méthode Conv-2D de référence étaient équivalents en 3D-100% (R²=0,73) et 3D-30% (R²=0,70) et avec un même degré de surestimation des FEVG les plus élevées. **Conclusion :** une diminution de 70% de l'activité enregistrée ne modifie pas significativement les valeurs de FEVG obtenues en ventriculographie isotopique sur caméra CZT D.SPECT. Ces valeurs restent cohérentes avec celles obtenues avec la méthode de référence 2D mais avec pour l'instant l'inconvénient d'une surestimation pour les valeurs les plus élevées.

TITRE EN ANGLAIS: Left ventricular ejection fraction measurement with the semi-conductor D.SPECT camera and with a reduction in recorded counts: comparison with results from standard planar radionuclide ventriculography.

THÈSE : MÉDECINE SPÉCIALISÉE – MÉDECINE NUCLÉAIRE ANNÉE 2016

MOTS CLES : ventriculographie isotopique ; fraction d'éjection ventriculaire gauche, caméra CZT ; dosimétrie ; TEMP.

INTITULÉ ET ADRESSE :

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex
