



Amélioration de la qualité de l'électrocardiogramme dans l'IRM

Jean-Marc Sellal

► To cite this version:

Jean-Marc Sellal. Amélioration de la qualité de l'électrocardiogramme dans l'IRM. Sciences du Vivant [q-bio]. 2010. hal-01733977

HAL Id: hal-01733977

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01733977>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

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

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

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

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

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

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

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

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

Dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée

Par

Jean-Marc SELLAL

Le 6 Octobre 2010

Amélioration de la qualité de L'électrocardiogramme dans l'IRM

Examineurs de la thèse :

M. le Professeur Etienne ALIOT

Président

M. le Professeur Nicolas SADOUL

M. le Professeur Pierre-Yves MARIE

M. le Professeur Jacques FELBLINGER

M. le Docteur Hugues BLANGY

} Juges

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Jean-Pierre FINANCE

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Henry COUDANE

Vice Doyen Mission « sillon lorrain » : Professeur Annick BARBAUD

Vice Doyen Mission « Campus » : Professeur Marie-Christine BÉNÉ

Vice Doyen Mission « Finances » : Professeur Marc BRAUN

Vice Doyen Mission « Recherche » : Professeur Jean-Louis GUÉANT

Assesseeurs :

- Pédagogie :
- 1^{er} Cycle :
- « Première année commune aux études de santé (PACES) et
universitarisation études para-médicales »
- 2^{ème} Cycle :
- 3^{ème} Cycle :
 - « DES Spécialités Médicales, Chirurgicales et Biologiques »
 - « DES Spécialité Médecine Générale »
- Filières professionnalisées :
- Formation Continue :
- Commission de Prospective :
- Recherche :
- Développement Professionnel Continu :

Professeur Karine ANGIOÏ-DUPREZ

Professeur Bernard FOLIGUET

M. Christophe NÉMOS

Professeur Marc DEBOUVERIE

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

Professeur Francis RAPHAËL

M. Walter BLONDEL

Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT

Professeur Didier MAINARD

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ – Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Jacques ROLAND – Professeur Patrick NETTER

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Pierre ALEXANDRE – Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain BERTRAND - Pierre BEY - Jean BEUREY Jacques
BORRELLY - Michel BOULANGE - Jean-Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel BURNEL - Claude CHARDOT Jean-Pierre
CRANCE - Gérard DEBRY - Jean-Pierre DELAGOUTTE - Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS Michel DUC - Jean
DUHEILLE - Adrien DUPREZ - Jean-Bernard DUREUX – Gérard FIEVE - Jean FLOQUET
Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Hubert GERARD - Jean-Marie GILGENKRANTZ
Simone GILGENKRANTZ - Oliéro GUERCI - Pierre HARTEMANN - Claude HURIET – Christian JANOT - Jacques LACOSTE
Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Alain LARCAN - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Jacques LECLERE
Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Michel MANCIAUX - Jean-Pierre MALLIÉ - Pierre MATHIEU
Denise MONERET-VAUTRIN - Pierre NABET - Jean-Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS
Claude PERRIN - Guy PETIET - Luc PICARD - Michel PIERSON - Jean-Marie POLU – Jacques POUREL - Jean PREVOT Antoine
RASPILLER - Michel RENARD - Jacques ROLAND - René-Jean ROYER - Paul SADOUL - Daniel SCHMITT
Jean SOMMELET - Danièle SOMMELET - Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Augusta TREHEUX - Hubert UFFHOLTZ
Gérard VAILLANT – Paul VERT - Colette VIDAILHET - Michel VIDAILHET - Michel WAYOFF - Michel WEBER

=====

**PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS
PRATICIENS HOSPITALIERS**

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Professeur Gilles GROSDIDIER

Professeur Pierre LASCOMBES – Professeur Marc BRAUN

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

Professeur Bernard FOLIGUET

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

Professeur François PLENAT – Professeur Jean-Michel VIGNAUD

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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

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

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

Professeur Denis REGENT – Professeur Michel CLAUDON

Professeur Serge BRACARD – Professeur Alain BLUM – Professeur Jacques FELBLINGER

Professeur René ANXIONNAT

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

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

Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER – Professeur Bernard NAMOUR

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Professeur François MARCHAL – Professeur Bruno CHENUÉL – Professeur Christian BEYAERT

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

Professeur Ali DALLOUL

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Professeur Olivier ZIEGLER – Professeur Didier QUILLIOT

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

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

Professeur Alain LE FAOU - Professeur Alain LOZNIEWSKI

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

Professeur Thierry MAY – Professeur Christian RABAUD

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

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

Professeur Philippe HARTEMANN – Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN

Professeur Denis ZMIROU-NAVIER – Professeur François ALLA

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

Professeur Christophe PARIS

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

Professeur Henry COUDANE

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

Professeur François KOHLER – Professeur Éliane ALBUISON

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

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

Professeur Thomas LECOMPTE – Professeur Pierre BORDIGONI

Professeur Jean-François STOLTZ – Professeur Pierre FEUGIER

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

Professeur François GUILLEMIN – Professeur Thierry CONROY

Professeur Didier PEIFFERT – Professeur Frédéric MARCHAL

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Professeur Gilbert FAURE – Professeur Marie-Christine BENE

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX – Professeur Bruno LEHEUP

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

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie et réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence)

Professeur Claude MEISTELMAN – Professeur Hervé BOUAZIZ

Professeur Paul-Michel MERTES – Professeur Gérard AUDIBERT

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

Professeur Alain GERARD - Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT

Professeur Bruno LÉVY – Professeur Sébastien GIBOT

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

Professeur Patrick NETTER – Professeur Pierre GILLET

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

Professeur François PAILLE – Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

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

1^{ère} sous-section : (Neurologie)

Professeur Gérard BARROCHE – Professeur Hervé VESPIGNANI

Professeur Xavier DUCROCQ – Professeur Marc DEBOUVERIE

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

Professeur Jean-Claude MARCHAL – Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

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

Professeur Jean-Pierre KAHN – Professeur Raymund SCHWAN

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

Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC – 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)

Professeur Isabelle CHARY-VALCKENAERE – Professeur Damien LOEUILLE

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

Professeur Daniel MOLE - Professeur Didier MAINARD

Professeur François SIRVEAUX – Professeur Laurent GALOIS

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

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

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

Professeur François DAP – Professeur Gilles DAUTEL

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE

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

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

2^{ème} sous-section : (Cardiologie)

Professeur Etienne ALIOT – Professeur Yves JUILLIERE – Professeur Nicolas SADOUL

Professeur Christian de CHILLOU

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

Professeur Jean-Pierre VILLEMOT - Professeur Jean-Pierre CARTEAUX – Professeur Loïc MACÉ

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

Professeur Denis WAHL – Professeur Sergueï MALIKOV

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

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

Professeur Marc-André BIGARD - Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI – Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

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

3^{ème} sous-section : (Néphrologie)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN – Professeur Luc FRIMAT

4^{ème} sous-section : (Urologie)

Professeur Philippe MANGIN – Professeur Jacques HUBERT – Professeur Pascal ESCHWEGE

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

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

Professeur Jean-Dominique DE KORWIN – Professeur Pierre KAMINSKY

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Gisèle KANNY

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

Professeur Patrick BOISSEL – Professeur Laurent BRESLER

Professeur Laurent BRUNAUD – Professeur Ahmet AYAV

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

1^{ère} sous-section : (Pédiatrie)

Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER
Professeur François FEILLET - Professeur Cyril SCHWEITZER

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

Professeur Michel SCHMITT – Professeur Pierre JOURNEAU – Professeur Jean-Louis LEMELLE

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

Professeur Michel SCHWEITZER – Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN – Professeur Patricia BARBARINO

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

Professeur Georges WERYHA – Professeur Marc KLEIN – Professeur Bruno GUERCI

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

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

Professeur Claude SIMON – Professeur Roger JANKOWSKI

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

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

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

Professeur Jean-François CHASSAGNE – Professeur Etienne SIMON

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Sandrine BOSCHI-MULLER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Docteur Bruno GRIGNON – Docteur Thierry HAUMONT

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

Docteur Edouard BARRAT - Docteur Françoise TOUATI – Docteur Chantal KOHLER

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

Docteur Béatrice MARIE

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

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

Docteur Marie-Hélène LAURENS – Docteur Jean-Claude MAYER

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

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

Docteur Damien MANDRY

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

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

Docteur Jean STRACZEK – Docteur Sophie FREMONT

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

Docteur Shyue-Fang BATTAGLIA

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Docteur Nicole LEMAU de TALANCE

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

Docteur Véronique DECOT-MAILLERET

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Docteur Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT

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

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

Docteur Francine MORY – Docteur Véronique VENARD

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

Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU – Madame Marie MACHOUART

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

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

Docteur Alexis HAUTEMANIERE – Docteur Frédérique CLAUDOT

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

Docteur Laurent MARTRILLE

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

Docteur Pierre GILLOIS – Docteur Nicolas JAY

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

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

Docteur François SCHOONEMAN

2^{ème} sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie : cancérologie (type mixte : biologique)*)

Docteur Lina BOLOTINE

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

Docteur Marcelo DE CARVALHO BITTENCOURT

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Docteur Christophe PHILIPPE – Docteur Céline BONNET

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

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

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

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

Docteur Patrick ROSSIGNOL

50^{ème} Section : RHUMATOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Docteur Anne-Christine RAT

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

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

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} section : SCIENCE ÉCONOMIE GÉNÉRALE

Monsieur Vincent LHUILLIER

40^{ème} section : SCIENCES DU MÉDICAMENT

Monsieur Jean-François COLLIN

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

Monsieur Alain DURAND

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

Monsieur Jean REBSTOCK – Monsieur Walter BLONDEL

64^{ème} section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

65^{ème} section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Mademoiselle Françoise DREYFUSS – Monsieur Jean-Louis GELLY
Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE – Monsieur Christophe
NEMOS Madame Natalia DE ISLA – Monsieur Pierre TANKOSIC

66^{ème} section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

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

Madame Nadine MUSSE

=====

PROFESSEURS ASSOCIÉS

Médecine Générale

Professeur associé Alain AUBREGE
Professeur associé Francis RAPHAEL

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

Docteur Jean-Marc BOIVIN - Docteur Jean-Louis ADAM
Docteur Elisabeth STEYER - Docteur Paolo DI PATRIZIO

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Daniel ANTHOINE - Professeur Pierre BEY - Professeur Michel BOULANGE
Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Jean FLOQUET - Professeur Jean-Marie
GILGENKRANTZ Professeur Simone GILGENKRANTZ – Professeur Henri LAMBERT -
Professeur Alain LARCAN Professeur Denise MONERET-VAUTRIN - Professeur Jean-Pierre
NICOLAS – - Professeur Guy PETIET Professeur Luc PICARD - Professeur Michel PIERSON -
Professeur Jacques POUREL
Professeur Jacques ROLAND - Professeur Michel STRICKER - Professeur Gilbert THIBAUT
Professeur Hubert UFFHOLTZ - Professeur Paul VERT - Professeur Michel VIDAILHET

DOCTEURS HONORIS CAUSA

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

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

À notre Maître et Président de Jury

M. le Pr E. Aliot

Professeur de Cardiologie et Pathologies Vasculaires

Nous sommes très sensible à l'honneur que vous nous faites en ayant accepté de présider ce jury.

Nous avons eu le privilège de suivre vos enseignements magistraux de Nancy à La Clusaz et au cours des visites dans votre service. Merci d'avoir partagé vos connaissances avec un tel sens pédagogique.

Nous sommes particulièrement sensible à l'honneur qui nous est fait de pouvoir poursuivre notre formation au sein de votre service.

Recevez ici le témoignage de notre sincère reconnaissance et de notre profond respect.

À notre Maître et Juge

M. le Professeur N. Sadoul

Professeur de Cardiologie et Pathologies Vasculaires

Nous vous sommes très reconnaissant de l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger ce travail.

Nous avons déjà pu apprécier la clarté de vos enseignements théoriques et vos compétences cliniques, et sommes très heureux de pouvoir continuer à apprendre à vos côtés.

Veillez trouver ici le témoignage de notre gratitude et de notre profond respect.

À notre Maître et Juge

M. le Professeur P-Y. Marie

Professeur de Biophysique et Médecine Nucléaire

Merci de nous faire l'honneur de juger ce travail.

Après avoir apprécié vos cours de biophysiques au cours du premier cycle, nous avons pu profiter de vos explications concernant des IRM myocardiques. Merci de votre constante disponibilité.

Recevez ici l'expression de notre sincère reconnaissance et de notre grand respect.

À notre Maître et Juge

M. le Professeur J. Felblinger

Professeur de Radiologie et d'Imagerie Médicale

Nous sommes très sensible à l'honneur que vous nous faites en acceptant de juger ce travail.

Vous nous avez fait découvrir un monde inconnu (celui des chercheurs du CIC) avec gentillesse et simplicité. Travailler dans cette ambiance pour cette thèse fut un plaisir et une source d'enthousiasme.

Veillez recevoir ici notre gratitude pour votre grande disponibilité et le témoignage de notre profond respect.

À notre Juge

M. le Docteur H. Blangy

Docteur en Cardiologie et Pathologies Vasculaires

Nous sommes très honoré de te compter parmi les juges de notre travail.

La réalisation de ce travail à tes côtés a été un réel plaisir tant ta gentillesse et ta disponibilité sont grandes.

Nous avons grandement apprécié tes enseignements au cours de notre passage en réadaptation et espérons en profiter davantage à l'avenir.

Puisse ce travail exprimer toute notre gratitude et notre grande estime.

À nos Maîtres d'internat :

Monsieur le Professeur O. Ziegler
Monsieur le Docteur Ph. Admant
Monsieur le Professeur F. Chabot
Monsieur le Professeur P-E. Bollaert

À nos aînés qui ont participé à notre formation :

Messieurs les Professeurs O. Guerci, D. Quillot
Mesdames les Docteurs I. Got, S. Jelliman
Messieurs les Docteurs Ph. Böhme, A. Trebea

Mesdames les Docteurs V. Thuss, S. State, S. Henrion

Monsieur le Professeur A. Chaouat
Mesdames les Docteurs N. Beraud, A. Guillaumot
Messieurs les Docteurs A. Cornette, E. Gomez, A. Kheir

Monsieur le Professeur S. Gibot
Mesdames les Docteurs M. Conrad, A. Cravoisy-Popovic
Messieurs les Docteurs D. Barraud, L. Nace, F. Hein, A. Tatopoulos

Messieurs les Professeurs C. de Chillou, Y. Juillièrre, F. Zannad
Mesdames les Docteurs B. Brembilla-Perrot, I. Magnin-Poull, C. Selton-Suty,
A. Chodek-Hingray
Messieurs les Docteurs M. Andronache, M. Angioi, G. Bosser, J-F. Bruntz,
K. Djaballah, F. Moulin, B. Popovic, F. Chometon, C. Christophe, F. Duhoux,
L. Freysz, L. Groben, O. Hutin, J. Lemoine, O. Marçon, P-Y. Zinzus

À nos Maîtres rennais,

M. le Professeur J-C. Daubert,
M. le Professeur Ph. Mabo,
M. le Professeur C. Leclercq,
M. le Docteur D. Pavin,
M. le Docteur A. Le Helloco,
M. le Docteur P-O. Benoit,

Merci de la chaleur de votre accueil lors de notre semestre à Rennes, et de votre extrême disponibilité pour nous accompagner pour nos premiers pas dans le monde passionnant de la rythmologie.

Notre passage à Rennes restera inoubliable, tant sur le plan professionnel qu'humain.

Recevez ici l'expression de notre profond et durable respect.

Merci à Sylvain et John-John pour votre compagnonnage chaleureux et patient.

Merci au personnel des salles techniques pour leur gentillesse et leur patience.

À mon père,

Tu nous as toujours enseigné *qu'il n'est pas nécessaire d'espérer pour entreprendre, ni de réussir pour persévérer*. Ton courage dans les épreuves est égal à ta conscience du bonheur dans les heureux événements.

Suivre ton exemple a toujours été et sera toujours un but dans ma vie.

Si je deviens cardiologue aujourd'hui, ce n'est sans doute pas par hasard.

À ma grand-mère

Merci pour ton indéfectible soutien et ton éternel enthousiasme.

À Caroline,

Te rencontrer fût une chance merveilleuse. Ton soutien quotidien ces dernières années, dans le travail comme dans la vie, est une force qui m'est devenue indispensable pour avancer.

Merci de ta bonté et de la joie de vivre dont tu m'illuminés, et pour la merveilleuse fille que tu m'as donnée.

À Margaux,

Tu n'as que deux mois et déjà le bonheur que tu nous as apporté est immense. Continue comme ça ma fille...

À Antoine,

Tu m'as accompagné de près depuis mon premier jour en Médecine.
Être ton petit frère a toujours été une formidable carte de visite à l'hôpital.

À Pierre,

Ton soutien et ta gentillesse ont toujours été d'une grande qualité.
Je suis fier d'être ton frère.

À Hélène,

Ma sœur, et qui a su être beaucoup plus que cela dans les moments difficiles. Merci infiniment pour ton soutien sans lequel je n'aurais jamais parcouru ce chemin. Que la vie continue de t'apporter le bonheur que tu mérites tant.

À Sandrine, Anne-Claire et Joël,

Pour le bonheur que vous apportez à la maison à chacune de vos venues.

À Emma, Marine, Chloé, Églantine, Louis, Pierre, Diane, Marie,

Pour tous les bons moments passés ensemble, et à venir avec votre cousine.

À Marie-Claude, Jean-Michel, Alice, Pierre-Charles et Jean-Philippe,

Merci de l'accueil que vous m'avez offert à l'arrivée dans votre famille et la gentillesse dont vous faites toujours preuve.

À mes amis,

Spécialement Jérémie, Camille, Caro, Alex, Céline, François, Camboy, Johann, Anne, Lucie, Jérôme, Jean, Guillaume, Cécile...

Vous revoir est toujours un plaisir. Que les bons moments à venir soient encore plus nombreux que les souvenirs communs.

Merci à Raphaël et Alban pour leur chaleureux accueil à Rennes.

À mes anciens co-internes,

Pour tous les bons souvenirs d'Internat.

À Julien Oster,

Réaliser ce travail en collaboration avec toi a été très enrichissant.

À tout le personnel paramédical et les secrétaires des services de diabétologie, de Cardiologie d'Épinal, de Maladies Respiratoires, de Cardiologie et de Réanimation médicale. Merci de votre compétence. J'ai toujours eu la chance de trouver grâce à vous des ambiances de travail agréables.

Et plus particulièrement,

À ma mère,

Dès mon enfance tu m'as appris qu'*on ne voit bien qu'avec le cœur, l'essentiel est invisible pour les yeux.*

Quand les mots ont manqué, tu as continué à m'encourager jour après jour et m'édifier par l'exemple de ton extraordinaire courage.

Quand tu as disparu de nos yeux, nos cœurs ne s'y sont pas trompés, et nous savons que tu es derrière nous à chaque instant.

SERMENT

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

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire. Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies.

Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés. J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité. Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque".

Amélioration de la qualité de L'électrocardiogramme dans l'IRM

TABLE DES MATIÈRES

Introduction

I. Rappels

- A. L'électrocardiogramme
- B. L'imagerie par résonance magnétique
 - 1. Historique
 - 2. Bases physiques
 - 3. Applications cliniques en cardiologie

II. Intérêt de l'ECG dans l'IRM

- A. Monitoring
- B. Synchronisation
 - 1. Principes de la synchronisation
 - 2. Perturbations liées aux extrasystoles
- C. Contraintes liées au monitoring et à la synchronisation

III. Perturbations de l'ECG

- A. Phénomènes physiques générant des perturbations dans l'IRM
 - 1. Champ magnétique
 - 2. Impulsions radiofréquences
 - 3. Gradients de champ
- B. Méthodes existantes
- C. Limites des méthodes existantes

IV. Amélioration de la qualité de la détection des QRS dans l'IRM

- A. Création de la base de données
 - 1. Acquisition des tracés
 - 2. Annotation des tracés
- B. Critères de qualité
- C. Création d'un outil de débruitage du signal

V. Intérêts à venir de la base de données (perspectives d'avenir)

- A. Sémiologie ECG dans l'IRM
- B. Choix de la dérivation en fonction de la morphologie des QRS

Conclusion

Références bibliographiques

Introduction

Depuis les progrès des dix dernières années réalisés dans le domaine de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sur le plan des imageurs comme du traitement des images, l'IRM myocardique s'est imposée comme un outil diagnostique incontournable dans un certain nombre de pathologies. Parmi les étapes nécessaires au développement de cette technique, on remarquera le rôle important de l'électrocardiogramme (ECG), tant sur le plan de la surveillance des patients que pour la réalisation d'images synchronisées avec l'IRM. Comme il sera développé dans ce travail, l'enregistrement de l'ECG en milieu IRM reste perfectible. Cette thèse est le témoin de la collaboration entre le service de Cardiologie du Professeur Aliot et le Centre d'Investigations Cliniques- Innovations Technologiques (CIC-IT) du Professeur Felblinger pour la mise au point d'une nouvelle méthode d'acquisition de tracés électrocardiographiques dans les imageurs IRM. La recherche qui a conduit à la mise au point de cette méthode est exposée ici dans sa globalité, mais certaines parties très éloignées de la Médecine, et beaucoup plus proches de la physique appliquée ne seront que survolées afin de gagner en clarté et de nous concentrer sur les applications médicales de ces principes physiques ayant trait au traitement du signal et à la mise au point de cette nouvelle méthode.

I. Rappels

A. L'électrocardiogramme

L'électrocardiographie (ECG) est l'enregistrement de l'activité électrique intrinsèque du cœur via des électrodes situées sur la peau de l'individu, le tissu humain étant conducteur naturel. Cet outil est devenu au fil des décennies un pilier incontournable de l'examen cardiologique, à tel point que certains le considèrent actuellement comme faisant partie de l'examen clinique.

Les cellules myocardiques, en particulier celles du tissu cardionecteur, ont la particularité d'être le siège d'une activité électrique spontanée ou déclenchée, leur dépolarisation se manifestant par des potentiels d'action, représentant l'inversion de charge électrique de part et d'autre de la paroi cellulaire suivie d'un retour à la polarité antérieure. Les premiers enregistrements de cette activité électrique physiologique ont été réalisés en 1842 par Carlo Matteucci, puis en 1895, Willem Einthoven décrit les 5 déflexions, à savoir P, Q, R, S et T que lui a permis d'enregistrer son galvanomètre à cordes, lui valant le prix Nobel de physiologie en 1924.

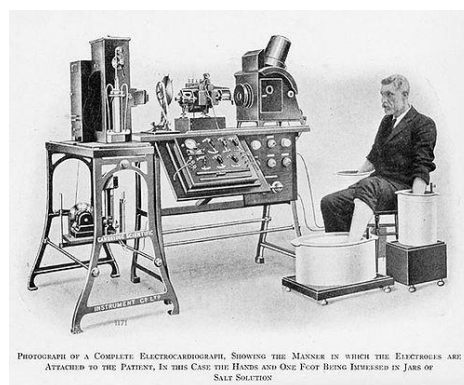
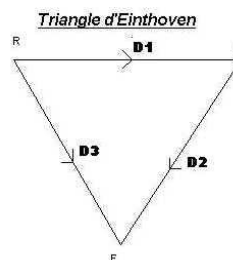


Figure 1 : Einthoven et son galvanomètre à cordes

Les premières dérivations sont des dérivations bipolaires pour lesquelles trois électrodes sont utilisées, une au poignet de chaque bras (gauche L et droit R) et la troisième à la cheville gauche (F), mesurant respectivement les potentiels ϕ_L , ϕ_R , ϕ_F . On définit alors les trois dérivations de la manière suivante :

$$\begin{aligned} D I &= \phi_L - \phi_R \\ D II &= \phi_F - \phi_R \\ D III &= \phi_F - \phi_L \end{aligned}$$

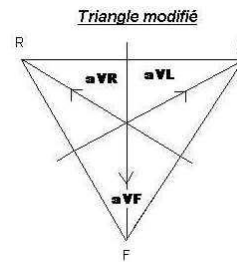


Trois autres dérivations bipolaires ont par la suite été standardisées par Golberger :

$$VR = \phi R - (\phi F + \phi L)/2$$

$$VL = \phi L - (\phi R + \phi F)/2$$

$$VF = \phi F - (\phi R + \phi L)/2$$



Ces six dérivations unipolaires définissent le plan frontal, et en 1938 ont été codifiées les positions des électrodes unipolaires prépectoraes (V1 à V6), permettant l'analyse du signal dans le plan sagittal.

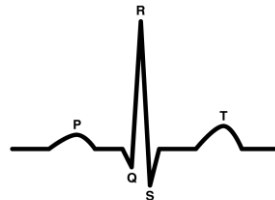


Figure 2 : Les cinq déflexions majeures

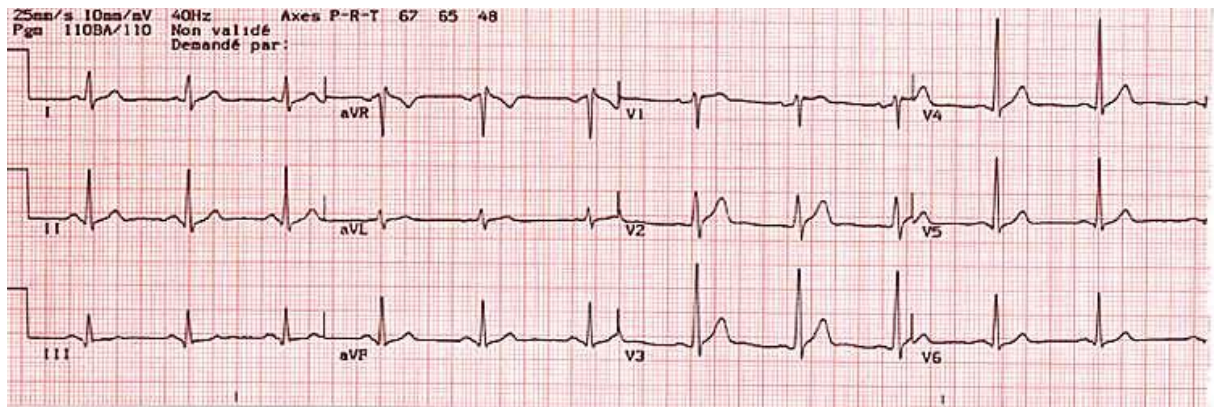


Figure 3 : ECG 12 dérivations

B. L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

1. Historique

L'IRM est basée sur le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN), découvert en 1938 par Rabi, dont le principe de résonance a été précisé par Bloch et Purcell en 1946, travaux récompensés d'un prix Nobel en 1952. Ce phénomène physique a rapidement trouvé une application, la spectroscopie, qui a elle-même conduit à des développements techniques laissant entrevoir de nouveaux potentiels.

Ainsi, en 1971, R. Damadian¹ a suggéré l'usage de la RMN dans le milieu médical, en proposant la possibilité de détecter des tumeurs avec cet outil. En 1973, P. Lauterbur a proposé l'usage de gradients de champ magnétique pour la formation d'une image. De façon simultanée, P. Manseld réalise les premières images de tissus humains. Les travaux de Lauterbur et Manseld ont été récompensés par un prix Nobel de Médecine en 2003.

Depuis 1980 et l'introduction de cette technique dans le milieu médical, le domaine de l'IRM est en constant développement, tant du point de vue technologique que de ses applications.

2. Bases physiques

L'IRM est fondée sur le principe de résonance magnétique nucléaire qui repose sur le phénomène de résonance des noyaux atomiques après leur excitation par une onde de radiofréquence.

L'atome hydrogène est le plus abondant de notre organisme. Constitué d'un seul proton autour duquel tourne un seul électron, il peut être assimilé à un proton. Ces protons, en absence de champ magnétique extérieur, ont un axe magnétique aléatoire.

Lors de l'application d'un champ magnétique principal, les protons s'orientent dans son axe, et ont un mouvement rotatif autour de cet axe. Ce mouvement est appelé précession. Il existe une relation linéaire entre l'intensité du champ magnétique et la vitesse de précession. Lorsque les protons précessent de façon synchrone, on dit qu'ils sont en phase, alors qu'avec le temps, ce synchronisme disparaît, les protons sont dits déphasés. Le mouvement d'équilibre issu de l'alignement des protons par un champ magnétique peut être perturbé par des impulsions de radiofréquence. Le degré de stimulation des protons est proportionnel à l'amplitude et à la durée de l'impulsion de radiofréquence.

A l'issue de l'impulsion, les protons retrouvent leur état d'équilibre, c'est la relaxation, accompagnée d'une émission d'énergie, définie par deux paramètres : le paramètre de relaxation longitudinale T1 et le paramètre de relaxation transversale T2. Les paramètres T1 et T2 dépendent des caractéristiques de l'environnement de l'atome. Ainsi, schématiquement, dans un milieu adipeux, le T1 et le T2 sont courts, tandis que dans l'eau libre, T1 et T2 sont longs. Dans les tissus organisés, les valeurs de T2 sont beaucoup plus courtes que les valeurs de T1. Ces phénomènes sont à la base de la création d'images à partir de la résonance magnétique nucléaire.

3. Applications cliniques en cardiologie

Depuis les progrès techniques réalisés dans ce domaine, nombre d'études expérimentales et cliniques ont permis de démontrer l'équivalence voire la supériorité de l'IRM par rapport à d'autres examens d'imagerie, en particulier l'échocardiographie et la Médecine nucléaire. La force première de l'IRM par rapport à l'échographie est de s'affranchir de l'échogénicité du patient, par exemple dans le cas de patients obèses ou de fenêtres acoustiques étroites.

Cette technique permet également à elle seule d'apporter des informations complémentaires sur le myocarde autorisant un diagnostic à la fois morphologique et fonctionnel du myocarde. De plus, comparativement à d'autres techniques, celle-ci dispense de l'exposition à des radiations ionisantes et d'injection de produits de contraste néphrotoxiques (si l'on excepte les exceptionnels cas de fibrose systémique après injection de Gadolinium chez les patients insuffisants rénaux sévères).

En pratique clinique, les indications de l'IRM myocardique ont été détaillées par la Société Européenne de Cardiologie en 2004 et doivent prochainement être remises à jour. Elles

couvrent différentes catégories, à savoir le calcul de la fonction systolique ventriculaire gauche, la viabilité myocardique, la perfusion coronaire, les valvulopathies, le diagnostic différentiel entre myocardite et ischémie myocardique, les cardiopathies congénitales et autres anomalies structurelles. Signalons la place de choix de l'IRM dans les cardiopathies ischémiques, en permettant d'analyser en un seul examen la cinétique segmentaire, les zones de fibrose et la perfusion myocardique. Le développement de nouveaux examens de stress combinant perfusion de Dobutamine et IRM (IRM de stress) renforce l'utilité de l'IRM dans les cardiopathies ischémiques²⁻⁶. Le profil parfois instable des patients référés en IRM pointe du doigt la nécessité de disposer d'un monitoring ECG de qualité pendant toute la durée de l'examen.

II. Intérêt de l'ECG dans l'IRM

L'ECG et l'IRM sont deux techniques diagnostiques ayant chacune leurs indications et leur place en cardiologie. Néanmoins, lors d'une IRM, l'ECG se révèle souvent nécessaire pour le monitoring des patients, comme évoqué ci-dessus. Au delà, l'ECG est même indispensable pour la réalisation de toute IRM cardiaque, car il permet de synchroniser les images obtenues d'un organe en perpétuel mouvement.

A. Monitoring

La surveillance de la fréquence cardiaque est indispensable chez les patients à risque de présenter des troubles graves de la conduction ou du rythme ventriculaire, pouvant engager rapidement le pronostic vital. Or les pathologies des patients justifiant une IRM myocardique sont souvent à fort risque de complications rythmiques (cardiopathies ischémiques, myocardites à la phase aiguë). De plus, en dehors des pathologies myocardiques, il peut être nécessaire de monitorer les patients bénéficiant d'une IRM dans les cas suivants^{7, 8} : patients anesthésiés, injection de produit de contraste devant le risque, faible mais réel, de réaction allergique, IRM interventionnelle, patient instable et IRM expérimentale. La technique la plus éprouvée pour la surveillance de la fréquence cardiaque est l'ECG. Néanmoins, comme il sera détaillé plus bas, l'environnement IRM, en raison de ses principes physiques même, est un milieu perturbant fortement l'enregistrement ECG. Avant de chercher à améliorer la qualité de l'ECG, d'autres alternatives ont été proposées, comme l'oxymétrie de pouls, puisqu'utilisant un faisceau lumineux, donc non perturbé par l'IRM, mais comme nous le verrons plus bas, cette technique comporte d'autres inconvénients et ne saurait remplacer l'ECG dans la détection des arythmies dans la mesure où seuls les battements cardiaques efficaces génèrent une onde de pouls et peuvent être détectés. L'oxymétrie n'est donc qu'un reflet incomplet de l'activité myocardique.

B. Synchronisation

1. Principes de la synchronisation

L'IRM est un processus séquentiel complexe dont la longueur d'acquisition est relativement importante. Il est nécessaire, lorsque l'organe à visualiser est en mouvement (comme le cœur), de mettre en place des méthodes permettant de prendre en compte ce mouvement.

Le mouvement cardiaque est communément supposé pseudo-périodique, c'est-à-dire que chaque battement cardiaque est considéré comme ayant la même durée que le précédent. Aucune hypothèse supplémentaire n'est donc émise en fonction de la respiration ou de l'apnée du patient. L'ECG est habituellement utilisé dans le but de synchroniser l'acquisition IRM avec le mouvement cardiaque⁹. Les complexes QRS sont donc détectés et servent de déclencheur, ou "trigger", pour l'acquisition IRM. C'est pourquoi la synchronisation de l'acquisition IRM est également appelée "triggering".

Deux modes de synchronisation existent, prospectif ou rétrospectif. Dans la synchronisation prospective, une détection d'un complexe QRS lance une salve d'acquisitions IRM après un délai prédéterminé. Lorsque la synchronisation est rétrospective, l'acquisition IRM est faite en continu sur plusieurs phases cardiaques et les données sont triées à l'issue de l'acquisition IRM en fonction des détections de complexes QRS.

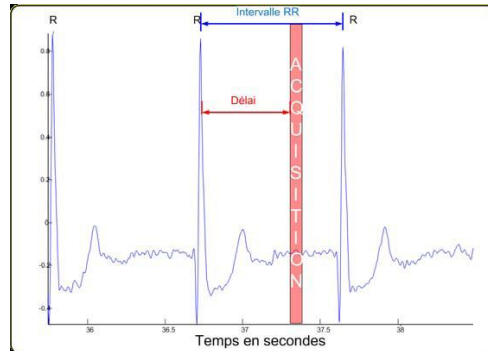
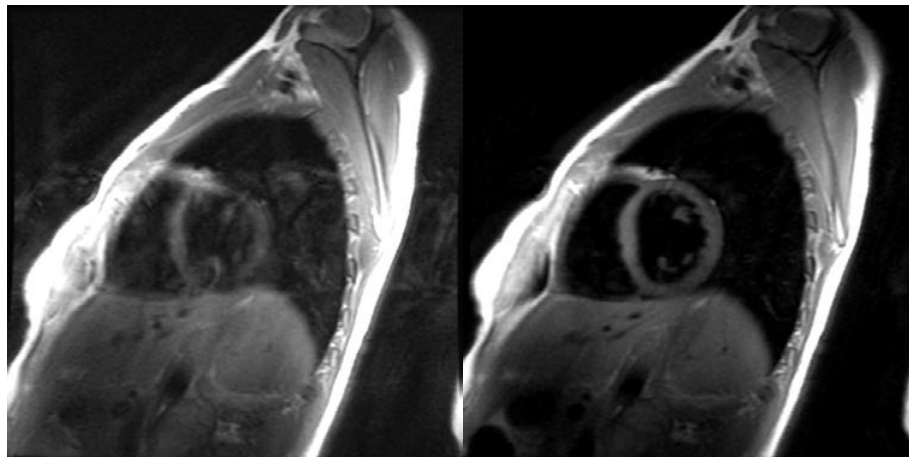


Figure 4 : Synchronisation cardiaque prospective

Ces deux méthodes reposent néanmoins sur la détection des complexes QRS, qui peut s'avérer ardue dans l'IRM. Or, la qualité des images IRM, et donc la performance diagnostique sont étroitement corrélées à la qualité de la synchronisation de l'acquisition avec le cycle cardiaque.

Figure 5 : Perte de définition spatiale (à gauche) dans le cas d'extrasystoles ventriculaires abondantes



Une des solutions possible pour se dispenser de synchroniser l'acquisition sur plusieurs cycles serait d'améliorer la résolution temporelle de l'IRM, c'est-à-dire d'acquérir les images durant une fenêtre temporelle étroite (idéalement sur un seul cycle cardiaque). Malheureusement ceci induit une perte de résolution spatiale et donc une altération de la qualité de l'image trop importante⁹.

L'utilisation de signaux autres que l'ECG a également été envisagée. Par exemple l'oxymétrie de pouls¹⁰, non perturbée par l'IRM puisque reposant sur une mesure d'absorption d'un faisceau lumineux, la pléthysmographie¹¹ (mesure du flux microcirculatoire par laser doppler), ou encore stéthoscope optique¹². A également été proposé un déclencheur de séquence acoustique¹³, permettant de se synchroniser aux bruits du cœur, mais nécessitant un traitement du signal post-acquisition afin d'éliminer les bruits générés par l'IRM.

Une méthode dite de « self gating », ou synchronisation automatique a été développée¹⁴, proposant d'utiliser les données IRM brutes pour détecter le mouvement myocardique. Ceci nécessite des séquences spécifiques IRM, rallongeant donc l'examen, et ne permet pas d'exclure les battements anormaux.

Plus récemment, une technique permettant de mesurer les différences de sensibilité des antennes RF émettrices, réceptrices, induites par la respiration, a été présentée. Il peut être aisément envisagé d'adapter cette technique pour un suivi du mouvement cardiaque, celle-ci ayant l'avantage de ne pas allonger le temps d'installation du patient, mais nécessite cependant l'usage d'antennes RF spécifiques.

La différence fondamentale avec l'ECG est que toutes ces techniques « alternatives » détectent les conséquences de la contraction myocardique (éjection sanguine induisant une onde de pouls, un flux ou un bruit par claquement valvulaire). Elles ne sont donc pas à même de détecter une contraction inefficace, comme une extrasystole avec couplage court par exemple. De plus, lors de l'utilisation de l'ECG pour la synchronisation, l'onde R précédant la contraction myocardique, sa détection permet d'anticiper une partie du temps de traitement lorsque la synchronisation prospective est utilisée.

2. Perturbations liées aux extrasystoles

Actuellement, en pratique clinique, l'ECG est utilisé pour le gating lors des IRM myocardiques, les complexes QRS servant de repère pour identifier les différents cycles myocardiques. La génération d'une image est issue de la superposition de différentes images réalisées au même temps de ces cycles. Lorsque survient une extrasystole, en particulier lorsqu'elle est d'origine ventriculaire, la contraction myocardique est tout à fait différente des cycles habituels : cette contraction est prématurée, survenant donc alors que le remplissage est plus faible, et la séquence de contraction des segments myocardiques est perturbée par le fait que la dépolarisation ne suit pas le tissu cardionecteur habituel. Cette extrasystole étant la plupart du temps suivie d'une pause, le cycle myocardique suivant est lui aussi perturbé par le fait que cette diastole prolongée majore le remplissage et les conditions de charge.

Si cette contraction extrasystolique n'est pas identifiée, et que les images enregistrées durant ce cycle sont superposées à celles réalisées lors de contractions sinusales, l'image définitive sera floue, puisqu'elle résulte de la superposition d'images réalisées lors de battement myocardiques inégaux.

La présence de ces extrasystoles représente une réelle contrainte au quotidien pour l'obtention d'IRM myocardiques de qualité. Lorsqu'elles sont abondantes, l'interprétation des images n'est parfois pas possible, et il peut être nécessaire de reconvoquer le patient pour une nouvelle IRM après correction des facteurs favorisant les extrasystoles ou introduction d'un traitement anti-arythmique.

Il apparait donc nécessaire de mettre au point une méthode adaptée à la détection des extrasystoles, dans le but de pouvoir exclure ces battements (et le battement lui faisant suite) de ceux utilisés pour la génération de l'image.

C. Contraintes liées au monitoring et à la synchronisation

L'intérêt de l'ECG dans l'IRM est donc double. Ces deux fonctions imposent des cahiers des charges différents.

Dans le cadre du monitoring, deux informations principales doivent être extraites. La première est un calcul fiable de la fréquence cardiaque permettant d'alerter le personnel de surveillance en cas de trouble du rythme. Ce calcul automatique pouvant être pris en défaut en cas de bruitage très intense, il est nécessaire d'y associer un signal visuel de qualité suffisante autorisant une analyse morphologique, même grossière, des QRS, permettant ainsi au personnel de surveillance de valider le rythme cardiaque. Compte tenu de la médiocre qualité du signal obtenu dans l'environnement IRM, il n'est pas possible d'envisager analyser autre chose que le rythme cardiaque. En particulier, la dépolarisation atriale ne saurait être visualisée en raison de l'intense bruitage noyant les ondes P. De même, la repolarisation ventriculaire est invisible dans l'IRM en raison des interférences entre le flux d'éjection dans l'aorte ascendante et l'onde T.

Dans le cadre de la synchronisation, seule compte la détection des complexes QRS avec une résolution temporelle optimale. En effet, la détection des QRS déclenchant l'acquisition des images, et la superposition de plusieurs cycles cardiaques étant nécessaire, toute variabilité temporelle de détection des QRS entraînera une superposition d'images myocardiques à des temps différents de leur contraction, et donc un flou visuel. La variabilité temporelle, ou jitter, doit donc être la plus faible possible, en pratique inférieure à 10 ms pour des images de bonne qualité¹⁵. De plus, il est indispensable que le système détecte uniquement les QRS, et élimine les variations du signal dues au bruit, ainsi que les contractions atypiques, comme les extrasystoles. Il convient donc d'obtenir une spécificité maximale de la détection pour la synchronisation, une perte de sensibilité étant tout à fait acceptable puisqu'elle ne se traduit que par un discret allongement du temps d'examen.

III. Perturbations de l'ECG

A. Phénomènes physiques générant des perturbations dans l'IRM

L'utilité de l'ECG dans l'IRM est donc majeure. Il est même indispensable dès lors qu'il s'agit d'IRM myocardique. Malheureusement, la mise en œuvre conjointe de ces techniques a révélé de nombreuses difficultés. L'environnement électromagnétique de l'IRM s'est en effet montré particulièrement hostile et rend l'acquisition ECG difficile¹¹. Ces difficultés peuvent être classées en trois catégories, selon leur origine physique : le champ magnétique statique très élevé, les ondes radiofréquence et les variations rapides de champ magnétique, encore appelées gradients.

1. Champ statique

La première caractéristique physique inhabituelle que l'on trouve dans l'environnement IRM est la présence d'un champ magnétique statique intense de l'ordre de 1.5 à 3 T pour les appareils cliniques actuels. Ceci représente 30000 à 60000 fois le champ magnétique terrestre en France (47 μ T). La présence de ce champ affecte la qualité du signal ECG principalement du fait de l'effet MagnetoHydroDynamique (MHD), également appelé effet Hall. Des études ont mis en évidence ce phénomène, avant l'avènement de l'IRM, sur différentes espèces, parmi lesquelles les singes, lapins et rats, mais également sur l'homme¹⁶. Ce phénomène se caractérise principalement par une déformation de l'onde T en présence d'un champ supérieur à 0,1T¹⁷.

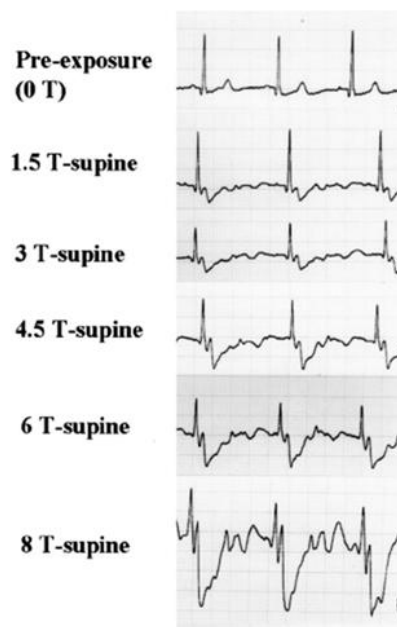


Figure 6 : Effet MHD proportionnel à l'intensité du champ magnétique

Il a été démontré que cet effet est la conséquence de l'interaction entre le champ magnétique statique et un fluide conducteur en mouvement, en l'occurrence principalement le sang circulant dans la crosse aortique, qui donne lieu à la création d'une tension.

Néanmoins cet effet sur l'onde T dépend beaucoup de la position des électrodes par rapport au flux, et on peut en déduire qu'un positionnement idéal des électrodes peut permettre de minimiser cette perturbation du signal. De plus, toute présence ferromagnétique dans l'IRM rend inhomogène le champ magnétique, raison pour laquelle ont été développés des capteurs ECG spécifiques.

Devant l'augmentation constante du champ magnétique avec le développement des générations successives d'IRM, des études ont été réalisées pour vérifier l'innocuité de celui-ci. Ces études, qui ne seront pas détaillées ici, ont permis de démontrer un ralentissement du flux sanguin de moins de 5% pour un champ de 10 T et 1,5 % pour un champ de 5 T¹⁶. De plus, il a été vérifié que les courants induits au niveau des cellules myocardiques étaient insuffisants pour atteindre le potentiel seuil et déclencher une dépolarisation.

2. Impulsions radiofréquences

Comme évoqué plus haut, la génération d'images IRM nécessite l'émission d'une succession d'impulsions radiofréquences (RF) afin d'exciter les noyaux hydrogène. Le principal effet adverse est l'échauffement des tissus¹⁸, la RF étant absorbée par le corps, générant un champ électrique dissipé sous forme de chaleur par effet Joule. Cet échauffement des tissus est caractérisé par le Débit d'Absorption Spécifique (DAS ou SAR), et peut même aboutir à de réelles brûlures¹⁸. L'étude du SAR et de ses répercussions sur le corps humain est actuellement l'objet de nombreux travaux¹⁹, principalement pour évaluer l'influence des ondes RF émises par les antennes relais et les téléphones portables²⁰.

Le signal ECG sera donc perturbé par le courant électrique généré dans le corps humain, mais ce courant RF va également induire un courant dans les câbles métalliques présents autour du patient, perturbant donc le signal ECG en le parasitant et ce d'autant plus que la longueur de ces câbles est importante. Pour minimiser cette perturbation du signal, il est nécessaire de raccourcir les câbles²¹, ce qui n'est pas sans conséquence pour le signal ECG. En effet, les électrodes sont de ce fait très proches l'une de l'autre, ont donc une position par rapport au cœur variable d'un patient à l'autre, et ce d'autant plus que dans le but d'obtenir un signal de la plus grande amplitude possible, il est nécessaire de placer les électrodes proches du cœur, en pratique en position précordiale.

3. Gradients de champ magnétiques

La dernière particularité physique de l'IRM est la présence de gradients de champ magnétique, instaurés pour le codage spatial de l'image ou la sélection du plan de coupe. Afin d'augmenter la rapidité d'acquisition des images, l'instauration de ces gradients doit être la plus courte possible, et leur amplitude est en constante augmentation au fil des générations d'imageurs IRM. Ces champs variables parcourant le corps humain génèrent eux aussi un champ électrique d'une amplitude compatible avec le déclenchement de stimulations nerveuses périphériques par l'IRM²².

Il existe donc différentes sources de perturbation du signal ECG dans l'IRM avec effet cumulatif, concourant à un bruitage intense du signal.

B. Méthodes existantes

Nous venons de voir à la fois le caractère indispensable de l'ECG dans l'IRM et les nombreuses contraintes qui y sont associées. Devant cet état de fait, la science s'efforce depuis de nombreuses années d'apporter des solutions à ce problème. Différentes voies de recherche ont été explorées, aboutissant à différentes solutions. Ces méthodes font d'avantage appel à des notions d'ingénierie que de Médecine, et cet ouvrage n'est pas destiné à les détailler, aussi ne ferons nous que les évoquer brièvement. Notons simplement que deux concepts de recherche ont été exploités : soit la mise au point de méthodes permettant de débruiter le signal IRM, c'est à dire éliminer les parasites, permettant alors d'utiliser les mêmes détecteurs ECG qu'habituellement, soit au contraire de développer des détecteurs spécifiquement adaptés à l'IRM.

La méthode de référence actuelle est basée sur la vectocardiographie¹⁵ utilisée en médecine dès les années 1950. La vectocardiographie utilise le fait qu'à chaque instant du cycle cardiaque, les forces électromotrices générées par la dépolarisation et la repolarisation de l'ensemble des fibres d'une région donnée du myocarde peuvent être représentées sous forme d'un "vecteur résultant", c'est-à-dire une grandeur électrique ayant une certaine amplitude et une certaine orientation dans l'espace tridimensionnel. Ce vecteur résultant est en fait constitué de la sommation de la multitude de vecteurs d'activation de chacune des cellules myocardiques de cette région. Si l'on considère les vecteurs résultants successifs comme étant issus d'un même point d'origine - le centre électrique du coeur - et que l'on réunit les extrémités de tous ces vecteurs, l'enveloppe ainsi créée dessinera le vectocardiogramme spatial ou boucle vectocardiographique spatiale.

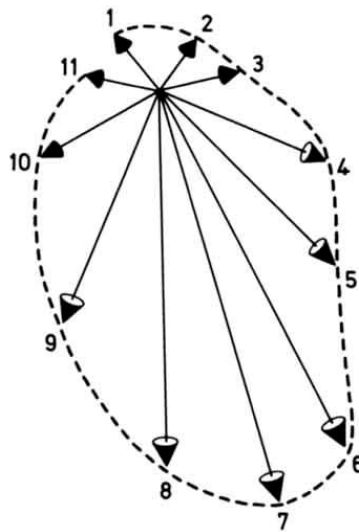


Figure 7 : Représentation d'une boucle vectocardiographique spatiale

Cette méthode permet de visualiser la longueur et l'orientation du dipôle électrique équivalent à l'activité du cœur. Le principe de l'utilisation de la vectocardiographie pour le triggering en IRM est d'utiliser le fait que chaque battement sinusal induit une boucle vectocardiographique identique à la précédente.

Lors d'un battement extrasystolique ventriculaire ou en cas d'artéfact, la boucle vectocardiographique est différente, dans son orientation spatiale et sa longueur, ce qui permet donc d'exclure ce battement ou cet artéfact pour la synchronisation des images.

D'autres méthodes que nous ne détaillerons pas ont été étudiées, classables en deux grandes familles, celles qui cherchent à anticiper les artéfacts en se basant sur les gradients générés par l'imageur, dans le but de fournir un signal épargné par les artéfacts et celles qui n'utilisent pas cette anticipation des parasites mais au contraire se servent d'un signal parasité pour ensuite éliminer ces parasites avant d'utiliser le signal.

C. Limites des méthodes existantes

Aucune des méthodes actuellement développées n'est totalement satisfaisante. En particulier, la vectocardiographie, méthode la plus utilisée, ne permet pas d'obtenir de tracé interprétable dès lors que le signal ECG est faible, ce qui est régulièrement le cas avec les sujets obèses par exemple. De plus, lorsque des extrasystoles ventriculaires sont présentes, elles sont certes différenciées des battements sinusaux, permettant donc de les exclure pour le gating de l'IRM, mais elles ne sont pas identifiées en tant que battement extrasystolique, et il n'est donc pas possible d'exclure le battement myocardique suivant, pourtant lui aussi anormal.

Par ailleurs, le point commun des méthodes ne se basant pas sur les informations de gradients est de fournir un signal non débruité, comportant une grande quantité de parasites sur les tracés, ce qui gêne considérablement leur utilisation pour le monitoring.

Il paraît donc souhaitable de mettre au point une nouvelle méthode, et à terme un nouveau matériel, dans le but d'améliorer la détection des QRS dans l'IRM, afin d'augmenter la performance diagnostique des IRM myocardiques et la sécurité des patients.

IV. Amélioration de la détection ECG dans l'IRM

Le but de notre étude est de faire progresser la détection des ECG dans l'IRM. Pour ce faire, différents outils sont nécessaires :

- Une base de données comportant des tracés ECG enregistrés dans l'IRM avec les parasites induits sur lesquels seront testées les différentes méthodes.
- Une méthode et un outil de débruitage du signal.
- Un outil permettant de valider la qualité de la méthode de débruitage, afin d'attester de son efficacité à rendre un signal exempt de parasites.

A. Création d'une base de données

Compte tenu de la spécificité du milieu IRM, tant sur le plan des contraintes techniques imposant des électrodes peu nombreuses, courtes, en position précordiale stricte, que sur le plan des différents parasites interférant avec le signal électrique, l'utilisation des bases de données ECG disponibles ne saurait permettre la mise au point et la validation d'un système d'amélioration de la qualité des ECG dans l'IRM, ces tracés ayant été réalisés en dehors de toute perturbation électromagnétique. Ce constat a conduit à proposer une étude reposant sur la construction d'une base de données, totalement inédite, de tracés ECG réalisés dans une IRM visant à reproduire les conditions réelles de l'examen avec les contraintes que cela impose. Cette étude a été initiée par le laboratoire d'Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle du Professeur Felblinger, en collaboration avec le département de Cardiologie du Professeur Aliot et Schiller Médical, promoteur de l'étude. Elle a fait l'objet d'un Protocole de Recherche Clinique approuvé par le Comité Consultatif de Protection des Personnes se prêtant à la Recherche Biomédicale. L'objectif est de faire de cette base de données un outil utile pour les différentes méthodes qui seront proposées dans l'avenir pour améliorer la détection de l'ECG dans l'IRM.

1. Acquisition des tracés

Le protocole comprend deux étapes.

La première consiste en l'acquisition d'un ECG 12 dérivations standard en dehors de l'IRM, avec un tracé long, permettant de classer les patients dans certaines catégories prédéfinies :

Classe	Caractéristiques
Sujets sains	Orientation axiale normale en plan frontal, avec $R/S > 1$
Rapport $r/S > 1$ en plan frontal source de détection retardée du QRS	Position électrique "horizontale" Position électrique "verticale" rotation électrique "pointe arrière" S1, S2, S3 Hémibloc antérieur gauche (HBAG) bloc complet de branche gauche (BBG; $QRS < -30^\circ$) Hypertrophie VG (HVG) avec axe gauche ($QRS < -30^\circ$) hypertrophie VD (HVD) avec axe gauche ($QRS < -30^\circ$) HVD, bloc de branche droite (BBD) ($QRS > 120^\circ$) Hémibloc postérieur gauche (HBPG; $QRS > 90^\circ$) Pré excitation avec voie accessoire (droite latérale ou postérieure, paraseptale postérieure) Situs inversus Pectum excavatum et cyphoscoliose
Microvoltage	Infarctus apical chronique Bloc péri infarctus Obésité, emphysème pulmonaire évolué
Troubles du rythme intéressant la détection	Extrasystoles ventriculaires monomorphes avec et sans changement de polarité par rapport à l'ECG Extrasystoles ventriculaires bi et multifocales Extrasystoles supra ventriculaires Fibrillation/flutter atrial

Figure 8 : Classification des sujets inclus dans la base de données

Ces catégories ont été prévues afin de couvrir tout le champ des possibilités, sans volonté que chacune d'entre elles soit représentées pour l'instant. En effet il est essentiel que la base de données comporte des sujets sains, des sujets présentant des extrasystoles, mais pas nécessairement des sujets présentant des troubles de la repolarisation ou un syndrome de pré excitation par exemple.

Les cas témoins, c'est-à-dire les sujets sains, ont été recrutés dans le personnel du laboratoire, du service de cardiologie et chez des étudiants, en particulier en Médecine. Il a ensuite été recruté des personnes présentant des extrasystoles ventriculaires ou des troubles conductifs intra-ventriculaires chez les patients du service de cardiologie. Le recrutement s'est fait grâce à la collaboration des différents médecins du service, qui ont bien voulu nous contacter lorsqu'était constatée une extrasystolie abondante chez un patient lors d'un ECG réalisé en consultation ou lors d'une hospitalisation.

Une explication de ce protocole était alors fournie au patient à l'oral ainsi qu'à l'écrit. Un formulaire d'information et de consentement est fourni en annexe. En cas d'acceptation par le patient, une IRM était programmée, dans la mesure du possible durant l'hospitalisation en cours.

La seconde étape consiste en l'acquisition d'enregistrements ECG dans le milieu IRM, le patient étant soumis aux séquences IRM utilisées en clinique courante. Comme il a été exposé plus haut, l'IRM impose un nombre limité de dérivation, peu de distance entre deux électrodes, et un positionnement proche du cœur.

Afin de définir la meilleure position pour les électrodes, en vue d'une éventuelle standardisation ultérieure, trois positions différentes ont été explorées, comme l'indique le schéma suivant :

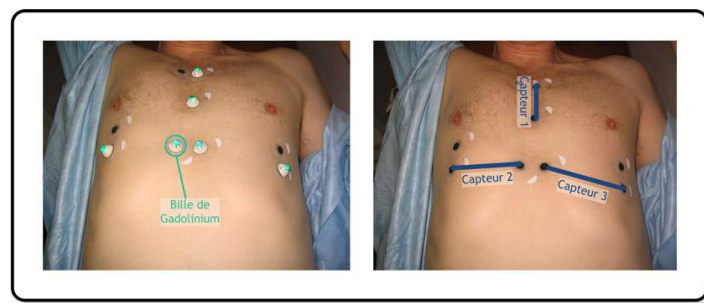


Figure 9 : Positionnement des électrodes et des capteurs

La photographie de gauche indique le positionnement des 6 électrodes, correspondant à 3 capteurs (ou dérivation). Chaque capteur contient donc deux électrodes, distantes de 8 centimètres l'une de l'autre. Le positionnement des électrodes a été standardisé de la manière suivante :

- Capteur 1 : sur la ligne médiane avec l'électrode supérieure un centimètre en dessous du manubrium sternal.
- Capteur 2 : latéralisée à droite, sur une ligne horizontale, l'électrode médiale à un centimètre du processus xyphoïde.
- Capteur 3 : symétrique au précédent.

En pratique clinique quotidienne, une seule dérivation (soit deux électrodes) est utilisée pour l'enregistrement de l'ECG dans l'IRM. Dans le cadre de l'étude, il a néanmoins paru intéressant d'enregistrer les tracés IRM dans trois dérivations différentes afin de comparer leur efficacité relative et d'en retenir la plus performante pour la pratique clinique.

La première phase de l'acquisition est la réalisation d'une image représentant la position des électrodes visualisées à l'aide d'une bille de gadolinium par rapport au cœur. Cette acquisition est faite dans trois situations : apnées inspiration, en expiration, et respiration libre. Il a en effet paru intéressant d'objectiver la position des électrodes par rapport au cœur dans ce protocole où les électrodes sont mises en place sur des repères de la cage thoracique, ce qui induit une grande variabilité des rapports anatomiques en fonction des morphotypes des patients, pouvant ainsi expliquer parfois la faible amplitude du signal enregistré sur l'une des dérivations lorsque celle-ci était éloignée des ventricules.

La phase suivante est l'acquisition d'enregistrements ECG avec les 19 séquences IRM cliniques détaillées dans le tableau suivant :

Séquence	FOV	Position	Respiration
Diffusion Weighted Echo Planar Imaging (DW-EPI)	24cm	Coeur	Libre
DW-EPI	60cm	Coeur	Libre
Single Shot Fast Spin Echo (SSFSE)	34cm	Coeur	Libre
Fast Spin Echo (FSE)	34cm	Coeur	Libre
Echo de Gradient (EG) EPI	5cm	Coeur	Libre
EG EPI	99cm	Coeur	Libre
Balanced Gradient Echo (Fiesta)	18cm	Coeur	Libre
Spoiled Gradient Echo (SPGR)	32cm	Coeur	Libre
Spin Echo (SE)	32cm	Coeur	Libre
Inversion Recovery FSE (IR-FSE)	32cm	Coeur	Libre
Séquence maison	32cm	Coeur	Libre
DW-EPI	24cm	Cuisse	Libre
Séquence maison	32cm	Cuisse	Libre
aucune		dans le champ	Libre
aucune		dans le champ	Apnée (inspi)
aucune		dans le champ	Apnée (expi)
aucune		hors champ	Libre
aucune		hors champ	Apnée (inspi)
aucune		hors champ	Apnée (expi)

Figure 10 : Séquences réalisées pour la base de données

L'ensemble des données acquises, images et signaux physiologiques, est sauvegardé dans la base de données du laboratoire IADI, ArchiMed.

Pour chaque sujet de la base de données, un temps compris entre 30 et 40 minutes a été nécessaire pour l'information sur le protocole et l'acquisition de l'ECG standard. Les acquisitions dans l'imageur IRM, en raison du temps d'installation du patient et des différents capteurs, puis la réalisation des séquences successives a demandé 40 à 60 minutes.

Au total, 29 sujets ont été inclus dans cette base de données, dont 8 avec une extrasystolie ventriculaire abondante et 3 avec des troubles conductifs intra-ventriculaires.

2. Annotation des tracés

Cette base de tracés étant acquise, il a été nécessaire d'en réaliser l'annotation manuellement, afin de caractériser chaque événement figurant sur le tracé. Cette étape a représenté une grande partie de notre travail, puisque plus de 35 000 complexes QRS ont été identifiés.

Cette annotation a été effectuée sur AnnoTool (Schiller, Baar, Suisse), qui est une application Matlab (Mathworks, Natick, MA) permettant de réaliser cette tâche. Ce logiciel permet de visualiser une à trois voies ECG, mais aussi les signaux des gradients, de déterminer les paramètres de visualisation des voies (amplitude, vitesse de déroulement).

Une illustration de l'interface est reproduite ci-dessous.

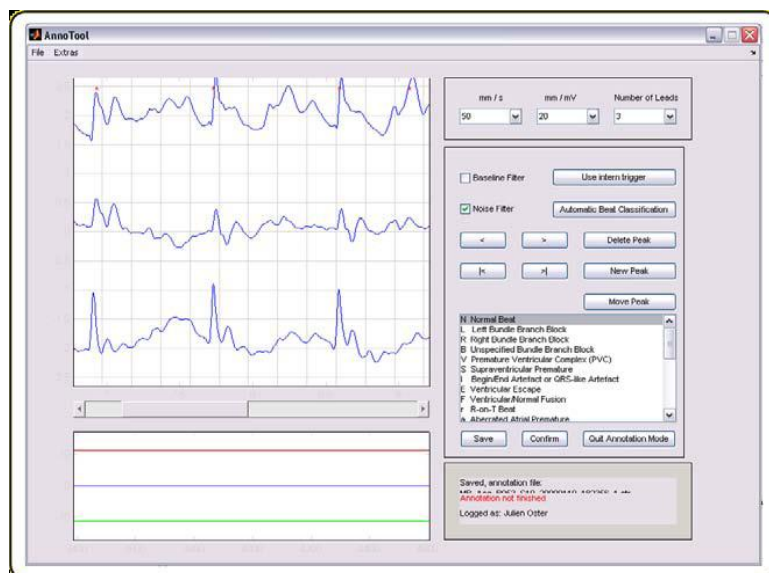


Figure 11 : Interface du logiciel d'annotations des tracés, AnnoTool

La procédure d'annotation consistait en l'identification des complexes QRS sinusoïdaux, matérialisés par une lettre N située au pied de chaque complexe.

Un code a été préétabli pour identifier tous les événements susceptibles d'être identifiés sur un tracé ECG :

Annotation	Signification
N	Normal Beat
L	Left Bundle Branch Block
R	Right Bundle Branch Block
B	Unspecified Bundle Branch Block
V	Premature Ventricular Complex (PVC)
S	Supraventricular Premature
I	Begin/End Artefact or QRS-like Artefact
E	Ventricular Escape
F	Ventricular/Normal Fusion
r	R-on-T Beat
a	Aberrated Atrial Premature
A	Atrial Premature
J	Nodal Premature
e	Atrial Escape
n	Supraventricular Escape
j	Nodal Escape
/	Paced Beat
f	Pace/Normal Fusion
x	non-conducted P-wave
Q	Unclassifiable/Questionable Beat
Q	Simulated Beat
U	Begin/End of Unreadable Region
{	Start of ventricular flutter
}	End of ventricular flutter
[	Start of ventricular fibrillation
]	End of ventricular fibrillation
?	Beat not classified

Figure 12 : Codification des événements ECG

Un intense bruitage était retrouvé sur les tracés enregistrés dans l'imageur. Chaque séquence de parasite devait être matérialisée à son début et à sa fin par une lettre I.

Un exemple de séquence d'annotation est reproduit ci-dessous :

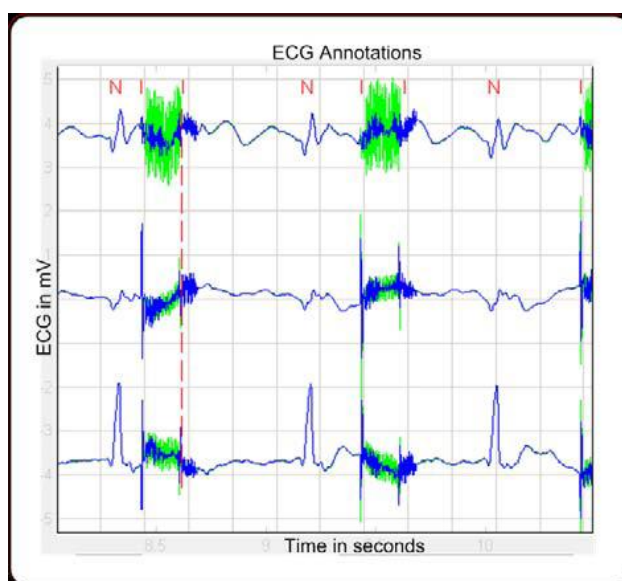


Figure 13 : Exemple de tracé annoté

Cette annotation manuelle a permis la création d'une base de données inédite, fournissant des tracés réalisés en conditions cliniques avec identification précise de chaque évènement (complexe QRS, parasites, extrasystole), pouvant servir de référence à tout matériel ou toute méthode visant à procéder à un débruitage automatisé du signal ECG dans l'IRM 1.5 Tesla.

B. Critères de qualité

La base de données étant créée, reste à mettre au point un procédé de débruitage. Pour juger de son efficience, des critères de qualité doivent être établis. Ce procédé doit être jugé sur deux points : la qualité de détection des QRS et la qualité de débruitage, rendant un tracé interprétable.

Concernant la qualité de détection des QRS, des outils performants sont déjà en place. Un outil standardisé appelé ANSI/AAMI : EC57 est disponible depuis 1998. Ainsi les battements sont classés en 8 catégories par ce moyen automatisé.

N	Battement normal, ou bloc de branche
S	Battement supraventriculaire
V	Battement ventriculaire
F	Fusion d'un battement ventriculaire et normal
Q	Battement stimulé, ou battement non identifié
U	Annotation indiquant une région de signal non lisible
X	Pseudo battement généré dans une région de signal non lisible
O	Pseudo battement

Figure 14 : Classement des huit catégories de battements cardiaques (norme ANSI/AAMI EC57 : 1998)

Une fois le classement automatisé réalisé par l'algorithme conformément à ce standard, les résultats sont comparés à l'interprétation manuelle réalisée au préalable, considérée comme référence. Un calcul de spécificité et sensibilité est ensuite effectué, permettant de juger de la qualité de l'algorithme et de sa performance en comparaison avec d'autres méthodes.

Concernant la qualité du débruitage, différentes méthodes ont également été développées, permettant de juger de celui-ci sur une seule source de bruit à la fois (effet MHD, respiration, gradients...). Il semblait donc utile de créer une méthode faisant la somme des parasites visibles sur les tracés réalisés dans un imageur IRM. Le principe en est le suivant :

- Soit Bat l'énergie du signal correspondant aux QRS, c'est-à-dire détecté dans les 120 ms suivant une annotation N, et $Bat_{(débruité)}$ l'énergie de ce segment après application de la méthode de débruitage.

- Soit Art l'énergie du signal correspondant au bruit (artéfact), c'est-à-dire compris entre deux annotations I et $Art_{(débruité)}$ l'énergie après application du débruitage.

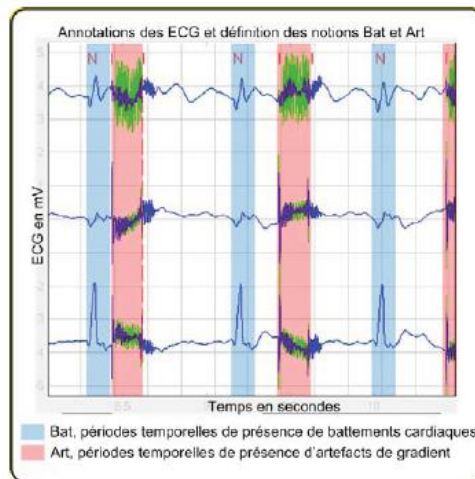


Figure 15 : Illustration des périodes temporelles de battement cardiaque (Bat) et d'artéfact (Art)

La qualité de la méthode pourra être jugée en fonction de sa faculté à obtenir un rapport $\text{Art}(\text{débruité})/\text{Art}$ élevé tandis que le rapport $\text{Bat}(\text{débruité})/\text{Bat}$ reste proche de 1. Un outil d'évaluation a donc été mis au point par l'équipe du CIC-IT et implémenté sous forme d'une plateforme sur le logiciel Matlab, permettant de tester la qualité du débruitage après application de différentes méthodes tracé par tracé, puis sur la base de données dans sa globalité.

C. Création de l'outil de débruitage du signal

Prenant en compte les spécificités du milieu IRM, une nouvelle méthode de débruitage du signal a été mise au point, reposant sur une théorie dite de «transformée en ondelettes ». Cette méthode, appelée DRONE (pour Détecteur des ondes R par transformée en ONdelettEs)²³ va débarrasser le tracé des parasites et des extrasystoles, permettant alors au détecteur automatique de QRS de fonctionner correctement. L'exposé de cette méthode sort clairement du domaine médical et ne sera abordé que de manière extrêmement schématique.

Dans le domaine du traitement du signal, un grand nombre de méthodes actuellement utilisées repose sur une transformée en ondelettes, c'est-à-dire que le signal initial est traduit en une succession d'ondelettes ayant des fréquences propres.

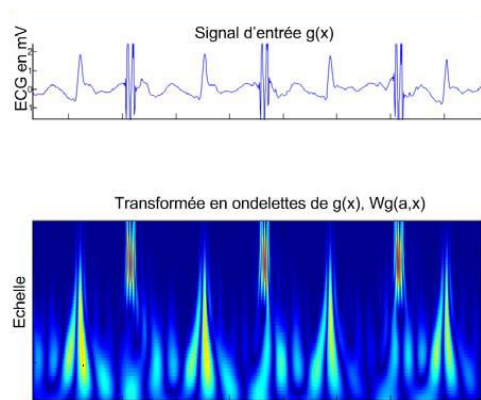


Figure 16 : Illustration bidimensionnelle d'un signal ECG (en haut) transformé en ondelettes (en bas)

Ceci permet d'identifier la « régularité » d'un signal, qui correspond au signal en l'absence d'accident. Dans l'exemple de l'ECG, la régularité du signal correspond à la ligne isoélectrique. Lorsque survient un accident sur le signal (onde R, ESV ou artefact dans notre exemple), celui-ci se traduit par une « singularité ». Celle-ci est définie par le fait que sa fréquence dépasse un seuil prédéfini.

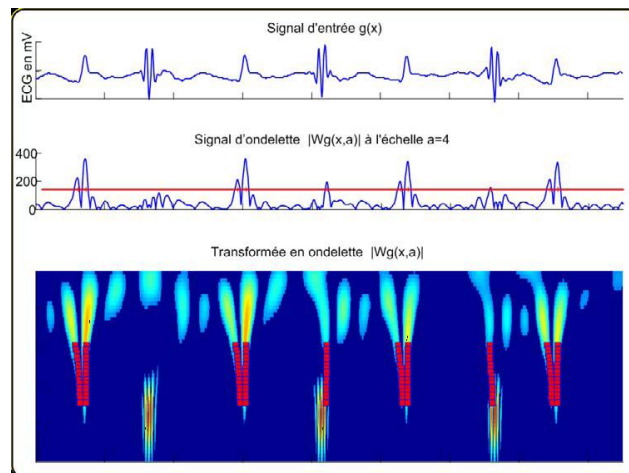


Figure 17 : Mise en évidence de singularités du signal (en rouge sur la représentation bidimensionnelle), définis par une fréquence supérieure à un seuil prédéfini (ici 190 Hz)

Les singularités isolées, reste à les répartir entre QRS, ESV et artefacts. Pour ce faire, la méthode utilise le fait que chaque type de singularité est caractérisé par sa « pente de maxima », dont le principe ne sera pas détaillé ici. Ainsi la méthode identifie des groupes homogènes différents de singularités. Afin d'identifier quel groupe correspond aux QRS, il suffit de procéder à une calibration du système avant de placer le patient dans le tunnel IRM, puisqu'à cet instant, aucun artefact n'est présent, et les singularités présentes sur les tracés à cet instant correspondent donc aux QRS et aux éventuelles extrasystoles. Lorsque le patient est dans l'IRM, de nouvelles singularités sont présentes, avec une pente de maxima différente. La méthode DRONE intègre qu'il s'agit d'artefacts, et permet donc de générer un tracé exempt des artefacts liés à l'IRM.

Il est à signaler que l'étape de calibration ne prolonge pas la durée de l'examen puisqu'en pratique clinique, il est toujours procédé à un test des capteurs avant l'installation du patient dans le tunnel IRM.

Concernant les extrasystoles ventriculaires, leur signal présente une pente de maxima différente des QRS sinusaux, et le système identifie donc lors de l'étape de calibration deux groupes de battements différents, et il est alors possible de considérer le groupe avec le plus faible effectif comme des extrasystoles. Sur les tracés réalisés dans l'IRM, la méthode de débruitage supprimera alors les artefacts et les battements extrasystoliques si le signal est utilisé pour la synchronisation. Pour le monitoring, seuls les parasites seront exclus du signal, permettant de reproduire un tracé ECG comparable à celui enregistré hors IRM, comportant les QRS sinusaux et les extrasystoles.

Les résultats de la méthode de débruitage DRONE ont pu être comparés aux méthodes existantes à l'aide de l'outil d'analyse de qualité décrit plus haut. Quatre méthodes pré existantes ont pu être comparées, appelées *Brut*, *VCG*, *LMS* et *Ondelettes*. Leurs sensibilités et valeurs prédictives positives sont exposées dans le tableau suivant :

Méthode	Base complète		Enregistrements peu perturbés		Enregistrements très perturbés	
	<i>Se</i>	<i>+P</i>	<i>Se</i>	<i>+P</i>	<i>Se</i>	<i>+P</i>
<i>Brut</i>	98.4	92.6	99.6	98.0	91.8	69.5
<i>VCG</i>	97.1	86.7	97.5	89.3	94.9	74.2
<i>LMS</i>	99.5	97.6	99.7	99.2	98.3	89.6
<i>Ondelette</i>	99.6	96.2	99.8	98.6	99.1	84.8
DRONE	99.0	98.8	99.4	99.6	96.8	94.1

Figure 18 : Résultats comparés des méthodes de débruitage du signal

Une bonne sensibilité permet de détecter tous les battements myocardiques et donc d'acquérir les images rapidement, réduisant le temps d'examen. La valeur prédictive positive constitue la faculté à identifier les battements normaux sans erreur, excluant les ESV et les artefacts. Cette dernière est donc essentielle pour la qualité des images IRM, toute détection inadéquate induisant un flou des images.

Il apparait que la méthode de débruitage DRONE offre le meilleur compromis entre la sensibilité et la valeur prédictive positive. La performance de la méthode DRONE sur le plan de la valeur prédictive positive en fait un outil permettant une qualité d'image supérieure aux méthodes préexistantes.

V. Intérêts à venir de la base de données (perspectives d'avenir)

A. Sémiologie ECG dans l'IRM

Cette base de données permettra dans un avenir proche d'acquérir de nouvelles connaissances. Parmi celles-ci, on peut aisément imaginer la mise au point d'une nouvelle sémiologie ECG dans l'IRM. En effet, en poursuivant le recrutement dans cette base en particulier dans les atypies morphologiques des QRS, et en se servant des quelques atypies déjà présentes, il sera tout à fait possible de décrire la morphologie des blocs de branche dans l'IRM ou des séquelles de nécrose myocardique, et cette morphologie sera analysable dans les trois dérivations enregistrées .

B. Choix de la dérivation en fonction de la morphologie des QRS

Les conséquences pratiques de l'établissement de cette nouvelle sémiologie ECG seront de déterminer le choix de la dérivation en fonction du patient. En effet, il est très probable que la performance de chaque dérivation soit dépendante de l'axe des QRS de chaque patient. Rappelons qu'en pratique quotidienne, une seule dérivation est appliquée sur le patient afin de ne pas allonger le temps de préparation à l'examen. Ainsi le choix de la position des électrodes pourra être guidé au cas par cas en fonction de la morphologie connue des QRS du patient, permettant d'améliorer sa surveillance et la qualité de l'examen IRM.

Conclusion

L'IRM myocardique est un outil actuellement essentiel en cardiologie, mais dont le développement est toujours en cours, en particulier afin d'améliorer la définition des images dans certaines circonstances, au premier rang desquelles les extrasystolies ventriculaires. Le présent travail, après avoir rappelé les principes de l'IRM myocardique et des contraintes qui lui sont propres, expose le développement d'une nouvelle méthode de débruitage du signal ECG acquis dans l'IRM en collaboration entre le Service de Cardiologie et le Centre d'Investigation Clinique du CHU de Nancy. La méthode développée semble efficace, et doit dans un avenir proche aboutir au développement d'un nouveau matériel à même d'améliorer la performance diagnostique de l'IRM myocardique et la sécurité des patients bénéficiant de cet examen. Une base de données inédite de tracés ECG enregistrés dans l'IRM et annotés manuellement a dans le même temps été créée ; son exploitation ne fait que commencer.

Annexe

Annexe : Formulaire d'information et de consentement des patients.

LETTRE D'INFORMATION AU PATIENT

Lisez attentivement cette notice et posez toutes les questions qui vous sembleront utiles.
Vous pourrez alors décider si vous voulez participer à cette recherche ou non.

Titre de l'étude : Conception d'une base de données ECG dans l'environnement IRM

Nom du Promoteur : SCHILLER MEDICAL

Adresse du promoteur : 4 rue Louis Pasteur F-67162 WISSEMBOURG

Monsieur, Madame, Mademoiselle,

Le docteur

Nom et prénom.....

Adresse.....

Téléphone.....

Médecin investigateur, vous propose de participer à une étude qui vise à collecter des enregistrements ECG dans un environnement IRM (Imagerie par Résonance Magnétique). Les enregistrements que nous ferons serviront à la mise au point de logiciel d'analyse pour les patients présentant la même pathologie que vous. En effet, l'ECG pendant l'examen IRM est nécessaire pour la synchronisation de l'IRM et pour améliorer la surveillance des patients. Comme l'environnement IRM modifie les tracés ECG, il est nécessaire de réapprendre à les interpréter automatiquement.

L'étude se déroulera de la façon suivante :

- Après avoir enregistré un ECG (Electrocardiogramme) standard hors de l'IRM (dans la salle de préparation de l'IRM), qui servira comme enregistrement de référence, 3 nouveaux capteurs (pastilles) seront placés sur votre thorax. Ensuite deux autres enregistrements ECG seront effectués, un à l'extérieur de l'IRM, et un autre dans

l'IRM pendant l'acquisition d'images. L'IRM sera réalisée dans le service de radiologie de l'hôpital de Brabois Adultes (Service dirigé par le Prof. Denis Régent)

- Pendant l'examen d'IRM, vous serez allongé dans une sorte de tunnel ; le personnel qui effectuera l'examen vous verra et communiquera en permanence avec vous. L'examen dure environ quinze minutes. Il est indolore et il n'y a ni piqûre ni injection du produit. Plusieurs séquences d'acquisitions seront effectuées pour permettre d'étudier le signal ECG dans différentes configurations (inspiration, expiration, respiration libre, perturbation sur les tracés). Chaque acquisition dure entre 10 secondes et 1 à 2 minutes.

Risques potentiels et inconforts :

Les inconforts liés à la réalisation de l'IRM sont le bruit produit par la machine, qui sera atténué par le port d'un casque, ainsi que la position parfois inconfortable. D'une manière générale, les risques de l'IRM sont très faibles si les contre-indications à cet examen sont respectées (pacemaker, certaines prothèses métalliques, ...).

Si vous acceptez de participer à cette étude votre participation sera précédée d'un examen médical dont les résultats vous seront communiqués par le médecin de votre choix avant la signature du formulaire de consentement.

Votre participation sera ensuite enregistrée sur le fichier national des personnes se prêtant à des recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct. Vous aurez la possibilité de vérifier l'exactitude et de rectifier les données informatisées vous concernant dans ce fichier auprès du titulaire de l'autorisation de lieu de recherche ou du Ministre chargé de la santé. La destruction de ces données s'effectuera un an après la fin de votre engagement dans cette étude.

Le Dr..... vérifiera que vous êtes bien affilié(e) à un régime de sécurité sociale ou bénéficiaire d'un tel régime.

A l'issue de cette étude, vous ne pourrez participer à une autre recherche sans bénéfice individuel durant une période de 24 heures.

Votre participation à cette étude est entièrement volontaire.

Votre refus de participer n'aura aucune conséquence sur le type et la qualité de votre prise en charge, ainsi que sur les relations avec le médecin investigateur. Si vous acceptez, vous pouvez à tout moment quitter cette étude sans conséquences sur votre futur traitement. Vous pouvez également sortir de l'étude si votre médecin pense que c'est mieux pour vous.

Votre participation à cette étude est entièrement volontaire.

Votre refus de participer n'aura aucune conséquence sur le type et la qualité de votre prise en charge, ainsi que sur les relations avec le médecin investigateur. Si vous acceptez, vous pouvez à tout moment quitter cette étude sans conséquences sur votre futur traitement. Vous pouvez également sortir de l'étude si votre médecin pense que c'est mieux pour vous. Toute nouvelle information devenant disponible au cours de l'étude et pouvant avoir des implications sur votre personne vous sera fournie par le Dr. _____

Vous n'aurez aucune charge financière à supporter.

Conformément à la loi Huriet, un contrat d'assurance a été souscrit par le Promoteur.

A l'issue de la recherche, vous serez informé des résultats globaux de la recherche.

Le Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale de Lorraine a émis un avis favorable à la réalisation de cette étude le. ./.. ./200...

En application de la loi « informatique, fichiers et liberté » du 06 janvier 1978 modifiée, le fichier informatique utilisé pour réaliser la présente recherche a fait l'objet d'une autorisation de la CNIL (Commission Nationale Informatique et Libertés). Seules les données nécessaires à la recherche seront recueillies. Vous avez néanmoins le droit de vous opposer à ce que les données vous concernant fassent l'objet d'un traitement automatisé. Si vous acceptez, vous aurez à tout moment le droit d'accéder aux données vous concernant. Vous aurez également le droit de demander à ce que les données inexactes ou devenues inexactes soient rectifiées. Vous pourrez à tout moment exercer ces droits auprès du Dr. _____

Pour toutes les informations de nature médicale, ces droits pourront être exercés directement ou par l'intermédiaire du médecin de votre choix.

Toutes les données et informations vous concernant resteront strictement confidentielles.

Les données vous concernant ne seront accessibles qu'aux personnes participant à cette recherche et aux personnes chargées par le promoteur de contrôler la qualité de l'étude ; le cas échéant elles pourront également être transmises aux autorités sanitaires habilitées. Dans tous les cas, elles seront exploitées dans les conditions garantissant la confidentialité.

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT PATIENT

Titre de l'étude : Conception d'une base de données ECG dans l'environnement IRM

Les détails concernant cette étude sont fournis dans la lettre d'information spécifique qui vous a été remise.

Lisez attentivement cette notice et posez toutes les questions qui vous sembleront utiles.

Si vous acceptez de participer à cette étude, veuillez compléter le formulaire ci-dessous.

Nom, prénom et adresse :

.....

Je soussigné (e), M..... (*nom complet en lettres capitales*) déclare avoir compris le but et les modalités de cette étude, qui m'ont été pleinement expliqués par le Docteur

J'ai reçu le formulaire d'information spécifique que j'ai eu la possibilité d'étudier avec attention.

Des réponses ont été apportées à toutes mes questions.

J'ai disposé d'un délai de réflexion avant de prendre ma décision.

J'ai bien compris qu'il s'agit d'une étude sans bénéfice individuel direct.

Si j'accepte de participer à cette étude, ma participation sera enregistrée sur le fichier national des personnes se prêtant à des recherches biomédicales sans bénéfice individuel direct. J'aurai la possibilité de vérifier auprès du titulaire de l'autorisation de lieu de recherche ou du Ministère chargé de la santé l'exactitude des données me concernant dans le fichier et la destruction de ces données un an après la fin de mon engagement dans cette étude. Je ne pourrai participer à une autre recherche sans bénéfice individuel direct qu'après un délai de 24 heures.

J'accepte de participer à cette recherche dans les conditions précisées dans le formulaire d'information ci-joint. Je demeure libre de quitter l'étude à tout moment sans que cela n'affecte la prise en charge médicale ultérieure. J'en informerai alors le Docteur

Le fait de ne plus participer à cette recherche ne portera pas atteinte à mes relations avec mon médecin et ne remettra pas en cause la qualité des soins ultérieurs.

J'ai été informé(e) que conformément à la réglementation sur les études cliniques, le Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale de Lorraine a rendu un avis favorable pour la réalisation de cette étude en date du

J'ai également été informé que conformément à la loi en vigueur, un contrat d'assurance a été souscrit par le promoteur de la recherche.

Toutes les données me concernant, y compris mon dossier médical, resteront confidentielles. Je n'autorise leur consultation que par les personnes qui collaborent à la recherche, aux personnes chargées par le promoteur de contrôler la qualité de l'étude ainsi que par un représentant des autorités de santé.

J'accepte que les données nécessaires à la recherche soient recueillies durant ma participation à l'étude, et fassent l'objet d'un traitement informatisé autorisé par la Commission Nationale Informatique et Liberté. J'ai bien été informé de la finalité du traitement (on m'a expliqué à quoi serviraient ces données) ainsi que des destinataires de ces données.

J'ai bien noté qu'en application de la loi « Informatique et Libertés » du 6 janvier 1978 modifiée, je dispose d'un droit d'accès aux données me concernant ainsi qu'un droit de rectification. Je peux exercer ces droits à tout moment auprès du Pr

Je donne mon consentement pour participer à cette recherche.

Je pourrai à tout moment demander toute information complémentaire au Dr.
N° de téléphone

Mon consentement ne décharge en rien l'investigateur et le promoteur de l'ensemble de leurs responsabilités et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

A l'issue de la recherche, je serai informé(e) des résultats globaux de cette recherche.

A REMPLIR PAR LE PATIENT
Date :
Signature du patient

A REMPLIR PAR L'INVESTIGATEUR	
Je soussigné Docteur (nom en lettres capitales) confirme avoir pleinement expliqué au patient le but et les modalités de cette étude ainsi que ses risques potentiels. Je m'engage à faire respecter les termes de ce formulaire de consentement, conciliant le respect des droits et des libertés individuelles et les exigences d'un travail scientifique.	
N° de téléphone de l'investigateur :	
Signature de l'investigateur :	Date :

Fait en trois exemplaires dont un sera conservé par l'investigateur, un autre remis au patient et un conservé par le promoteur.

Références bibliographiques

1. **Damadian R.** Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science*. 1971;171(976):1151-1153.
2. **Nandalur KR, Dwamena BA, Choudhri AF, Nandalur MR, Carlos RC.** Diagnostic performance of stress cardiac magnetic resonance imaging in the detection of coronary artery disease: a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol*. 2007;50(14):1343-1353.
3. **Schwitter J, Wacker CM, van Rossum AC, Lombardi M, Al-Saadi N, Ahlstrom H, Dill T, Larsson HB, Flamm SD, Marquardt M, Johansson L.** MR-IMPACT: comparison of perfusion-cardiac magnetic resonance with single-photon emission computed tomography for the detection of coronary artery disease in a multicentre, multivendor, randomized trial. *Eur Heart J*. 2008;29(4):480-489.
4. **Ingkanisorn WP, Kwong RY, Bohme NS, Geller NL, Rhoads KL, Dyke CK, Paterson DI, Syed MA, Aletras AH, Arai AE.** Prognosis of negative adenosine stress magnetic resonance in patients presenting to an emergency department with chest pain. *J Am Coll Cardiol*. 2006;47(7):1427-1432.
5. **Jahnke C, Nagel E, Gebker R, Kokocinski T, Kelle S, Manka R, Fleck E, Paetsch I.** Prognostic value of cardiac magnetic resonance stress tests: adenosine stress perfusion and dobutamine stress wall motion imaging. *Circulation*. 2007;115(13):1769-1776.
6. **Pilz G, Jeske A, Klos M, Ali E, Hoefling B, Scheck R, Bernhardt P.** Prognostic value of normal adenosine-stress cardiac magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol*. 2008;101(10):1408-1412.
7. **Shellock FG.** MR imaging and electronically activated devices. *Radiology*. 2001;219(1):294-295.
8. **Felblinger J, Kreis R, Boesch C.** Effects of physiologic motion of the human brain upon quantitative ¹H-MRS: analysis and correction by retro-gating. *NMR Biomed*. 1998;11(3):107-114.
9. **Scott AD, Keegan J, Firmin DN.** Motion in cardiovascular MR imaging. *Radiology*. 2009;250(2):331-351.
10. **Denslow S, Buckles DS.** Pulse oximetry-gated acquisition of cardiac MR images in patients with congenital cardiac abnormalities. *AJR Am J Roentgenol*. 1993;160(4):831-833.
11. **Lanzer P, Botvinick EH, Schiller NB, Crooks LE, Arakawa M, Kaufman L, Davis PL, Herfkens R, Lipton MJ, Higgins CB.** Cardiac imaging using gated magnetic resonance. *Radiology*. 1984;150(1):121-127.

12. **Brau AC, Wheeler CT, Hedlund LW, Johnson GA.** Fiber-optic stethoscope: a cardiac monitoring and gating system for magnetic resonance microscopy. *Magn Reson Med.* 2002;47(2):314-321.
13. **Frauenrath T, Hezel F, Heinrichs U, Kozerke S, Utting JF, Kob M, Butenweg C, Boesiger P, Niendorf T.** Feasibility of cardiac gating free of interference with electro-magnetic fields at 1.5 Tesla, 3.0 Tesla and 7.0 Tesla using an MR-stethoscope. *Invest Radiol.* 2009;44(9):539-547.
14. **Yu H, Reeder SB, McKenzie CA, Brau AC, Shimakawa A, Brittain JH, Pelc NJ.** Single acquisition water-fat separation: feasibility study for dynamic imaging. *Magn Reson Med.* 2006;55(2):413-422.
15. **Fischer SE, Wickline SA, Lorenz CH.** Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. *Magn Reson Med.* 1999;42(2):361-370.
16. **Chakeres DW, Kangarlu A, Boudoulas H, Young DC.** Effect of static magnetic field exposure of up to 8 Tesla on sequential human vital sign measurements. *J Magn Reson Imaging.* 2003;18(3):346-352.
17. **Tenforde TS.** Biological interactions and potential health effects of extremely-low-frequency magnetic fields from power lines and other common sources. *Annu Rev Public Health.* 1992;13:173-196.
18. **Shellock FG, Crues JV.** MR procedures: biologic effects, safety, and patient care. *Radiology.* 2004;232(3):635-652.
19. **Martins RP, Baruteau AE, Treguer F, Cesari O, Carsin-Nicol B, Langella B, Leclercq C, Daubert JC, Mabo P.** [Magnetic resonance imaging in patients with pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: A systematic review.]. *Ann Cardiol Angeiol (Paris).* 59(4):221-228.
20. **Feychting M.** Health effects of static magnetic fields--a review of the epidemiological evidence. *Prog Biophys Mol Biol.* 2005;87(2-3):241-246.
21. **Lemieux L, Allen PJ, Franconi F, Symms MR, Fish DR.** Recording of EEG during fMRI experiments: patient safety. *Magn Reson Med.* 1997;38(6):943-952.
22. **Schaefer DJ, Bourland JD, Nyenhuis JA.** Review of patient safety in time-varying gradient fields. *J Magn Reson Imaging.* 2000;12(1):20-29.
23. **Oster J, Pietquin O, Abacherli R, Kraemer M, Felblinger J.** Independent component analysis-based artefact reduction: application to the electrocardiogram for improved magnetic resonance imaging triggering. *Physiol Meas.* 2009;30(12):1381-1397.

RÉSUMÉ DE LA THÈSE

La place de l'IRM en médecine moderne est sans cesse croissante, en particulier en cardiologie où la place de l'IRM myocardique est centrale dans le diagnostic de certaines pathologies. Certaines difficultés techniques persistent actuellement, responsables d'une qualité parfois imparfaite des images.

Ce travail expose la nécessité de l'obtention d'un tracé électrocardiographique de qualité afin de produire des images nettes et de disposer d'un monitoring performant en vue d'assurer la sécurité des patients durant l'acquisition des images. Les différentes causes de parasitage des images dans le milieu IRM y sont détaillées.

Née de la collaboration du service de Cardiologie et du Centre d'Investigations Cliniques- Innovations Technologiques, une base de données inédite a été enregistrée, comprenant les signaux ECG de 29 sujets acquis hors puis dans un tunnel IRM avec les différentes séquences utilisées en pratique clinique. Neuf de ces sujets présentaient une extrasystolie ventriculaire abondante et trois des troubles conductifs intra-ventriculaires. Une annotation manuelle de ces tracés a été effectuée afin d'y identifier les complexes QRS sinusaux, extrasystoliques et les parasites. Cette base de données est à présent à disposition des chercheurs afin d'y tester de nouveaux algorithmes visant à déparasiter les signaux ECG acquis dans l'IRM.

Une nouvelle méthode, baptisée DRONE (Décteur des ondes R par transformée en ONdelettEs), a été mise au point, et sa performance pour supprimer les artéfacts liés au milieu IRM est supérieure aux méthodes existantes.

L'exploitation de cette base de données inédite permettra dans un avenir proche la poursuite de l'amélioration de la qualité de la définition des images et de la sécurité des patients, ainsi que la réalisation d'une description sémiologique des tracés ECG dans l'IRM en élargissant la base aux patients présentant des morphologies de QRS atypiques.

TITRE EN ANGLAIS

Improving electrocardiogram quality during RMI

THÈSE : MÉDECINE SPÉCIALISÉE – ANNÉE 2010

MOTS CLEFS :

IRM myocardique ; extrasystoles ventriculaires ; monitoring cardiaque ; synchronisation

INTITULES ET ADRESSE DE L'U.F.R. :

Faculté de Médecine de Nancy

9, avenue de la Forêt de Haye

54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex

