



HAL
open science

MR compatible sensor array for cardiac imaging and endocavitary electric mapping

Jesús Enrique Dos Reis Sánchez

► **To cite this version:**

Jesús Enrique Dos Reis Sánchez. MR compatible sensor array for cardiac imaging and endocavitary electric mapping. Human health and pathology. Université de Lorraine, 2019. English. NNT: 2019LORR0107 . tel-02397885

HAL Id: tel-02397885

<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-02397885v1>

Submitted on 6 Nov 2024

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>

Réseau de capteurs compatible IRM pour l'imagerie cardiaque et la cartographie électrique endocavitaire

THESE

Présentée et soutenue le 3 Septembre 2019

pour l'obtention du

Doctorat de l'Université de Lorraine

(Informatique Automatique Electronique Mathématique)

par

Jesús Enrique DOS REIS SANCHEZ

<i>Rapporteurs :</i>	Mme. Catherine MARQUE	Professeur, Sorbonne Université, Université de Technologie de Compiègne
	M. Guy CARRAULT	Professeur, Université de Rennes 1
<i>Examineurs :</i>	Mme. Odette FOKAPU	Maître de Conférences, HDR, Université de Picardie Jules Verne
	M. Régis LOGIER	Professeur, Université de Lille
<i>Directeur de thèse :</i>	M. Jacques FELBLINGER	Professeur, Université de Lorraine, Nancy
<i>Co-directeur de thèse :</i>	M. Freddy ODILLE	Chargé de Recherche, HDR, INSERM, Nancy
<i>Membre Invité :</i>	M. Grégory PETITMANGIN	Responsable développement produit à Schiller Médical SAS, Wissembourg

REMERCIEMENTS

J'aimerais de manière générale exprimer ma reconnaissance et mes remerciements à toutes les personnes qui ont contribué à cette thèse et qui l'ont rendue possible.

Mes premiers remerciements sont adressés au directeur et co-directeur de thèse: Pr. Jacques Felblinger et Dr. Freddy Odille pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire IADI mais aussi pour leurs compétences scientifiques, leur aide et disponibilité tout au long de ces travaux de recherche. De même, je remercie le responsable développement produit de Schiller Médical: M. Grégory Petitmangin pour les discussions techniques et le temps qu'il m'a accordé dans l'entreprise.

Je tiens également à remercier l'ensemble des membres du jury pour le temps et l'intérêt qu'ils ont consacrés à l'évaluation de ce travail.

Un merci également à tous mes anciens collègues du laboratoire IADI et de la société Schiller Médical pour leur aide précieuse et les moments partagés.

Je voudrais adresser un remerciement à toute l'équipe du CIC-IT de Nancy pour la gestion des vacances ainsi que les manipulatrices et manipulateurs de l'IRM du CHRU de Nancy – Hôpitaux de Brabois pour leur accueil et leur patience. Je remercie aussi les personnes qui se sont portées volontaires aux cours des tests.

Finalement, j'aimerais remercier ma famille et mes amis pour leur soutien inconditionnel. Un grand merci à Jessica (la meilleure poétesse) d'avoir pris le temps de lire et corriger ce manuscrit.

Pour terminer, j'adresse mon profond respect et mes plus sincères remerciements à Mariela pour m'avoir donné la chance de découvrir ce monde.

À mes parents, ma famille et mes amis...

RESUME

L'électrocardiogramme (ECG) permet de mesurer l'activité électrique du cœur. Il est utilisé pendant les examens d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) depuis plusieurs décennies pour améliorer la surveillance des patients et synchroniser les acquisitions des images. Néanmoins, cette technique est réalisée en utilisant des dispositifs électroniques avec une bande passante faible et un nombre limité d'électrodes ne permettant pas de fournir un signal de qualité diagnostic. En effet, un ECG diagnostic nécessite une large bande passante (0.05 – 150 Hz) ainsi que 10 électrodes de mesure qui permettent d'acquérir 12 dérivations. L'IRM est caractérisée par un environnement avec un champ magnétique statique intense, des champs électromagnétiques dynamiques à haute fréquence et à basse fréquence. La conception et le développement d'un capteur ECG compatible IRM nécessite de prendre en compte cet environnement afin de réduire les risques d'échauffements du dispositif pendant les séquences d'images et réduire les perturbations sur les signaux mesurés. L'utilisation de dispositifs avec des câbles courts réduit les risques d'échauffement par effet antenne, ce qui garantit la sécurité des patients, mais l'induction de bruit sur les signaux est inévitable. Le travail de thèse a été organisé en cinq parties principales. Les deux premières parties étaient orientées sur l'étude de la littérature et la conception d'un nouveau prototype de capteur avec une large bande passante d'ECG. L'objectif était de développer un dispositif doté d'une puissance de calcul suffisante pour intégrer les algorithmes de traitement du signal développés par le laboratoire IADI, afin d'éliminer le bruit superposé aux signaux. La troisième partie a été consacrée à la construction d'un réseau de capteurs à partir de N capteurs. L'objectif était de multiplier le nombre d'électrodes de mesure pour augmenter la résolution spatiale de l'ECG et reconstruire un ECG 12 dérivations pendant l'examen IRM. La finalité de ce travail est l'imagerie ECG non invasive à partir de cartes de potentiel électrique de surface et à partir de modèles anatomiques de patients obtenus simultanément par IRM. La quatrième partie expose un nouveau procédé de correction en temps réel des signaux ECG à partir d'une acquisition à haute fréquence d'échantillonnage, sur la base du dispositif développé. La cinquième et dernière partie présente une autre application de ce capteur en salle d'électrophysiologie interventionnelle, pendant l'activation d'un système de Navigation Magnétique à distance (NMD) du cathéter, qui génère des perturbations similaires à celles observées en IRM.

Mots-clés : Electrocardiogramme, Imagerie par Résonance Magnétique, Instrumentation, Capteurs, Traitement du signal.

ABSTRACT

The electrocardiogram (ECG) is used to measure heart electrical activity. It has been used during Magnetic Resonance Imaging (MRI) examinations for several decades to improve patient monitoring and synchronize image acquisition. Nevertheless, this technique is performed using electronic devices with a low bandwidth and a limited number of electrodes that do not provide a diagnostic signal quality. Indeed, a diagnostic ECG requires a wide bandwidth (0.05 - 150 Hz) and 10 measuring electrodes that allow 12 leads to be acquired. MRI is characterized by an environment with an intense static magnetic field, high frequency and low frequency dynamic electromagnetic fields. The design and development of an MRI-compatible ECG sensor needs to take into account this environment to reduce the risk of overheating of the device during image sequences and to reduce disturbances on the measured signals. The use of devices with short cables reduces the risk of overheating by antenna effect, which ensures patient safety, but the induction of noise on the signals is inevitable. This thesis is organized in five parts. The first two parts were oriented towards the study of the literature and the design of a new sensor prototype with a broad bandwidth of ECG. The objective was to develop a device with sufficient computing power to integrate the signal processing algorithms developed by the IADI laboratory, to eliminate the noise superimposed on the signals. The third part was dedicated to the construction of a sensor network from N sensors. The goal was to multiply the number of measurement electrodes to increase the spatial resolution of the ECG and reconstruct a 12-lead ECG during MRI examination. The purpose of this work is noninvasive ECG imaging from surface electrical potential maps and from anatomical models of patients obtained simultaneously by MRI. The fourth part presents a new method of real-time correction of ECG signals from a high frequency sampling acquisition, based on the device developed. The fifth and last part presents another application of this sensor in the interventional electrophysiology room, during the activation of a Magnetic Navigation System of the catheter, which generates disturbances similar to those observed in MRI.

Keywords : Electrocardiogram, Magnetic Resonance Imaging, Instrumentation, Sensors, Signal processing.

SOMMAIRE

REMERCIEMENTS.....	I
RESUME.....	V
ABSTRACT.....	VII
LISTE DES FIGURES.....	XIII
LISTE DES TABLEAUX.....	XXI
LISTE DES PUBLICATIONS.....	XXIII
LISTE DES ABREVIATIONS.....	XXV
INTRODUCTION GENERALE.....	1
PARTIE I - RAPPEL SUR L'ECG ET L'IRM.....	3
CHAPITRE 1. ANATOMIE, PHYSIOLOGIE ET ELECTROPHYSIOLOGIE DU CŒUR HUMAIN ...	3
I.1.1 Anatomie du cœur.....	3
I.1.2 Physiologie du cœur.....	4
I.1.3 Electrophysiologie du cœur.....	5
CHAPITRE 2. ELECTROCARDIOGRAMME.....	6
I.2.1 Brève histoire.....	6
I.2.2 Formes d'ondes de l'ECG.....	7
I.2.3 Dérivations ECG.....	8
CHAPITRE 3. ACQUISITION D'ELECTROCARDIOGRAMME EN IRM.....	10
I.3.1 Généralités sur l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).....	10
I.3.2 Electrocardiogramme en IRM.....	12
I.3.2.1 Problématique.....	12
I.3.2.2 Synchronisation cardiaque et respiratoire en IRM.....	18
I.3.3 Monitoring des signaux physiologiques en IRM.....	19
I.3.3.1 Maglife Serenity.....	20
CHAPITRE 4. COMPATIBILITE IRM.....	22
CONCLUSION DE LA PARTIE I.....	25
PARTIE II - DEVELOPPEMENT DU CAPTEUR ECG COMPATIBLE IRM.....	27
CHAPITRE 1. LIMITES DES SOLUTIONS ACTUELLES.....	27
CHAPITRE 2. CAHIER DES CHARGES DU CAPTEUR ECG.....	29
CHAPITRE 3. MODULES ELECTRONIQUES DU CAPTEUR ECG.....	32
II.3.1 Alimentation DC.....	33
II.3.2 Modules de transmission et réception des données.....	34
II.3.3 Système ECG.....	36
II.3.4 Capteur à effet-Hall.....	41
II.3.5 Capteur de mouvement.....	47

II.3.6 Microcontrôleur.....	48
CHAPITRE 4. OUTILS ET PROTOTYPES DE CAPTEUR ECG DEVELOPPES	50
II.4.1 Premier prototype de capteur ECG	50
II.4.2 Deuxième prototype de capteur ECG.....	51
II.4.3 Outils du système de transmission et réception optique.....	52
II.4.4 Comparaison du prototype de capteur ECG avec celui du type IV	53
II.4.5 Principaux outils mécaniques développés	53
CHAPITRE 5. TESTS ET VALIDATION DU PROTOTYPE DE CAPTEUR ECG	54
II.5.1 Tests chocs de défibrillateur	54
II.5.2 Test d'échauffement du capteur en IRM	56
II.5.3 Test d'artefact sur les images IRM.....	56
CONCLUSION DE LA PARTIE II	59
PARTIE III - HAUTE RESOLUTION SPATIALE	61
CHAPITRE 1. RECONSTRUCTION DE L'ECG 12 DERIVATIONS EN UTILISANT UN NOUVEAU RESEAU DE CAPTEURS ECG COMPATIBLE IRM	61
III.1.1 Introduction	61
III.1.2 Matériels et méthodes.....	63
III.1.2.1 Réseau de capteurs ECG.....	63
III.1.2.2 Expériences des échauffements par RF sur fantôme.....	64
III.1.2.3 Expériences avec des volontaires.....	66
III.1.2.4 Reconstruction ECG 12 dérivation minimisant les effets MHD	67
III.1.2.5 Réduction d'artefact induit par les gradients.....	69
III.1.2.6 Analyse quantitative de la morphologie de l'ECG.....	69
III.1.3 Résultats	70
III.1.3.1 Résultats des échauffements par RF.....	70
III.1.3.2 Résultats de l'expérience avec des volontaires.....	70
III.1.3.3 Résultats de l'analyse quantitative de la morphologie de l'ECG.....	71
III.1.4 Discussion.....	75
CONCLUSION DE LA PARTIE III	78
PARTIE IV - HAUTE RESOLUTION TEMPORELLE	79
CHAPITRE 1. ACQUISITION D'ELECTROCARDIOGRAMME A LARGE BANDE POUR UNE MEILLEURE SUPPRESSION DES ARTEFACTS DE GRADIENTS IRM.....	79
IV.1.1 Introduction	79
IV.1.2 Matériels et méthodes	80
IV.1.2.1 Matériel du capteur ECG.....	81
IV.1.2.2 Technique de suppression de gradients.....	83
IV.1.2.3 Expériences d'échauffements par RF.....	83
IV.1.2.4 Matériel.....	85
IV.1.2.5 Évaluation de la qualité	85
IV.1.3 Résultats	86

IV.1.3.1 Echauffement RF	86
IV.1.3.2 Qualité du signal	87
IV.1.3.3 Détection QRS	91
IV.1.4 Discussion	93
CHAPITRE 2. PROCEDE DE CORRECTION EN TEMPS REEL D'AU MOINS UN SIGNAL ELECTROPHYSIOLOGIQUE EN IRM	95
IV.2.1 Principe	95
IV.2.2 Technique d'élimination du bruit en détectant les pentes abruptes	95
IV.2.3 Discussion	95
CONCLUSION DE LA PARTIE IV	98
PARTIE V - AUTRE APPLICATION DU CAPTEUR ECG	99
CHAPITRE 1. ACQUISITION D'UN ELECTROCARDIOGRAMME PENDANT LA NAVIGATION A DISTANCE AVEC UN CATHETER MAGNETIQUE.....	99
V.1.1 Introduction.....	99
V.1.2 Matériels et Méthodes	101
V.1.2.1 Dispositif d'électrocardiographie proposé pour la navigation magnétique à distance	101
V.1.2.2 Protocole expérimental chez des volontaires	103
V.1.2.3 Simulateur ECG dans un fantôme de conductivité	104
V.1.2.4 Analyse morphologique de l'ECG	106
V.1.3 Résultats	108
V.1.3.1 Expériences avec des volontaires.....	108
V.1.3.2 Signaux ECG pathologiques	113
V.1.4 Discussion.....	115
CONCLUSION DE LA PARTIE V	118
CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES	119
BIBLIOGRAPHIE.....	121
ANNEXES	127
ANNEXE A. CIRCUIT ELECTRONIQUE DU PROTOTYPE DE CAPTEUR ECG	127
ANNEXE B. SCHEMA ELECTRONIQUE DU PATCH DE SUPPORT D'ELECTRODES	135
ANNEXE C. CODE SOURCE DE L'ALGORITHME HD	137

LISTE DES FIGURES

I-1	Description anatomique d'un cœur normal. Extrait de http://www.infovisual.info	3
I-2	Système circulatoire humain avec coupe frontale du cœur.	4
I-3	Phases du cycle cardiaque d'un cœur normal.	4
I-4	Représentation du tissu nodal du cœur. Potentiel d'action des cellules cardiaques pendant la formation du signal de l'électrocardiogramme.	5
I-5	a) Electrocardiogramme. Représentation graphique de l'activité électrique du cœur selon Waller (A, B, C et D) et Einthoven (P, Q, R, S et T). b) Galvanomètre d'Einthoven [1].	6
I-6	Chronologie des apports plus significatifs de la mesure de l'activité cardiaque de l'être humain [1].	7
I-7	Formes d'ondes de l'électrocardiogramme P, Q, R, S et T. Intervalle P-R, complexe QRS et segment S-T.	8
I-8	a) Dérivations d'Einthoven. b) Dérivations unipolaires augmentées de Goldberger. Dans les deux types de dérivations trois électrodes de mesure sont utilisées.....	9
I-9	a) Dérivations unipolaires de Wilson. b) Electrocardiogramme standard 12 dérivations.....	10
I-10	Représentation des états physiques des noyaux ^1H en IRM. a) Orientation des noyaux en dehors du tunnel. b) Orientation à l'intérieur du tunnel (Magnétisation). c) Changement d'orientation (Excitation). d) Phénomène de relaxation (Relaxation).....	11
I-11	Transformation des données RMN pendant la construction d'une image de l'espace K à l'espace image.....	12
I-12	ECG 12 dérivations en IRM lors de différents champs magnétiques. a) En dehors du tunnel IRM. b) En IRM 1.5 T. c) En IRM 3 T. Premières acquisitions d'ECG 12D réalisées par le laboratoire IADI chez un sujet sain pendant les travaux de thèse avec un dispositif de type Physiogard Touch 7 (Schiller Medical SAS, Wissembourg, France).....	13
I-13	Induction des forces électromotrices avec deux types d'appareils. a) Surface de la boucle conductrice d'un système ECG avec de longs câbles. b) Surface de la boucle conductrice du système ECG proposé. L'utilisation d'un patch d'électrodes près du cœur permet de réduire l'aire d'induction et de figer la surface de mesure.	14
I-14	Signal ECG pendant une séquence EPI 2D DIFF (image tête) sur un scanner IRM 3 T. a) Histogramme du signal ECG brut. Amplitude en volts des artefacts sur l'ECG lors de l'acquisition de l'image. b) Spectre des signaux ECG à l'intérieur du tunnel, avant et pendant les acquisitions de l'image. c) Artefacts de gradients de champ	

	magnétique superposés sur le signal ECG. Le signal ECG réel acquis avec le capteur ECG proposé est trop petit pour être affiché. Ces signaux ont été acquis en utilisant des filtres de 2 MHz aux entrées de la cage de Faraday ainsi qu'une configuration de la bande passante ECG du module ADAS1000 de 13 KHz et une fréquence d'échantillonnage de celui-ci de 128 KHz.....	15
I-15	Exemple de brûlures de troisième degré causées par les câbles des électrodes ECG chez deux patients anesthésiés [12].....	17
I-16	Signal ECG pendant une séquence de type écho de spin turbo (TSE) sur un scanner IRM 3 T. a) Histogramme du signal ECG brut lors de l'acquisition de l'image. b) Spectre des signaux ECG à l'intérieur du tunnel, avant et pendant les acquisitions de l'image. c) Artefacts RF sur le signal ECG du capteur ECG proposé. Les signaux ont été acquis en utilisant des filtres de 2 MHz aux entrées de la cage de Faraday ainsi qu'une configuration de la bande passante ECG du module ADAS1000 de 13 KHz et une fréquence d'échantillonnage de celui-ci de 128 KHz.	18
I-17	Acquisitions des images en coupe petit-axe du cœur : a) Image sans aucune synchronisation. b) Image avec synchronisation cardiaque et respiratoire en utilisant la technique GRICS.	19
I-18	Maglife Serenity. Extrait de https://www.schiller.ch/fr/fr/products/patient-monitoring	21
I-19	Capteurs ECG compatibles IRM fabriqués par la société Schiller Médical. a) Modèle de capteur type I. b) Modèle de capteur type III. c) Modèle de capteur type IV et V.	22
I-20	Symboles identifiant le type de compatibilité des appareils selon la norme IEC 60601-2-33 [10]. De gauche à droite MR safe, MR conditional et MR unsafe.	24
II-1	Schéma de l'architecture électronique du prototype de capteur ECG.....	32
II-2	Circuit électronique de transmission et réception des données par fibre optique.	35
II-3	a) Schéma présentant les entrées / sorties du module ECG ADAS1000. b) Architecture du module ADAS. c) Configurations de dérivations ECG utilisées pendant les travaux de thèse pour une utilisation en mode analogique. Extrait de la documentation technique de la Front-end ADAS1000.....	37
II-4	Chaîne d'acquisition des signaux ECG du prototype de capteur. Traitement du signal analogique / numérique aux entrées et à l'intérieur de la Front-end ECG ADAS1000.....	37
II-5	Schéma typique du signal pacemaker dans lequel sont représentés les principaux registres d'amplitudes (rectangles bleus) de l'algorithme de détection de pacemaker.	38
II-6	a) Schéma explicatif de l'effet-Hall sur un semi-conducteur. b) et c) Dimensions du capteur et bloc de connexion. Extrait de la documentation technique du capteur CYSJ362A.	41

II-7	Courbe d'étalonnage du capteur à effet-Hall construit à partir des données fournies par le laboratoire IADI. Courbe de tension en sortie du capteur en fonction de la densité de flux magnétique. Les croix rouges correspondent aux mesures lors de la caractérisation du capteur et la ligne en bleu représente l'approximation rationnelle d'ordre 3. ($V_C = 3.3$ V, $I_C = 3.47$ mA). La réponse linéaire du capteur est comprise entre -1.25 et +1.25 T [27].	42
II-8	Chaîne d'acquisition des signaux des capteurs à effet-Hall du prototype de capteur ECG. Traitement du signal analogique et conversion analogique-numérique dans le microcontrôleur à une fréquence d'échantillonnage de 2 et 16 KHz.	47
II-9	a) Schéma de connexion de la communication SPI du module MPU6500. b) Axes de mesures X, Y et Z de l'accéléromètre et du gyroscope. c) Architecture électronique du module. Extrait de la documentation technique du module MPU6500.	48
II-10	Taille des différentes sections du Firmware intégrant l'algorithme de débruitage développé par le laboratoire IADI [19].	49
II-11	Taille des différentes sections du Firmware intégrant l'algorithme HD développé pendant les travaux de thèse (où « filename » est le nom du fichier).	50
II-12	Prototypes de capteur ECG avec partie mécanique et le système de protection contre les ondes électromagnétiques. a) Système cage de Faraday 1 avec le circuit électronique à l'intérieur de la cage de Faraday. Technologie utilisée actuellement sur le capteur ECG Type IV. b) Système cage de Faraday 2 avec le circuit électronique protégé avec deux couvercles conducteurs. Technologie proposée dans le nouveau prototype de capteur ECG. c) Interface graphique développée pour l'enregistrement d'ECG en IRM en utilisant le premier prototype.	51
II-13	Deuxième prototype de capteur ECG. a) Carte électronique WSM0204PCB2 et WSM0226PCB (patch d'électrodes). b) Deuxième prototype de capteur ECG avec partie mécanique et module émetteur / récepteur de communication optique. Ce prototype de capteur ECG a été utilisé dans les expériences des parties III, IV et V. En bleu clair, le patch d'électrodes surmoulé artisanalement par le doctorant.	52
II-14	a) Cartes électroniques du système de transmission et réception optique du deuxième prototype de capteur. b) Concentrateur optique ECG avec la protection mécanique.	52
II-15	Taille des trois types de cartes électroniques du capteur ECG. a) Carte électronique du capteur ECG type IV. b) Carte électronique du premier prototype de capteur ECG. c) Carte électronique du deuxième prototype de capteur ECG.	53
II-16	Principales parties mécaniques du capteur ECG développées pendant les travaux de thèse. a) Boîtier du premier prototype de capteur ECG. b) Boîtier de l'interface optique ECG utilisé dans le deuxième prototype. c) Concentrateur de communication optique.	54

II-17	a) Montage électrique pour la vérification des protections contre les chocs de défibrillation. b) Forme d'onde de la tension de décharge du condensateur.	55
II-18	a) Banc de test électronique construit pour mesurer la résistance électrique et les tests chocs de défibrillateur du support d'électrodes. b) Distance entre le PCB et le bord supérieur du support d'électrodes. c) Support carte PCB femelle. Diamètre du support métallique receveur du PCB utilisé (en couleur rouge) pour insérer les supports d'électrodes.	55
II-19	Images d'artefacts sur fantôme IRM des principaux composants électroniques des cartes PCB0 et PCB1. a) Disposition des composants électroniques sur deux colonnes L et R. b) Artefact généré par une résistance magnétique de 1 K Ω (en couleur bleu) et un supprimeur d'ESD (en couleur rouge) sur la colonne R. c) Image sans résistance magnétique ni supprimeur d'ESD. Donc nous voyons seulement l'artefact produit par le connecteur ECG de la colonne L. d) Image après enlèvement de tous les composants perturbateurs.	57
III-1	a) Positionnement du réseau de capteurs ECG compatible IRM sur le volontaire (les électrodes précordiales classiques V1 à V6 sont mises en évidence) et schéma simplifié d'un capteur ECG comprenant le module de transmission à fibre optique (gris clair). b) Architecture électronique du capteur ECG proposé et dérivations mesurées (ECG1, ECG2 et ECG3). c) et (d) Position d'électrodes ECG sur des volontaires (femme et homme).	63
III-2	Essais d'échauffement RF avec le fantôme ASTM. a) Première configuration du réseau de capteurs ECG étudiée. Les capteurs ECG ont été positionnés sur le fantôme ASTM conformément à la carte de champ électrique d'un système IRM 3 T. b) La deuxième configuration du réseau de capteurs ECG a été étudiée, ce qui a entraîné les plus hautes élévations de températures constatées. Pour faciliter la visualisation, le boîtier de conversion optique et les fibres optiques ne sont pas représentés. c) Positionnement des sondes de températures (les sondes sont placées sous le gel conducteur transparent de l'électrode).....	65
III-3	Exemple d'ECG 12 dérivations reconstruit d'un sujet à 1.5 T. Les signaux ECG 12 dérivations superposés réels (en couleur bleu) et reconstruits (en couleur rouge) sont représentés : a) après étalonnage C_{out} (matrice calculée à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés en dehors du scanner). b) après l'étalonnage C_{in} (c'est-à-dire à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés à l'intérieur du scanner). Ici en utilisant l'étalonnage C_{out} , les coefficients de corrélation obtenus à l'extérieur / intérieur du scanner sont de 97.1 % / 82.2 %; en utilisant C_{in} , ils sont de 92.2 % / 92.0 %, ce qui montre la minimisation des artefacts MHD. Les matrices de calibration correspondantes sont affichées pour les calibrations C_{out} (c) et C_{in} (d).	73
III-4	Exemple d'ECG 12 dérivations reconstruit d'un sujet à 3 T (même sujet que sur la Figure III-3). Les signaux ECG 12 dérivations superposés réels (en couleur bleu) et	

	reconstruits (en couleur rouge) sont indiqués : a) après calibration C_{out} (c'est-à-dire une matrice calculée à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés à l'extérieur du scanner). b) après la calibration C_{in} (c'est-à-dire à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés à l'intérieur du scanner). Ici en utilisant l'étalonnage C_{out} , les coefficients de corrélation obtenus à l'extérieur / intérieur du scanner sont de 87.9 % / 58.3 %; en utilisant C_{in} , ils sont de 75.3 % / 73.2 %, ce qui montre la minimisation des artefacts MHD. Les matrices de calibration correspondantes sont affichées pour les étalonnages C_{out} (c) et C_{in} (d).....	74
III-5	Exemple d'ECG 12 dérivations d'un sujet : a) Véritable ECG 12 dérivations acquis à l'extérieur du scanner. b) ECG 12 dérivations reconstruit à partir du réseau de capteurs à 1.5 T, à l'intérieur du scanner. c) Pendant une séquence ciné SSFP. d) Pendant une séquence DW-EPI avec filtrage LMS adaptatif. e) Sans filtrage LMS. Notons que la bande passante était de 0.05 - 150 Hz lorsqu'aucune séquence n'était lue et de 0.05 - 30 Hz pendant les séquences MR.....	75
IV-1	a) Position du capteur ECG sur le thorax du volontaire (à des fins de visualisation, le boîtier de conversion optique et les fibres optiques ne sont pas représentés). b) Architecture du dispositif ECG proposé et les dérivations ECG mesurées.....	82
IV-2	Système d'acquisition et de traitement du signal pour un signal ECG (entrée dynamique utilisable ± 670 mV) et les signaux Hall.	82
IV-3	Organigramme de l'algorithme de suppression d'artefact de gradients.	83
IV-4	Essais avec le fantôme ASTM RF. a) Configuration de l'expérience d'échauffement RF. Le capteur ECG était placé sur le fantôme ASTM dans la position la plus défavorable, conformément à la carte de champ électrique d'un système IRM 3 T. b) Positionnement des sondes de température.	84
IV-5	Les signaux bruts des acquisitions ECG avec l'architecture du capteur proposée au cours de trois séquences d'impulsions : a) EPI 2D DIFF. b) SSFP True FISP c) TSE. Les amplitudes pic à pic correspondantes aux artefacts de gradients étaient : (a) 363 mV, (b) 443 mV et (c) 294 mV. Le signal ECG réel est trop petit pour être affiché.....	87
IV-6	Débruitage des signaux ECG avec les trois techniques utilisées (signal brut, LMS et HD), pendant trois séquences d'impulsions en IRM 1.5 T. a) 2D EPI DIFF. b) SSFP True FISP. c) TSE. Les détections QRS automatisées sont marquées par des croix rouges.....	88
IV-7	Boîte à moustaches des coefficients de corrélation globaux pour les différentes techniques de débruitage avec un post-traitement du filtre passe-bas à 120 Hz pour chaque dérivation ECG recueillie sur les deux types de scanner IRM.....	88
IV-8	Exemple de processus de suppression pendant une séquence d'impulsions TrueFISP. Le signal ECG brut est représenté par une ligne noire, chaque échantillon étant représenté par des points bleus. La rangée du bas représente deux zooms avant sur le signal de la rangée supérieure. Deux périodes de cinq échantillons ($A = 5 \times 62,5 = 312,5$ us) et neuf échantillons ($B = 562,5$ us), correspondant au plateau des	

	gradients, peuvent être utilisés au cours de chaque temps de répétition ($C = 3\text{ms}$). Le débruitage du signal ECG est donc possible pendant l'impulsion des séquences avec un cycle de travail à gradient élevé.	89
IV-9	Exemple de débruitage avec la technique HD pendant une séquence d'impulsions 2D EPI DIFF sur un scanner IRM 3 T. a) Superpositions de signaux ECG enregistrés à l'intérieur du tunnel. Signaux de référence pour les calculs de coefficients de corrélation. b) Histogramme du signal brut. Amplitude en volts des artefacts sur l'ECG lors de l'acquisition de l'image. c) Spectre des signaux ECG à l'intérieur du tunnel, avant et pendant les acquisitions de l'image. d) Résultat du débruitage des signaux ECG avec l'algorithme proposé. Superposition de signaux ECG débruités lors de l'acquisition d'images. e) Signal ECG brut. f) Zoom avant sur le signal.	90
IV-10	Exemple de débruitage avec la technique HD pendant une séquence d'impulsions SSFP True FISP sur un scanner IRM 3 T.	90
IV-11	Exemple de débruitage avec la technique HD pendant une séquence d'impulsions TSE sur un scanner IRM 3 T.	91
IV-12	Acquisition de trois derivations ECG en IRM 1.5 T lors des images de type : a) EPI 2D DIFF. b) True FISP. c) TSE. Exemple de débruitage des signaux ECG avec l'algorithme HD et avec l'algorithme HD plus un filtre passe-bas de 60 Hz. Détection d'ondes QRS.	92
IV-13	Vue d'ensemble de l'algorithme de débruitage.	97
V-1	Exemple d'artefacts observés sur l'ECG à 12 dérivation au cours d'une procédure d'électrophysiologie cardiaque utilisant un système de navigation magnétique pour le déplacement à distance d'un cathéter. Le temps de mouvement du cathéter était de 6.2 secondes et la durée de l'artefact était de 10 secondes dans les signaux ECG.	101
V-2	a) Conception électronique du dispositif ECG proposé. Les câbles conducteurs en cuivre (en couleur bleu) entre le fil à trois branches et le système Front-end ECG dans l'appareil ne sont pas blindés. La longueur des câbles est d'environ 11 cm. La longueur de la fibre optique qui relie le capteur ECG et l'ordinateur à distance est de 12 m. b) et (c) Position du capteur ECG compatible avec l'IRM sur le thorax du volontaire et les dérivation ECG qui ont été mesurées.	102
V-3	Séquence de mouvement des aimants du système de navigation magnétique. Le cœur du patient avec l'aorte ascendante et descendante est symbolisé au centre des axes (en couleur rouge). La couleur des flèches indique la position initiale (en couleur vert) et finale (en couleur bleu) du mouvement du cathéter. (t_0) Position du capteur ECG par rapport aux axes de mouvement, sans déplacement de l'aimant et avec un champ magnétique négligeable. (t_1) A to B (changement de la direction du champ magnétique). (t_2) B to C. (t_3) C to D. (t_4) D to E. (t_5) E to F. (t_6) G to H.	103

V-4	Configuration expérimentale basée sur un simulateur ECG et un fantôme de conductivité imitant le torse du patient. a) Capteur ECG compatible IRM. b) Amplificateur du signal (avec AD620). c) Simulateur ECG. d) Salle d'électrophysiologie cardiaque avec le système de navigation magnétique à distance (NMD).....	105
V-5	a) Déroulement de l'analyse morphologique de l'ECG. b) Exemple de sélection de fenêtre pour le calcul par paire de coefficients de corrélation entre deux enregistrements X (t_0 , pas de champ magnétique) et Y (pendant une des séquences de mouvement de champ magnétique t_1 à t_6).....	106
V-6	a) Exemples de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 3 au cours de différentes séquences de mouvement d'aimant: (t_0) pas de mouvement d'aimant ($\alpha = 0^\circ$); (t_1) $\alpha = 180^\circ$; (t_2) $\alpha = 90^\circ$; (t_3) $\alpha = 180^\circ$; (t_4) $\alpha = 90^\circ$; (t_5) $\alpha = 180^\circ$; (t_6) $\alpha = 3 \times 360^\circ$. Comparaison avec un ECG conventionnel après une correction simple de la ligne de base. b) HPF_5Hz, (t_6). c) HPF_10Hz (t_6).....	109
V-7	a) Exemples de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 1 au cours de différentes séquences de mouvement d'aimant telles que celles illustrées dans la Figure V-6. Comparaison avec un ECG conventionnel après une correction simple de la ligne de base. b) HPF_5Hz, (t_6). c) HPF_10Hz (t_6).....	110
V-8	Exemple de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 3 pendant la séquence de mouvement de l'aimant t_6 . Signaux superposés issus de 6 occurrences des ondes PQRST (les signaux étaient statistiquement centrés et normalisés). a) ECG proposé. b) ECG conventionnel. c) ECG conventionnel après HPF de 5Hz. d) ECG conventionnel après HPF de 10Hz.	111
V-9	Coefficients de corrélation globaux calculés à partir les signaux ECG du capteur proposé et conventionnel sur les volontaires. Les résultats obtenus (avec les trois dérivations ECG) sont présentés pour différentes séquences de mouvement d'aimant (t_0 - t_6) et un champ magnétique de 100 mT. Les coefficients correspondant à t_0 ont été acquis une seule fois avec chaque système.	113
V-10	Exemple de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 1 lors du déplacement de l'aimant t_6 avec le simulateur ECG sur le fantôme conducteur : rythme sinusal (SR-PM) avec déplacement du patient simulé et sans déplacement de l'aimant; (VT) tachycardie ventriculaire; (AT) Fibrillation auriculaire; (STE) ST Altitude; (STD) ST Dépression; (AF) Fibrillation auriculaire; Fibrillation ventriculaire (VF).....	114

LISTE DES TABLEAUX

I-1	Seuils de stimulation du nerf périphérique, du muscle en général et du muscle cardiaque selon le mode de fonctionnement de l’imageur. Limites d’amplitude des gradients de champ magnétique en systèmes à IRM de 1.5 T cylindriques.	15
I-2	Limites de SAR (en W/kg) des différentes modalités de fonctionnement de l’IRM pendant un temps moyen de 6 min.	17
I-3	Caractéristiques principales des différents capteurs ECG fabriqués par Schiller Médical [19].	21
I-4	Normes actuelles utilisées pour la compatibilité IRM des dispositifs médicaux actifs et passifs.	22
II-1	Caractéristiques les plus importantes des capteurs ECG des principaux constructeurs des systèmes de monitoring IRM.	28
II-2	Estimation de la consommation maximale de courant des modules intégrés dans l’architecture électronique du deuxième prototype de capteur ECG.	34
II-3	Tableau comparatif des principaux capteurs à effet-Hall.	42
II-4	Tension en sortie du capteur à effet-Hall en fonction de la densité de flux magnétique.	43
II-5	Caractéristiques pertinentes des amplificateurs TSV852.	46
II-6	Tableau comparatif des principales caractéristiques du prototype de capteur ECG et celles du capteur ECG type IV.	53
III-1	Coefficients de corrélation entre l’ECG 12 dérivations réel et reconstitué chez le sujet sain, exprimé en moyenne \pm écart type sur les 12 dérivations (moyenne sur N = 4 sujets).	72
IV-1	Coefficients de corrélation du signal ECG pendant les séquences IRM.	89
IV-2	Détection globale d’ondes QRS pendant les séquences IRM.	91
V-1	Largeur de fenêtre considérée pour l’analyse du signal.	107
V-2	Coefficients de corrélation globaux des différentes ondes d’ECG lors de différents modes de fonctionnement d’aimant (avec les volontaires V1 et V2).	112
V-3	Coefficients de corrélation globaux provenant de toutes les ondes PQRST lors de divers modes de fonctionnement d’aimant (avec les volontaires V1 et V2).	112
V-4	Coefficients de corrélation de toute l’onde PQRST lors du mode de fonctionnement de l’aimant t_6 avec fantôme et simulateur ECG.	114

LISTE DES PUBLICATIONS

➤ Articles acceptés dans les journaux internationaux :

- **Dos Reis, J. E.**; Soullié, P.; Battaglia, A.; Petitmangin, G.; Hoyland, P.; Josseume, L.; de Chillou, C.; Odille, F.; Felblinger, J. Electrocardiogram Acquisition During Remote Magnetic Catheter Navigation. *Ann Biomed Eng* **2019**.

<https://doi.org/10.1007/s10439-019-02214-3>

- **Dos Reis, J. E.**; Soullié, P.; Oster, J.; Palmero-Soler, E.; Petitmangin, G.; Felblinger, J.; Odille, F. Reconstruction of the 12-lead ECG using a novel MR-compatible ECG sensor network. *Magn Reson Med*, **2019**.

<https://doi.org/10.1002/mrm.27854>

➤ Article en révision dans un journal International :

- **Dos Reis, J. E.**; Odille, F.; Guillou, A.; Petitmangin, G.; Vuissoz, PA; Felblinger, J; Oster, J. Broadband electrocardiogram acquisition for improved suppression of MRI gradient artifacts. *Physiol Meas*, soumis en **2019**.

➤ Brevet en cours d'examen :

- **Dos Reis, J. E.**; Odille, F.; Petitmangin, G.; Felblinger, J. Procédé de correction en temps réel d'au moins un signal électrophysiologique en IRM. *INPI*, soumis en octobre **2018**.

➤ Présentation en congrès :

- **Dos Reis, J. E.**; Soullié, P.; Petitmangin, G.; Odille, F.; Felblinger, J. Reconstruction of the 12-lead ECG using a novel MR-compatible ECG sensor network, *ISMRM 2018*.

archive.ismrm.org/2018/4761.html

LISTE DES ABREVIATIONS

Acronymes

AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation (association pour l'avancement de l'instrumentation médicale)
AC	Alternating Current (courant alternatif)
ADAS	ECG analog front end (ECG frontale analogique)
ANSI	American National Standards Institute (institut américain des normes nationales)
ARM	Advanced RISC Machine (architecture de processeur basée sur un ordinateur à jeu d'instructions réduit)
ASTM	American Society for Testing Material (société américaine pour tester le matériel)
BPM	Battements Par Minute
BSPM	Body Surface Potential Mapping (cartographie du potentiel de surface corporelle)
CEI	Commission Electrotechnique Internationale
CHRU	Centre Hospitalier Régional Universitaire
CIFRE	Convention industrielle de formation par la recherche
CPU	Central Processing Unit (unité centrale de traitement)
CST	Computer Simulation Technology (technologie de simulation informatique)
DC	Direct Current (courant continu)
DMP	Digital Motion Processor (processeur de mouvement numérique)
ECG	Electrocardiogramme
ECGI	ElectroCardioGraphic Imaging (imagerie électrocardiographique)
ENOB	Effective Number Of Bits (nombre de bits effectifs)
ESD	Electrostatic discharge (décharge électrostatique)
FIFO	First in First Out (premier entré, premier sorti)
FIR	Finite Impulse Response filter (filtre de réponse impulsionnelle finie)
FN	Faux Négatif
FP	Faux Positif
GaAs	Arséniure de gallium

GRICS	Generalized Reconstruction by Inversion of Coupled Systems (reconstruction généralisée par inversion de systèmes couplés)
HPF	High-pass filter (filtre passe-haut)
HT	Haute tension
IADI	Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle
INPI	Institut National de la Propriété Industrielle
INSERM	Institut National de la Santé Et de la Recherche Médicale
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ISMRM	International Society for Magnetic Resonance in Medicine (société internationale de résonance magnétique en médecine)
ISO	International Organization for Standardization (organisation internationale de normalisation)
LA	Left Arm (bras gauche)
LL	Left Leg (jambe gauche)
LMS	Least Mean Squares filter (filtre des moindres carrés)
LPF	Low-pass filter (filtre passe-bas)
LTI	Linear Time-Invariant system (système linéaire invariant dans le temps)
MEMS	Microelectromechanical systems (systèmes microélectromécaniques)
MHD	MagnétoHydroDynamique
NMD	Navigation Magnétique à Distance
OD	Oreillette Droite
OG	Oreillette Gauche
PCB	Printed Circuit Board (carte de circuit imprimé)
PNI	Pression Non Invasive
PTT	Pulse Transit Time (temps de transit par impulsions)
QFN	Quad Flat No-leads package (boîtier de circuit intégré plats et sans broches)
RA	Right Arm (bras droit)
RF	RadioFréquence
RLD	Right Leg Drive (circuit de jambe droite)
RMN	Résonance Magnétique Nucléaire
ROM	Read-Only Memory (mémoire en lecture seule)
RS-232	Recommended Standard 232 for serial communication transmission of data (norme recommandée 232 pour la transmission de données en série)
SAR	Specific Absorption Rate (taux d'absorption spécifique)
Se	Sensibilité
SNP	Stimulation du Nerf Périphérique

SPI	Serial peripheral interface (interface périphérique série)
SPO2	Saturation Pulsée en Oxygène
SRAM	Static Random Access Memory (mémoire statique à accès aléatoire)
USART	Universal Synchronous & Asynchronous Receiver Transmitter (émetteur récepteur synchrone et asynchrone universel)
VCI	Veine Cave Inférieure
VCS	Veine Cave Supérieure
VD	Ventricule Droite
VG	Ventricule Gauche
V _H	Tension Hall
VP	Vrai Positif
VPP	Valeur Prédictive Positive

INTRODUCTION GENERALE

Les travaux de recherche présentés dans cette thèse CIFRE sont le résultat de la collaboration entre l'Université de Lorraine, le laboratoire IADI (INSERM U1254) et la société Schiller Médical. Les deux premières années de thèse ont été réalisées au sein de la société Schiller Médical afin de développer un instrument électronique de mesure, puis dans le laboratoire IADI pour l'évaluation, la validation et la valorisation scientifique de ces travaux.

Contexte

L'enregistrement de l'activité électrique du cœur revêt une grande importance dans l'environnement d'imagerie par résonance magnétique. En effet cela permet la surveillance des patients sous anesthésie ou avec des pathologies cardiovasculaires aiguës, ainsi que la synchronisation des images et l'utilisation d'autres techniques émergentes telles que l'IRM cardiaque interventionnelle, l'IRM cardiaque de stress, etc.

L'acquisition du signal ECG en IRM est une technique délicate nécessitant l'utilisation d'un dispositif médical spécialisé compatible avec les fortes contraintes physiques de l'environnement. L'enregistrement de l'ECG est réalisé avec un nombre réduit d'électrodes, utilisant des fils courts qui permet de mesurer trois ou quatre dérivations avec un risque très réduit d'échauffement. La faible largeur de bande et la faible fréquence d'échantillonnage de l'ECG rendent difficile la caractérisation des artefacts de gradients superposés aux signaux pour leur détection.

Objectifs et cadre de thèse

Cette thèse porte sur le développement des nouveaux outils et de méthodes pour améliorer la qualité de la surveillance des patients en IRM. L'objectif principal des travaux de thèse a consisté au développement électronique d'un nouveau capteur ECG compatible IRM pour un nouveau système de surveillance IRM de la société Schiller Médical. Le dispositif a été ensuite utilisé pour construire un réseau de capteurs à partir de N capteurs électriquement indépendants. Chaque capteur a été placé à la surface du corps du patient et comprenait un «patch» de 4 électrodes associé à un amplificateur ECG, un capteur de mouvement et un capteur de champ magnétique. Les données de chaque capteur étaient centralisées avec un système à distance par transmission numérique sans fil ou par fibre optique.

Les objectifs spécifiques ont été :

- Conception et développement d'un prototype de capteur avec une large bande passante et une haute fréquence d'échantillonnage ECG.

- Conception et développement des outils électroniques, mécaniques et informatiques nécessaires pour tester et valider les capteurs.
- Test et validation électronique en IRM des principales fonctionnalités du capteur (ECG, détection défaut d'électrodes, pacemaker).
- Acquisition d'ECG en IRM avec une haute résolution temporelle et une haute résolution spatiale.
- Acquisition d'ECG dans un environnement d'électrophysiologie cardiaque.

Ce manuscrit comprend cinq parties, chacune composée de plusieurs chapitres.

La première partie est un rappel sur les principes de base de l'électrocardiogramme et de l'imagerie par résonance magnétique dans laquelle nous décrivons brièvement la morphologie externe et interne du cœur, ainsi que son importance dans le système circulatoire humain et le fonctionnement électrique de celui-ci. La notion d'électrocardiogramme et la signification électrophysiologique des différentes ondes qui forment l'ECG sont introduits. Le principe physique de l'IRM et la problématique générée par les gradients de champs magnétique, les ondes de radio fréquence et le champ statique de l'IRM sont aussi rapidement abordés. Enfin, les normes actuelles appliquées aux dispositifs médicaux en IRM sont discutées.

La deuxième partie correspond au développement du capteur. Les limites des capteurs actuels en termes de résolution temporelle et spatiale sont abordées ainsi que les spécifications. Ensuite, l'architecture électronique du capteur est présentée avec les différents modules de la carte. Les prototypes et les outils les plus importants développés pendant la thèse sont également présentés. Enfin, le test et la validation des deux prototypes de capteurs ECG sont traités.

La troisième partie expose les travaux réalisés avec un réseau de 4 capteurs électriquement indépendants qui permet d'augmenter la résolution spatiale de l'ECG et la reconstruction d'un électrocardiogramme 12 dérivation en IRM 1.5 et 3T.

La quatrième partie correspond à une application du capteur avec une large bande passante et une haute fréquence d'échantillonnage qui permettent d'augmenter la résolution temporelle de l'ECG pour une meilleure caractérisation, détection et suppression des artefacts de gradient de champ magnétique et RF superposés aux signaux.

Finalement, la cinquième partie présente une autre application du capteur dans une salle d'électrophysiologie cardiaque interventionnelle équipée d'un système de guidage magnétique de cathéter. L'objectif était d'évaluer les distorsions de l'ECG issues d'un système conventionnel et celui du capteur afin de proposer une solution aux distorsions induites sur les signaux d'ECG pendant les mouvements des aimants.

PARTIE I - RAPPEL SUR L'ECG ET L'IRM

Dans cette première partie, nous présenterons brièvement les concepts les plus significatifs de l'anatomie et de la physiologie du cœur humain. Ensuite quelques généralités sur l'histoire et le fonctionnement de l'électrocardiogramme seront abordées ainsi que les fondements sur le fonctionnement de l'environnement IRM, soulignant les difficultés principales pendant les acquisitions d'électrocardiogramme. Nous terminerons en mentionnant les types de compatibilités IRM des dispositifs médicaux proposés actuellement par les normes.

Chapitre 1. Anatomie, Physiologie et Electrophysiologie du cœur humain

I.1.1 Anatomie du cœur

Le cœur est un organe situé dans le thorax du corps humain, posé sur le diaphragme dans le médiastin entre les deux poumons. C'est un muscle creux divisé en 4 cavités (voir Figure I-1), constitué d'un côté droit et d'un côté gauche chacun ayant une oreillette et un ventricule accessibles par 4 valves (tricuspide, mitrale, pulmonaire et aortique). Les oreillettes de chaque côté sont à l'arrière du cœur avec une partie supérieure qui communique avec les auricules, cependant les ventricules s'étendent vers la gauche et se dirigent vers l'apex du cœur. La circulation pulmonaire (petite circulation) utilise le côté droit du cœur, tandis que la circulation générale (grande circulation) utilise le côté gauche (voir Figure I-2).

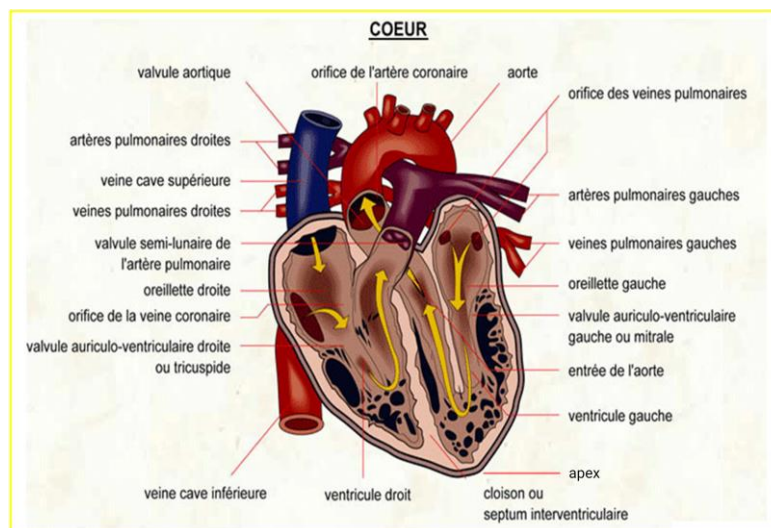


Figure I-1 : Description anatomique d'un cœur normal. Extrait de <http://www.infovisual.info>.

I.1.2 Physiologie du cœur

Le système circulatoire central est assuré par le cœur, c'est la pompe qui permet la circulation sanguine dans le corps et dans le cœur. Le cycle circulatoire cardiaque commence avec le sang qui revient de l'organisme par l'intermédiaire des veines caves inférieure et supérieure (VCI, VCS). Après le sang arrive dans l'oreillette droite (OD), puis il circule dans le ventricule droit (VD). Ensuite il passe dans les poumons par les artères pulmonaires. Le sang circule dans les capillaires pulmonaires, est oxygéné, repart par les veines pulmonaires et retourne dans l'oreillette gauche (OG) du cœur. Puis, le sang passe dans le ventricule gauche (VG) où il sortira via l'aorte vers la grande circulation (voir Figure I-2).

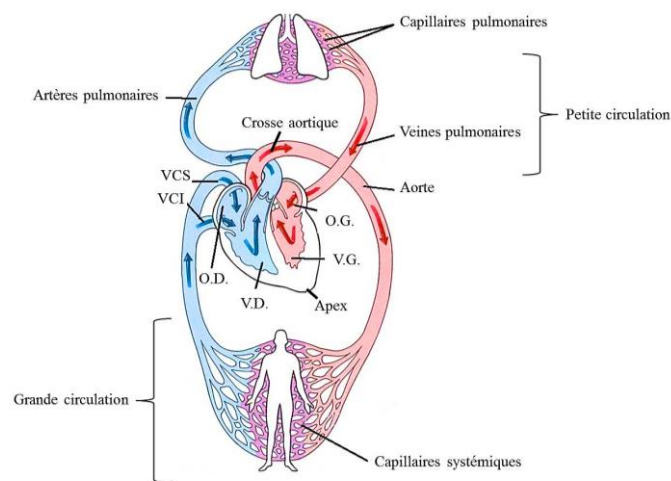


Figure I-2 : Système circulatoire humain avec coupe frontale du cœur.

L'éjection du sang vers les différentes parties du système circulatoire se fait en 4 phases d'action du cœur (remplissage, contraction, éjection et relâchement). Ces phases donnent l'origine à des contractions (systole) et relâchements (diastole) du cœur.

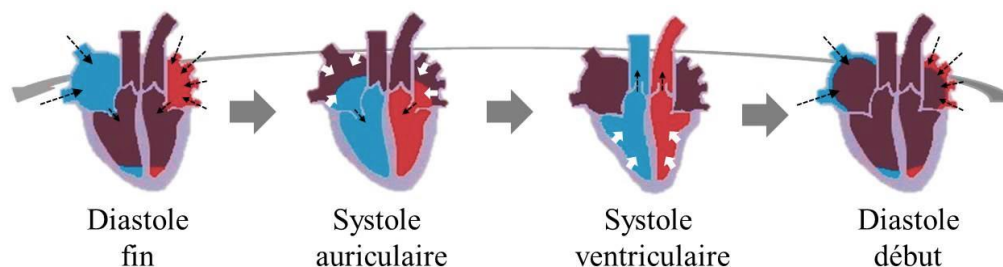


Figure I-3 : Phases du cycle cardiaque d'un cœur normal.

Pendant la phase de remplissage, les oreillettes de chaque côté du cœur sont au repos (diastole), le ventricule est relâché, les valves auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) sont ouvertes, ce qui permet au sang de passer des oreillettes vers les ventricules. Après les oreillettes

se contractent (systole auriculaire) et terminent d'envoyer le sang vers les ventricules. Pendant cette même phase, la valve aortique et la valve pulmonaire (valvules sigmoïdes) sont fermées du fait d'une plus faible pression dans les ventricules. Puis en systole ventriculaire, les valvules sigmoïdes s'écartent et le sang est éjecté vers l'aorte et les artères pulmonaires (voir Figure I-3).

Le cœur permet d'accueillir et d'éjecter le sang vers le système circulatoire. Le débit cardiaque d'un sujet en bonne santé est de 5 l / min. La fréquence cardiaque normale au repos est de 70 battements par minute (BPM) (environ 100.000 battements / jour) tandis que pendant l'effort la fréquence cardiaque maximale est de 220 BPM moins l'âge du sujet.

I.1.3 Electrophysiologie du cœur

La contraction rythmique du muscle cardiaque (Myocarde) est contrôlée par le système nerveux végétatif (involontaire et autonome). Le muscle cardiaque est composé de deux types de cellules musculaires, les myocytes contractiles et les myocytes automatiques. Les myocytes contractiles sont excitables et très répandus dans le cœur (99 % des cellules). Ils sont localisés dans les ventricules et les oreillettes (isolées par la structure fibreuse du cœur). Ce type de cellule ne se contracte pas spontanément. Pour se faire elles doivent recevoir un stimulus d'une cellule voisine. Les myocytes automatiques ou "pacemaker" constituent le tissu conducteur du tissu nodal cardiaque. Ils sont peu nombreux et sont localisés dans le nœud sinusal et le nœud auriculo ventriculaire. Ce type de cellule ne se contractent pas mais génèrent et propagent le potentiel d'action qui coordonne chaque battement cardiaque.

Le potentiel d'action est produit par une impulsion électrique qui tient son origine dans le nœud sinusal. Elle provoque un changement rapide de polarité des cellules myocytes automatiques (voir Figure I-4).

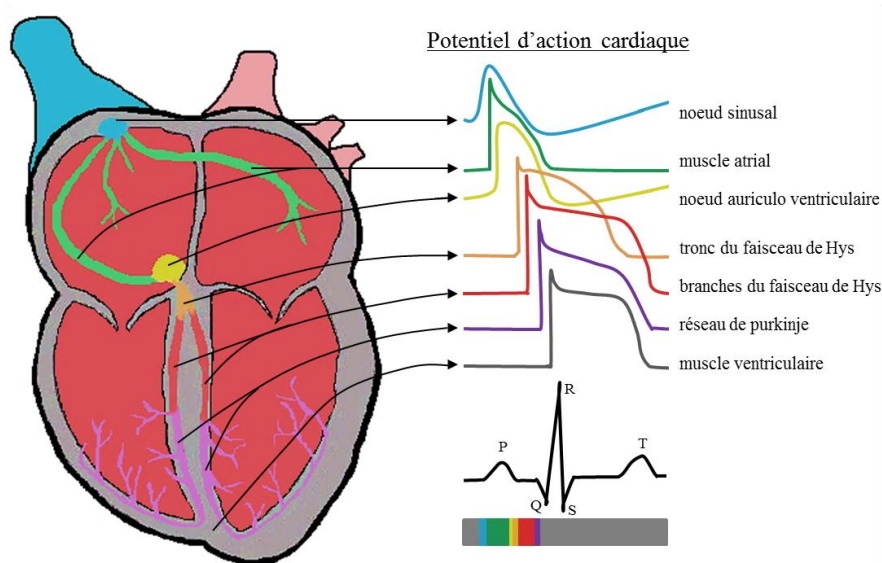


Figure I-4 : Représentation du tissu nodal du cœur. Potentiel d'action des cellules cardiaques pendant la formation du signal de l'électrocardiogramme.

Chapitre 2. Electrocardiogramme

Le mot électrocardiogramme est issu de l'association de trois mots : Electro, Cardio, Gramme. Il représente l'activité électrique du cœur. C'est un examen non-invasif utilisé par les professionnels de santé pour le diagnostic des pathologies cardiovasculaires. Il est réalisé avec un outil de mesure appelé électrocardiographe qui utilise plusieurs conducteurs électriques (électrodes) en contact avec la peau du patient afin de recueillir les signaux ECG.

I.2.1 Brève histoire

Le premier enregistrement ECG de surface humain a été réalisé par Augustus Waller en 1887 à l'hôpital St Mary de Londres. Waller médecin physiologiste avait réussi à enregistrer un potentiel électrique de faible qualité de quatre déflexions (A, B, C et D) (voir Figure I-5.a). Tout comme Waller, le Pr. Willem Einthoven a utilisé l'électromètre capillaire Lippmann pour réaliser ses expériences, mais Einthoven introduit une correction pour améliorer la faible réponse en fréquence de l'instrument. En effet, il utilise des équations différentielles pour prédire la forme correcte de l'ECG. En 1901 Einthoven finit la construction d'un galvanomètre à corde avec très haute sensibilité, premier électrocardiographe utilisé en clinique [1] (voir Figure I-5.b).

En 1908 le Pr. Einthoven publie une description du premier système de mesure ECG clinique avec la définition de différentes formes d'ondes de l'ECG humain (P, Q, R, S et T) et leur signification (voir Figure I-5.a).

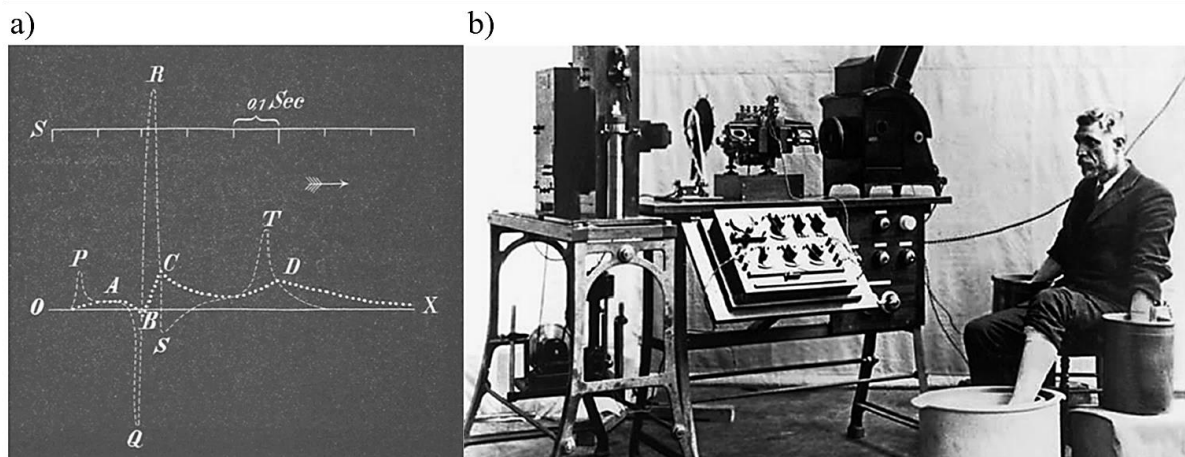


Figure I-5 : a) Electrocardiogramme. Représentation graphique de l'activité électrique du cœur selon Waller (A, B, C et D) et Einthoven (P, Q, R, S et T). b) Galvanomètre d'Einthoven [1].

Depuis les travaux de Waller et Einthoven plusieurs améliorations ont été apportées, néanmoins les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) d'Einthoven sont toujours utilisées (voir Figure I-6).

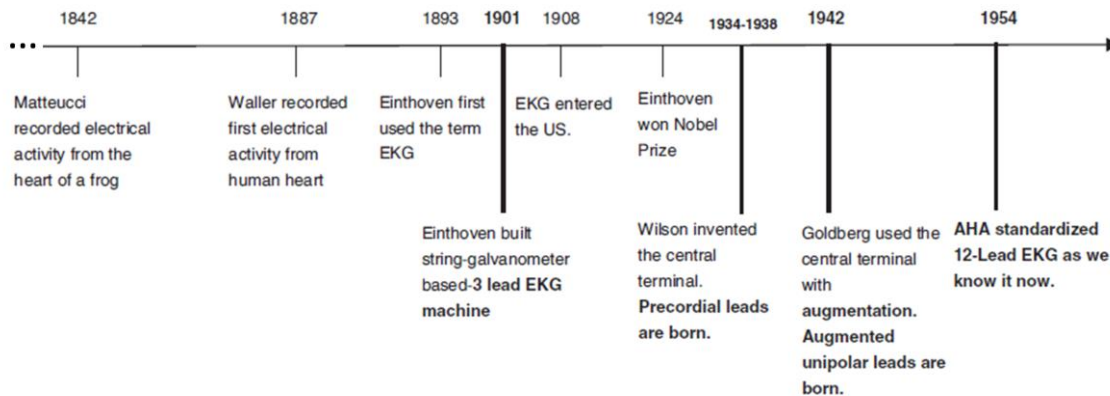


Figure I-6 : Chronologie des apports plus significatifs de la mesure de l'activité cardiaque de l'être humain [1].

I.2.2 Formes d'ondes de l'ECG

Comme évoqué dans la partie précédente, l'électrocardiogramme est constitué par plusieurs types d'ondes. Chaque onde représente l'activité électrique dans une zone spécifique du cœur et à un instant donné pendant le cycle cardiaque (voir Figure I-7). Ses ondes sont :

- **Onde P** : Représente l'activité électrique entre le nœud sinusal et le nœud auriculo ventriculaire pendant la dépolarisation des oreillettes. La durée est inférieure à 0.10 s et l'amplitude maximale est de 0.25 mV. Du point de vue physiologique, les oreillettes sont contractées et le sang est éjecté vers les ventricules.
- **Intervalle P-R** : Représente le temps de propagation du signal électrique des oreillettes aux ventricules. La durée normale est de 0.10 – 0.12 s pour les enfants, 0.12 – 0,20 s pour les adultes et 0.14 – 0.20 s pour les personnes âgées. Physiologiquement il représente la durée du passage du sang des oreillettes aux ventricules.
- **Complexe QRS** : Représente le signal électrique pendant la dépolarisation des ventricules. En moyenne elle a une durée de 0.08 s, avec une valeur maximale de 0.12 s pour des sujets sains. L'amplitude est très variable sur les dérivations frontales. Physiologiquement les ventricules sont contractés et le sang est éjecté vers l'artère pulmonaire et l'aorte.
- **Segment S-T** : Pendant cette période de temps les cellules ventriculaires (myocytes contractiles) sont dépolarisées, il n'y a pas de propagation électrique dans les ventricules.
- **Onde T** : Décrit le signal électrique pendant la repolarisation des ventricules. Donc, constitue la phase de repos des ventricules.

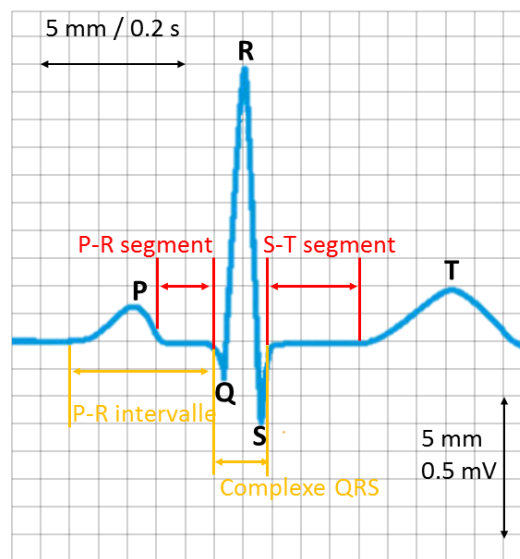


Figure I-7 : Formes d'ondes de l'électrocardiogramme P, Q, R, S et T. Intervalle P-R, complexe QRS et segment S-T.

I.2.3 Dérivations ECG

L'ECG est mesuré à l'aide de plusieurs électrodes en contact avec la peau du patient. Un support d'électrode et un fil conducteur assure la liaison électrique entre l'électrode et l'amplificateur. La différence de potentiel électrique entre deux points de mesure génère une dérivation dans un plan orthogonal précis. Ci-dessous sont présentés les trois principaux types de dérivations utilisées pendant un examen ECG diagnostic.

Dérivations d'Einthoven :

Les dérivations d'Einthoven proviennent de la différence de potentiel électrique entre deux électrodes. Ce type de dérivations représente l'activité électrique du cœur sur le plan frontal (voir Figure I-8.a). Les dérivations des membres sont :

$$\text{Lead I} = LA - RA \qquad LA = \text{Bras gauche} \qquad (I.1)$$

$$\text{Lead II} = LL - RA \qquad RA = \text{Bras droit} \qquad (I.2)$$

$$\text{Lead III} = LL - LA \qquad LL = \text{Jambe gauche} \qquad (I.3)$$

Dérivations de Goldberger :

Il s'agit essentiellement de dérivations d'extrémités unipolaires, elles enregistrent les potentiels d'une seule région du corps, contrairement aux dérivations standard qui chacune représente les potentiels combinés de deux dérivations unipolaires (voir Figure I-8.b) [2].

Dérivations unipolaires augmentées :

$$aVR = - \frac{(Lead I - Lead II)}{2} \quad (I.4)$$

$$aVL = \frac{(Lead I - Lead III)}{2} \quad (I.5)$$

$$aVF = \frac{(Lead II + Lead III)}{2} \quad (I.6)$$

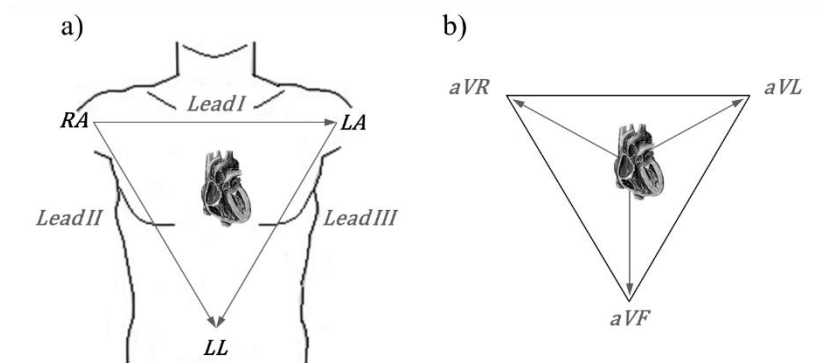


Figure I-8 : a) Dérivations d'Einthoven. b) Dérivations unipolaires augmentées de Goldberger. Dans les deux types de dérivations trois électrodes de mesure sont utilisées.

Dérivations de Wilson :

Les dérivations précordiales de Wilson sont une projection dans le plan horizontal du potentiel électrique du cœur. Six électrodes de mesure sont positionnées à proximité du cœur (V1 à V6), il s'agit de dérivations unipolaires générées à partir de la moyenne de trois électrodes périphériques [3] (voir Figure I-9.a).

Dérivations unipolaires :

$$V1 = V'(1) - \frac{(RA + LA + LL)}{3} \quad (I.7) \quad V4 = V'(4) - \frac{(RA + LA + LL)}{3} \quad (I.8)$$

$$V2 = V'(2) - \frac{(RA + LA + LL)}{3} \quad (I.9) \quad V5 = V'(5) - \frac{(RA + LA + LL)}{3} \quad (I.10)$$

$$V3 = V'(3) - \frac{(RA + LA + LL)}{3} \quad (I.11) \quad V6 = V'(6) - \frac{(RA + LA + LL)}{3} \quad (I.12)$$

Où $V'(i)$ est le potentiel électrique du point de mesure.

Electrocardiogramme 12 dérivations :

L'ECG 12 dérivations constitue l'ensemble des trois types de dérivations que nous avons présenté, c'est l'examen de référence en cardiologie pour faire un diagnostic. Il nécessite 10

électrodes de mesure, dont 3 électrodes (RA, LA et LL) utilisées pour mesurer les dérivations d'Einthoven, 6 électrodes (V1 à V6) pour mesurer les dérivations de Wilson et une électrode de référence (RLD) placée sur la jambe droite. Ainsi, neuf dérivations unipolaires et trois dérivations bipolaires sont mesurées et calculées (voir Figure I-9.b).

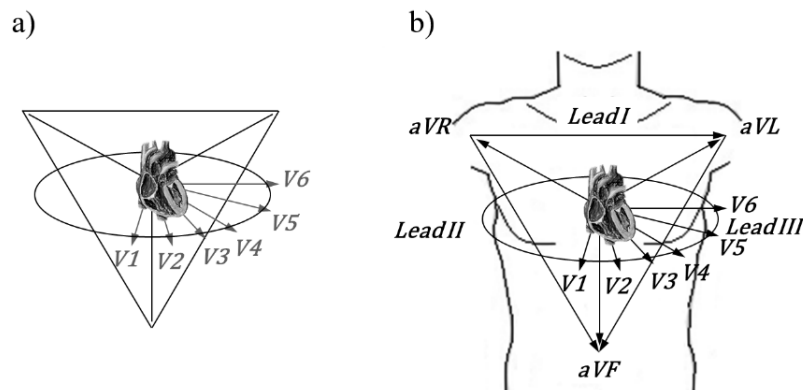


Figure I-9 : a) Dérivations unipolaires de Wilson. b) Electrocardiogramme standard 12 dérivations.

Chapitre 3. Acquisition d'électrocardiogramme en IRM

I.3.1 Généralités sur l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'IRM est une technique d'imagerie médicale non invasive et non ionisante basée sur le principe physique de la résonance magnétique nucléaire (RMN). Dans ce type d'imagerie les propriétés physiques de certains noyaux atomiques (par exemple le proton d'hydrogène ^1H) sont modifiées. En effet, les atomes ^1H sont composés d'un seul proton qui possède un moment cinétique ou spin, qui peut être interprété comme une rotation de la particule sur elle-même. En l'absence d'un champ magnétique statique \vec{B}_0 , les noyaux ^1H sont orientés aléatoirement (voir Figure I-10.a), mais dans le cas contraire les protons se stabilisent et s'alignent comme l'aiguille d'une boussole dans le sens de \vec{B}_0 . Pendant cette phase de polarisation les protons s'alignent selon deux directions opposées (parallèle et antiparallèle) qui correspondent à deux niveaux d'énergie différents (voir Figure I-10.b, magnétisation). En raison d'un excès de protons alignés selon la direction parallèle (environ 4 protons pour 2 millions à 0.5 T), un vecteur de champ magnétique résultant existe et est orienté dans la direction de \vec{B}_0 . Ce vecteur de champ magnétique est appelé vecteur d'aimantation macroscopique \vec{M} , et n'est pas observable lorsqu'il est parallèle à \vec{B}_0 , on doit donc changer son orientation.

Un niveau d'énergie alternatif supplémentaire de courte durée perpendiculaire à \vec{B}_0 modifie l'orientation du vecteur \vec{M} (voir Figure I-10.c, excitation). Celui-ci va s'orienter dans la direction du champ électrique d'une impulsion de radiofréquence (RF) $\vec{B}_1(t)$. La condition

pour que le changement d'orientation de l'aimantation s'opère est que l'impulsion RF soit à la fréquence de résonance ω_0 . Cette condition est régie par la relation de Larmor (radian / s) :

$$\omega_0 = \gamma \vec{B}_0 \quad (\text{I.13})$$

Où γ est le rapport gyromagnétique qui dépend du noyau étudié d'une valeur de 42.5 MHz.T⁻¹ et \vec{B}_0 est le champ magnétique statique.

A la fin de l'excitation, le vecteur \vec{M} revient à sa position initiale provoquant le phénomène de relaxation (voir Figure I-10.d, relaxation). Pendant cette période de temps l'onde de champ électromagnétique renvoyée par le noyau est captée par les antennes réceptrices de l'IRM. Le signal récupéré est un signal complexe correspondant à la somme des relaxations de tous les protons excités (une sinusoïde amortie exponentiellement), où la magnitude est utilisée et quantifiée pour construire une image.

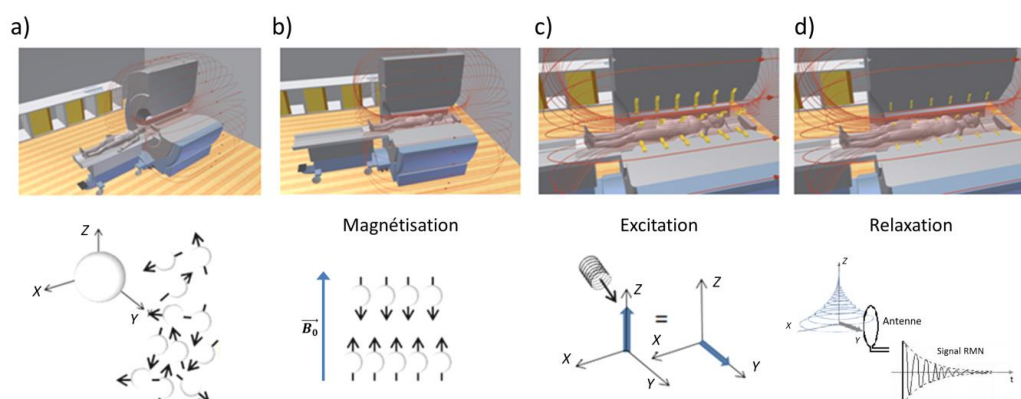


Figure I-10 : Représentation des états physiques des noyaux ¹H en IRM. a) Orientation des noyaux en dehors du tunnel. b) Orientation à l'intérieur du tunnel (Magnétisation). c) Changement d'orientation (Excitation). d) Phénomène de relaxation (Relaxation).

Construction d'une image en IRM :

Une image IRM est obtenue à partir de séquences d'impulsions RF suivies d'acquisitions lors de la période de relaxation. L'image est divisée en plusieurs parties pour former une matrice de N x M voxels, où N est le nombre de lignes (phase) et M le nombre de colonnes (fréquence). La construction de l'image est réalisée en trois étapes. (i) Sélection du plan de coupe; (ii) Encodage spatial des signaux RMN; (iii) Reconstruction de l'image par utilisation de la transformée de Fourier inverse.

La sélection du plan de coupe à imager est réalisée en exploitant les propriétés de la fréquence de Larmor. Etant donné que ω_0 est proportionnel à \vec{B}_0 , un gradient de champ magnétique linéaire (Gss) est appliqué dans l'axe Z afin de faire varier spatialement la

fréquence de Larmor. Le gradient G_{ss} est superposé à \vec{B}_0 ($B_0 + Gz$) et est appliqué en même temps qu'une impulsion RF. La largeur de bande de l'impulsion détermine l'épaisseur de la coupe qui vérifiera la condition de résonance (excitation spatialement sélective). Une fois que l'impulsion RF est terminée, G_{ss} est relâché. Ensuite, l'encodage spatial de la coupe en phase et en fréquence est réalisé. L'encodage de phase consiste à appliquer un gradient dans la direction de l'axe Y ($B_0 + Gy$) pour modifier la fréquence de Larmor pendant un court instant. Son importance provient du déphasage qu'il provoque dans le spin. Après que le gradient Y est relâché, les protons tournent à nouveau à la même vitesse de précession qu'auparavant mais avec des phases décalées. Donc, les protons situés sur une même ligne auront tous la même phase. L'encodage en fréquence est réalisé en appliquant un gradient dans la direction de l'axe X ($B_0 + Gx$) pendant les acquisitions des signaux RMN. Le gradient de lecture modifie au même moment les fréquences de précession pendant son intervention, cela signifie que les signaux complexes acquis sont encodés en phase et en fréquence.

La troisième et dernière étape consiste à traiter les données RMN brutes. Pendant cette étape les signaux complexes sont numérisés et transformés en voxels qui vont remplir l'espace K (voxel par voxel) séquentiellement. Finalement la transformée de Fourier inverse est appliquée à l'ensemble des données de l'espace K dans les deux dimensions (voir Figure I-11).

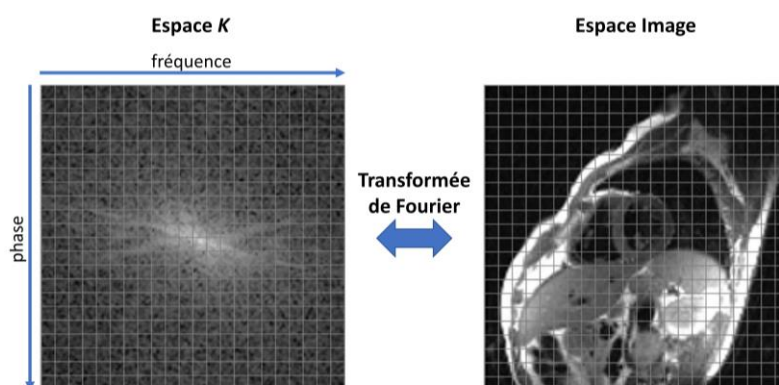


Figure I-11 : Transformation des données RMN pendant la construction d'une image de l'espace K à l'espace image.

I.3.2 Electrocardiogramme en IRM

I.3.2.1 Problématique

En IRM l'électrocardiogramme est utilisé pour la surveillance des patients sous anesthésie ou avec des pathologies cardiovasculaires, ainsi que pour la synchronisation des images [4]. Il est réalisé avec des dispositifs médicaux (DM) de 3 ou 5 électrodes permettant de mesurer 3 ou 4 dérivation bipolaires. Contrairement aux dispositifs 12 dérivation utilisés en clinique, dans cette configuration le nombre limité de dérivation ne fournit pas toutes les projections du potentiel électrique du cœur nécessaires pour faire un examen de diagnostic. Les

difficultés de l'enregistrement de l'ECG en IRM sont bien connues dans la littérature [5]–[8]. Les fortes contraintes physiques associées à l'environnement IRM imposent l'utilisation de câbles courts (de 5 à 10 cm) afin de réduire les risques d'échauffement et l'utilisation d'une bande passante étroite ECG (de 1 à 60 Hz), avec des algorithmes de traitement du signal pour éliminer les artefacts superposés à l'ECG. Cependant, sur certains types d'images (par exemple l'image de diffusion) les artefacts ne sont pas complètement éliminés. Dans cette partie nous présenterons les principales sources d'artefacts qui altèrent le tracé ECG.

Champ magnétique statique \vec{B}_0 :

L'intensité du champ magnétique \vec{B}_0 en IRM est très importante, elle est de l'ordre de 0.2 à 7 T pour les imageurs utilisés en routine clinique. Ceci représente plus de 5000 à 149.000 fois l'intensité moyenne du champ magnétique terrestre (47 μ T en France). Acquérir un signal d'ECG dans ces conditions nécessite que le dispositif médical soit constitué de matériaux amagnétiques afin de réduire les perturbations et limiter les risques. Dans l'IRM, différents types de perturbations existent :

- L'effet «missile» causé par les forces d'attraction magnétique de l'IRM.
- L'effet de couple magnétique présent sur les métaux qui auront tendance à s'aligner avec l'axe du champ magnétique \vec{B}_0 .
- L'effet Magnétohydrodynamique (MHD) ou effet-Hall sur les signaux ECG dans des champs magnétiques statiques.

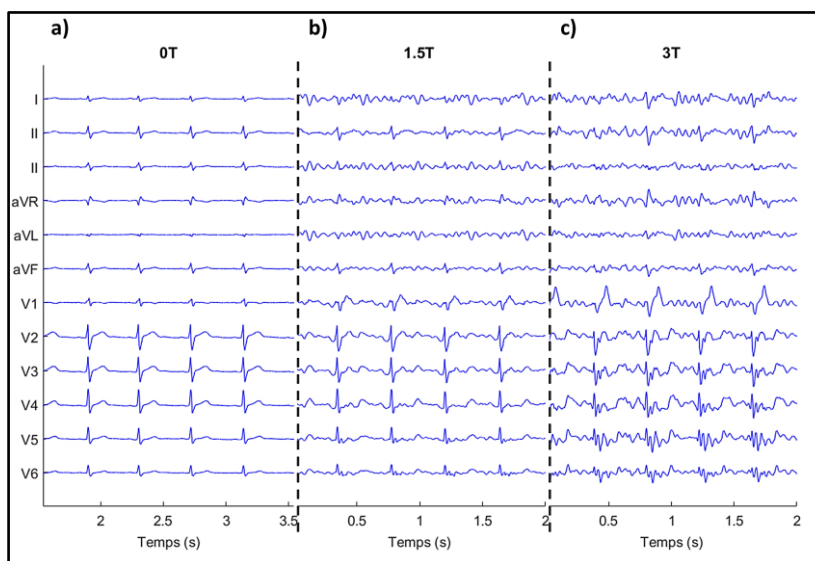


Figure I-12 : ECG 12 dérivations en IRM lors de différents champs magnétiques. a) En dehors du tunnel IRM. b) En IRM 1.5 T. c) En IRM 3 T. Premières acquisitions d'ECG 12D réalisées par le laboratoire IADI chez un sujet sain pendant les travaux de thèse avec un dispositif de type Physiogard Touch 7 (Schiller Medical SAS, Wissembourg, France).

Le dernier type de perturbation (MHD) induit une déformation sur le segment S-T et l'onde T de l'ECG proportionnelle à l'intensité de \vec{B}_0 et à la vitesse du flux sanguin. Physiologiquement cet artefact a son origine au moment de l'éjection du sang dans la crosse aortique. En effet, le sang est constitué de particules électriquement chargées qui créent un champ électrique perpendiculaire à \vec{B}_0 .

En dehors de l'attraction magnétique, le capteur ECG n'est pas affecté. Jusqu'à présent aucune étude n'a démontré qu'un champ magnétique de cette amplitude peut avoir des répercussions sur la santé des patients.

Gradients de champ magnétique G_x , G_y et G_z :

Lors des acquisitions des images IRM, les bobines de gradients de champ magnétique G_i permettent le codage spatial des atomes ^1H imagés. Pendant l'activation ou la désactivation des bobines (montée et descente des gradients) des courants électriques sont induits dans les conducteurs créant une force électromotrice ($\varepsilon = - (d\Phi(B)/dt)$ [V], où $\Phi(B)$ est le flux du champ magnétique sur la surface conductrice fermée) (voir Figure I-13). Ce phénomène est présent dans les tissus humains et dans les conducteurs électriques. Les impulsions des gradients de quelques Hz à environ 100 KHz peuvent déclencher une stimulation nerveuse périphérique dans l'être humain. Afin d'établir les limites des seuils de stimulation, la norme IEC60601-2-33 relative aux « Exigences particulières pour la sécurité de base et les performances essentielles des appareils à résonance magnétique utilisées pour le diagnostic médical » a été créée [9]. Dans celle-ci sont exposés les seuils de stimulation du nerf périphérique (SNP) pour chaque mode d'utilisation de l'IRM. Dans le cadre de la thèse, seul le mode normal et le mode de premier niveau ont été utilisés. Un récapitulatif des différents modes est illustré (voir Tableau I-1).

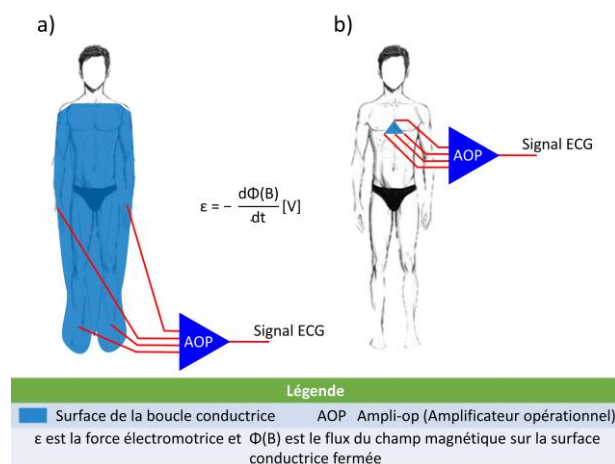


Figure I-13 : Induction des forces électromotrices avec deux types d'appareils. a) Surface de la boucle conductrice d'un système ECG avec de longs câbles. b) Surface de la boucle conductrice du système ECG proposé. L'utilisation d'un patch d'électrodes près du cœur permet de réduire l'aire d'induction et de figer la surface de mesure.

Tableau I-1 : Seuils de stimulation du nerf périphérique, du muscle en général et du muscle cardiaque selon le mode de fonctionnement de l'imageur. Limites d'amplitude des gradients de champ magnétique en systèmes à IRM de 1.5 T cylindriques.

Mode de fonctionnement	Limites de SNP	$ \text{dB}/\text{dt} _{\text{EFF}}$
Normal	80 % du seuil de stimulation nerveuse moyenne	44 T/s
Premier niveau	Seuil de stimulation nerveuse moyenne de 100 %	56 T/s
Second niveau	Seuil supérieur à 100 % du SNP. Utilisé en recherche uniquement	> 56 T/s

Où $|\text{dB}/\text{dt}|_{\text{EFF}}$ représente la valeur absolue de la variation temporelle du champ magnétique [10].

Hors l'effet stimulant dans le corps, les gradients de champ magnétique génèrent des courants induits dans les conducteurs électriques. Cet effet produit des artefacts sur l'ECG relativement importants qui peuvent atteindre 920 fois l'amplitude de l'onde QRS. Un exemple de ce cas se trouve lors de l'acquisitions d'images à écho planaire pondéré en diffusion (EPI 2D DIFF), avec une haute fréquence d'échantillonnage et une large bande passante ECG. Une analyse du signal acquis au cours ce type d'image est présentée dans la Figure I-14. Le filtre de passage (cage de Faraday) est de 2 MHz aux entrées et la fréquence d'échantillonnage de 38 KHz.

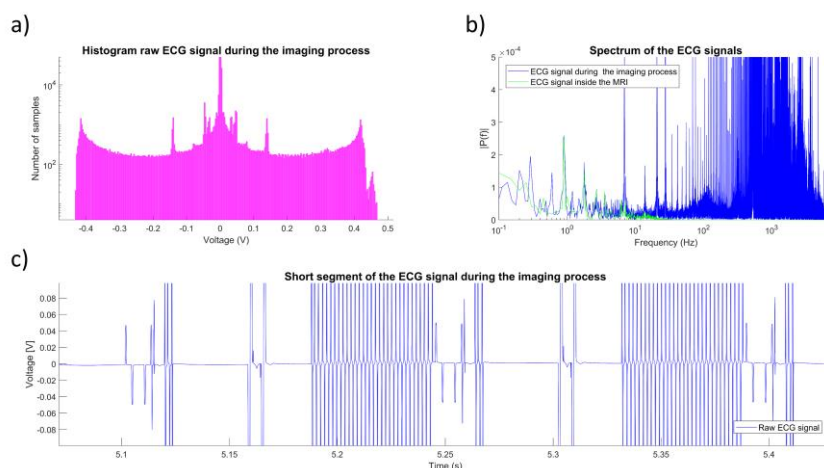


Figure I-14 : Signal ECG pendant une séquence EPI 2D DIFF (image tête) sur un scanner IRM 3 T. a) Histogramme du signal ECG brut. Amplitude en volts des artefacts sur l'ECG lors de l'acquisition de l'image. b) Spectre des signaux ECG à l'intérieur du tunnel, avant et pendant les acquisitions de l'image. c) Artefacts de gradients de champ magnétique superposés sur le signal ECG. Le signal ECG réel acquis avec le capteur ECG proposé est trop petit pour être affiché. Ces signaux ont été acquis en utilisant des filtres de 2 MHz aux entrées de la cage de Faraday ainsi qu'une configuration de la bande passante ECG du module ADAS1000 de 13 KHz et une fréquence d'échantillonnage de celui-ci de 128 KHz.

Champ électromagnétique radiofréquence $\vec{B}_1(t)$:

Les impulsions RF lors de l'acquisition d'images sont indispensables. Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, l'apport d'énergie supplémentaire permet d'orienter le vecteur macroscopique \vec{M} dans le sens du champ électrique et de déclencher le phénomène de RMN sur des atomes ^1H . Le principal inconvénient de l'émission d'ondes électromagnétiques est que les tissus biologiques (adipeux, muscles, os et peau) absorbent cette énergie, ce qui conduit à une élévation de la température corporelle. La chaleur générée est absorbée par le corps et dépend de la puissance de l'impulsion RF. Dans ces conditions, une onde électromagnétique de forte puissance sur les patients risque de détruire partiellement ou totalement les parois cellulaires des tissus (avec températures supérieures à 44 °C), produisant une brûlure. Pour protéger les patients, l'exposition aux ondes RF en IRM est limitée à un taux d'absorption spécifique (SAR) de 4 W.kg⁻¹ de masse corporelle. Selon la réglementation IEC 60601-2-33 [9], [10], plusieurs niveaux du SAR peuvent être utilisés (normal, premier niveau et deuxième niveau) en fonction de l'emplacement de l'image (corps entier, extrémité et tête), le deuxième niveau est interdit dans les applications cliniques et de recherche (voir Tableau I-2).

Comme nous venons de l'évoquer la limitation du SAR permet de contrôler les élévations de la température corporelle du patient. Cependant les émissions électromagnétiques ont aussi un effet important dans les matériaux conducteurs des dispositifs électroniques [11]. L'utilisation des conducteurs électriques en IRM est indispensable pour recueillir les signaux physiologiques des patients. Les électrodes et les supports d'électrodes des dispositifs sont en contact avec la peau du patient, et les risques de brûlures par transfert d'énergie ne sont pas négligeables (voir Figure I-15). Dans le cas des appareils MR conditionnel l'utilisateur doit manipuler l'équipement conformément aux spécifications du constructeur [12]. Principalement les cas de brûlures proviennent des émissions RF capturées par les électrodes [13], mais aussi par les câbles des électrodes [12]. L'apport d'énergie des gradients de champs magnétiques est négligeable (moins de 1000 fois) par rapport aux émissions RF. Une solution à cette problématique est de raccourcir la longueur des câbles ou de rajouter des filtres à une longueur précise, pour limiter l'effet antenne. Le phénomène d'antenne peut être aussi limité en utilisant des électrodes en carbone à une longueur bien plus courte que la longueur d'onde (λ) [11] (par exemple $\lambda / 20$, 23.4 cm à 1.5 T (f = 64 MHz) et 11.7 cm à 3 T (f = 128 MHz).

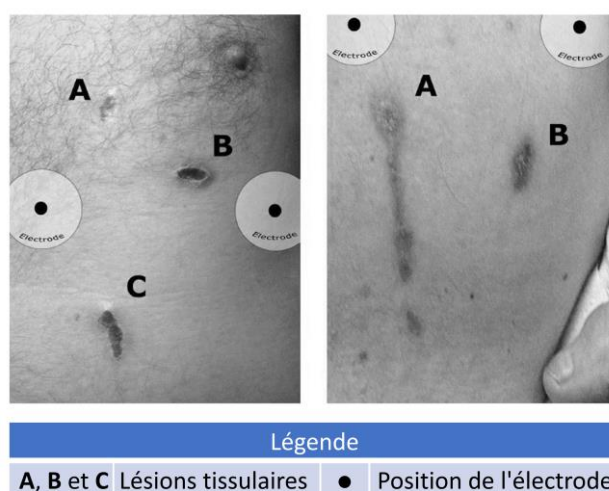


Figure I-15 : Exemple de brûlures de troisième degré causées par les câbles des électrodes ECG chez deux patients anesthésiés [12].

Tableau I-2 : Limites de SAR (en W/kg) des différentes modalités de fonctionnement de l'IRM pendant un temps moyen de 6 min.

Mode de fonctionnement	SAR	SAR	SAR	Elévation de la température
	Corps entier [Antenne corps]	Corps partiel [Antenne membre]	Tête [Antenne tête]	
Normal	2	2 – 10 ⁽¹⁾	3.2	< 0.5 °C
Premier niveau	4	4 – 10 ⁽¹⁾	3.2	< 1 °C
Second niveau	> 4	> (4 – 10 ⁽¹⁾)	> 3.2	< 1 °C

⁽¹⁾ La limite est proportionnelle au rapport "masse PATIENT exposée / masse PATIENT" :

Mode normal :

Corps partiel = $10\text{W/kg} - (8\text{W/kg} * \text{masse exposée du PATIENT} / \text{masse PATIENT})$

Mode premier niveau :

Corps partiel = $10\text{W/kg} - (6\text{W/kg} * \text{masse exposée du PATIENT} / \text{masse PATIENT})$

D'autre part, les ondes RF induisent aussi des courants électriques sur les circuits électroniques actifs. L'utilisation d'une cage de Faraday permet d'éliminer les perturbations électromagnétiques internes / externes du dispositif. Dans le cas des dispositifs compatibles IRM cette technique permet de limiter les possibles nuisances des signaux internes du capteur vers l'IRM et vice versa. En ce qui concerne les dispositifs de type capteur ECG, les signaux venant de l'extérieur doivent être filtrés aux bords de la cage de Faraday par des filtres spéciaux passe-bas (filtres de passage) afin de limiter la RF. Pour mieux présenter le problème, dans la Figure I-16, nous montrons un exemple d'acquisitions d'ECG au cours d'une séquence de type écho de spin turbo (TSE). La figure montre une analyse en fréquence pour mieux apprécier

l'induction de perturbations RF sur l'ECG. Le signal a été acquis avec un filtre de passage de 2 MHz et une fréquence d'échantillonnage de 38 KHz. Nous pouvons voir l'effet d'un filtre de passage trop élevé qui laisse passer la RF à l'intérieur de la cage de Faraday.

Finalement, le principal inconvénient de l'interaction des dispositifs actifs avec les champs électromagnétiques de l'IRM sont les possibles risques d'échauffement. Les perturbations causées sur les signaux physiologiques peuvent atteindre 1650 fois l'amplitude de l'onde QRS (pendant des images écho de spin turbo (TSE), avec une haute fréquence d'échantillonnage et une large bande passante ECG). Cependant, ils peuvent être réduits ou éliminés avec l'utilisation de filtres plus restrictifs, d'algorithmes de débruitage et l'utilisation d'une cage de Faraday.

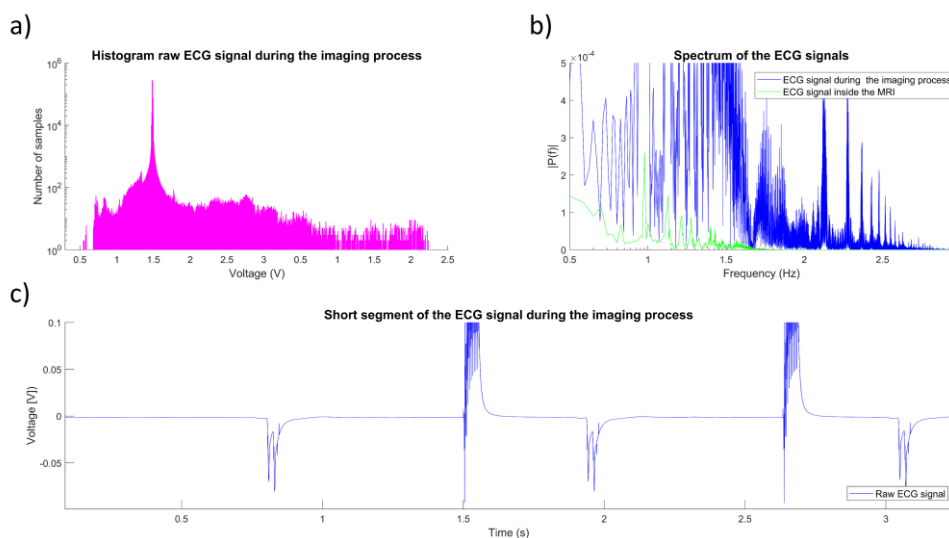


Figure I-16 : Signal ECG pendant une séquence de type écho de spin turbo (TSE) sur un scanner IRM 3 T. a) Histogramme du signal ECG brut lors de l'acquisition de l'image. b) Spectre des signaux ECG à l'intérieur du tunnel, avant et pendant les acquisitions de l'image. c) Artefacts RF sur le signal ECG du capteur ECG proposé. Les signaux ont été acquis en utilisant des filtres de 2 MHz aux entrées de la cage de Faraday ainsi qu'une configuration de la bande passante ECG du module ADAS1000 de 13 KHz et une fréquence d'échantillonnage de celui-ci de 128 KHz.

I.3.2.2 Synchronisation cardiaque et respiratoire en IRM

Comme nous l'avons indiqué précédemment, l'ECG est utilisé dans la synchronisation des images. Le «gating» cardiaque consiste à détecter la systole ventriculaire du cycle cardiaque pour synchroniser les acquisitions IRM sur les phases stables de celui-ci. Deux signaux sont utilisés à cet effet : (i) L'ECG, qui permet de détecter avec précision et un faible temps de latence la phase cardiaque où se produit la contraction ventriculaire (l'onde R du complexe QRS). (ii) La SPO₂, qui est retardée par rapport au signal ECG (Pulse Transit Time (PTT)) mais qui est moins perturbée par les artefacts de champ magnétique et RF. Dans les applications

en clinique, l'ECG est la technologie la plus largement utilisée qui permet de surmonter plus efficacement les problèmes liés au mouvement cardiaque.

Après la détection de la systole ventriculaire, la synchronisation de l'IRM peut être réalisée de manière prospective ou rétrospective. Les acquisitions avec un gating prospectif sont effectuées après la détection de l'onde R de l'ECG, en même temps pour chaque cycle cardiaque, tandis que les acquisitions avec un gating rétrospectif sont effectuées en continu, avec des enregistrements ECG et des acquisitions d'image simultanées pour réorganiser les données lors de la reconstruction de l'image.

La synchronisation cardiaque est réalisée aussi avec la synchronisation respiratoire. La combinaison de ces deux techniques améliore considérablement la qualité des images. Un exemple est présenté dans la Figure I-17 avec la technique GRICS (Generalized Reconstruction by Inversion of Coupled Systems) pour une reconstruction à compensation de mouvement à respiration libre. Il y a plusieurs méthodes pour mesurer la respiration. La plus utilisée consiste à placer sur le thorax ou l'abdomen du patient une ceinture pneumatique. Elle permet de mesurer l'amplitude des mouvements (thoraco-abdominaux) provoqués par la respiration et de faire les acquisitions en tenant compte des phases où la position du torse est stable. D'autres techniques directes ou indirectes permettent de mesurer la respiration utilisant par exemple des capteurs de mouvement (accéléromètres) [14], à fibre optique [15], [16], ou à partir de l'extraction de la ligne centrale de l'espace K [17], [18] permettant des acquisitions d'image en respiration libre.

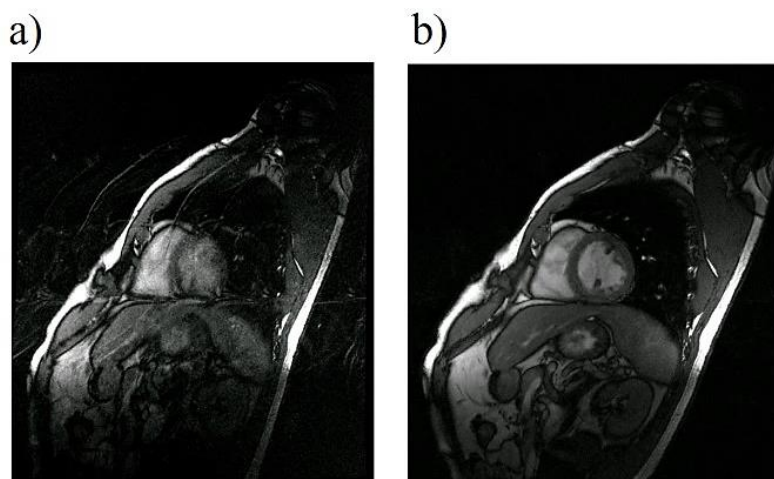


Figure I-17 : Acquisitions des images en coupe petit-axe du cœur : a) Image sans aucune synchronisation. b) Image avec synchronisation cardiaque et respiratoire en utilisant la technique GRICS.

I.3.3 Monitoring des signaux physiologiques en IRM

Pendant les examens d'IRM la surveillance du patient est effectuée par le personnel responsable tel que la/le manipulatrice/teur et la/le radiologue en charge du patient. Une

communication audiovisuelle avec le patient est disponible et permet l'interaction avec celui-ci. En fonction de l'état de santé du patient et du type d'image à réaliser, les acquisitions et le monitoring des signaux physiologiques de type ECG, SPO2 et respiration peuvent être nécessaires. Dans la majorité des systèmes IRM, il est possible de surveiller ces trois paramètres. Néanmoins, dans le cas de patients sous anesthésie (enfants, claustrophobes, agités, parkinsoniens et autres), l'analyse des paramètres tels que la concentration de gaz (O₂, CO₂ et N₂O), la température et la PNI (pression artérielle non-invasive) nécessite un système de surveillance externe.

Un moniteur de surveillance tel que le système Maglife Serenity garantit la mesure de presque tous les paramètres susmentionnés sauf la respiration. Dans le paragraphe suivant nous allons présenter ce système et plus précisément la partie ECG qui concerne le travail de cette thèse.

I.3.3.1 Maglife Serenity

Le système Maglife Serenity (voir Figure I-18) est un appareil destiné à la surveillance des principaux paramètres physiologiques des adultes, enfants et nouveau-nés en IRM. L'appareil est spécialisé pour les procédures d'anesthésie et possède une certification d'usage «MR-conditional» car il est garanti jusqu'à un champ magnétique statique de 50 mT, ce qui correspond à une distance d'environ un mètre du tunnel.

Les capteurs physiologiques intégrés dans l'appareil sont :

- 1 capteur ECG type IV (voir Tableau I-3).
- 1 capteur SPO2 (dispositif avec communication sans fil).
- 1 capteur PNI.
- 2 sondes de température (une principale et une autre cutanée).
- 1 module d'analyse de concentration de gaz (O₂, CO₂ et N₂O).
- 2 ceintures pneumatiques (disponibles dans la version Maglife Recherche Serenity).

De plus, la synchronisation cardiaque est intégrée dans le système. Actuellement, les acquisitions d'ECG en IRM divergent du cahier des charges des systèmes de monitorages classiques. En effet, comme nous l'avons expliqué dans les points précédents, les signaux ECG sont fortement perturbés par l'environnement IRM et ne permettent pas de faire un examen de diagnostic. Les caractéristiques spécifiques du capteur ECG seront décrites par la suite.

Pour conclure cette section, il convient de garder à l'esprit que ce type d'appareil n'est actuellement limité qu'à la détection et au calcul de la fréquence cardiaque à partir du complexe QRS, en raison des limitations que nous avons déjà mentionnées.



Figure I-18 : Maglife Serenity. Extrait de <https://www.schiller.ch/fr/fr/products/patient-monitoring>.

Capteurs ECG fabriqués par Schiller Médical :

Depuis le premier prototype de capteur développé par Felblinger et al. en 1994 [4], plusieurs modèles ont été fabriqués. Le principe a toujours été le même, c'est-à-dire amplification et filtrage du signal dans le boîtier électronique (proche de la zone en contact avec les électrodes de mesure) et transmission des données par fibre optique. L'industrialisation du prototype de Felblinger et al. a permis la création du capteur type I. Le capteur a été conçu pour une utilisation avec les systèmes IRM de la société Siemens. Il intègre un tripode de support d'électrodes relié au boîtier électronique par des fils en silicone carbone. L'ensemble est surmoulé avec du silicone biocompatible flexible (voir Figure I-19.a). Il possède une bande passante ECG restreinte de 0.5 – 25 Hz. Le capteur type III a été développé pour les systèmes Maglife C (voir Figure I-19.b). Ce capteur possède des fonctionnalités similaires au capteur type I notamment la bande passante ECG et le nombre de dériviatives mesurées. Ensuite, le capteur type IV est utilisé actuellement dans le système Maglife Serenity (voir Figure I-19.c). Il mesure trois dériviatives ECG simultanément avec une bande passante ECG étroite de 0.34 – 47 Hz. Finalement le capteur type V est une version améliorée du type IV. Son utilisation est strictement dédiée à la recherche. La différence par rapport à son prédécesseur est l'amélioration de l'étage d'amplification / filtrage de l'ECG ainsi que l'acquisition des champs magnétiques dans les trois directions de l'espace. Le tableau suivant présente un résumé des principales caractéristiques de l'ensemble des capteurs.

Tableau I-3 : Caractéristiques principales des différents capteurs ECG fabriqués par Schiller Médical [19].

Type	Nombre de dériviatives	Fréquence d'échantillonnage [KHz]	Bande passante ECG [Hz]	Résolution [uV/LSB]	Dynamique d'entrée [mV]
ECG I	1 ⁽¹⁾	1	0.50 - 25	5	± 10
ECG III	1 ⁽¹⁾	1	0.50 - 25	5	± 10
ECG IV	3	1	0.34 - 47	5	± 10
ECG V	3	1	0.34 - 47	5	± 10

(1) Dérivation ECG configurable, c'est-à-dire une différence de potentiel entre 2 des 3 électrodes.

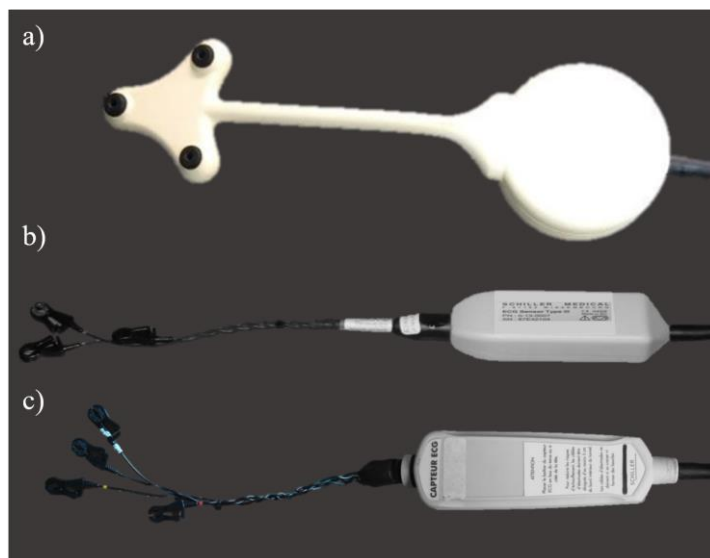


Figure I-19 : Capteurs ECG compatibles IRM fabriqués par la société Schiller Médical. a) Modèle de capteur type I. b) Modèle de capteur type III. c) Modèle de capteur type IV et V.

Chapitre 4. Compatibilité IRM

L'évaluation de la compatibilité IRM des dispositifs médicaux est un sujet très important pour assurer la sécurité des patients. Plusieurs lésions ont déjà été rapportées dans la littérature [12], [13]. La cause principale des échauffements provient de l'interaction des champs électromagnétiques avec les électrodes et les supports d'électrodes du dispositif. Les recommandations à travers les normes internationales permettent d'organiser et standardiser les bonnes pratiques de sécurité dans l'environnement de résonance magnétique. Les normes sont regroupées en deux catégories, les dispositifs médicaux actifs et passifs. Dans le tableau suivant seront présentées les normes internationales en vigueur.

Tableau I-4 : Normes actuelles utilisées pour la compatibilité IRM des dispositifs médicaux actifs et passifs.

Actifs implantables	Catégorie de dispositifs médicaux	
	Passifs implantables	Equipements MR
ISO TS 10974	ASTM F2119	IEC 60601-2-33
	ASTM F2213	
	ASTM F2182	
	ASTM F2052	
	ASTM F2503	

Où :

- ASTM F2119 : Propose une méthode d'essais qui permet d'évaluer les artefacts induits sur les images IRM.
- ASTM F2213 : Présente une méthode d'essais pour mesurer le couple mécanique produit sur les DM.
- ASTM F2182 : Suggère une méthode d'essais pour tester les élévations de température induites par la RF.
- ASTM F2052 : Offre une méthode d'essais pour quantifier l'attraction mécanique sur les DM.
- ASTM F2503 : Est une norme sur la sécurité dans l'environnement de résonance magnétique.
- ISO TS 10974 : Est une norme dirigée spécialement à l'évaluation de la sécurité IRM des patients avec des DM actifs implantables.

Le prototype de capteur ECG est un dispositif dépendant d'une source d'énergie électrique externe pour son fonctionnement, donc il est catalogué dispositif médical actif non-implantable. Dans le cadre des travaux de thèse, seule la norme IEC 60601-2-33 a été utilisée. Cette norme expose les seuils maximums acceptables correspondant aux émissions de champs magnétiques et de champs électromagnétiques de l'IRM. Ces informations ont été utilisées pour évaluer la compatibilité du capteur. D'autres aspects liés aux techniques des systèmes et des dispositifs IRM sont aussi discutés dans la même norme pour le diagnostic médical, mais également pour la sécurité des patients et du personnel de l'IRM. Le but est d'évaluer la compatibilité IRM des équipements. De plus une terminologie spécifique est décrite pour désigner les types d'articles utilisés en pratique courante en IRM (voir Figure I-20), ceux-ci sont :

- MR Safe (MR sûre) : Cette étiquette signifie que l'utilisation de l'article (non conducteur, non métallique et non magnétique) n'a aucun danger connu dans tous les environnements MR.
- MR Conditional (MR conditionnel) : Le symbole signifie que le dispositif n'a aucun danger connu dans les conditions d'utilisation spécifiées par le fabricant. Les spécifications définissent les conditions d'utilisation pour lesquelles les dangers sont minimisés, telles que l'intensité du champ magnétique, la vitesse de balayage des gradients de champ magnétique (temps de montée et descente des gradients), l'intensité de la puissance des champs électromagnétiques y compris le SAR. La position du dispositif dans le tunnel et les autres conditions peuvent aussi être respectées.

- MR Unsable (MR inutilisable) : Les risques sont connus dans tous les environnements MR.



Figure I-20 : Symboles identifiant le type de compatibilité des appareils selon la norme IEC 60601-2-33 [10]. De gauche à droite MR safe, MR conditional et MR unsable.

CONCLUSION DE LA PARTIE I

Nous avons abordé dans cette partie les principes de l'anatomie et la physiologie du cœur humain en soulignant le lien entre ces deux termes. Ensuite, nous avons évoqué l'électrophysiologie du cœur afin de décrire le comportement électrique de celui-ci lors des différentes phases du cycle cardiaque. Puis nous sommes revenus sur les origines des différentes projections du potentiel électrique du cœur en fonction des dérivations ECG.

Par la suite nous nous sommes concentrés sur les acquisitions d'ECG en IRM, en expliquant dans un premier temps les principes de base de l'imagerie par résonance magnétique pour ensuite aborder la problématique de l'ECG en IRM. Pendant cette partie nous avons mis l'accent sur les effets physiques produits par l'environnement IRM sur la sécurité des patients et sur les enregistrements ECG.

Malgré ces difficultés, des systèmes de monitoring sophistiqués permettent la surveillance de plusieurs paramètres physiologiques en toute sécurité. Nous avons insisté sur le fait que la synchronisation cardiaque et la synchronisation respiratoire améliorent considérablement la qualité des images acquises lors de l'examen. Le but des travaux de thèse a été d'améliorer davantage les signaux acquis en proposant de nouvelles technologies ainsi que de nouvelles méthodes d'enregistrement et de traitement des signaux ECG.

PARTIE II - DEVELOPPEMENT DU CAPTEUR ECG COMPATIBLE IRM

Les capteurs ECG actuels sont limités en résolution temporelle et spatiale, comme nous le détaillons ci-après. Nous proposons dans cette partie une architecture électronique permettant de résoudre ces deux aspects. En effet l'architecture choisie est modulable et peut être reconfigurée pour favoriser les applications nécessitant l'un ou l'autre des deux aspects (résolution spatiale et temporelle) ou les deux à la fois. Dans cette partie nous détaillons l'architecture générale du capteur et ses possibilités, et dans les parties suivantes (III, IV et V) nous repreciserons la configuration spécifique, le logiciel utilisé et la méthode de validation pour ces applications particulières. Aussi, nous aborderons différentes possibilités d'applications en IRM pour faire la synchronisation cardiaque, la reconstruction des cartes de potentiels électriques à la surface du thorax (BSPM) pour l'imagerie ECG et/ou l'imagerie d'impédance électrique thoracique, mais également pour la reconstruction d'un électrocardiogramme 12 dérivations pour les applications d'IRM cardiaque de stress ou d'IRM interventionnelle et pour la correction des mouvements cardio-respiratoires.

Chapitre 1. Limites des solutions actuelles

Comme nous l'avons évoqué dans la première partie, les signaux physiologiques en IRM sont fortement perturbés à cause des contraintes physiques propres à l'IRM. Depuis plus de 30 ans l'ECG est acquis avec une bande passante étroite inférieure à 60 Hz (0.34 - 47 Hz pour le capteur type IV Schiller) et une fréquence d'échantillonnage de l'ordre de 1 KHz afin de limiter l'amplitude des artefacts sur les signaux. Les systèmes de monitoring IRM des principaux constructeurs (Invivo, Philips, Siemens, Iradimed et Schiller) sont actuellement limités à la détection et au calcul de la fréquence cardiaque des patients, parce que la faible résolution temporelle et spatiale des dispositifs ne permet pas de faire un examen de diagnostic (voir Tableau II-1). En effet, la résolution temporelle est liée à la fréquence d'échantillonnage, mais aussi à la bande passante ECG. D'un autre côté la résolution spatiale est associée au nombre de dérivations ECG mesurées proche du cœur, cela étant limité en IRM à 3 ou 4 dérivations.

Des chercheurs ont proposé récemment d'augmenter la bande passante ECG de 2.8 à 7.2 KHz [20], [21], mais nous pensons qu'il faut encore augmenter la bande passante ECG pour mesurer correctement les artefacts de gradients de champ magnétique qui peuvent arriver jusqu'à 20 kHz. Dans cette thèse nous proposons deux solutions : (i) La première consiste à augmenter la résolution temporelle du dispositif en incrémentant la bande passante et la

fréquence d'échantillonnage de l'ECG. Cette approche à priori contre-intuitive, mais cela permet de mieux caractériser les artefacts superposés aux signaux, et donc les détecter et les supprimer. (ii) La deuxième est focalisée sur l'augmentation de la résolution spatiale de l'ECG. Notre système permet de mesurer un nombre plus important de dériviatives ECG (12 dériviatives bipolaires) en faisant un réseau de capteurs à partir de N capteurs électriquement indépendants ($N = 4$ pendant la thèse, mêmes capteurs utilisés dans la première solution) avec une miniaturisation de l'électronique, où le nombre d'électrodes est limité par la surface formée par les câbles d'un seul capteur et par l'encombrement du capteur. Ensuite, les signaux ECG de ce réseau sont utilisés pour la reconstruction d'un électrocardiogramme 12 dériviatives, qui combiné avec l'imagerie IRM permettra la reconstruction des cartes de potentiels électriques à la surface du thorax (BSPM).

Tableau II-1 : Caractéristiques les plus importantes des capteurs ECG des principaux constructeurs des systèmes de monitoring IRM.

Constructeurs	Nombre d'électrodes	Nombre de dériviatives	Bande passante ECG (Hz)	Transmission des données	Système
Invivo	4	3	< 150	Sans fil	Expression
Philips	4	3	< 150	Sans fil	MR400
Siemens	4	3	< 150	Sans fil	PERU098
IRadimed	5	5	< 150	Sans fil	3880
Medrad	5	4	< 150	Sans fil	VerisTM 8600
Schiller	4	3	0.34 - 47	Fibre optique	Maglife Serenity

Actuellement deux sociétés proposent un système ECG 12 dériviatives en IRM [22], [23] : (i) Le dispositif de la société MiRTLE (MIRTLE, E-TROLZ, Andover, MA) spécialisé dans l'IRM interventionnelle. Il propose une correction des signaux ECG pendant les séquences de type SSFP, GRE et TSE en IRM 1.5 et 3 T [23], [24], en utilisant un câble ECG de 10 électrodes MR conditionnel [25]. La principale limite sont les artefacts d'effet MHD sur l'ECG [24]. En effet, les signaux ne sont pas de qualité diagnostic et leur utilisation est seulement pour des applications de recherche. Le système n'a pas actuellement l'autorisation FDA (Food and Drug Administration). (ii) Le système de la société Pinmed (PELEX-MAX, Pinmed, Pittsburgh, États-Unis) mesure plusieurs paramètres physiologiques en IRM, entre autres l'ECG. Son application est exclusivement pour une utilisation expérimentale car leur système n'a pas non plus le marquage FDA. Il faut souligner que les caractéristiques de ce système (fréquence d'échantillonnage des signaux, bande passante, correction d'artefacts, etc) ne sont pas divulguées par le fabricant.

Les systèmes susmentionnés utilisent seulement 10 électrodes de mesure et ne proposent pas des solutions pour les applications de BSPM en IRM. C'est pourquoi un des objectifs initiaux de la thèse était de construire un réseau de capteurs à partir de la multiplication des informations disponibles dans un seul capteur, en intégrant plusieurs circuits de mesure. Le réseau multifonctions (ECG, Hall et respiration) est un prototype qui pourrait être commercialisé plus tard. Celui-ci intègre un accéléromètre, pour mesurer l'accélération des mouvements respiratoires afin de réduire l'encombrement et d'éviter l'utilisation des ceintures pneumatiques. Il intègre également des capteurs à effet-Hall pour mesurer les gradients de champ magnétique afin de débruiter les signaux. Ce réseau multifonctions intègre en plus une Front-end ECG et des électrodes pour mesurer l'électrocardiogramme.

Dans le prochain chapitre nous aborderons le cahier des charges du capteur ECG, avec les différentes configurations de celui-ci qui répondent aux différentes limites évoquées ci-dessus.

Chapitre 2. Cahier des charges du capteur ECG

Nous avons divisé le cahier des charges en deux parties : (i) La première partie concerne les spécifications requises pour le nouveau capteur ECG de la société Schiller Médical. (ii) La deuxième partie traite de la validation et de la valorisation des travaux d'ingénierie effectués par le doctorant dans le laboratoire IADI. Il serait intéressant de souligner que le système Maglife Serenity est sur le marché des moniteurs de surveillance IRM depuis plus de dix ans et depuis son arrivée la version du capteur ECG type IV n'a pas évolué. Schiller Médical a pris un retard important par rapport à ses concurrents car depuis plusieurs années ceux-ci proposent une transmission des données sans fil avec une qualité de signal satisfaisante. Les progrès des technologies électroniques et l'utilisation d'architectures plus adéquates avec une plus grande puissance de calcul ont conduit au développement d'un nouveau capteur au sein de la société. Les objectifs principaux du cahier des charges industriel sont les suivants :

- Développer un capteur ECG qui devrait au moins remplir les mêmes fonctions que le capteur actuel du système Maglife Serenity (capteur type IV). Dans les mêmes conditions d'utilisation (en IRM 1.5 et 3T) et avec les mêmes caractéristiques (voir Tableau I-3).
- Diminuer le temps d'installation des patients dans la salle IRM. Deux types de technologies de communication ont été suggérées. (i) Une communication sans fil (capteur / système) a été envisageable pour une utilisation exclusive en mode monitoring. Ce type de communication améliore l'ergonomie du capteur et rend plus rapide son installation. Néanmoins, les performances de la transmission des données en termes de débit sont moins intéressantes. (ii) Sur les applications en imagerie cardiaque ou en recherche, la technologie par fibre optique est plus

adaptée, le temps de latence et jitter des signaux sont plus courts et stables que les technologies sans fil. Aussi, les débits de transmission sont plus importants.

- Améliorer la qualité du signal ECG. L'utilisation d'un circuit de type Front-end ECG ADAS1000 a été conseillée. L'association de ce dispositif avec un microcontrôleur doté d'un nouvel algorithme d'élimination du bruit (conçu au sein du laboratoire IADI [26]), augmente la qualité des signaux, permet une surveillance ininterrompue du patient et améliore l'imagerie cardiaque (grâce à une meilleure synchronisation cardiaque). Ainsi l'utilisation d'un patch de support d'électrodes plus petit et flexible que les anciennes technologies, résistant aux chocs de défibrillateur, avec des dimensions connues diminue les risques d'échauffement par RF.
- Détecter les variations de champ magnétique. L'utilisation de trois capteurs à effet-Hall a été prévue pour mesurer les variations de champ magnétique dans les trois directions de l'espace (x, y et z). Le but a été d'intégrer ces informations aux entrées de l'algorithme de débruitage conçu par le laboratoire afin de réduire les artefacts sur les signaux ECG.
- Détecter les mouvements respiratoires. Dans le but de limiter l'encombrement des systèmes de détection de respiration classiques, il a été suggéré d'intégrer au capteur un accéléromètre comme proposé dans l'article de Chen et al. [14]. En effet, l'accéléromètre permet de mesurer l'accélération des mouvements respiratoires sur le thorax / ventre du patient dans une zone ponctuelle avec une précision similaire aux ceintures pneumatiques. Ces données amélioreront la surveillance du patient et permettront la correction des images à travers la synchronisation respiratoire.
- Détecter les signaux du stimulateur cardiaque. L'objectif est de détecter les dispositifs implantables de type pacemaker avant et pendant l'examen IRM. L'utilisation de cette fonctionnalité de la Front-end ECG ADAS1000 a été suggérée.
- Optimiser et miniaturiser l'électronique du capteur y compris de l'espace mécanique. Il a été suggéré la réduction de la masse conductrice de l'ensemble du capteur afin de limiter les interactions des champs magnétiques et électromagnétiques de l'environnement IRM avec le système. La taille du capteur ainsi que l'électronique qui le compose ont été miniaturisées.

En ce qui concerne les attentes de la partie recherche, d'autres spécifications orientées sur la validation et valorisation du capteur ECG ont été développées en trois groupes différents aboutissant à la rédaction de trois articles scientifiques. Ces spécifications sont :

- L'augmentation de la résolution spatiale de l'ECG :

L'objectif était de développer un réseau de capteurs assemblés sous la forme d'une veste. Chaque capteur inspiré des versions précédentes est isolé électriquement et comprend un patch de 4 électrodes ECG placées à la surface du corps du patient. Les capteurs mesurent chacun trois dérivations ECG bipolaires et trois signaux de champ magnétique. Ils intègrent ainsi des algorithmes de traitement du signal qui ont été développés au sein du laboratoire IADI. Les données ECG ont été utilisées pour la reconstruction d'un électrocardiogramme 12D en IRM, qui combiné avec l'imagerie permet la construction des cartes de potentiels électriques de surface (BSPM) pour résoudre le problème inverse ECG. Ces travaux seront détaillés plus précisément dans la partie III du manuscrit où nous aborderons le premier article *«Reconstruction de l'ECG 12 dérivations en utilisant un nouveau réseau de capteurs ECG compatible IRM»*. Les travaux de thèse se sont seulement focalisés sur la création du réseau de capteurs et sur la reconstruction de l'ECG 12D. Une partie des applications que nous venons de mentionner (BSPM) a été développée par d'autres chercheurs du laboratoire en parallèle des travaux de thèse.

- L'augmentation de la résolution temporelle de l'ECG :

La finalité a été d'incrémenter la résolution temporelle des signaux en augmentant la fréquence d'échantillonnage et la bande passante de l'ECG. L'idée a été de récupérer un plus grand nombre d'informations sur les artefacts induits afin d'améliorer la qualité du débruitage des signaux ECG. Cet élément est plus détaillé dans la partie IV, où nous présentons le deuxième article *«Acquisition d'électrocardiogramme à large bande pour une meilleure suppression des artefacts de gradients IRM»*.

- L'application du capteur en salle d'électrophysiologie :

Une autre application du capteur (en dehors des objectifs de la thèse) a été étudiée en salle d'électrophysiologie cardiaque pour améliorer la surveillance et la qualité des signaux ECG. L'objectif a été de démontrer que notre système est plus adapté aux variations de champs magnétiques de basse fréquence en salle EP qu'un système ECG 12D classique. Les expériences ont été réalisées lors de la navigation à distance avec un cathéter magnétique. Ces recherches sont décrites en détail dans la partie V du manuscrit où nous faisons référence au troisième article *«Acquisition d'un électrocardiogramme pendant la navigation à distance avec un cathéter magnétique»*.

Les spécifications que nous venons de mentionner ont permis de développer une architecture électronique qui couvre la plupart des exigences et attentes des deux partenaires avec lesquels se sont déroulés les travaux de thèse. L'ensemble des spécifications industrielles

ont été prises en compte dans le capteur par le biais de circuits électroniques de mesure, qui ont permis d'acquérir les différents paramètres souhaitables. Dans le chapitre suivant, ce sujet sera traité et des détails plus spécifiques seront abordés afin d'expliquer le fonctionnement des principaux modules composant le capteur.

Chapitre 3. Modules électroniques du capteur ECG

L'architecture du capteur ECG comprend plusieurs composants électroniques dédiés à l'acquisition et au conditionnement des signaux ECG dans la salle IRM. L'appareil se compose d'un système ECG constitué d'un patch de support d'électrodes protégé contre les chocs de défibrillateur associé à un module d'amplification et de filtrage de type Front-end ECG ADAS1000, ainsi que d'un capteur de mouvement et de trois capteurs à effet-Hall. L'équipement permet de mesurer trois dérivations bipolaires, trois signaux de champ magnétique ainsi que l'accélération du mouvement respiratoire du patient, ce dernier n'étant pas utilisé pendant la thèse. Les données issues du capteur sont traitées par des algorithmes de débruitage intégrés dans le microcontrôleur et transmises vers le système à distance à travers une communication par fibre optique, dans le cas d'une utilisation en mode recherche, ou sans-fil pour une utilisation exclusivement en mode monitoring. Les données sont ensuite réceptionnées dans un ordinateur à distance pour la visualisation et l'enregistrement. Dans le cadre des travaux de thèse seule la communication par fibre optique a été utilisée en raison de sa flexibilité en termes de débit de transmission. Cette technologie est plus intéressante pour les applications en recherche grâce à son faible temps de latence et son jitter stable (variation de la latence).

Ensuite, nous présenterons et détaillerons les différents modules qui intègrent l'architecture électronique du capteur ECG afin d'expliquer leur fonctionnalité et le choix des composants de celui-ci (voir Figure II-1).

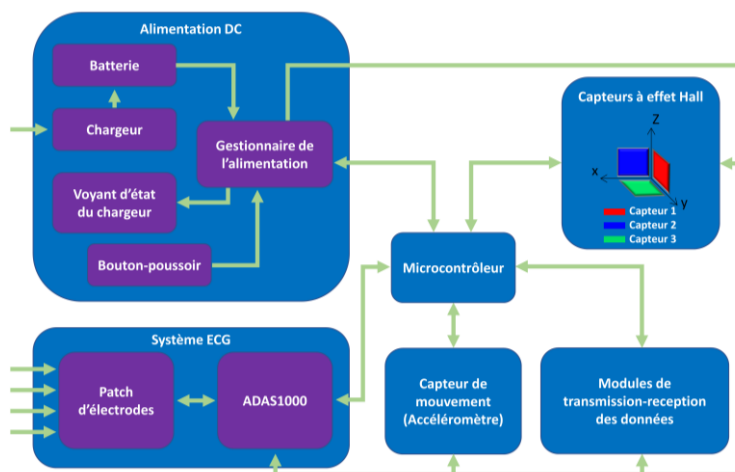


Figure II-1 : Schéma de l'architecture électronique du prototype de capteur ECG.

II.3.1 Alimentation DC

Dans cette partie plusieurs circuits électroniques ont été associés pour contrôler l'alimentation en courant continu du capteur. Le capteur ECG est composé de quatre régulateurs de tension indépendants (U50, U51, U52 et U53) de type ADP151 (Analog Devices, Norwood, USA) (voir Annexe A-2). Les régulateurs fournissent l'alimentation aux modules microcontrôleur, système ECG, capteurs à effet-Hall, capteur de mouvement et module de communication. Ce type de régulateur fournit un courant maximal en sortie de 200 mA et une tension stable de 3.3 V avec un bruit très faible de 9 μ V rms. Dans certains régulateurs, le calcul de courant maximal a été surestimé dans une large mesure (fois 4 au fois 5) afin d'éviter tout risque d'échauffement dû à une consommation excessive de courant. Nous avons inclus un signal de contrôle sur chaque régulateur (activation / désactivation) afin de réduire la consommation de la carte électronique. Dans le Tableau II-2 nous montrons une estimation approximative de la consommation de courant maximal du prototype de capteur 2. Compte tenu de la consommation variable de certains modules (microcontrôleur, système ECG et module de communication sans fil), nous avons utilisé la configuration la moins favorable, c'est-à-dire, quand la majorité des fonctions et des périphériques sont allumés.

Les régulateurs sont activés et désactivés indépendamment par le microcontrôleur, à l'exception du régulateur principal (U53) qui est contrôlé par le circuit démarreur (U55) LTC2955 (Linear Technology Corporation, Milpitas, USA). Ce circuit surveille l'état du bouton-poussoir (marche / arrêt) et la tension de la batterie. Il active et désactive le régulateur principal. Le niveau de tension de la batterie est mesuré en permanence par un simple circuit diviseur de tension (R55 et R57). La déshabilitation du régulateur principal est réalisée quand la tension de la batterie est inférieure à 3.49 V. Nous pouvons d'ailleurs remarquer que l'arrêt du bouton-poussoir sur ce circuit est réglable. Il a été fixé à 5.2 s avec la valeur du condensateur C60 afin de laisser suffisamment de temps pour marquer l'arrêt du circuit.

Le chargeur de batterie LTC4065 (Linear Technology Corporation, Milpitas, USA) fournit un courant de charge de 372 mA.h que nous avons calculé avec l'équation ci-dessous.

$$I_{Bat} = \frac{V_{prog}}{R_{prog}} \times 1000 = 372 \text{ mA.h} \quad (\text{II.1})$$

Où V_{prog} est la tension de programmation égale à 1.02 V et R_{prog} est la résistance programmable de 2.74 K Ω (R56).

Le chargeur est connecté au voyant d'état de celui-ci pour indiquer trois états différents : quand la batterie est en cours de chargement (lumière fixe), quand le courant de charge est inférieur à 10 % de la capacité nominale de la batterie (lumière éteinte) et quand la tension de

la batterie reste inférieure à 2.9 V pendant $\frac{1}{4}$ du temps de charge (lumière clignotante à une fréquence de 2 Hz).

La batterie utilisée de type lithium-polymère est construite avec des matériaux non-ferromagnétiques (PGEB-NM05340, Power Stream Technology, West Orem Utah, USA). La tension nominale est de 3.7 V et la capacité énergétique nominale est de 600 mA.h. La batterie est idéale pour une utilisation en IRM. Différents modèles de ce type de batterie ont été utilisés depuis plusieurs années dans le laboratoire IADI pour la conception et le prototypage électronique.

Tableau II-2 : Estimation de la consommation maximale de courant des modules intégrés dans l'architecture électronique du deuxième prototype de capteur ECG.

Modules électroniques		Courant [mA.h]
Microcontrôleur		55
ECG ADAS1000		15.3
Capteurs à effet-Hall		10
Capteur de mouvement		3.4
Voyant d'état du chargeur		11.9
Voyants d'état du système		15.6
Alimentation DC		1.5
Module de communication	Optique	10
	Sans fil	35

En réalité la consommation utile de l'ensemble de l'architecture du capteur ECG est inférieure à cette estimation maximale. Elle est d'environ 90 mA et l'autonomie de la batterie du capteur est d'environ de 6h30 en utilisant les fonctionnalités du capteur ECG évoquées auparavant. Une surestimation raisonnable a été acceptée dans notre cas. Bien évidemment, dans la conception électronique à une échelle plus grande (supérieure à 1000 pièces par exemple), ce type d'estimation devra être plus rigoureuse et importante pour réduire au maximum le coût de production d'un appareil.

II.3.2 Modules de transmission et réception des données

Les données recueillies et traitées par le capteur ECG sont envoyées à un système à distance pour leur enregistrement et leur affichage. Pour cela, deux types de technologies de

transmission de données ont été proposés pour communiquer ces informations. Une communication filaire et une communication sans fil.

Technologie de communication filaire :

Ce type de communication est assurée par une liaison par fibre optique et permet de transmettre les données à haut débit avec un faible temps de latence et jitter. Cette technologie est moins affectée par les champs magnétiques et électromagnétiques de l'environnement IRM. Elle est utilisée depuis de nombreuses années dans la conception des capteurs ECG compatibles IRM et est toujours utilisée en raison de sa stabilité et de sa robustesse dans la transmission et la réception des données. Dans notre système, les données du capteur ECG sont codées conformément au protocole de communication série RS-232 / USART, sans contrôle de flux. Un émetteur et un récepteur optique sont utilisés de chaque côté de la transmission. Deux interfaces de communication optique ont été développées avec le circuit électronique de la Figure II-2. La première interface a été utilisée pour les cartes électroniques WSM0204PCB2 et la deuxième pour le PC à distance (voir parties (a) et (b) de la Figure II-14). L'interface optique du capteur ECG est connectée à travers le connecteur JP3 de la carte WSM0204PCB2 (voir Annexe A-1), tandis que la deuxième interface (concentrateur optique pour 4 capteurs ECG) est connectée via un port USB au PC à distance. La conversion des données USB à RS-232 / USART est réalisée avec un module FT4232H (Future Technology Devices International Ltd (FTDI), Glasgow, United Kingdom).

Nous présentons ci-dessous le circuit électronique de l'interface optique du capteur ECG.

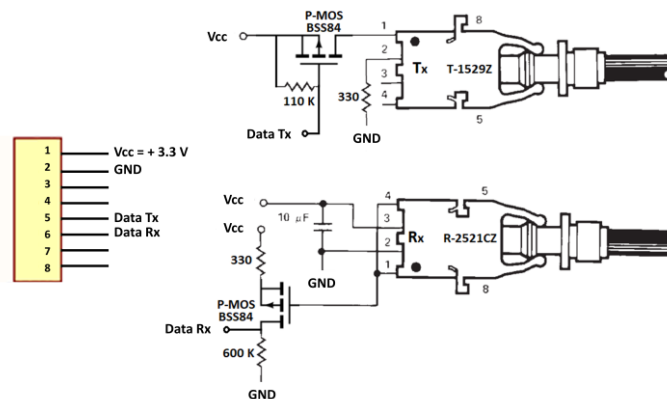


Figure II-2 : Circuit électronique de transmission et réception des données par fibre optique.

Technologie de communication sans fil :

La transmission des données sans fil est assurée par le module de communication CIBLE-022001-00 (Cypress Semiconductor Corporation, San Jose, USA) Bluetooth Low Energy (U250) (voir Annexe A-7). Ce module a été intégré à l'architecture du capteur à partir du deuxième prototype de carte électronique WSM0204PCB2. Ce dispositif possède une transmission de données à une fréquence d'environ 250 Hz . Il a été configuré et programmé

par les ingénieurs de la société Schiller Médical en mode serial USART à 115200 bauds. Ce dispositif intègre un microcontrôleur ARM M0 qui fonctionne avec une horloge de 48 MHz. C'est un point important dans la compatibilité IRM du module car cette fréquence n'est pas un multiple de la fréquence de Larmor (64 MHz - 1.5 T ou 128 MHz - 3 T), c'est-à-dire que l'onde électromagnétique émise par ce module ne perturbe pas l'IRM. Son utilisation et son développement informatique ne font pas partie du travail de thèse. En effet, pendant les travaux de thèse les signaux physiologiques n'étaient transmis que par la communication par fibre optique.

II.3.3 Système ECG

Ce module est l'une des parties principales de l'architecture du capteur ECG. Cela permet d'acquérir plusieurs signaux ECG en même temps à travers un patch d'électrodes et une Front-end ECG ADAS1000 (U152) (voir Annexe A-4) afin d'assurer le monitoring des patients et l'imagerie cardiaque. Nous présenterons ci-dessous son fonctionnement et ses principales caractéristiques ainsi que les raisons pour lesquelles ils ont été intégrés à l'architecture du capteur.

Module ADAS1000 :

C'est un circuit spécialisé dans les acquisitions et le filtrage des signaux ECG pour le monitoring et le diagnostic des patients. Le dispositif possède une architecture électronique configurable qui permet l'utilisation de plusieurs fonctionnalités en parallèle, telles que l'acquisition des signaux ECG en continu, la détection de défaut d'électrodes (en mode AC et DC), la mesure de l'impédance thoracique du patient (pour la surveillance du cycle respiratoire) et la détection des stimulateurs cardiaques (voir Figure II-3). Ci-dessous, nous présentons les fonctionnalités qui ont été testées au cours de la thèse.

- Mesure de l'ECG :

L'ADAS1000 est un module configurable qui a été choisi principalement pour sa fonction ECG. Ces performances sont suffisamment hautes pour atteindre un signal de très bonne qualité avec un bruit blanc faible de l'ordre de 4 à 14 μV p-p. Aussi, les 5 canaux ECG comprennent des préamplificateurs différentiels à gain programmable et à faible bruit, avec une impédance d'entrée très élevée (1 $\text{G}\Omega$) qui possèdent une bande passante d'environ 250 KHz bien supérieure à la largeur de la bande d'intérêt des artefacts sur les signaux ECG (1 - 20 KHz). La chaîne d'amplification et de filtrage de ce module correspondait bien à nos attentes car elle intègre déjà un filtre anti-aliasing (65 KHz) à gain fixe, des suiveurs de tension et un ADC de 14 bits à approximation successive qui en fonction de sa configuration permet de récupérer les signaux ECG à une fréquence d'échantillonnage donnée (128, 16 et 2 KHz) avec différentes résolutions (16, 18 ou 19 bits) (voir Figure II-4). De plus, les filtres numériques configurables dans l'ADAS permettent de sélectionner plusieurs fréquences de coupures (450, 250, 150 et 40 Hz).

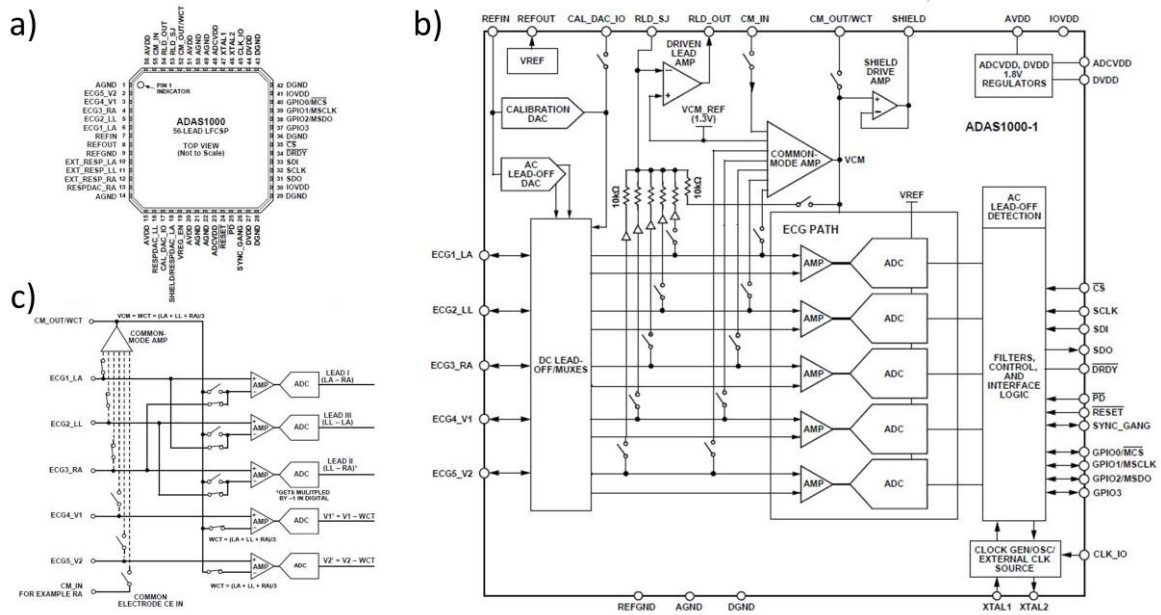


Figure II-3 : a) Schéma présentant les entrées / sorties du module ECG ADAS1000. b) Architecture du module ADAS. c) Configurations de dérivations ECG utilisées pendant les travaux de thèse pour une utilisation en mode analogique. Extrait de la documentation technique de la Front-end ADAS1000.

La configuration de l'ADAS est réalisée à travers l'écriture et la lecture de registres des mots de programmation soit de 32 bits (pour une fréquence d'échantillonnage de 16 ou 2 KHz), soit de 16 bits (dans le cas d'une fréquence d'échantillonnage de 128 kHz). L'ADAS est configurée directement par le microcontrôleur via une interface série standard de type SPI (voir Annexe A-3 et Annexe A-4). Un ensemble de séquences successives à un instant donné permet de configurer et sélectionner les fonctions désirées.

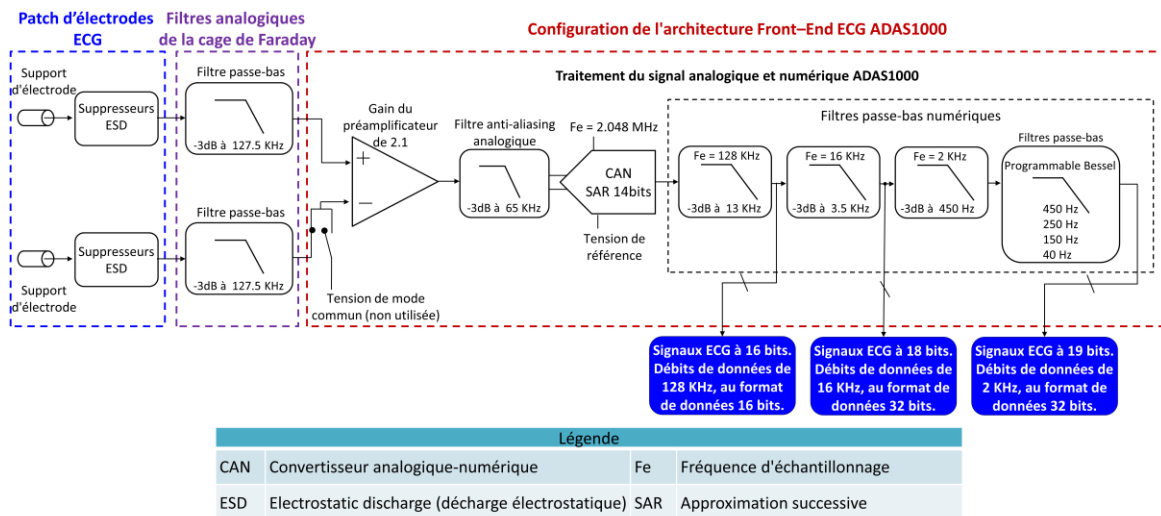


Figure II-4 : Chaîne d'acquisition des signaux ECG du prototype de capteur. Traitement du signal analogique / numérique aux entrées et à l'intérieur de la Front-end ECG ADAS1000.

Deux types de configurations de l'ADAS ont été utilisés pendant les travaux de thèse et seront présentés en détail dans la section matériel et méthodes des parties III, IV et V du manuscrit.

- Détecteur de pacemaker :

L'ADAS intègre un algorithme de détection de pacemaker unipolaire et biventriculaire qui fonctionne indépendamment des autres fonctionnalités de la Front-end ECG. La fonction est constituée de trois machines d'état identiques avec des paramètres configurables, où 3 des 4 signaux ECG d'entrée (I, II, III et AVf) peuvent être sélectionnés à travers un registre (PACECTL). Les signaux ECG échantillonnés à 128 KHz sont utilisés dans cette fonctionnalité, la détection est réalisée en mesurant l'amplitude et la largeur des artefacts de pacemaker. Les seuils de détection sont programmables avec plusieurs registres (PACEEDGE, PACELVLTH et PACEAMPTH) (voir Figure II-5). Les stimulus de pacemaker d'une largeur comprise entre 100 μ s et 2 ms, avec une amplitude inférieure à 400 μ V et supérieure à 1000 mV sont détectés. Finalement la taille et la durée des pics de pacemakers sont stockées ainsi que son état.

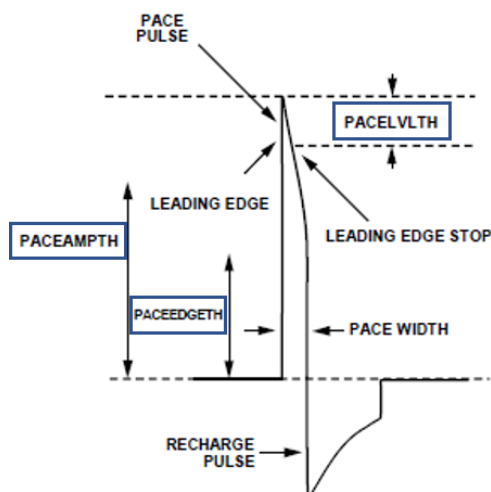


Figure II-5 : Schéma typique du signal pacemaker dans lequel sont représentés les principaux registres d'amplitudes (rectangles bleus) de l'algorithme de détection de pacemaker.

Cette fonctionnalité a été testée en IRM 1.5 et 3 T avec le prototype de capteur ECG 1 en utilisant deux versions de cartes électroniques différentes (WSM0204PCB0 avec plan de masse et WSM0204PCB1 sans plan de masse), pendant une séquence ciné de précession libre à l'état d'équilibre (2D FIESTA, coupe : coronale / sagittale / axiale, matrice d'acquisition 270x10, épaisseur de coupe = 5 mm, TE / TR = 14 ms / 5.5 ms). Les tests ont été réalisés avec un morceau de poitrine de porc afin de reproduire les caractéristiques de conductivité électrique similaires à celles de la peau de l'être humain.

Nous avons constaté que la faisabilité de la détection pacemaker n'est pas viable en IRM. En effet, pendant les acquisitions des images les artefacts de gradients de champ magnétique

superposés au signaux ECG sont détectés comme des stimulus de pacemaker. Ceci vient du fait que ces artefacts se trouvent dans la même plage de fréquence que les signaux issus des stimulateurs cardiaques (de quelques Hertz à 10 KHz, entre 100 μ s et 2 ms).

- Détecteur de défaut d'électrodes :

Le principe de détection de défaut d'électrode de l'ADAS1000 en mode DC consiste à injecter un courant très faible de l'ordre de 70 nA (configurable) dans le corps du patient. Ce courant circule dans le tissu humain et est récupéré par l'électrode de référence RLD. Ensuite, un circuit de détection des seuils de tension, constitué des comparateurs et des condensateurs est relié aux entrées de chaque électrode de mesure. Quand l'électrode est mal connectée, le courant ne circule plus dans le tissu humain et celui-ci charge le condensateur en interne de l'ADAS jusqu'à dépasser le seuil de voltage positif de référence défini ($V_c < 0.2$; $V_c > 2.4V$). Dans ce cas-là, un signal électrique est généré correspondant à l'électrode déconnectée indiquant le défaut d'électrode.

Des essais ont également été réalisés en IRM 1.5 et 3 T avec le premier prototype de capteur ECG avec deux versions de cartes électroniques différentes en utilisant la même séquence ciné de précession libre à l'état d'équilibre (2D FIESTA) que lors des tests de détection de pacemaker. L'objectif a été de tester le capteur dans un environnement avec un champ magnétique statique élevé avant et pendant les acquisitions des images et de vérifier que cette fonctionnalité peut être utilisée en IRM. Les tests ont été réalisés avec un morceau de poitrine de porc dans les mêmes conditions que celles de la partie précédente. La détection de défaut d'électrode a été faite en mode statique et en mode dynamique. Le mode statique consiste à reproduire le défaut d'électrode avant le démarrage de l'image afin de vérifier que le signal de défaut d'électrode maintient son statut à l'intérieur du tunnel IRM. Au contraire, le mode dynamique consiste à reproduire un défaut d'électrode pendant l'acquisition de l'image afin de vérifier son statut lors de la commutation de gradients de champ magnétique et RF.

En conclusion, la détection de défaut d'électrode en mode DC du module ADAS1000 en mode statique et en mode dynamique avec les deux types de cartes électroniques avant et pendant une séquence de type 2D FIESTA a été vérifiée. Nous n'avons pas détecté de données corrompues ou de fausses détections avec la méthodologie que nous venons de mentionner.

Patch support d'électrodes :

Le patch support d'électrodes assure la connexion électrique entre l'électrode collée à la peau du patient et l'électronique de mesure. Il a été conçu avec une carte électronique en PCB flexible (WSM0226PCB) composée de quatre supports d'électrodes en silicone carbone et un circuit de protection contre les chocs de défibrillateur (voir Annexe B-1). Les trois extrémités qui le composent sont d'une longueur d'environ 5 cm (assez courtes), avec des dimensions connues ce qui permet de maîtriser la surface de la boucle conductrice en IRM pendant l'examen (voir Figure I-13.b). Il a été proposé de réaliser un patch d'électrodes car cette technologie (patch + support d'électrodes en silicone carbone) est déjà utilisée pour le capteur

ECG type I de la société Schiller médical. Cette technologie est efficace et fonctionne bien dans l'environnement IRM. De plus l'utilisation d'un patch d'électrodes rend plus facile l'installation du capteur (voir partie (b) de la Figure II-13). En utilisant un patch, la résistance de haute tension (HT) des circuits de protection contre les chocs défibrillateur peut être installée à proximité des électrodes, ce qui réduit le transfert d'énergie pendant la défibrillation à une partie des conducteurs électriques. En effet, la résistance HT limite cette énergie. Ci-dessous, nous présentons le circuit de protection et leur importance dans l'architecture du capteur.

- Protection contre les chocs de défibrillateur :

Avant de développer cette partie, il est important de savoir que généralement pendant les examens IRM, l'installation des instruments de mesure est réalisée en salle de préparation IRM pour les patients sous anesthésies ou avec des pathologies cardiovasculaires aiguës. La surveillance des paramètres physiologiques (par exemple l'ECG) est très importante chez ce type de sujets car les risques d'arrêt cardiaque ne sont pas exclus. Pour cette raison les salles de préparation IRM sont équipées d'un défibrillateur. De plus, le marché des défibrillateurs automatiques implantables compatibles IRM continue d'évoluer. Donc, Il a été indispensable d'intégrer dans les spécificités du capteur ECG les protections contre les chocs de défibrillateur. Ce circuit permet de protéger les entrées des amplificateurs opérationnels de l'ADAS de l'énergie délivrée pendant la défibrillation. Le circuit électronique utilisé est assez simple et est constitué de deux composants : une résistance HT et une diode écrêteur.

Pendant le développement de l'architecture électronique nous avons envisagé dans un premier temps d'intégrer la résistance HT dans le support d'électrodes du patch. C'est-à-dire d'utiliser un support avec une résistance électrique de la même valeur que la résistance HT, afin d'optimiser l'espace dans le patch et réduire le transfert d'énergie vers le reste des conducteurs électriques. Pour cela, nous avons contacté une entreprise spécialisée dans la fabrication des câbles électroniques (Axon Cable, Montmirail, France) pour développer un support d'électrodes en silicone chargé en carbone avec une résistance d'environ 1 K Ω . Des essais ont été réalisés en respectant la norme IEC_60601-2-27_2011_ed_3.0 afin de valider plusieurs échantillons. La formation d'un arc électrique entre l'électrode de mesure et le support métallique récepteur de la carte électronique a été constatée ainsi qu'une importante dérive de la résistance électrique du support. Cette partie est plus détaillée dans le chapitre 5 tests chocs défibrillateur.

Finalement, après les tests chocs défibrillateurs le cahier des charges du support d'électrodes a été modifié. En effet, il a été proposé de réduire la résistance du support d'électrodes à moins de 100 Ω et de rajouter une résistance de haute tension en série afin de protéger les circuits contre les chocs de défibrillateur.

II.3.4 Capteur à effet-Hall

Nous avons intégré dans l'architecture du capteur ECG trois sondes à effet-Hall CYSJ362A (ChenYang Technologies, Finsing, Allemagne) afin de mesurer le flux magnétique dans les trois directions de l'espace (x, y et z). Ce capteur analogique utilise les propriétés électromagnétiques des matériaux pour effectuer leurs mesures. En effet, il est construit avec une bande semi-conductrice à l'arséniure de gallium GaAs qui transforme un signal de densité de flux magnétique en tension. Le principe physique de ce capteur consiste à faire traverser un courant I dans le sens de la longueur de la bande, elle-même submergée dans un champ magnétique B perpendiculaire à I , afin de mesurer une différence de potentiel V_H . La tension V_H est produite par l'accumulations des charges électriques sur les parois de la bande (largeur de la bande) et sa valeur est proportionnelle à la densité de flux magnétique induit. En effet, la force de Lorentz intervient sur les électrons en déplacement où la particule (e^-) est retardée ou détournée de sa trajectoire (voir Figure II-6.a). La force électromagnétique est donc le résultat du produit vectoriel entre \vec{V} et \vec{B} (la vitesse et le champ magnétique incident), où celle-ci est maximale lorsque ces deux vecteurs sont orthogonaux, d'où l'intérêt dans l'architecture du capteur ECG de positionner les trois capteurs effet-Hall orthogonalement.

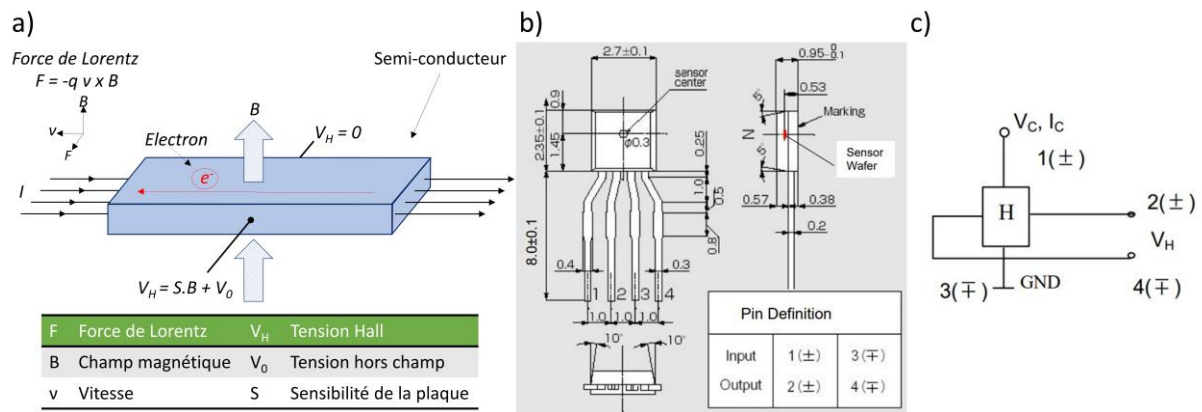


Figure II-6 : a) Schéma explicatif de l'effet-Hall sur un semi-conducteur. b) et c) Dimensions du capteur et bloc de connexion. Extrait de la documentation technique du capteur CYSJ362A.

Théoriquement ce type de capteur peut mesurer un champ magnétique infini, néanmoins en pratique il existe un phénomène de saturation quand celui-ci est très élevé [27]. Le capteur à effet-Hall CYSJ362A a été proposé dans l'architecture du capteur ECG principalement parce que celui-ci a déjà été utilisé depuis plusieurs années par le laboratoire IADI. En plus, il avait été testé auparavant et utilisé en IRM dans un autre projet pour le suivi de l'exposition au champ magnétique statique des travailleurs IRM [27]. Aussi, grâce à la collaboration entre les deux entités nous avons pu récupérer les données de l'étalonnage de celui-ci car la courbe de tension V_H en fonction de la densité de flux magnétique à haut champs (> 0.3 T) n'est pas donnée par le constructeur. Ces données ont été utilisées pour tracer la courbe de réponse du capteur et définir une approximation rationnelle de troisième ordre, afin de calculer le gain d'amplification

et de filtrage de la chaîne effet-Hall (voir Figure II-7 et Figure II-8). D'ailleurs, il est important de signaler que les performances et le prix de ce capteur sont très intéressants en comparaison aux autres séries que nous avons trouvé depuis notre recherche (voir Tableau II-3).

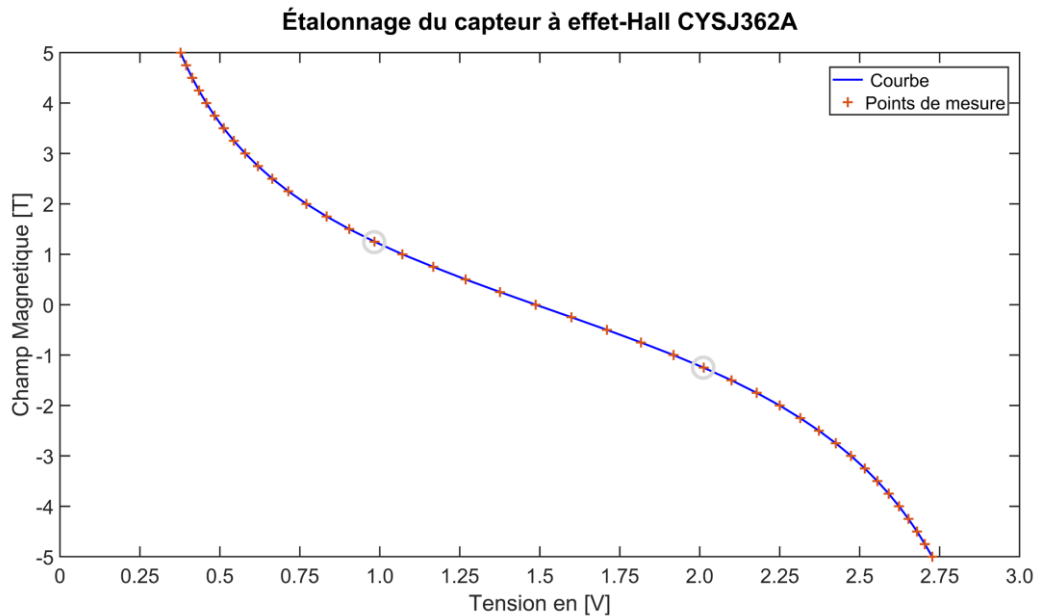


Figure II-7 : Courbe d'étalonnage du capteur à effet-Hall construit à partir des données fournies par le laboratoire IADI. Courbe de tension en sortie du capteur en fonction de la densité de flux magnétique. Les croix rouges correspondent aux mesures lors de la caractérisation du capteur et la ligne en bleu représente l'approximation rationnelle d'ordre 3. ($V_C = 3.3$ V, $I_C = 3.47$ mA). La réponse linéaire du capteur est comprise entre -1.25 et +1.25 T [27].

Tableau II-3 : Tableau comparatif des principaux capteurs à effet-Hall.

Fabricant	Référence	Axes de mesure	Type de capteur	Champ magnétique maximal [T]
Chen Yang ⁽¹⁾	CYSJ362A	1	Analogique	3
Asensor Technology AB	HE444	3	Analogique	10
Asensor Technology AB	HE144	1	Analogique	10
Asensor Technology AB	HE244	1	Analogique	10
Toshiba	THS119	1	Analogique	0.5
Siemens	KSY14	1	Analogique	1
Siemens	KSY44	1	Analogique	1

⁽¹⁾ Capteur à effet-Hall utilisé actuellement dans les prototypes de capteurs ECG 1 et 2

Ci-dessous nous montrons le modèle d'approximation rationnelle de troisième ordre que nous avons utilisé pour calculer la résolution du capteur.

$$y = -1.67x^3 + 7.85x^2 - 14.07x + 8.98 \quad (\text{II.2})$$

Où x représente la tension du capteur en sortie en volts et y la densité de flux magnétique.

En utilisant l'équation (II.2), nous avons obtenu les valeurs de tension en sortie du capteur à effet-Hall nécessaires pour calculer la résolution de celui-ci (voir Tableau II-4 et l'équation (II.3)).

Tableau II-4 : Tension en sortie du capteur à effet-Hall en fonction de la densité de flux magnétique.

y	x	$\Delta x^{(1)}$
0 T	1451 mV	862.9 mV
3087 mT ⁽²⁾	588.1 mV	

⁽¹⁾ Valeur absolue de la différence de tension électrique à la sortie du capteur Hall lorsqu'un champ magnétique minimal et maximal est appliqué (0 T et 3084 mT).

⁽²⁾ Amplitude du champ magnétique maximale à mesurer par le capteur Hall en IRM 3T (c'est-à-dire $B_0 + (dB / dt)$).

Résolution du capteur à effet-Hall :

La résolution du capteur CYSJ362A a été obtenue à partir des informations exposées sur le Tableau II-4 et la Figure II-7. Une simple approximation linéaire qui prend en compte la plage de tension en sortie Δx et la densité de flux maximal du capteur à effet-Hall nous permet d'obtenir ceci :

$$\delta_{Hall} = \frac{\Delta x}{3087 \text{ mT}} = 279.52 \mu\text{V/mT} \quad (\text{II.3})$$

Ensuite, nous avons procédé au calcul de la dynamique maximale des artefacts de gradient de champ magnétique dans l'IRM 3 T. Les calculs ont été réalisés en considérant les caractéristiques techniques données par le constructeur de l'IRM. Selon les données techniques du système de gradient XR du MAGNETON Prisma/Prisma (Siemens, Erlangen, Allemagne), les valeurs maximales des champs magnétiques (obtenues à partir du courant maximal des

amplificateurs de gradients) sont produites par des gradients orthogonaux (dans chacun des trois axes), qui couvrent une surface cylindrique de 0.60 m entourant l'axe du patient et partant de l'isocentre de l'aimant. Ces gradients génèrent un $\frac{dB}{dt}$ maximal de 87 mT / 400 μ s (217.5 T / s).

La dynamique maximale des gradients de champs magnétiques (G_i) est :

$$\Delta G_{i_{max}} = 2 \times 87 \frac{mT}{400\mu s} = 174 \frac{mT}{400\mu s} \quad (II.4)$$

Il est important de préciser que le champ magnétique statique B_0 de 1.5 ou 3 T et les variations de basse fréquence mesurées par les capteurs à effet-Hall sont supprimés dans la chaîne d'amplification et de filtrage des capteurs (voir Figure II-8 et Annexe A-5). Un filtre passe-haut analogique de 10.26 Hz est utilisé pour cela. En effet, seules les variations de densité de flux magnétique provoquées par les gradients à haute fréquence sont utilisées. Les algorithmes de débruitage développés par le laboratoire utilisent cette information pour corriger les signaux ECG. En faisant un calcul rapide de la dynamique maximale à la sortie du filtre sans considérer l'atténuation de celui-ci, nous pouvons dire que :

$$\Delta V_{out_{Hall_{max}}} = \delta_{Hall} \times \Delta G_{i_{max}} = 48.63 mV \quad (II.5)$$

Amplification et filtrage analogique des signaux à effet-Hall :

Dans cette partie nous aborderons les principaux calculs réalisés dans la chaîne d'amplification et de filtrage des capteurs à effet-Hall, afin d'amplifier les variations de champ magnétique à haute fréquence.

Tout d'abord nous avons commencé par identifier les caractéristiques pertinentes de l'amplificateur TSV852 (STMicroelectronics, Genève, Suisse). Cet amplificateur opérationnel a été choisi pour sa faible consommation de courant d'environ 180 μ A maximum, sa haute précision et la faible déviation de tension d'entrée d'environ 25 μ V (input offset voltage drift) (voir Tableau II-5).

La tension minimale et la tension maximale à la sortie de celui-ci sont :

$$V_{MAX} = V_{CC} - V_{OH} = 3.3 - 0.1 = 3.2 V \quad (II.6)$$

$$V_{MIN} = V_{OL} = 0.1 V \quad (II.7)$$

Donc, la plage de tension en sortie utilisable de l'amplificateur est de :

$$\Delta V_{out_{AOP_max}} = V_{MAX} - V_{MIN} = 3.1 V \quad (II.8)$$

$$\Delta V_{in_{AOP_max}} = V_{out_{Hall_MAX}} = 48.63 mV \quad (II.9)$$

$$V_{IO} = 4 mV \text{ (input offset voltage, tension de d\u00e9calage d'entr\u00e9e)}$$

Le gain analogique des amplificateurs de chaque cha\u00eene de capteur \u00e0 effet-Hall se calcule de la mani\u00e8re suivante :

$$Gain = \frac{\Delta V_{out_{AOP_max}}}{\Delta V_{in_{AOP_max}} + V_{IO}} = 59 \quad (II.10)$$

O\u00f9 la tension de r\u00e9f\u00e9rence de la cha\u00eene d'amplification et filtrage des capteurs est :

$$V_{REF_HALL} = V_{CC} / 2 = 1.65 V \quad (II.11)$$

Apr\u00e8s avoir d\u00e9fini les gains de la cha\u00eene d'amplification, nous avons calcul\u00e9 la valeur des diff\u00e9rents composants \u00e9lectroniques de l'amplificateur non-inverseur utilis\u00e9. Ensuite, nous avons \u00e9galement calcul\u00e9 la valeur des composants \u00e9lectroniques pour les filtres analogiques passe haut de premier ordre.

Les calculs du gain des amplificateurs non-inverseur ont \u00e9t\u00e9 :

$$Gain_Amplificateur_Hall X = ((R203 / R204) + 1) = 59 \quad (II.12)$$

$$Gain_Amplificateur_Hall Y = ((R208 / R209) + 1) = 59 \quad (II.13)$$

$$Gain_Amplificateur_Hall Z = ((R213 / R214) + 1) = 59 \quad (II.14)$$

O\u00f9 $R2XX$ est la r\u00e9sistance \u00e9lectrique de l'amplificateur non inverseur de la cha\u00eene d'acquisition et de filtrage des capteurs \u00e0 effet-Hall.

Nous avons constat\u00e9 que les mouvements de respiration des volontaires \u00e0 l'int\u00e9rieur du tunnel prenaient une plage tr\u00e8s importante de la dynamique en sortie de l'amplificateur non-inverseur de la cha\u00eene d'acquisition Hall (entre 242 et 403 μV). Pour calculer la fr\u00e9quence de coupure du filtre passe-haut, il a \u00e9t\u00e9 n\u00e9cessaire d'augmenter la valeur de la fr\u00e9quence de coupure de celui-ci \u00e0 10 Hz et d'ajuster le gain des amplificateurs non-inverseurs que nous avons calcul\u00e9 passant ainsi de 20.54 \u00e0 59 (voir Annexe A-5). C'est pourquoi les modifications apport\u00e9es sur le sch\u00e9ma du PCBWSM0204PCB2 sont les suivantes :

- La nouvelle fréquence de coupure du filtre passe-haut est de 10.26 Hz.
- La valeur des résistances R202, R207, R212 est de 330 K Ω .
- La valeur des condensateurs C202, C208, C214 est de 47 nF.

Finalement un filtre anti-aliasing a été intégré avant la numérisation des signaux à effet-Hall. Dans le cas du deuxième prototype de capteur ECG, celui-ci a été fixé selon la fréquence d'échantillonnage des acquisitions du microcontrôleur. Deux fréquences de coupure ont été utilisées : (i) 3.5 KHz pour une fréquence d'échantillonnage à 16 KHz. (ii) 450 Hz pour une fréquence d'échantillonnage à 2 KHz. Le capteur ECG utilisé par Schiller Médical, destiné à une utilisation en clinique est configuré avec la deuxième fréquence de coupure. Ces deux filtres anti-aliasing correspondent aux mêmes filtres utilisées en sortie par les signaux ECG de l'ADAS1000. En effet, l'objectif a été d'utiliser la même bande passante des signaux pour les deux systèmes pour réduire au maximum l'écart entre eux. C'était l'une des spécificités de l'algorithme de débruitage développé par le laboratoire IADI pour réussir à faire un débruitage des signaux ECG optimum.

Tableau II-5 : Caractéristiques pertinentes des amplificateurs TSV852.

Symbole	Paramètre	Valeur
V _{CC+}	Positive supply voltage (tension d'alimentation positive)	3.3 V
V _{CC-}	Negative supply voltage (tension d'alimentation négative)	0 V
V _{OH}	High level output voltage (tension de sortie élevée)	0.1 V
V _{OL}	Low level output voltage (tension de sortie de bas niveau)	0.1 V
V _{IO}	Input offset voltage (tension de décalage d'entrée)	4 mV
ΔV_{io}	Input offset voltage drift (déviation de la tension d'entrée)	25 μ V
V _{ICM}	Common mode input voltage range (tension d'entrée en mode commun)	-0.2 to 2.3 V
CMR	Common mode rejection ratio (taux de réjection en mode commun)	75 dB
SR	Slew rate (vitesse de balayage)	0.6 V/ μ s
GBP	Gain bandwidth product (gain de la bande passante produit)	1.3 MHz

Conversion analogique numérique des signaux à effet-Hall :

Comme nous venons de le démontrer dans l'équation (II.8), $\Delta V_{out_{AOP_max}}$ représente la plage de tension à numériser avec l'ADC du microcontrôleur STM32F4050G (STMicroelectronics, Genève, Suisse) du capteur ECG. La tension d'alimentation de l'ADC est de 3.3 V et la sortie numérique est codée sur 12 bits. La variation de tension minimale (résolution) codée par celui-ci est :

$$\delta_{ADC} = \frac{V_{3V3_uC}}{2^{12}} = 805.66 \mu V / LSB \quad (II.15)$$

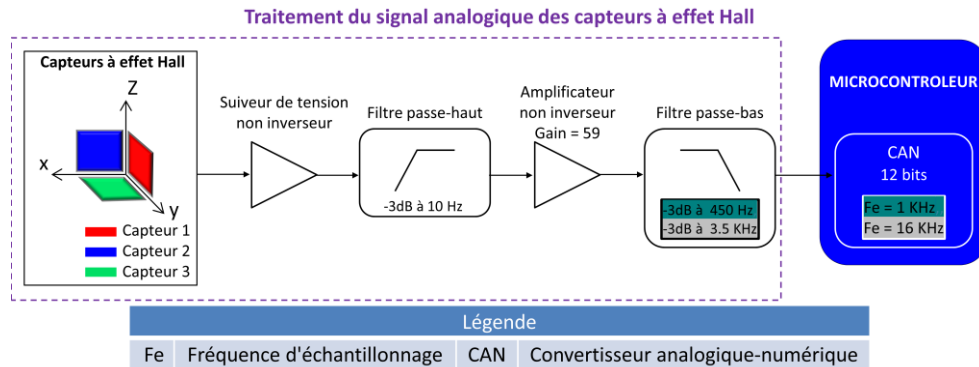


Figure II-8 : Chaîne d’acquisition des signaux des capteurs à effet-Hall du prototype de capteur ECG. Traitement du signal analogique et conversion analogique-numérique dans le microcontrôle à une fréquence d’échantillonnage de 2 et 16 KHz.

II.3.5 Capteur de mouvement

L’intégration d’un capteur de mouvement dans l’architecture électronique a été réalisée afin de reconstruire le mouvement respiratoire du patient. Le circuit que nous avons utilisé est le MPU6500 (InvenSense Inc., Californie, États-Unis) (U300, voir Figure II-9.a et Annexe A-6) , composé de deux capteurs indépendants de type MEMS (microelectromechanical systems) qui permettent de mesurer l’accélération et la vitesse angulaire. Il possède un accéléromètre et un gyroscope pour les trois directions de l’espace (voir Figure II-9.b) qui mesurent leurs signaux à une fréquence d’échantillonnage configurable de 1, 8 ou 32 KHz. Le module intègre un processeur embarqué spécialisé de type DMP (Digital Motion Processor) qui acquiert et traite les données de l’accéléromètre et du gyroscope afin d’alléger l’architecture externe du capteur ECG des contraintes de temps et de puissance de calcul (voir Figure II-9.c). Les résultats des données acquises sont corrigés et sauvegardés dans une mémoire FIFO (First in First Out) toutes les 5 ms (à une fréquence de 200 Hz). La fréquence respiratoire d’un adulte sain est généralement de 0.33 Hz (de 12 à 20 cycles par minute), néanmoins chez un nouveau-né de 0 à 28 jours elle peut arriver à 0.83 Hz (de 30 à 50 cycles par minute). La cadence imposée par le module MPU est largement plus élevée que le cycle respiratoire d’un individu, ce qui permet de reconstruire le mouvement sans difficulté. De plus, la sensibilité de l’accéléromètre est configurable et peut être réglée à ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g ou ± 16 g, mais aussi celle du gyroscope à ± 250 °/s, ± 500 °/s, ± 1000 °/s, ± 2000 °/s.

Dans l’architecture du capteur ECG le module MPU6500 est configuré via un bus de communication SPI par le microcontrôle STM32F405OG. La lecture et l’écriture sur le bus sont réalisées avec des mots de programmation spécifiques codés sur deux octets. Donc l’octet le plus significatif (à gauche) correspond à l’adresse de lecture / écriture tandis que l’octet le

plus faible (à droite) contient les données. Dans le cas des acquisitions avec l'ensemble des fonctions (3 signaux de l'accéléromètre et 3 signaux du gyroscope) il est donc nécessaire d'enregistrer six fois deux octets car les données sont codées sur 16 bits (2 x 8 bits).

Ce module a principalement été choisi pour sa faible consommation de courant (d'environ 3.4 mA), pour sa taille (3x3x0.9 mm, QFN (Quad Flat No-leads package)) et pour sa compatibilité avec l'IRM 1.5 et 3 T. En effet, une autre série de ce composant fabriqué par le même constructeur a été utilisée dans d'autres projets du laboratoire [14], [27].

Pour finaliser, il est important de préciser que ce module n'a pas été exploité pendant les travaux de thèse. Nous avons testé une seule fois la fonctionnalité de l'accéléromètre en dehors de l'IRM sans avoir sauvegardé un exemple des signaux.

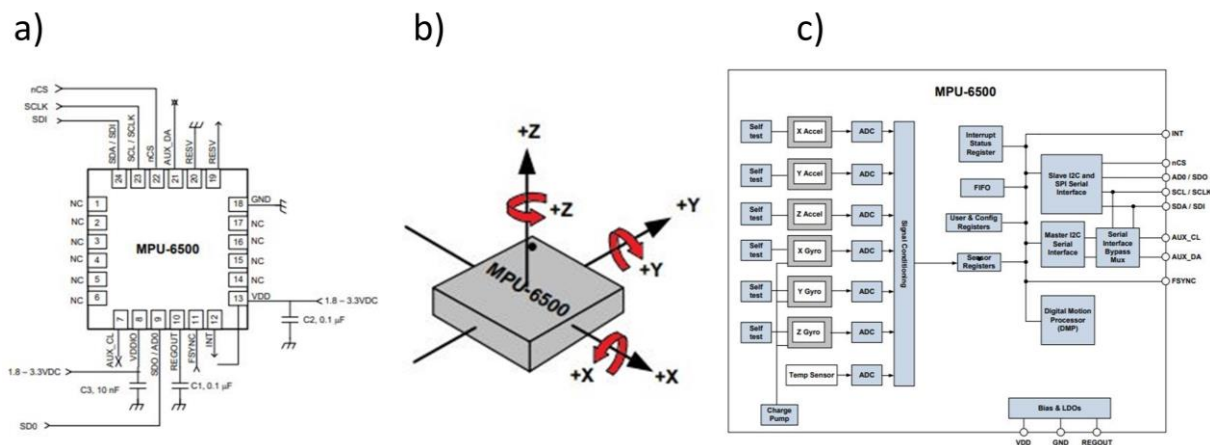


Figure II-9 : a) Schéma de connexion de la communication SPI du module MPU6500. b) Axes de mesures X, Y et Z de l'accéléromètre et du gyroscope. c) Architecture électronique du module. Extrait de la documentation technique du module MPU6500.

II.3.6 Microcontrôleur

Dans l'architecture électronique du capteur ECG il a été nécessaire de centraliser, traiter et transférer les données des modules (ECG, Hall et autres) vers un système à distance. A ces fins, l'utilisation d'un circuit intégré de type microcontrôleur STM32F405OG (STMicroelectronics, Genève, Suisse) a été nécessaire (U100A, voir Annexe A-3). Ce système intègre dans un seul et même boîtier plusieurs éléments. Parmi les plus importants nous pouvons nommer l'unité centrale de traitement CPU (Central Processing Unit), les mémoires mortes et vives de type ROM / Flash et SRAM (Static Random Access Memory) pour enregistrer le code informatique et les données traitées par l'appareil, les temporisateurs ainsi que d'autres éléments d'entrée et sortie numérique / analogique (ports I / O, ADC et DAC). Ce module a été programmé avec un langage informatique de haut niveau (langage C) en utilisant une librairie open source LibopenCM3 (libopencm3.org) dédiée pour ce type de circuit intégré, qui a permis de configurer tous les registres de celui-ci afin d'activer les périphériques utilisés. Les

fonctionnalités principales que nous avons utilisées sont le bus SPI pour la communication avec le module ECG ADAS1000 et le module MPU6500, le bus USART pour la communication par fibre optique et sans fil et le convertisseur analogique numérique pour la numérisation des signaux analogiques provenant de la chaîne d'amplification et de filtrage des capteurs à effet-Hall. Aussi, dans ce module nous avons intégré l'algorithme de traitement de signal développé par le laboratoire IADI [19], [26] et celui proposé dans la partie IV du manuscrit.

Evaluation des ressources du microcontrôleur :

Le microcontrôleur STM32F405OG est composé d'une architecture de processeur de type ARM (ARM Ltd, Grande-Bretagne) Cortex M4 de 32 bits avec une fréquence d'horloge maximale de 168 MHz. De plus, il possède une capacité de mémoire vive de type SRAM de 192 Ko plus 4 Ko de réserve et une mémoire morte de type Flash de 1 Mbyte.

Une des spécificités du cahier des charges était de développer une architecture électronique avec suffisamment de ressources pour accueillir l'algorithme de débruitage développé par le laboratoire. La première évaluation de la consommation des ressources de l'algorithme LMS en termes de mémoire SRAM a été fait par Guillou et al. pendant ses travaux de thèse [19]. Il a utilisé une plateforme de développement électronique standard STM32DISCOVERY (STMicroelectronics, Genève, Suisse) intégrant un microcontrôleur STM32F407VG similaire à celui utilisé dans les prototypes de capteur ECG. Après son étude, les ressources utilisées par l'algorithme LMS sont représentées dans la Figure II-10.

Program Size:				
text	data	bss	dec	hex
13692	8	22448	36148	8d34

Figure II-10 : Taille des différentes sections du Firmware intégrant l'algorithme de débruitage développé par le laboratoire IADI [19].

Où :

- text : constitue le code du programme, la table de vecteurs et les données constantes. Ceci est sauvegardé dans la mémoire ROM / Flash.
- data : correspond aux variables initialisées. La variable en elle-même est sauvegardée dans la mémoire SRAM, tandis que sa valeur d'initialisation (une constante) est sauvegardée dans la mémoire ROM / Flash.
- bss (block started by symbol) : contient toutes les variables globales et toutes les variables statiques qui sont initialisées à zéro ou n'ont pas d'initialisation explicite dans le code source. Ceci est sauvegardé dans la mémoire SRAM.
- dec : représente la somme de text, data et bss ($dec = text + data + bss$).
- hex : somme de text, data et bss exprimée en numérotation hexadécimale.

Après les calculs de Guillou et al., leur algorithme LMS requiert $22448 + 8 = 22456$ octet de mémoire SRAM (11.7 %). Donc, le microcontrôleur proposé a une capacité de 192 Ko utilisable plus 4 Ko de réserve.

La même analyse des ressources du microcontrôleur a été réalisée avec l'algorithme HD proposé dans la partie IV du manuscrit. Celui-ci a été réalisé avec toutes les fonctionnalités utilisées du capteur ECG (à l'exception du module de mouvement). C'est-à-dire, l'acquisition des trois signaux ECG, les trois signaux Hall, le traitement de signal avec l'algorithme HD et l'utilisation des filtres numériques passe-bas configurables de deuxième ordre de type Butterworth de 30, 60 et 120 Hz.

Il est important de préciser que tous les signaux acquis par le deuxième prototype de capteur ECG ont été traités avec l'algorithme HD intégré dans le microcontrôleur tous les $62.5 \mu\text{s}$ (16 kHz). Ensuite, les signaux débruités ont été sous-échantillonnés et envoyés au système à distance tous les 1 ms (1 KHz). La consommation de mémoire SRAM de l'algorithme HD est de 1.66 % (voir Figure II-11).

Program Size:					
text	data	bss	dec	hex	filename
21480	2456	736	24672	6060	ECGTest10E_Algorit_PCB2.elf

Figure II-11 : Taille des différentes sections du Firmware intégrant l'algorithme HD développé pendant les travaux de thèse (où « filename » est le nom du fichier).

Pour conclure, nous avons vérifié les ressources du microcontrôleur STM32F405OG en termes de mémoire SRAM. Il a été démontré que l'architecture électronique proposée permet d'accueillir les deux algorithmes de débruitage utilisés. Ceux-ci ont été implémentés et validés sur le deuxième prototype de capteur ECG à basse fréquence (2 KHz) et à haute fréquence d'échantillonnage (16 KHz) pour une application en clinique et en recherche.

Chapitre 4. Outils et prototypes de capteur ECG développés

Dans ce chapitre nous présentons les principales étapes de développement réalisées pendant les travaux de thèse qui ont conduit à plusieurs prototypes de capteurs ECG. Plusieurs outils électroniques, mécaniques et informatiques ont été développés pour construire et tester les prototypes suivants :

II.4.1 Premier prototype de capteur ECG

Ce premier prototype est composé principalement d'une carte électronique, d'une batterie amagnétique ainsi que d'un modèle mécanique dessiné et imaginé spécifiquement pour les essais dans la salle IRM. Ce prototype a été testé avec deux versions de cartes électroniques

différentes (WSM0204PCB0 avec plan de masse et WSM0204PCB1 sans plan de masse) afin de tester la compatibilité IRM des principaux composants électroniques, notamment le nouveau module ADAS1000 et le microcontrôleur STM32F405OG (voir parties (a) et (b) de la Figure II-12). Avec ce prototype, les premiers tests ont été réalisés pour vérifier les fonctions de détection de pacemaker et de détection de défaut d'électrode entre autres. Des circuits émetteurs et récepteurs optiques ont été élaborés pour transmettre les données du capteur au système à distance. De plus, une interface graphique a été développée avec le logiciel LabVIEW (National Instruments, Texas, États-Unis) pour récupérer, enregistrer et afficher ces signaux (voir Figure II-12.c).

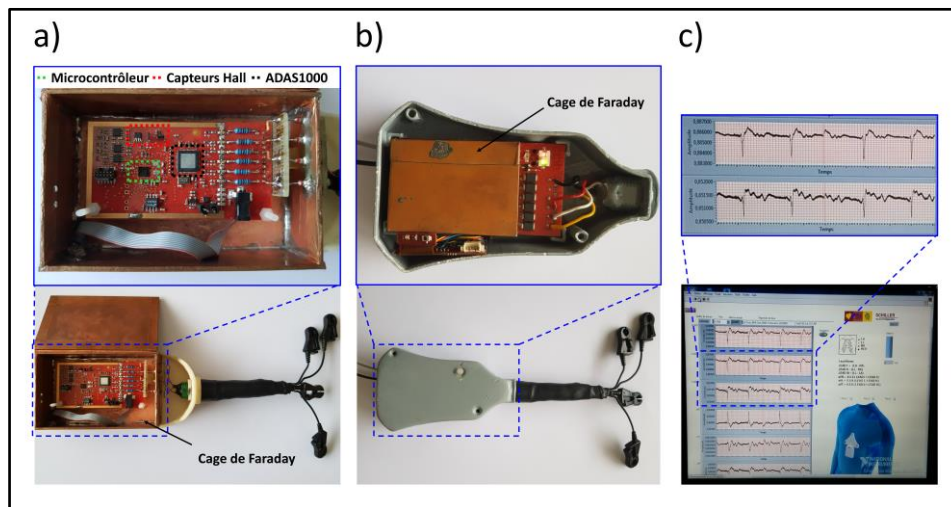


Figure II-12 : Prototypes de capteur ECG avec partie mécanique et le système de protection contre les ondes électromagnétiques. a) Système cage de Faraday 1 avec le circuit électronique à l'intérieur de la cage de Faraday. Technologie utilisée actuellement sur le capteur ECG Type IV. b) Système cage de Faraday 2 avec le circuit électronique protégé avec deux couvercles conducteurs. Technologie proposée dans le nouveau prototype de capteur ECG. c) Interface graphique développée pour l'enregistrement d'ECG en IRM en utilisant le premier prototype.

II.4.2 Deuxième prototype de capteur ECG

Le second prototype est une amélioration du premier en ce qui concerne les dimensions de l'ensemble du capteur. En effet, une miniaturisation de la carte électronique, des composants et du boîtier mécanique a été réalisée afin de réduire la masse conductrice du capteur et améliorer son ergonomie (version de carte électronique WSM0204PCB2). Les câbles avec supports d'électrodes du premier prototype ont été remplacés par un patch d'électrodes plus petit, avec des dimensions connues et reproductibles afin de limiter les risques d'échauffement causés par les ondes électromagnétiques. Pour tous les tests décrits dans les parties III, IV et V, nous avons utilisé ce prototype. Il est important de préciser que le design mécanique de celui-ci (du boîtier principal en couleur blanc de la Figure II-13.b) ainsi que du patch d'électrodes ont été réalisés par des mécaniciens au sein de la société Schiller médical. La fabrication des

premiers patchs flexibles en silicone biocompatible a été réalisée de manière artisanale pendant les travaux de thèse.

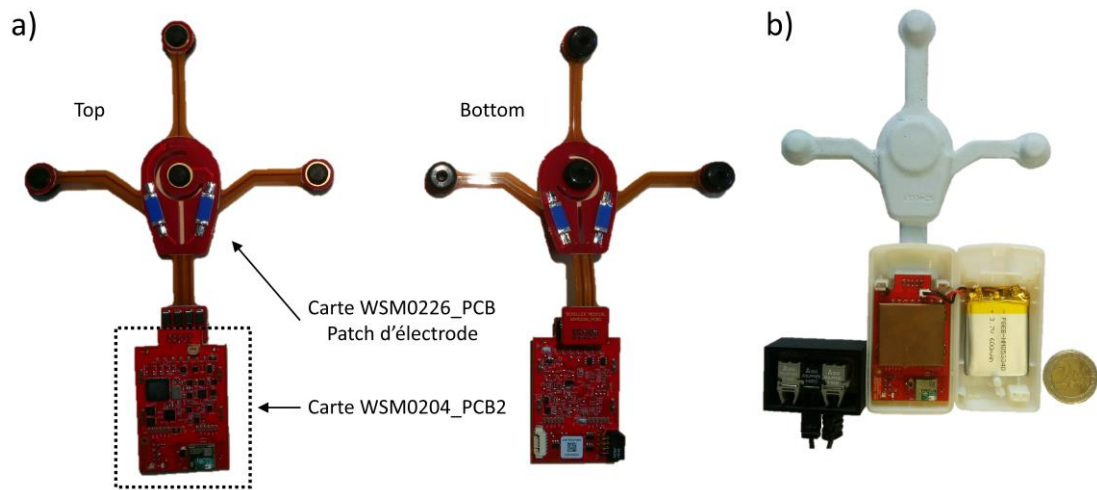


Figure II-13 : Deuxième prototype de capteur ECG. a) Carte électronique WSM0204PCB2 et WSM0226PCB (patch d'électrodes). b) Deuxième prototype de capteur ECG avec partie mécanique et module émetteur / récepteur de communication optique. Ce prototype de capteur ECG a été utilisé dans les expériences des parties III, IV et V. En bleu clair, le patch d'électrodes surmoulé artisanalement par le doctorant.

II.4.3 Outils du système de transmission et réception optique

Une carte électronique et un boîtier mécanique ont été développés pour le module de communication optique de chaque capteur ECG. Les cartes sont composées d'un émetteur et récepteur optique mais également d'un connecteur (JP3) qui permet de faire le lien électronique avec la carte principale du deuxième prototype (WSM0204PCB2). De plus, nous avons fabriqué un concentrateur optique d'une capacité de connexion suffisante pour accueillir les données de quatre capteurs afin de les centraliser pour une acquisition sur PC (voir Figure II-14).

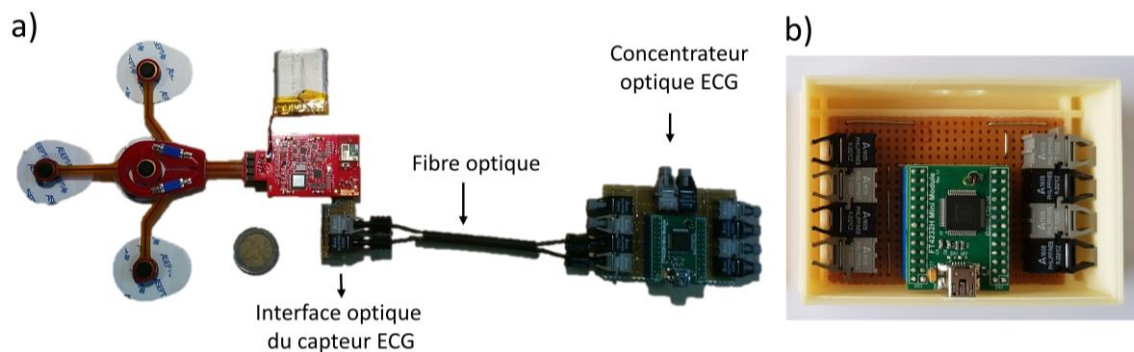


Figure II-14 : a) Cartes électroniques du système de transmission et réception optique du deuxième prototype de capteur. b) Concentrateur optique ECG avec la protection mécanique.

II.4.4 Comparaison du prototype de capteur ECG avec celui du type IV

Les principales fonctionnalités des deux capteurs sont exposées dans le Tableau II-6 afin de comparer leurs performances. Ainsi dans la Figure II-15 sont présentées les dimensions des deux prototypes de capteur ECG développés et celui du capteur ECG type IV.

Tableau II-6 : Tableau comparatif des principales caractéristiques du prototype de capteur ECG et celles du capteur ECG type IV.

Capteur ECG	n ^{bre} d'électrodes dérivations	F _e (KHz)	Bande passante ECG (Hz)	Transmission des données	Fonctionnalités
Type IV	4 3	1	0.34 - 47	Fibre optique	- ECG
Prototype 2	4 3 6 5 maximum	2 – 128 configurable	13 K configurable	Fibre optique Sans fil	- ECG - Défaut d'électrodes - 3 voies à effet-Hall - Traitement du signal embarqués (LMS et HD) - Accéléromètre gyroscope - Haute résolution spatiale et temporelle de l'ECG

F_e = Fréquence d'échantillonnage

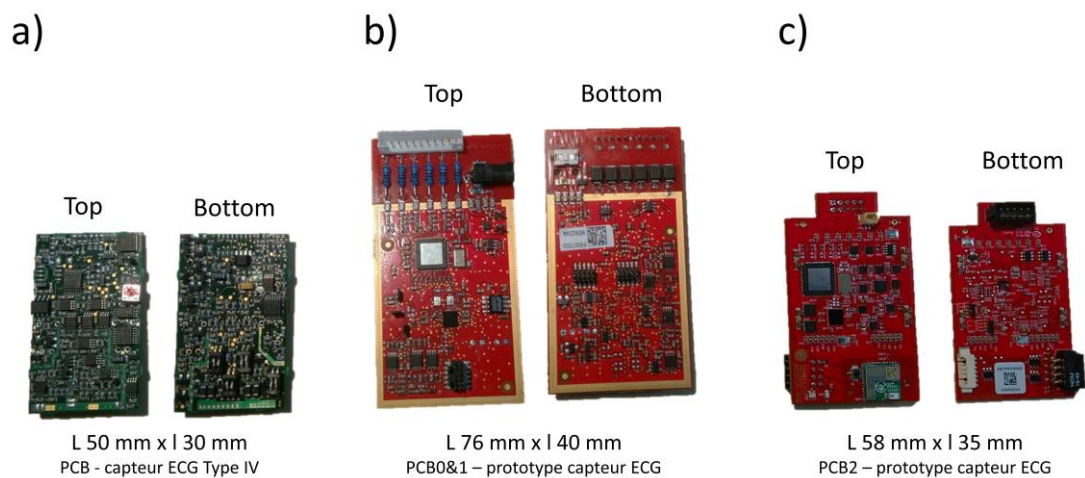


Figure II-15 : Taille des trois types de cartes électroniques du capteur ECG. a) Carte électronique du capteur ECG type IV. b) Carte électronique du premier prototype de capteur ECG. c) Carte électronique du deuxième prototype de capteur ECG.

II.4.5 Principaux outils mécaniques développés

Nous avons utilisé le logiciel de modélisation 3D SketchUp (Trimble Navigation, Californie, États-Unis) pour la conception des modèles STL (STereo-Lithography) des boîtiers du premier prototype de capteur ainsi que pour les modules de communication optique du deuxième prototype (voir Figure II-16). Nous avons fabriqué les boîtiers avec un filament en

plastique de type ABS (Acrylonitrile butadiène styrène) grâce à une imprimante 3D. Ces outils ont permis de protéger les différentes cartes électroniques afin de pouvoir réaliser les essais en IRM 1.5 et 3T.

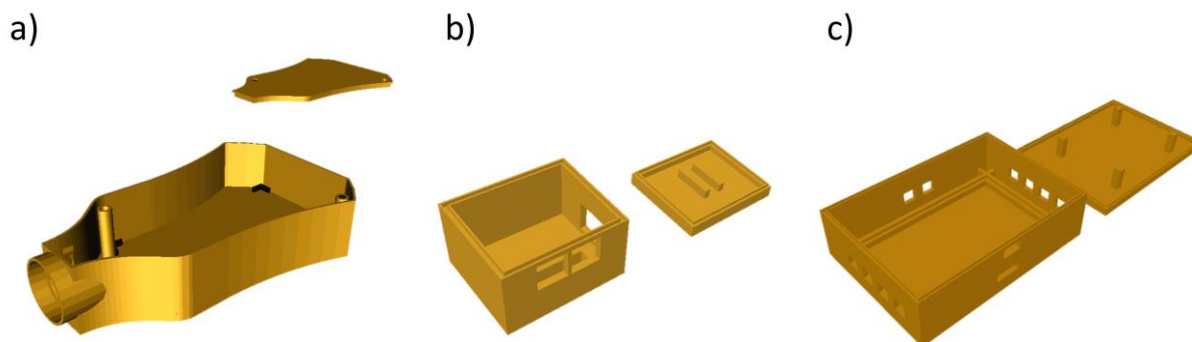


Figure II-16 : Principales parties mécaniques du capteur ECG développées pendant les travaux de thèse. a) Boîtier du premier prototype de capteur ECG. b) Boîtier de l'interface optique ECG utilisé dans le deuxième prototype. c) Concentrateur de communication optique.

Chapitre 5. Tests et validation du prototype de capteur ECG

Dans ce chapitre nous exposerons les principaux résultats obtenus à la suite des essais réalisés en IRM 1.5 et 3 T, ainsi que les essais réalisés en dehors de l'IRM sur un banc de test électronique. Ces essais ont permis de tester deux prototypes de capteur ECG. L'objectif a été de vérifier le fonctionnement des prototypes et des outils développés ainsi que les différentes fonctionnalités de celui-ci. Nous avons fait des essais de tests chocs de défibrillateur, des tests d'échauffement, des tests d'artefact sur les images IRM ainsi que deux autres types de tests relatives à la détection de défaut d'électrode et la détection pacemaker, que nous avons déjà présenté dans la partie ADAS1000 du système ECG. Les tests sont les suivants :

II.5.1 Tests chocs de défibrillateur

Nous avons testé le support d'électrodes du patch ECG avec un montage électrique choc défibrillateur afin de vérifier la conformité de celui-ci avec la norme IEC_60601-2-27_2011_ed_3.0. Le but a été de vérifier que celui-ci résistait à plusieurs chocs de défibrillateur tout en gardant les propriétés électriques de fabrication. Pour faire ces essais nous avons utilisé le montage électrique de la Figure II-17.a, constitué de deux parties : (1) Défibrillateur (FRED, Bruker, Wissembourg, France) dédiée pour ce type de tests et (2) banc de test choc défibrillateur conçue spécialement pour ces essais (voir aussi Figure II-18.a).

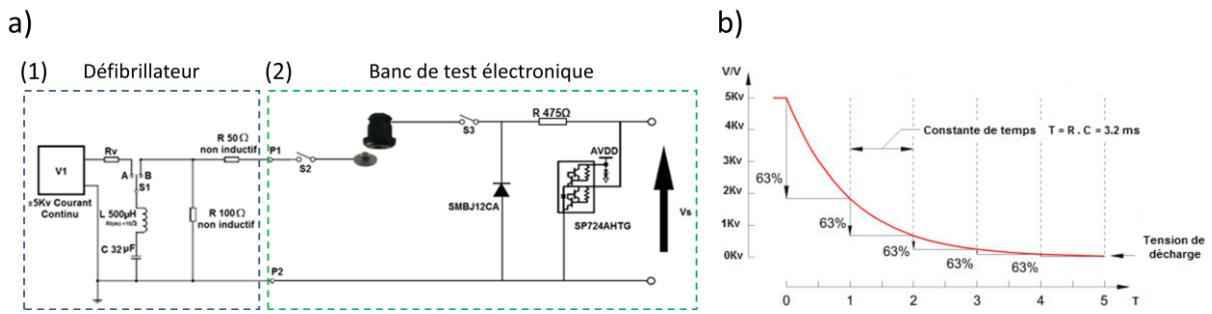


Figure II-17 : a) Montage électrique pour la vérification des protections contre les chocs de défibrillation. b) Forme d’onde de la tension de décharge du condensateur.

Les essais se sont déroulés en trois étapes : (i) Dans la première partie, nous avons mesuré la résistance électrique du support d’électrodes pendant 1 min jusqu’à la stabilisation de la valeur de la résistance, (ii) dans la deuxième partie un choc de défibrillateur de + 5 KV a été délivré (voir Figure II-17.b), (iii) finalement dans la troisième partie la résistance électrique du support d’électrodes a été mesurée une deuxième fois pendant 5 min.

Le processus i, ii et iii a été réalisé une deuxième fois en inversant la polarité de la tension de choc de défibrillateur à - 5 KV.

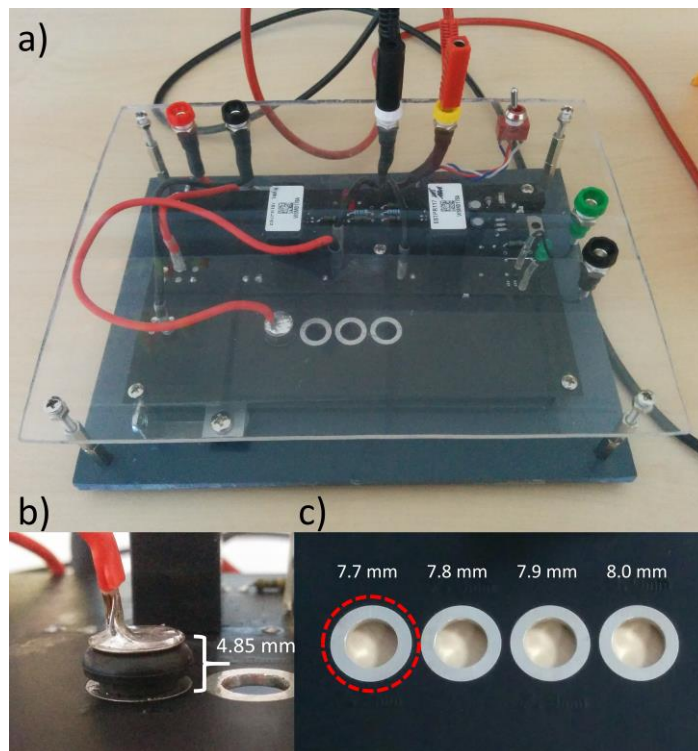


Figure II-18 : a) Banc de test électronique construit pour mesurer la résistance électrique et les tests chocs de défibrillateur du support d’électrodes. b) Distance entre le PCB et le bord supérieur du support d’électrodes. c) Support carte PCB femelle. Diamètre du support métallique receveur du PCB utilisé (en couleur rouge) pour insérer les supports d’électrodes.

En conclusion, après les essais avec le montage électrique choc défibrillateur nous avons constaté la formation d'un arc électrique entre l'électrode et le support métallique récepteur du PCB (Figure II-18.b). La formation d'un arc électrique a détérioré le support en silicone chargé en carbone et nous avons remarqué une importante dérive de la résistance électrique de celui-ci. L'arc électrique se produit lorsque le champ électrique aux bornes du matériel est supérieur à la rigidité diélectrique de celui-ci. Dans notre expérience l'air a une influence sur la formation de l'arc électrique, pouvant dévier la trajectoire du courant. Ce dernier, contourne alors le support au lieu de le traverser. L'humidité ambiante est un facteur important car l'eau est un bien meilleur conducteur que l'air. Pour l'air saturé en humidité la rigidité diélectrique peut tomber à 1 KV / mm tandis que sa valeur typique est de 3.6 KV / mm. Après avoir vérifié la séparation entre le circuit imprimé et l'électrode nous avons remarqué que la distance était de 4.85 mm (voir Figure II-18.b). Nous pensons donc que pendant l'expérience le taux d'humidité de l'air était élevé, ce qui explique la formation de l'arc électrique.

Il a été proposé d'intégrer une résistance de HT en série avec un support d'électrodes d'une résistance électrique inférieure à 100 Ω . De cette manière les entrées des amplificateurs sont protégées contre les chocs de défibrillateur.

II.5.2 Test d'échauffement du capteur en IRM

Afin de valider le prototype de capteur ECG 2, nous avons réalisé des tests d'échauffement en IRM 3 T avec trois types de configurations avec un seul capteur ECG et deux configurations du réseau de capteurs ECG. L'objectif a été de vérifier que les élévations de température mesurées sur les électrodes ne dépassent pas la limite acceptable par la norme CEI 60601-2-33. En effet, nous avons évalué la compatibilité IRM du capteur ECG avec la puissance maximale du champ magnétique et du champ électromagnétique de l'IRM recommandée dans la norme.

Les tests d'échauffement de la première configuration avec un seul capteur ECG sont présentés en détail dans la partie IV du manuscrit, tandis que les deux autres configurations restantes sont présentées dans la partie III du manuscrit.

II.5.3 Test d'artefact sur les images IRM

La compatibilité magnétique d'un dispositif médical de type ECG est liée directement à la qualité des images. Celle-ci dépend de plusieurs paramètres tels que la résolution spatiale (FOV), le contraste, le bruit et les artefacts. Dans cette partie, seuls les artefacts seront étudiés. Les artefacts sur les images représentent un signal inapproprié qui apparaît dans une zone précise au sein de l'image, produite par l'augmentation ou la perte de signal. Nous nous concentrerons uniquement sur les artefacts de susceptibilité magnétique, qui sont générés par la distorsion du champ magnétique local B_0 .

L'objectif des essais en IRM a été d'identifier les principaux composants électroniques du premier prototype de capteur ECG qui génèrent une déformation importante du champ magnétique B_0 .

Les essais ont été réalisés dans un IRM Signa HDxt 1.5 T (General Electric, Milwaukee, USA), avec un fantôme du même constructeur. Les composants ont été positionnés au centre et au-dessus du fantôme. Des billes de gadolinium ont été utilisées comme points de référence dans l'image et étaient positionnées tel qu'indiqué dans la Figure II-19.a. Une séquence de type écho de gradients rapide avec gradients équilibrés dans les 3 axes «FIESTA» a été utilisée. Nous avons choisi cette séquence parce qu'elle est sensible aux modifications du champ magnétique B_0 et c'est une séquence utilisée en IRM cardiaque. Plusieurs coupes sagittales d'un millimètre ont été faites, afin d'identifier les composants qui ont généré plus d'artefacts.

L'image en coupe sagittale centrée sur la colonne R de la Figure II-19.b a été fortement perturbée par les artefacts générés par la résistance de $1\text{ K}\Omega$ et l'artefact supprimeur d'ESD du patch d'électrodes. La même procédure a été appliquée dans la colonne L et le connecteur ECG a également généré des perturbations (voir Figure II-19.c). Une dernière image a été réalisée sans les trois composants susmentionnés, ce qui a prouvé notre hypothèse initiale (voir Figure II-19.d).

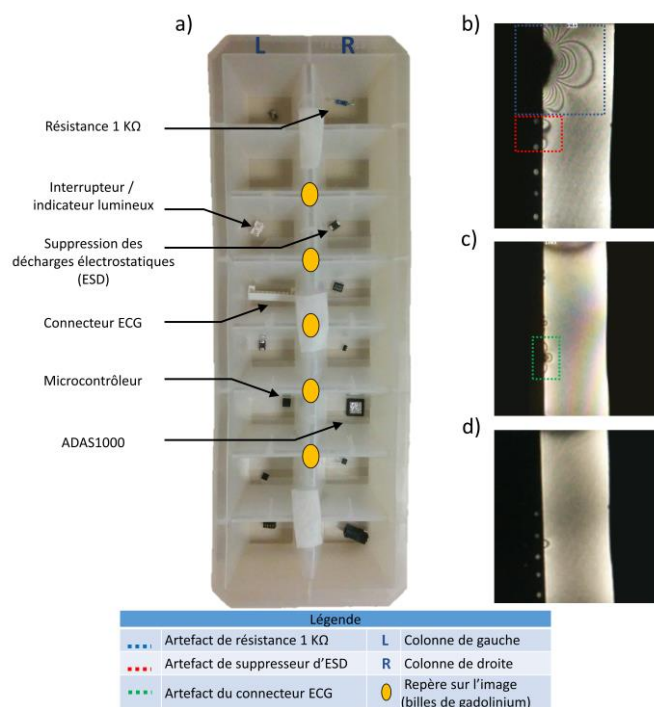


Figure II-19 : Images d'artefacts sur fantôme IRM des principaux composants électroniques des cartes PCB0 et PCB1. a) Disposition des composants électroniques sur deux colonnes L et R. b) Artefact généré par une résistance magnétique de $1\text{ K}\Omega$ (en couleur bleu) et un supprimeur d'ESD (en couleur rouge) sur la colonne R. c) Image sans résistance magnétique ni supprimeur d'ESD. Donc nous voyons seulement l'artefact produit par le connecteur ECG de la colonne L. d) Image après enlèvement de tous les composants perturbateurs.

La raison pour laquelle les composants électroniques génèrent des fortes déformations sur les images est qu'ils sont fabriqués avec des matériaux ferromagnétiques. Dans l'industrie électronique le nickel ainsi que ses alliages et le cobalt sont fortement utilisés. Ces types de matériaux sont présents généralement dans les contacts des composants. L'utilisation des composants moins ferromagnétiques a été une solution pour diminuer la taille des artefacts sur le deuxième prototype de capteur ECG. En effet, les composants perturbateurs ont été remplacés dans la carte WSM0204PCB2. Cependant, la plus grande source d'artefacts du prototype de capteur ECG reste la batterie du capteur.

CONCLUSION DE LA PARTIE II

Dans cette section nous avons présenté les principales limites des capteurs ECG actuels en ce qui concerne la résolution temporelle et spatiale de l'ECG en IRM. Cette partie propose deux solutions : (i) la première consiste à augmenter la bande passante et la fréquence d'échantillonnage de l'ECG pour mieux caractériser, détecter et effacer les artefacts superposés aux signaux. (ii) La deuxième suggère d'augmenter le nombre de dérivations mesurées en faisant un réseau de capteurs à partir de N capteurs ECG électriquement indépendants. Ce travail a présenté une nouvelle approche pour les applications IRM de diagnostic telles que l'électrocardiogramme 12 dérivations, la construction de cartes de BSPM, l'IRM cardiaque de stress, l'IRM interventionnelle et la synchronisation cardiaque entre autres.

D'autre part, une nouvelle architecture électronique du capteur ECG a été créée avec de nouvelles fonctionnalités par rapport au capteur plus ancien (type IV). Les principales caractéristiques sont la miniaturisation de la carte électronique du deuxième prototype de capteur ECG, l'utilisation de trois capteurs à effet Hall, l'intégration des algorithmes de débruitage des signaux, la configuration de la fréquence d'échantillonnage, l'augmentation de la bande passante ECG et la transmission des données par fibre optique et sans fil.

Deux prototypes de capteurs ECG ont été développés et plusieurs outils mécaniques, électroniques et informatiques ont été réalisés pour les tests et la validation des prototypes. Ce travail a permis de valider en IRM tous les modules de l'architecture électronique du capteur à l'exception du module de mouvement MPU6500. Plusieurs fonctionnalités proposées par le module ECG ADAS1000 ont été validées. Ces fonctions correspondent à l'acquisition des signaux ECG en mode analogique à une fréquence d'échantillonnage de 2, 16 et 128 KHz et à la détection de défaut d'électrode en mode DC. Malheureusement, nous avons constaté que la faisabilité de la détection pacemaker n'est pas possible en IRM. En effet, les artefacts des gradients de champ magnétique se trouvent dans la même plage de fréquence que les signaux issus des stimulateurs cardiaques. D'un autre côté, les tests chocs de défibrillateurs en dehors de l'IRM ont permis de faire une modification importante dans le circuit du patch support d'électrodes car nous avons eu besoin d'intégrer une résistance de haute tension en série du support d'électrodes en silicone carbone. De plus, les essais d'échauffements avec le deuxième prototype de capteur ont démontré que les élévations de température mesurées sur les supports d'électrodes étaient inférieures à la limite acceptable (d'environ 43 °C) par la norme CEI 60601-2-33. Finalement, les tests d'artefacts sur les images IRM nous ont permis d'identifier les composants électroniques fortement perturbateurs afin de les remplacer par d'autres plus compatibles.

PARTIE III - HAUTE RESOLUTION SPATIALE

Dans cette partie, nous présenterons un nouveau système composé par un réseau de capteurs ECG compatible avec l'IRM qui permet d'obtenir un électrocardiogramme 12 dérivations de qualité diagnostic. La méthode appliquée utilise une combinaison matricielle à partir des signaux du réseau de capteurs et une calibration spécifique au sujet pour identifier les coefficients de la matrice. Des calculs de coefficients de corrélation ont été utilisés pour quantifier la similarité avec le véritable ECG 12 dérivations, acquis avec un dispositif classique 12 dérivations en dehors de la salle d'IRM. Ce travail a été accepté dans le journal «Magnetic Resonance in Medicine» en mai 2019.

Chapitre 1. Reconstruction de l'ECG 12 dérivations en utilisant un nouveau réseau de capteurs ECG compatible IRM

III.1.1 Introduction

Des appareils d'ECG dans la salle d'IRM sont nécessaires pour surveiller des populations de patients spécifiques (par exemple, les patients pédiatriques ou instables) et lorsque l'examen IRM est réalisé sous anesthésie [4]. De plus, il s'agit du dispositif standard de référence pour la synchronisation en temps réel des séquences d'imagerie avec la fréquence cardiaque. Néanmoins, les appareils ECG utilisés en IRM diffèrent des appareils conventionnels utilisés en cardiologie générale, tels que les appareils ECG 12 dérivations de diagnostic. Ceci est dû aux contraintes physiques et techniques imposées par les champs électromagnétiques de l'IRM. L'utilisation de champs radiofréquences implique des risques potentiels avec de longs câbles conducteurs (par rapport à la longueur d'onde RF) placés à proximité de la bobine d'émission RF, car l'échauffement local peut provoquer des brûlures chez le patient [28]. La plupart des systèmes ECG compatibles IRM disponibles dans le commerce utilisent des câbles courts reliant les électrodes à un boîtier ECG placé sur le patient, où le signal est amplifié, numérisé et transféré en toute sécurité, c'est-à-dire par transmission optique ou sans fil [4], [29], [30]. Seul un nombre réduit d'électrodes est utilisé (2 à 4), ce qui conduit à des dérivations ECG non conventionnelles. De plus, lorsque le patient est placé à l'intérieur de l'aimant IRM, l'ECG est déformé en raison de l'effet magnétohydrodynamique [31] (principalement lors de l'éjection systolique). Enfin, lors de la lecture de séquences IRM, la commutation de gradients de champ magnétique peut provoquer des artefacts sur l'ECG. Pour minimiser ce dernier effet, l'ECG est acquis avec une largeur de bande étroite (typiquement entre 0.5 Hz et 20 - 60 Hz). Cependant, cela n'élimine pas tous les artefacts induits par les gradients qui se situent dans la plage de 0 à

15 kHz. Des méthodes de traitement du signal en temps réel ont été proposées pour minimiser les artefacts induits par les gradients [5]–[7], [26], [32]–[35] et par le MHD [34], [36]. Un blindage radiofréquence de la boîte du capteur et un filtrage passe-bas sont également utilisés pour éliminer les artefacts ECG induits par RF.

Les dispositifs ECG 12 dérivations classiques utilisent un placement d'électrodes normalisé (10 électrodes). Ce placement standardisé est spécialement utile pour interpréter / localiser l'origine des arythmies à des fins de diagnostic ou de traitement, par exemple pendant les procédures d'ablation par cathéter. Lorsque la largeur de bande d'acquisition est comprise entre 0.05 et 150 Hz, la qualité de l'ECG est dite de «diagnostic». Lorsqu'elle est inférieure, comme dans les appareils compatibles IRM actuels (0.5 à 20 - 60 Hz), la qualité est considérée de surveillance. La surveillance permet l'analyse de la fréquence cardiaque, mais seule la qualité diagnostic permet de mesurer avec précision certaines caractéristiques, telles que l'élévation du segment ST au cours d'un test de stress [37].

Les applications avancées d'IRM cardiaque peuvent bénéficier d'une acquisition ECG 12 dérivations standard simultanée à l'imagerie. Il a été démontré que les interventions avec cathéter effectuées sous guidage IRM étaient réalisables pour l'ablation d'arythmie [38], [39]. Avec de telles procédures, il serait bénéfique d'avoir un ECG 12 dérivations sûr avec une qualité «diagnostic» ou proche du «diagnostic». Un système IRM conditionnel a été proposé pour une utilisation avec les scanners d'intervention de 1.5 T [34]. Cette technologie utilise de longs câbles coaxiaux (plusieurs mètres) allant des pinces d'électrode à la sortie de la cage de Faraday de la salle IRM. Comme ces dispositifs sont placés à l'extérieur de la cage de Faraday, des filtres dits de passages sont nécessaires pour stopper la radiofréquence de l'extérieur qui dégraderait la qualité des images. De plus, des selfs en ferrite ont été montés à des points spécifiques des câbles. Cependant, cette technologie n'élimine pas tous les risques d'échauffement. En outre, la longue distance des câbles entre l'électrode et le module d'amplification entraîne une pénalisation du rapport signal sur bruit et une augmentation du nombre d'artefacts induits par RF et par les gradients sur le signal ECG, par rapport aux dispositifs ECG conventionnels compatibles IRM.

Dans ce travail, un réseau de capteurs ECG est proposé, composé de plusieurs capteurs électriquement indépendants utilisant une technologie compatible avec la résonance magnétique (câbles courts, numérisation à proximité du patient et transmission optique). L'objectif de l'étude est de montrer la faisabilité de la reconstruction d'un ECG 12 dérivations de haute qualité, en utilisant une combinaison linéaire des signaux bruts du réseau de capteurs. Une procédure de calibration est décrite pour correspondre au mieux au véritable ECG 12 dérivations, sur une base spécifique au sujet, tout en minimisant les artefacts MHD. Le réseau de capteurs est testé à l'intérieur des scanners 1.5 et 3 T. La validation est obtenue en comparant l'ECG IRM 12 dérivations à un ECG 12 dérivations conventionnel (acquis à l'extérieur de la salle de numérisation avant l'examen IRM). La préservation de la morphologie des principales ondes ECG (P, Q, R, S et T) est analysée.

III.1.2 Matériels et méthodes

III.1.2.1 Réseau de capteurs ECG

Le réseau de capteurs ECG comprend N (N = 4 dans cette étude) dispositifs indépendants compatibles avec l'IRM (prototype de capteur ECG basé sur le système Maglife, Schiller Medical, Wissembourg, France). L'architecture de conception électronique du dispositif est illustrée dans la Figure III-1.b. Chaque dispositif est constitué d'un patch souple avec trois branches courtes protégées contre les chocs de défibrillateur, permettant ainsi de connecter quatre supports d'électrodes (une électrode RLD + trois électrodes de mesure) au boîtier du capteur (voir Figure III-1.b).

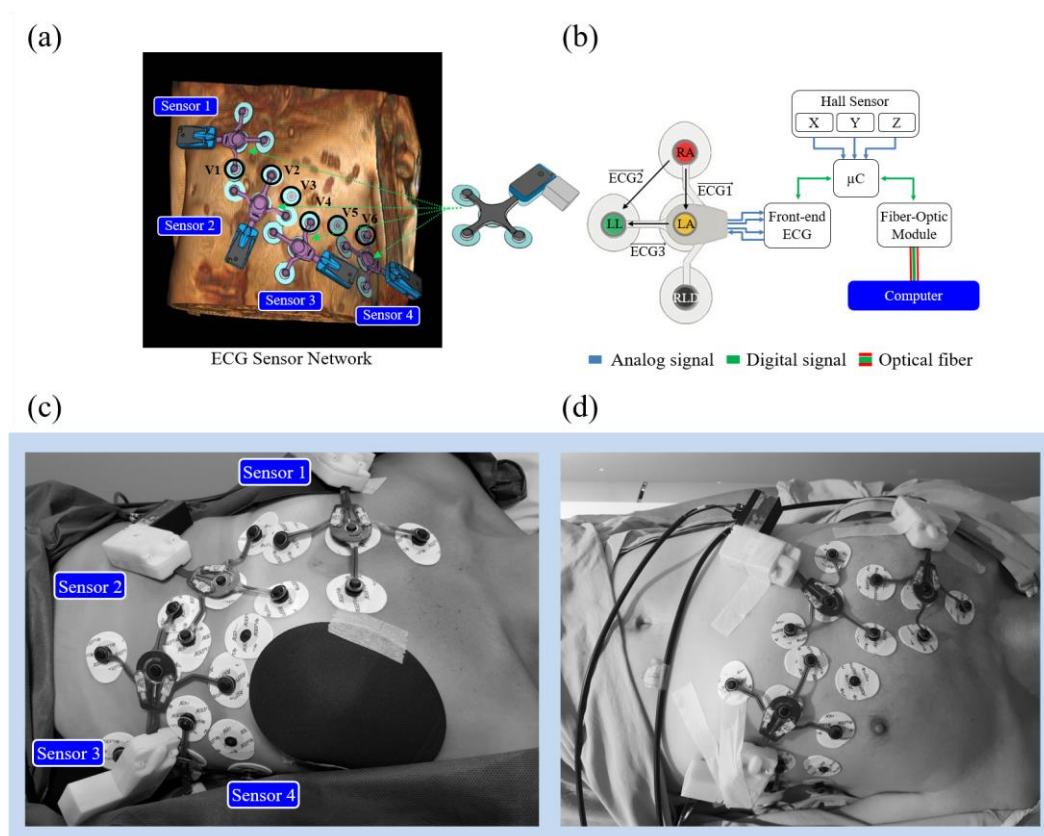


Figure III-1 : a) Positionnement du réseau de capteurs ECG compatible IRM sur le volontaire (les électrodes précordiales classiques V1 à V6 sont mises en évidence) et schéma simplifié d'un capteur ECG comprenant le module de transmission à fibre optique (gris clair). b) Architecture électronique du capteur ECG proposé et dérivations mesurées (ECG1, ECG2 et ECG3). c) et (d) Position d'électrodes ECG sur des volontaires (femme et homme).

Le capteur fournit trois dérivations ECG bipolaires indépendantes avec une largeur de bande de 0.04 - 150 Hz, une résolution de $1 \mu\text{V} / \text{LSB}$ à 16 bits et une dynamique d'entrée utilisable de $\pm 500 \text{ mV}$. Le traitement du signal analogique / numérique de l'ECG a été réalisé en deux parties. Dans la première partie les signaux analogiques recueillis par le patch

d'électrodes sont d'abord filtrés avec un filtre passe-bas (LPF) de 127.5 KHz (filtre de la cage de Faraday) afin d'éliminer les ondes électromagnétiques de l'IRM de haute fréquence (64 ou 128 MHz). Les signaux ECG sont préamplifiés et numérisés dans un module Front-end ECG (ADAS1000BCPZ, Analog Devices Inc, Norwood, États-Unis). Les signaux sont d'abord filtrés avec un filtre anti-aliasing de 65 KHz et numérisés avec un CAN de 14 bits de type SAR (Successive Approximation) avec une fréquence d'horloge de 2.048 MHz. Le nombre de bits effectifs (ENOB) de l'ADC est augmenté de 14 à 16 bits, un premier filtre LPF de 13 KHz est appliqué (débit de données à 128 KHz). Ensuite, le même processus est appliqué deux fois. Cela signifie que le ENOB est augmenté de 16 à 18 bits (LPF de 3.5 KHz, débit de données à 16 KHz) et de 18 à 19 bits (LPF de 450 Hz, débit de données à 2 KHz). Un quatrième filtre LPF (programmable Bessel) de 150 Hz est utilisé avant de récupérer les données avec un débit de données de 2 KHz.

Dans la deuxième partie, les signaux déjà numérisés par l'ADAS sont réceptionnés dans le microcontrôleur à travers un bus de communication série de type SPI. Les signaux sont sous-échantillonnés à 1 KHz, la résolution est recalculée de 3.27 à 1 μV / LSB (de 19 à 16 bits) et les signaux sont filtrés avec un filtre passe-haut (HPF) de 0.04 Hz.

Le capteur ECG intègre également trois capteurs à effet-Hall (CYSJ362A, ChenYang Technologies, Finsing, Allemagne) pour mesurer le flux de champ magnétique lors de la commutation de gradients MR dans les 3 dimensions. La résolution de chaque capteur à effet-Hall est de 279 μV / mT approximativement, les signaux sont filtrés avec un filtre HPF de 10 Hz, amplifié avec un gain de 59 et échantillonnés à 1 kHz par un CAN de 12 bits du microcontrôleur (résolution de 805.6 μV / LSB). Un traitement en temps réel de l'ECG est appliqué afin d'éliminer les artefacts de gradients et détecter les ondes QRS. Les signaux sont finalement modulés et transférés par fibre optique à un ordinateur à distance en utilisant le protocole de communication série RS-232 entre le microcontrôleur et le module d'émission optique avec un débit de 460.800 bauds.

III.1.2.2 Expériences des échauffements par RF sur fantôme

Le risque d'échauffements des fils est un sujet clé en matière de sécurité IRM. L'augmentation de la température dans les fils conducteurs ne dépend pas seulement du type de matériau, mais également de la longueur et de la position dans la bobine d'émission RF, ce qui peut entraîner un effet d'antenne.

L'échauffement par RF du réseau de capteurs a été étudié avec un fantôme ASTM selon la norme CEI 60601-2-33, sur un scanner Discovery MR750 3 T (General Electric, Milwaukee, USA). Les températures ont été mesurées avec des sondes optiques ReFlex (Neoptix Inc., Québec, Canada). Pour imiter les propriétés thermiques et électriques de la peau humaine à température ambiante, un gel conducteur semi-rigide a été fabriqué. La recette de ce gel était telle que décrite dans la norme ASTM F 2182A, c'est-à-dire 98.9 % d'eau dé-ionisée, 0.13 % de NaCl et 0.99 % de gel polyacrylique (communément appelé PAA).

Deux configurations spatiales des capteurs ont été testées, comme indiqué sur la Figure III-2.a et Figure III-2.b. Afin de maximiser l'effet d'antenne, les électrodes ont été partagées entre les capteurs individuels (contrairement aux expériences sur le sujet où chaque capteur était indépendant). Les capteurs ont été placés de manière à maximiser le champ électrique tangentiel, sur la base de cartes de champ électrique simulées, calculées à partir d'un modèle de bobine d'émission RF en cage avec un logiciel d'électromagnétisme (CST, Darmstadt, Allemagne). Les sondes de température ont été placées sous le gel conducteur transparent de l'électrode (voir Figure III-2.c). Les températures ont été enregistrées pendant 3 minutes sans séquence afin d'obtenir une ligne de base stable, puis pendant 15 minutes avec une séquence à haute intensité RF (le gain de transmission maximal a été défini), puis à nouveau pendant 5 minutes sans séquence. En raison du nombre limité de sondes de température ($N = 4$), le cycle de mesure 3min / 15min / 5min a été appliqué 4 fois pour chaque configuration.

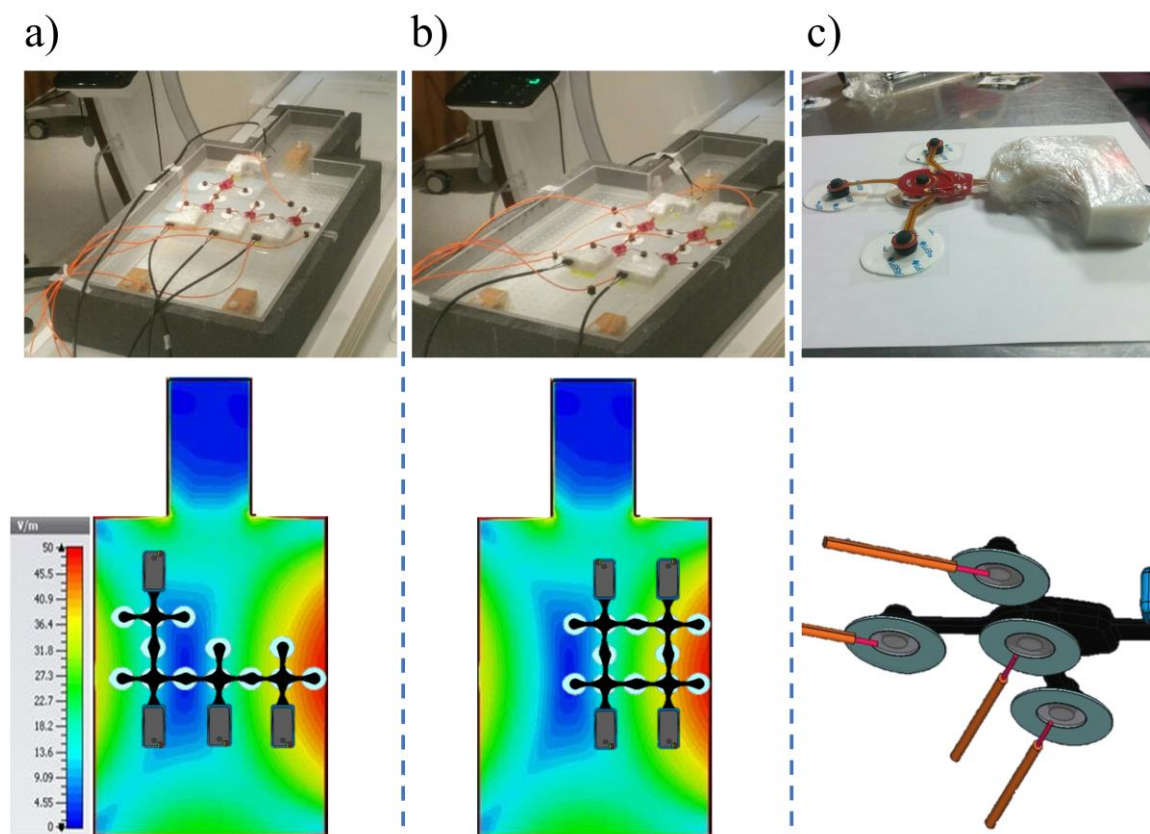


Figure III-2 : Essais d'échauffement RF avec le fantôme ASTM. a) Première configuration du réseau de capteurs ECG étudiée. Les capteurs ECG ont été positionnés sur le fantôme ASTM conformément à la carte de champ électrique d'un système IRM 3 T. b) La deuxième configuration du réseau de capteurs ECG a été étudiée, ce qui a entraîné les plus hautes élévations de températures constatées. Pour faciliter la visualisation, le boîtier de conversion optique et les fibres optiques ne sont pas représentés. c) Positionnement des sondes de températures (les sondes sont placées sous le gel conducteur transparent de l'électrode).

III.1.2.3 Expériences avec des volontaires

Les acquisitions ECG ont été obtenues sur quatre volontaires en bonne santé (3 hommes et une femme, âgés de 29 à 56 ans et pesant entre 58 et 95 kg). Chaque sujet a suivi notre protocole expérimental sur un scanner 1.5 T AvantoFit et un scanner 3 T Prisma (Siemens, Erlangen, Allemagne). Cette étude a été approuvée par un comité d'éthique et tous les sujets ont donné leur consentement écrit en connaissance de cause (identificateur ClinicalTrials.gov: NCT02887053). Au total, 22 électrodes compatibles IRM ont été placées sur le sujet (10 électrodes pour la calibration avec l'ECG 12 dérivations standard + 12 électrodes supplémentaires pour le réseau de capteurs ECG).

La configuration expérimentale était la suivante. Le sujet a d'abord été allongé sur la table d'examen, dans la salle de préparation IRM (c'est-à-dire à l'extérieur de la salle d'examen). Dix électrodes compatibles IRM ont été placées sur la poitrine et les membres du sujet (LA, RA, LL, RLD, VI à V6). Un dispositif ECG 12 dérivations conventionnel (Physiogard Touch 7, Schiller Medical, Wissembourg, France) a été connecté à ces 10 électrodes et un enregistrement de référence 12 dérivations a été acquis. Ensuite, le dispositif 12 dérivations a été déconnecté et N = 4 capteurs ECG compatibles IRM ont été placés. Chaque capteur a été placé de manière à réutiliser l'une des électrodes précordiales déjà en place (capteur 1: V1; capteur 2: V2; capteur 3: V4; capteur 4: V6), comme indiqué sur la Figure III-1.a. Il a donc fallu placer 12 électrodes supplémentaires (3 électrodes supplémentaires par capteur). Un enregistrement a été effectué avec le réseau de capteurs dans la salle de préparation. Ensuite, la table d'examen a été entrée dans la salle IRM. Un autre enregistrement a été effectué avec le réseau de capteurs quand le sujet était placé à l'isocentre du scanner, avant la lecture de toute séquence.

Le protocole d'acquisition IRM comprenait des séquences destinées à tester la robustesse de l'ECG 12 dérivations reconstruit au cours de l'examen IRM : d'abord une séquence typique utilisée en imagerie cardiaque, c'est-à-dire une séquence ciné de précession libre à l'état d'équilibre (SSFP) (TRUFI, matrice d'acquisition 224x208, épaisseur de coupe = 10 mm, angle de basculement = 40 °, TE / TR = 1.3 / 3.1 ms), puis une séquence générant des artefacts de commutation de gradients dans le cas le plus défavorable, à savoir une séquence d'imagerie plan-écho pondérée en diffusion (DW-EPI, matrice d'acquisition 192x156), épaisseur de coupe = 5 mm, longueur du train d'écho EPI = 59, 6 directions de diffusion, valeur B = 1000). Ces paramètres DW-EPI combinent une commutation de gradients rapide (train EPI) et des fortes impulsions de gradients de diffusion (environ 20 ms de plateaux) appliquées dans les trois directions spatiales, y compris leurs combinaisons (c'est-à-dire des directions de gradients obliques). De plus, une séquence pondérée en T1 (axiale Dixon VIBE, FOV 410x410x350 mm³, 1.2x1.2x4 mm³) couvrant l'ensemble du torse a été incluse afin de disposer d'un modèle géométrique du torse du sujet.

Les données ECG brutes du dispositif 12 dérivation ont été exportées sur une clé USB tandis que les données brutes du réseau de capteurs, y compris l'ECG et les sondes à effet-Hall (X, Y, Z) ont été sauvegardées sur le disque dur de l'ordinateur d'acquisition. Toutes les tâches de traitement du signal décrites ci-après, pour la reconstruction 12 dérivation, le débruitage ECG et l'analyse quantitative, ont été effectuées hors ligne à l'aide de MATLAB (Mathworks, Natick, USA).

III.1.2.4 Reconstruction ECG 12 dérivation minimisant les effets MHD

La méthode de reconstruction ECG 12 dérivation utilise une méthode similaire à celle décrite dans [40] et [41]. Elle repose sur l'hypothèse selon laquelle l'ECG 12 dérivation conventionnel $V_{12-Lead}(t)$ peut être estimé par une transformation linéaire des signaux du réseau de capteurs $V_{Network}(t)$, comme décrit par la matrice M dans l'équation ci-dessous :

$$V_{12Lead}(t) = M \times V_{Network}(t) \quad (III.1)$$

$V_{12Lead}(t)$ est un vecteur de 12 éléments représentant un échantillon ponctuel. $V_{Network}(t)$ est un vecteur de 3N éléments (N capteurs, fournissant chacun 3 dérivation bipolaires, 3N = 12 dans cette étude). La matrice M est donc de taille 12x12 et est déterminée sur une base spécifique au sujet, dans une étape de calibration décrite ci-après.

L'étape de calibration utilise un enregistrement 12 dérivation et un enregistrement sur un réseau de capteurs, qui n'ont pas besoin d'être acquis simultanément. Le traitement comportait les étapes suivantes : (i) détection des pics QRS sur V_{12Lead} et sur $V_{Network}$ (bibliothèque de détection QRS du dispositif ECG PB1000, Schiller Medical, Wissembourg, France); (ii) découpe des signaux V_{12Lead} et $V_{Network}$ en un nombre N1 et N2 de cycles cardiaques respectivement; (iii) moyenne robuste de tous les cycles cardiaques, en utilisant la médiane sur les cycles cardiaques N1 (respectivement N2), en fournissant des modèles $\langle V_{12Lead} \rangle$ et $\langle V_{Network} \rangle$; (iv) inversion régularisée du système ((III.1), réécrite sous la forme $AM = b$ (avec A et b construits à partir des signaux de modèle), soit $M = (A^T A + \lambda Id)^{-1} A^T b$ (Régularisation de Tikhonov).

Une description détaillée du système linéaire $AM = b$ résolu pendant le processus d'étalonnage est donnée ci-dessous.

A est une matrice de bloc diagonale composée d'un bloc \tilde{A} répété le long de la diagonale:

$$A = \begin{bmatrix} \tilde{A} & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & \tilde{A} \end{bmatrix}, \tilde{A} = \begin{bmatrix} V_{12}^{(1)}(t_1) & \cdots & V_{12}^{(12)}(t_1) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ V_{12}^{(1)}(t_K) & \cdots & V_{12}^{(12)}(t_K) \end{bmatrix}. \quad (III.2)$$

Les coefficients $V_{12}^{(l)}(t_k)$ représentent le signal de l'ECG à 12 dérivation mesuré par la dérivation l ($l = 1 \dots 12$) et le temps t_k ($k = 1 \dots K$, où K est le nombre d'échantillons dans le modèle de cycle ECG).

Le vecteur b est une concaténation des signaux du réseau de capteurs :

$$b = \begin{bmatrix} \left[\begin{array}{c} V_{Network}^{(1)}(t_1) \\ \vdots \\ V_{Network}^{(1)}(t_K) \end{array} \right] \\ \left[\begin{array}{c} V_{Network}^{(12)}(t_1) \\ \vdots \\ V_{Network}^{(12)}(t_K) \end{array} \right] \end{bmatrix}. \quad (\text{III.3})$$

Les coefficients $V_{Network}^{(l)}(t_k)$ représentent le signal du réseau de capteurs mesuré par la dérivation l ($l = 1 \dots 12$, car dans cette étude il y a 4 capteurs x 3 dérivation) et le temps t_k ($k = 1 \dots K$).

En résolvant pour $AM = b$, une représentation vectorielle aplatie de M est utilisée, M est donc un vecteur de taille 144×1 (au lieu de 12×12 dans sa représentation 2D). A est de taille $12K \times 1$. K est de l'ordre de 1000, en fonction de la fréquence cardiaque du sujet (la fréquence d'échantillonnage est de 1 ms par échantillon). Dans la procédure d'inversion régularisée $M = (A^T A + \lambda I)^{-1} A^T b$, le paramètre d'accord λ a été fixé empiriquement à $10^{-2} \cdot \|b\|$.

Le paramètre de régularisation λ défini sur 10^{-2} pour l'ensemble de l'étude visait à éviter que les dérivation ECG trop bruyantes dans $V_{Network}$ aient un poids important dans la reconstruction. De plus la détection de pic QRS a été effectuée sur différents systèmes de dérivation, les modèles $\langle V_{12Lead} \rangle$ et $\langle V_{Network} \rangle$ peuvent être légèrement mal alignés. Par conséquent, la reconstruction a été effectuée après un décalage temporel variable (de -40 ms à + 40 ms avec des pas de 1 ms). Le décalage temporel fournissant la reconstruction la plus précise a été conservée, défini comme celui fournissant le meilleur coefficient de corrélation sur le complexe QRS (c'est-à-dire une fenêtre de 120 ms centrée sur le pic QRS).

Deux stratégies de calibration ont été testées : la calibration (C_{out}) en utilisant les signaux $V_{Network}$ enregistrés en dehors de la salle d'IRM (dans la salle de préparation) et la calibration (C_{in}) en utilisant les signaux $V_{Network}$ enregistrés à l'intérieur de l'IRM, c'est-à-dire lorsque le sujet était placé à l'isocentre de l'aimant (sans séquence jouée). La différence entre les deux stratégies est que dans C_{in} les signaux de $V_{Network}$ sont corrompus par des artefacts MHD. En conséquence, la matrice M fournira une combinaison linéaire de signaux $V_{Network}$ qui minimise intrinsèquement les artefacts MHD, pour correspondre au mieux à $V_{Network}$. En revanche, l'étalonnage C_{out} fournit une matrice M aveugle à la propagation des artefacts MHD, par

conséquent, la reconstruction est susceptible d'amplifier les effets MHD lorsque le sujet est placé par la suite dans le tunnel IRM.

III.1.2.5 Réduction d'artefact induit par les gradients

Les artefacts induits par les gradients sur l'ECG au cours des séquences SSFP ont été réduits par un simple filtrage passe-bande avec des fréquences de coupures comprises entre 0.5 et 30 Hz (filtre Butterworth numérique du 4ème ordre).

Pour les séquences DW-EPI, le filtrage passe-bande n'était pas suffisant. Par conséquent, les artefacts induits par gradients ont été réduits en utilisant une technique de filtrage adaptatif décrite précédemment [6], [26]. En bref, la méthode consiste à prédire l'artefact sur l'ECG à partir des sources de gradients de champ magnétique, à l'aide d'un modèle de réponse impulsionnelle finie (FIR). Un filtre adaptatif des moindres carrés (LMS) est utilisé pour identifier les paramètres du filtre FIR en ligne. La différence avec les méthodes précédemment publiées est que dans ce cas, les sondes à effet-Hall ont été utilisées comme entrées du filtre LMS, plutôt que comme signaux de commande de gradients provenant de l'armoire IRM. Cela s'explique par le fait que les quatre capteurs sont placés à différents endroits du système de bobines de gradients. Ainsi, ils pourraient fournir une meilleure représentation des changements de champ magnétique locaux réels, qui peuvent différer de la commande, par exemple à cause des courants de Foucault et des champs concomitants.

En résumé, le filtre LMS de cette étude utilisait des sondes à effet-Hall comme entrées pour le débruitage des dérivations ECG brutes à partir du réseau de capteurs. Après le débruitage du LMS, les signaux ECG ont ensuite été filtrés à une largeur de bande de 0.5 - 30 Hz (même filtre que pour la séquence SSFP). Le processus de débruitage a été réalisé avant l'application de la matrice de reconstruction 12 dérivations.

III.1.2.6 Analyse quantitative de la morphologie de l'ECG

La fidélité de la morphologie ECG reconstruite a été quantifiée à l'aide de métriques de coefficient de corrélation. Nous avons supposé que les ondes ECG étaient hautement reproductibles pendant la durée de l'examen dans notre population de sujets en bonne santé. Le modèle d'ECG 12 dérivations $\langle V_{12Lead} \rangle$, construit au cours de la procédure de calibration (C_{in} et C_{out}), a été utilisé comme référence pour la comparaison. Chaque battement cardiaque de l'ECG 12 dérivations reconstruit a ensuite été comparé à la référence avec le coefficient de corrélation de Pearson's, calculé pour chacune des 12 dérivations. Les statistiques de ces coefficients de corrélation ont été calculées sur la durée des enregistrements suivants : (i) dans la salle de préparation; (ii) à l'intérieur du tunnel IRM; (iii) pendant la séquence ciné SSFP; (iv) pendant la séquence DW-EPI

Les coefficients de corrélation ont été calculés sur l'ensemble de l'onde PQRST (durée de la fenêtre définie sur 80 % du cycle cardiaque médian, commençant 200 ms avant les pics

QRS détectés) et sur le complexe QRS (durée de la fenêtre définie sur 120 ms, centrée sur les pics QRS). Une correction manuelle de la détection de pic QRS a été effectuée si nécessaire avant de calculer toutes les statistiques pour corriger le jitter de la détection de l'onde R. Pour les enregistrements SSFP et DW-EPI, seuls les battements cardiaques lors de la pulsation de gradients réelle ont été analysés.

III.1.3 Résultats

III.1.3.1 Résultats des échauffements par RF

Les expériences sur fantômes ASTM à 3 T ont montré une augmentation de température entre 1.2 et 4.6 °C (± 0.8 °C) pour la première configuration spatiale (voir Figure III-2.a) et entre 2.4 et 4.7 °C (± 0.8 °C) pour la deuxième configuration (voir Figure III-2.b). Dans les deux configurations, l'augmentation de température la plus importante a été enregistrée au niveau de l'électrode RLD, une des électrodes plus éloignée du centre de l'IRM, c'est-à-dire proche de la bobine d'émission RF.

III.1.3.2 Résultats de l'expérience avec des volontaires

Le protocole expérimental a été appliqué avec succès aux 4 sujets à 1.5 et à 3 T. Des jeux de données complets ont été obtenus dans tous les cas, y compris des signaux de référence 12 dérivations et des signaux du réseau de capteurs à l'extérieur et à l'intérieur du scanner et lors du balayage IRM.

La procédure de calibration pour calculer la matrice M pour un sujet et un scanner donné a pris environ 1 s avec le code MATLAB.

Des exemples de reconstruction d'ECG 12 dérivations d'un sujet sont présentés dans la Figure III-3 (1.5 T) et Figure III-4 (3 T). Les deux stratégies de calibration C_{out} et C_{in} sont présentées. Nous pouvons constater que lorsque la matrice d'étalonnage M a été calculée à l'aide de l'étalonnage C_{out} (c'est-à-dire à partir de l'enregistrement du réseau hors du scanner), la reconstruction la plus précise a été réalisée dans la salle de préparation et a fourni une excellente correspondance; cependant, lorsque le patient a été placé dans le scanner, la meilleure reconstruction a été trouvée avec C_{in} (c'est-à-dire à partir de l'enregistrement avec le sujet à l'isocentre du scanner). Lors de l'utilisation de la calibration C_{in} , l'artefact MHD résiduel était de faible amplitude dans les 12 dérivations reconstruites à 1.5 T et donnait une morphologie plus conventionnelle de l'onde T de l'ECG. Dans l'IRM 3 T, l'onde T est restée déformée par rapport à la référence classique 12 dérivations, mais l'artefact MHD a été nettement réduit par rapport à l'utilisation du calibrage C_{out} . Les matrices de calibration correspondantes indiquent quels signaux du réseau de capteurs contribuent à chacune des 12 dérivations reconstruites. La plupart des signaux du réseau sont utilisés dans ces deux exemples. La différence de M coefficients entre la Figure III-3.a et la Figure III-4.a, lors de l'utilisation de

l'étalonnage C_{out} , est indicative de la variabilité de la procédure d'étalonnage en raison de la variabilité du positionnement de l'électrode dans deux sessions différentes.

Des exemples de signaux reconstruits au cours de séquences IRM sont illustrés dans la Figure III-5 chez un sujet à 1.5 T. Malgré l'effet MHD résiduel, la forme générale des signaux semble être bien préservée dans l'ECG reconstruit, ainsi que les changements relatifs entre les dériviations. Lorsque des séquences étaient lues, la morphologie était encore affectée par des artefacts induits par les gradients, mais ils étaient minimisés par filtrage sur la bande passante de surveillance de 0.5 - 30 Hz (ce qui était suffisant dans les séquences SSFP) et par le débruitage adaptatif du LMS dans le cas le plus défavorable des séquences (DW-EPI). En raison du rétrécissement de la largeur de bande, l'amplitude et la netteté du complexe QRS ont légèrement diminué par rapport au véritable ECG 12 dériviations.

III.1.3.3 Résultats de l'analyse quantitative de la morphologie de l'ECG

Le Tableau III-1 résume l'analyse quantitative de la morphologie de l'ECG reconstruit. Le coefficient de corrélation avec le véritable modèle ECG 12 dériviations est indiqué pour les différents montages expérimentaux (extérieur / intérieur de l'IRM et pendant les séquences) et les modes de calibration. Notons que la bande passante de l'ECG reconstruit était de 0.05 à 150 Hz (qualité de diagnostic) lorsqu'aucune séquence n'était lue et de 0.5 à 30 Hz lorsque des séquences étaient lues (qualité de surveillance) pendant l'examen IRM.

La reconstruction à l'extérieur de l'IRM, à l'aide de la calibration C_{out} , montre d'excellents scores de corrélation (supérieurs à 96 %). Ceci conforte l'hypothèse initiale selon laquelle l'ECG 12 dériviations conventionnel peut être reconstruit avec précision par des combinaisons linéaires de multiples mesures de tension bipolaire.

Les reconstructions à l'intérieur de l'IRM permettent de quantifier les artefacts MHD par la diminution des coefficients de corrélation sur l'onde PQRST, par rapport à la première ligne du Tableau III-1. Nous pouvons constater que le calibrage C_{in} réduit effectivement la propagation d'artefacts MHD dans la reconstruction par rapport à C_{out} (88.7 % au lieu de 80.1 % à 1.5 T, 75.9 % au lieu de 64.6 % à 3 T). Bien que l'effet MHD résiduel empêche une reconstruction parfaite de l'ECG à 12 dériviations, il est possible de préserver relativement bien la morphologie du complexe QRS, avec des scores de corrélation de 95.6 % à 1.5 T et de 90.5 % à 3 T. Lorsque les séquences SSFP étaient lues, il y avait une diminution plus importante des scores de corrélation, qui était attendue en raison de la restriction de la bande passante (0.5 - 30 Hz) appliquée pour minimiser les artefacts induits par les gradients. Enfin, lorsque les séquences les plus défavorables étaient lues (DW-EPI), les scores de corrélation étaient encore réduits, en particulier lorsqu'aucune correction LMS n'était utilisée. Les scores de corrélation après le LMS étaient encore inférieurs à ceux mesurés dans les séquences de SSFP, ce qui est attendu étant donné que le filtre du LMS nécessite généralement quelques cycles cardiaques pour adapter ses coefficients. Les statistiques présentées dans le Tableau III-1 ont bien pris en

compte tous les battements de cœur acquis pendant la séquence DW-EPI, y compris les premiers où le filtre LMS n'a pas convergé vers son optimal.

Tableau III-1 : Coefficients de corrélation entre l'ECG 12 dérivations réel et reconstitué chez le sujet sain, exprimé en moyenne \pm écart type sur les 12 dérivations (moyenne sur N = 4 sujets).

Mode de calibration	Montage expérimental	1.5 T		3 T	
		PQRST	QRS	PQRST	QRS
C _{out}	En dehors de l'IRM (0.05 - 150 Hz)	97.0 % \pm 1.1 %	97.3 % \pm 1.4 %	96.7 % \pm 1.8 %	97.4 % \pm 1.7 %
	À l'intérieur de l'IRM (0.05 - 150 Hz)	80.1 % \pm 7.0 %	93.7 % \pm 4.0 %	64.6 % \pm 11.4 %	91.1 % \pm 3.7 %
C _{in}	En dehors de l'IRM (0.05 - 150 Hz)	92.3 % \pm 3.5 %	95.6 % \pm 2.2 %	88.6 % \pm 5.2 %	92.2 % \pm 4.7 %
	À l'intérieur de l'IRM (0.05 - 150 Hz)	88.7 % \pm 2.5 %	95.6 % \pm 2.1 %	75.9 % \pm 6.4 %	90.5 % \pm 4.7 %
	Pendant la séquence SSFP (0.5 - 30 Hz)	83.5 % \pm 4.5 %	93.2 % \pm 3.9 %	62.6 % \pm 5.4 %	84.9 % \pm 5.0 %
	Pendant la séquence DW-EPI, correction LMS (0.5 - 30 Hz)	71.6 % \pm 4.8 %	80.7 % \pm 4.8 %	34.9 % \pm 3.8 %	49.0 % \pm 4.9 %
	Pendant la séquence DW-EPI, non corrigé (0.5 - 30 Hz)	54.8 % \pm 5.5 %	68.6 % \pm 4.1 %	22.3 % \pm 3.0 %	33.0 % \pm 4.7 %

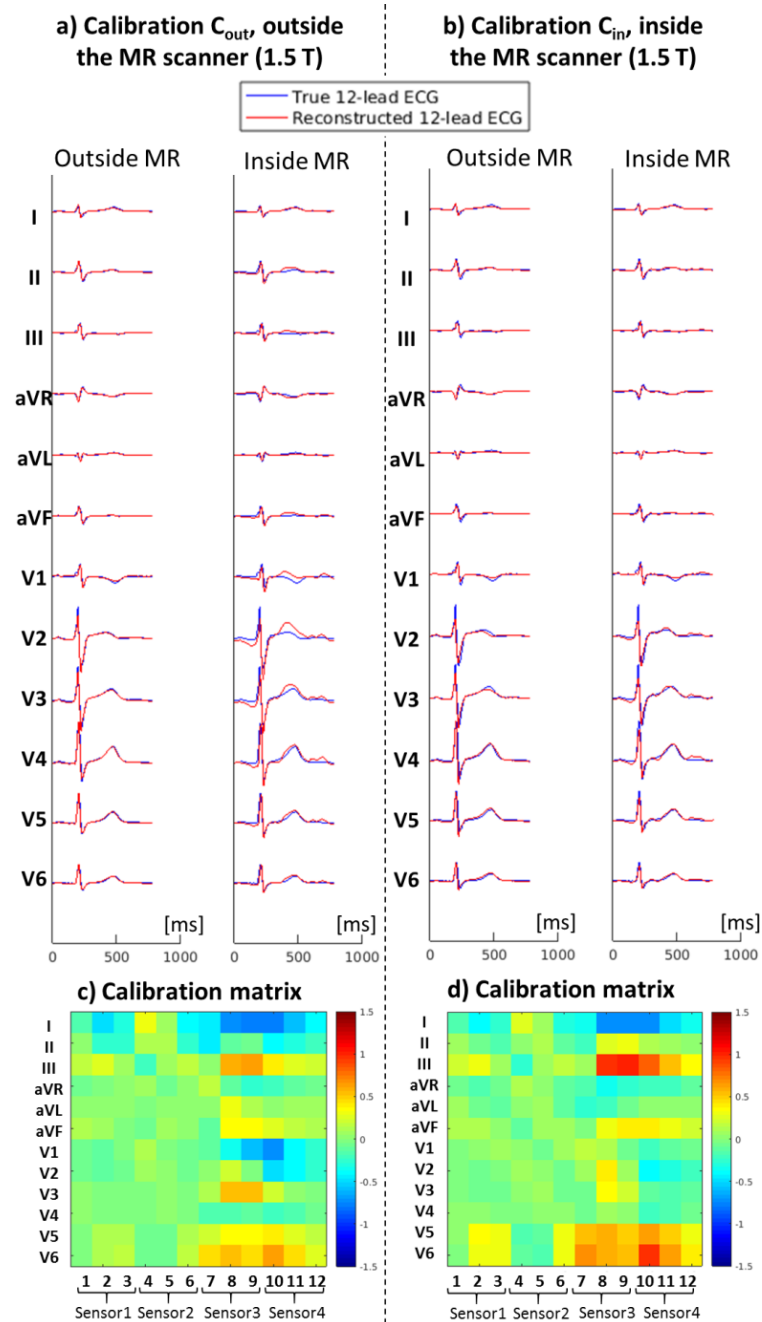


Figure III-3 : Exemple d'ECG 12 dérivation reconstruit d'un sujet à 1.5 T. Les signaux ECG 12 dérivation superposés réels (en couleur bleu) et reconstruits (en couleur rouge) sont représentés : a) après étalonnage C_{out} (matrice calculée à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés en dehors du scanner). b) après l'étalonnage C_{in} (c'est-à-dire à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés à l'intérieur du scanner). Ici en utilisant l'étalonnage C_{out} , les coefficients de corrélation obtenus à l'extérieur / intérieur du scanner sont de 97.1 % / 82.2 %; en utilisant C_{in} , ils sont de 92.2 % / 92.0 %, ce qui montre la minimisation des artefacts MHD. Les matrices de calibration correspondantes sont affichées pour les calibrations C_{out} (c) et C_{in} (d).

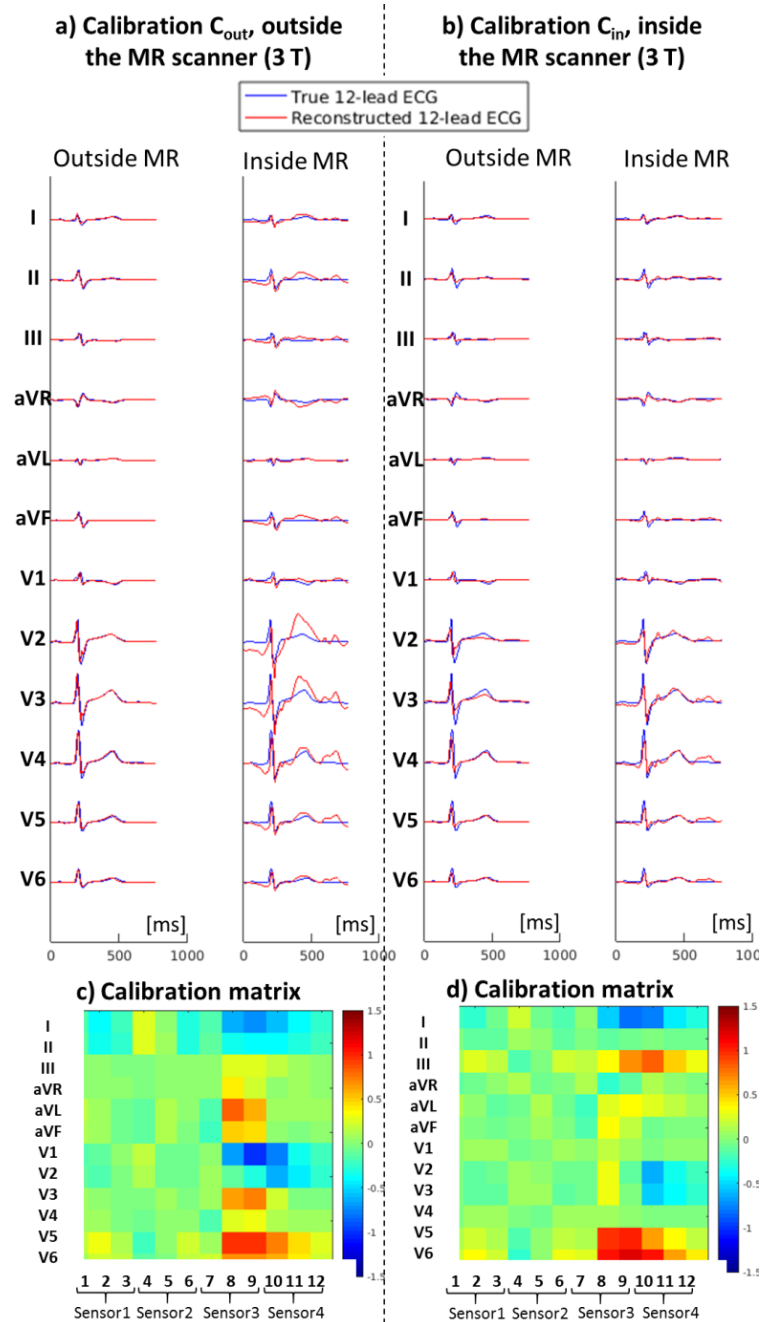


Figure III-4 : Exemple d'ECG 12 dérivation reconstruit d'un sujet à 3 T (même sujet que sur la Figure III-3). Les signaux ECG 12 dérivation superposés réels (en couleur bleu) et reconstruits (en couleur rouge) sont indiqués : a) après calibration C_{out} (c'est-à-dire une matrice calculée à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés à l'extérieur du scanner). b) après la calibration C_{in} (c'est-à-dire à partir des signaux du réseau de capteurs enregistrés à l'intérieur du scanner). Ici en utilisant l'étalonnage C_{out} , les coefficients de corrélation obtenus à l'extérieur / intérieur du scanner sont de 87.9 % / 58.3 %; en utilisant C_{in} , ils sont de 75.3 % / 73.2 %, ce qui montre la minimisation des artefacts MHD. Les matrices de calibration correspondantes sont affichées pour les étalonnages C_{out} (c) et C_{in} (d).

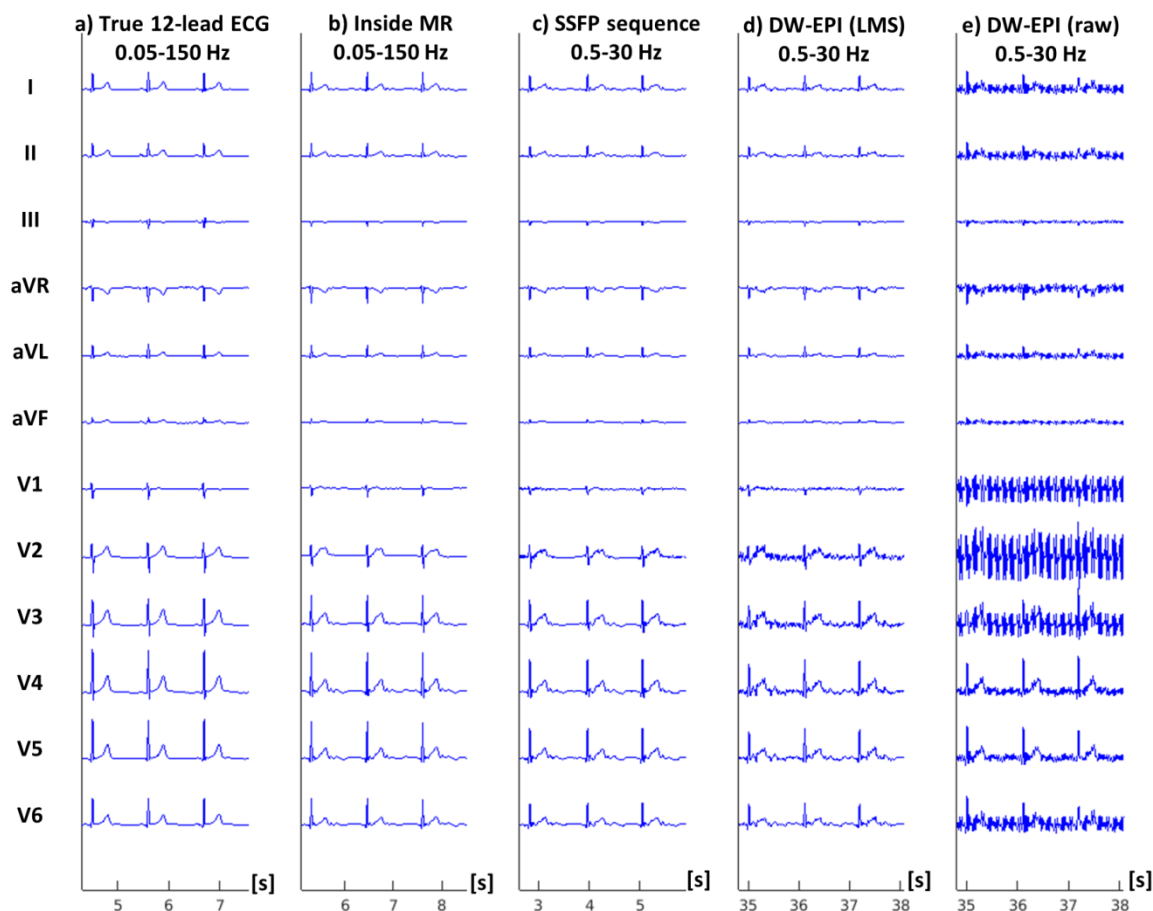


Figure III-5 : Exemple d'ECG 12 dériviations d'un sujet : a) Véritable ECG 12 dériviations acquis à l'extérieur du scanner. b) ECG 12 dériviations reconstruit à partir du réseau de capteurs à 1.5 T, à l'intérieur du scanner. c) Pendant une séquence ciné SSFP. d) Pendant une séquence DW-EPI avec filtrage LMS adaptatif. e) Sans filtrage LMS. Notons que la bande passante était de 0.05 - 150 Hz lorsqu'aucune séquence n'était lue et de 0.05 - 30 Hz pendant les séquences MR.

III.1.4 Discussion

Cette étude montre qu'il est possible d'obtenir un ECG 12 dériviations de haute qualité à partir d'un réseau de capteurs ECG compatibles IRM, utilisant des câbles courts et une pré-amplification / numérisation des signaux à proximité du patient. La méthode proposée nécessite actuellement une étape d'acquisition supplémentaire à l'extérieur de l'IRM, avec un dispositif ECG 12 dériviations classique, afin d'identifier une matrice de calibration spécifique au sujet. Les résultats suggèrent d'identifier la matrice de calibration à partir d'un enregistrement du réseau de capteurs avec le sujet placé à l'intérieur du tunnel IRM, afin que la matrice de calibration puisse minimiser la propagation d'artefacts MHD. Le temps de traitement pour cette calibration est court (environ 1 s) et la reconstruction ultérieure de l'ECG 12 dériviations est obtenue par une simple combinaison linéaire des signaux ECG bruts, ce qui rend la méthode facilement applicable en temps réel. Dans le pire des cas, les artefacts de commutation de gradients posent toujours problème, mais ils ont pu être minimisés grâce au filtrage et au

débruitage adaptatif décrit précédemment. La préservation de la morphologie a été quantifiée en termes de coefficients de corrélation des ondes QRS et PQRST et a donné des résultats bons à excellents pour le complexe QRS, même lors du balayage avec des séquences SSFP classiques (> 93 % à 1.5 T, > 84 % à 3 T), mais pas pendant les séquences DW-EPI à 3 T (> 80.7 % à 1.5 T, > 49 % à 3 T).

Le réseau de capteurs s'est avéré sûr à 3 T. Les élévations de température mesurées dans les expériences sur fantômes ASTM étaient inférieures à 5 °C en moyenne, ce qui était inférieur aux seuils définis par la norme CEI 60601-2-33 (43 °C pour le contact avec la peau, la température de la peau étant comprise entre 33 et 37 °C). Les expériences ont été conçues pour obtenir les résultats les plus défavorables. Dans les expériences sur fantômes (contrairement aux sujets), des électrodes étaient partagées entre les différents capteurs, maximisant ainsi la longueur effective des fils conducteurs, et donc l'effet d'antenne RF. A notre connaissance, seul un appareil ECG 12 dérivations IRM conditionnel avait déjà été signalé à 1.5 T [34]. Le présent travail est donc le premier signalement d'un système ECG 12 dérivations sûr fonctionnant à 1.5 et 3 T.

Un appareil ECG 12 dérivations de haute qualité en IRM peut être bénéfique dans de nombreuses applications. Cela pourrait aider à améliorer la surveillance des patients, car les signaux ECG peuvent être affichés dans un système de dérivations conventionnel, plus facile à interpréter que les dérivations non standard. La fréquence cardiaque instantanée est l'information principale requise pour la surveillance du patient par ECG. Cela repose sur une détection robuste des pics QRS [42]. La synchronisation efficace des séquences IRM fait également la même chose. Les 12 dérivations étant disponibles, des algorithmes de détection QRS plus robustes peuvent être mis en œuvre, par exemple basés sur l'apprentissage en profondeur, où on pourrait sélectionner une ou plusieurs dérivations ECG, par exemple avec l'amplitude QRS la plus élevée ou la plus faible amplitude de l'artefact MHD, à utiliser comme entrées du détecteur QRS. La minimisation des artefacts MHD, résultant de la stratégie d'étalonnage proposée, peut également améliorer la robustesse de la détection QRS. Dans cette étude, 4 capteurs ont été utilisés, mais une estimation ECG à 12 dérivations peut également être obtenue avec moins de capteurs (même à partir d'un seul capteur). Bien sûr, avec moins de capteurs, on s'attendrait à une corrélation plus faible avec le véritable ECG à 12 dérivations. Le placement optimal des capteurs pourrait être étudié selon la même méthodologie que celle décrite ici. Cela permettrait de conserver l'avantage d'interpréter les dérivations standardisées avec une MHD minimisée, avec peu ou pas de matériel supplémentaire. Dans le cas où un seul capteur est utilisé, des méthodes de reconstruction plus avancées pourraient être mises en œuvre, telles que les réseaux de neurones artificiels [43], cependant nous n'avons pas essayé cette hypothèse.

Les applications avancées en IRM cardiaque peuvent également bénéficier du système proposé. L'IRM interventionnelle nécessite un ECG propre pendant les séquences d'imagerie. Les séquences d'écho à gradients rapides, telles que les séquences SSFP testées ici, sont

couramment utilisées pour suivre les objets au cours de l'intervention (cathéter, aiguille à biopsie, etc.). Le dispositif pourrait également présenter un intérêt pour les tests d'IRM cardiaque de stress, étant donné que les paramètres d'imagerie quantitatifs pourraient être mesurés simultanément ou presque simultanément avec des mesures quantitatives de l'ECG, telles que l'élévation du segment ST. Les artefacts MHD résiduels peuvent ne pas constituer un facteur limitant pour la mesure de l'élévation du segment ST, car c'est la différence entre les signaux ECG avant / après le stress qui doit être quantifiée. Cependant, un ECG de qualité diagnostique (0.05 - 150 Hz) serait certainement nécessaire, en particulier parce que les filtres passe-haut restrictifs empêchent la mesure précise de différences subtiles de la ligne de base de l'ECG. Des applications spécifiques telles que l'ablation d'arythmie, réalisée sous guidage IRM, nécessitent également un ECG de haute qualité. Certaines de ces techniques d'ablation par cathéter nécessitent une analyse quantitative de la morphologie de l'ECG afin de localiser la cible d'ablation, telles que la technique de cartographie du rythme utilisée pour l'ablation de la tachycardie ventriculaire [44]. Par conséquent, une bonne conservation de la morphologie QRS est essentielle.

L'imagerie électrocardiographique (ECGI), également appelée cartographie d'activation cardiaque inverse, est un domaine émergent en cardiologie et constitue une autre application potentielle [45], [46]. L'ECGI consiste à reconstruire une carte d'activation cardiaque à partir de mesures de potentiel de surface corporelle et d'un modèle de torse du patient (géométrie, propriétés conductrices et emplacement des électrodes) pouvant être obtenues par imagerie. Des gilets à électrodes ont été développés ces dernières années, fournissant plus de 200 électrodes [45]. De tels systèmes ne sont pas compatibles avec l'IRM, ils ont donc été utilisés en combinaison avec la tomodensitométrie. Des techniques d'optimisation avancées ont montré la faisabilité d'une cartographie précise de l'activation dans le PVC (contractions ventriculaires prématurées) à partir de l'ECG standard 12 dérivation [47]. Le système proposé pourrait constituer un outil précieux dans ce domaine, car il pourrait améliorer la cohérence entre les mesures ECG et les données d'imagerie en IRM 1.5 et 3 T, l'IRM étant la modalité d'imagerie de référence pour la caractérisation du tissu cardiaque.

CONCLUSION DE LA PARTIE III

La reconstruction de l'ECG à 12 dérivations s'est avérée réalisable à 1.5 et à 3 T (pendant presque toutes les séquences) à partir d'un réseau de capteurs compatibles IRM. Le réseau de capteurs en question est le premier système de ce type sur fonctionnement en IRM 1.5 et 3 T. Le système permet d'obtenir un ECG 12 dérivations de qualité avec un minimum d'artefacts MHD, avec une bande passante de 0.05 - 150 Hz (lorsqu'aucune séquence n'est jouée) ou de 0.5 - 30 Hz (pendant des séquences). Le système pourrait être utilisé pour améliorer la surveillance des patients et le déclenchement des séquences lors des examens par résonance magnétique conventionnels. Cela pourrait être intéressant pour l'IRM interventionnelle ou pour les applications avancées d'IRM cardiaque.

PARTIE IV - HAUTE RESOLUTION TEMPORELLE

Dans cette partie nous présenterons les travaux réalisés avec une nouvelle configuration du prototype de capteur ECG, qui permet d'acquérir des signaux ECG et à effet-Hall à une haute fréquence d'échantillonnage. Ainsi, un procédé de correction d'artefacts de gradients de champ magnétique en temp réel a été proposé. Ces travaux ont permis de déposer un brevet auprès de l'Institut National de la Propriété Industrielle et un article en cours de révision dans le «Journal of Physiological Measurement», soumis en 2019.

Chapitre 1. Acquisition d'électrocardiogramme à large bande pour une meilleure suppression des artefacts de gradients IRM

IV.1.1 Introduction

L'électrocardiogramme (ECG) est acquis en routine clinique lors de l'examen IRM pour deux raisons principales : (i) surveiller l'état de santé du patient, puisque sa sécurité doit être garantie tout au long de l'examen [48]. La surveillance des patients est nécessaire dans différentes conditions, y compris les patients incapables de communiquer en soins intensifs, ayant une fonction pathologique, sous sédation ou sous anesthésie [48]. Le domaine croissant de l'IRM interventionnelle (en particulier les interventions cardiaques) nécessite également des systèmes de surveillance du patient précis et sûrs. L'ECG est l'un des signaux vitaux les plus importants concernant l'état du système cardiovasculaire, par conséquent, il est de la plus haute importance et est inclus dans les divers dispositifs de surveillance spécifiques IRM. (ii) L'ECG est également acquis systématiquement en IRM cardiaque afin de synchroniser l'acquisition d'images avec l'activité cardiaque, également désigné comme déclencheur [49]. Le pic le plus important du signal ECG, le complexe QRS, est détecté pour déclencher une acquisition d'image. Plusieurs autres signaux ou méthodes ont été suggérés mais l'ECG reste la technique de synchronisation la plus précise [49].

Bien qu'habituellement acquis lors de l'examen IRM, l'enregistrement ECG reste une tâche ardue en raison des contraintes physiques de l'environnement IRM [42]. Les signaux ECG sont déformés ou impactés par les trois principales composantes électromagnétiques de l'environnement. Le matériel a dû être adapté afin de réduire les risques de brûlures induites par le champ RF [50], [51], la solution la plus courante consistant à utiliser un nombre réduit d'électrodes (3 à 4), des fils d'électrodes courts, un blindage des composants électroniques et une transmission par fibres optiques ou communication sans fil [4]. Cette approche a été adoptée par la plupart des fournisseurs et est toujours commercialisée aujourd'hui, à l'exception

des systèmes ECG à 12 dérivations récemment développés pour l'IRM interventionnelle [22], [23], [34]. La présence d'un fort champ magnétique statique combiné au flux sanguin (particulièrement à travers la crosse aortique) induit une distorsion du signal, dénommée effet MagnetoHydroDynamic (MHD) [31]. Cette distorsion se superpose principalement au segment ST et rend son interprétation presque impossible. Avec l'avènement des IRM à champ ultra élevé (7 T ou plus), l'effet MHD peut devenir encore plus important que les complexes QRS, et peut affecter la qualité du déclenchement ou la surveillance de la fréquence cardiaque [52]. Enfin, les champs magnétiques à variation rapide, appelés gradients, induisent des champs électriques à l'intérieur du patient, qui seront détectés par le capteur ECG. Bien que le matériel possède une bande passante réduite parfois aussi étroite [1 - 20 Hz] pour certains capteurs [53], la bande passante de ces gradients [0 Hz - 30 kHz] est superposée à celle du signal ECG [42], ce qui implique que ces distorsions doivent être supprimées au moyen du traitement du signal. Plusieurs techniques ont été suggérées, consistant en une détection QRS spécifique à l'IRM [8], [54], une combinaison linéaire de conducteurs [55], une analyse en composantes indépendantes [56], ou des techniques de blanking [34]. Une autre méthode de suppression d'artefacts sur gradients est basée sur une modélisation du problème, où les artefacts sont modélisés comme la réponse des gradients dans chaque direction à travers un système linéaire invariant dans le temps (LTI), qui représente la réponse du corps et du capteur. Cette réponse est ensuite soit estimée avec une approche hors ligne [5], [32], [35], soit en utilisant des filtres adaptatifs [6], [7], [33], [57], [58]. Ces techniques nécessitent les signaux de gradients, qui peuvent être fournis via une connexion directe au système IRM ou à l'aide d'un matériel dédié [59], [60].

Alternativement, l'acquisition d'ECG avec un taux d'échantillonnage plus élevé a été testée [20], [23], [35]. Cependant, afin de mieux caractériser la forme de l'artefact induit par les gradients et de le distinguer plus facilement du signal ECG, il est nécessaire d'ouvrir davantage la bande passante d'acquisition.

Dans cette étude, un nouveau système de capteur ECG comprenant un matériel innovant et un logiciel spécifique pour la suppression des artefacts de gradients sera introduit. En acquérant des signaux avec une bande passante plus grande que les systèmes existants, la possibilité de supprimer avec précision les artefacts de gradients et d'acquérir des signaux ECG de haute définition (HD) sera démontrée.

IV.1.2 Matériels et méthodes

Dans cette section, la nouvelle architecture matérielle du capteur sera présentée. Au lieu de compter sur une bande passante réduite, comme dans la plupart des dispositifs de surveillance IRM actuellement disponibles, le nouveau système est basé sur une large bande passante, une fréquence d'échantillonnage plus élevée et une dynamique d'entrée élevée. Le but de ce capteur est d'acquérir les artefacts de gradients le plus précisément possible. Dans la deuxième sous-section, les techniques de traitement du signal pour la suppression des artefacts de gradients seront présentées. Les expériences visant à évaluer l'échauffement induit par RF

seront décrites dans la troisième sous-section, considérant que le protocole d'acquisition des données ECG sur les volontaires sains sera détaillé dans une quatrième sous-section. Enfin, l'évaluation de la qualité de ce nouveau capteur ECG seront décrites dans une cinquième sous-section.

IV.1.2.1 Matériel du capteur ECG

Le capteur ECG proposé a été conçu pour la surveillance du patient et le déclenchement des séquences jusqu'à 3 T (Maglife, Schiller Médical, Wissembourg, France), son architecture est similaire à celle décrite dans [4], et aux capteurs ECG disponibles de nos jours. Le capteur ECG est constitué de 4 électrodes courtes avec les composants électroniques blindés dans une cage de Faraday. Les signaux étant transmis via une fibre optique au dispositif de surveillance principal (ou au système d'acquisition).

Le système d'acquisition du signal complet et l'architecture électronique du capteur ECG sont illustrés dans la Figure IV-1. L'appareil est connecté à un patch flexible avec trois branches courtes non blindées, protégé contre les chocs de défibrillation avec quatre supports d'électrode (une électrode de référence à conducteur commun + trois électrodes de mesure). Chaque électrode est séparée de l'autre par une distance de 5 cm, et la configuration globale du fil est représentée dans la Figure IV-1.b. Le capteur fournit trois dérivations ECG bipolaires indépendantes avec une largeur de bande de 3.5 KHz, une résolution de 18 bits (6.54 μ V / LSB et une dynamique d'entrée utilisable de \pm 670 mV).

Les signaux d'entrée sont filtrés à 127.5 KHz par des filtres analogiques du blindage dans le boîtier du capteur afin d'éliminer les ondes électromagnétiques RF de l'IRM de haute fréquence (de 64 et 128 MHz), puis pré-amplifiés et numérisés dans un module frontal ECG (ADAS1000BCPZ), Analog Devices Inc, Norwood, États-Unis). Les signaux sont d'abord filtrés avec un filtre anti-repliement de 65 KHz et numérisés avec un CAN de 14 bits de type SAR (Successive Approximation) avec une fréquence d'horloge de 2.048 MHz. Le nombre de bits effectifs (ENOB) de l'ADC est augmenté de 14 à 16 bits, un premier filtre LPF de 13 KHz est appliqué (débit de données à 128 KHz). Ensuite, le même processus est appliqué à nouveau. Cela signifie que le ENOB passe de 16 à 18 bits (LPF 3.5 kHz et débit de 16 kHz). Les données sont récupérées avec un débit de 16 KHz (voir Figure IV-2). Ensuite, les signaux déjà numérisés par l'ADAS sont reçus dans le microcontrôleur via un bus de communication série de type SPI et transférés par fibre optique à un ordinateur (protocole de communication série RS-232 à 3M bauds).

Trois capteurs à effet-Hall (CYSJ362A, ChenYang Technologies, Finsing, Allemagne) ont également été intégrés à l'ECG (comme illustré dans la Figure IV-1.b) permettant de mesurer les champs magnétiques locaux dans les trois directions afin de fournir des informations sur les gradients IRM (voir Figure IV-2). Les signaux des capteurs à effet-Hall ont été filtrés avec un filtre passe-haut analogique de 10 Hz, amplifiés (par un gain de 59) et filtrés de nouveau avec un filtre passe-bas de 3.5 KHz. Ces signaux analogiques ont ensuite été

numérisés dans le microcontrôleur avec une résolution de $805.6 \mu\text{V} / \text{LSB}$ sur 12 bits, puis échantillonnés à 16 kHz et transmis à l'ordinateur.

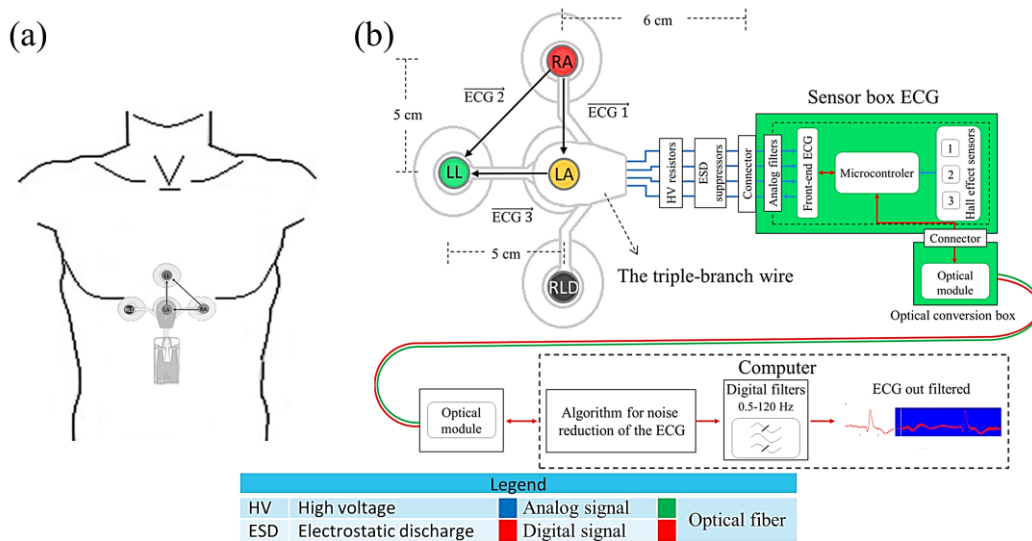


Figure IV-1 : a) Position du capteur ECG sur le thorax du volontaire (à des fins de visualisation, le boîtier de conversion optique et les fibres optiques ne sont pas représentés). b) Architecture du dispositif ECG proposé et les dérivation ECG mesurées.

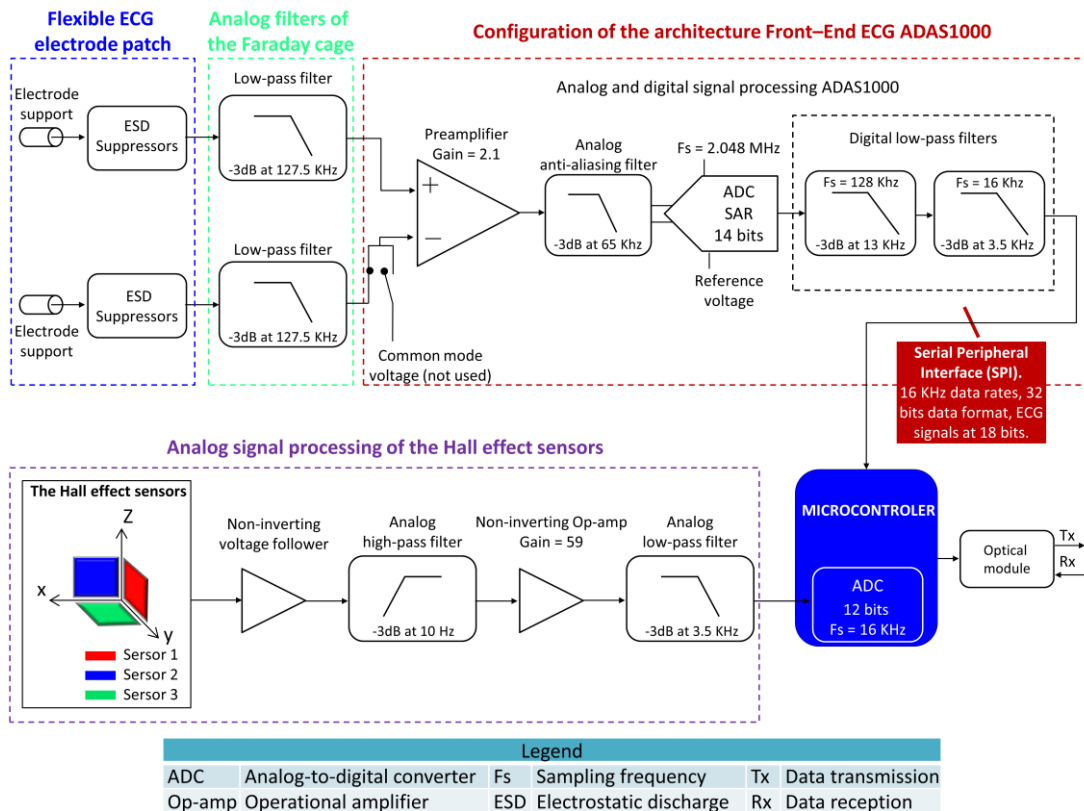


Figure IV-2 : Système d'acquisition et de traitement du signal pour un signal ECG (entrée dynamique utilisable $\pm 670 \text{ mV}$) et les signaux Hall.

IV.1.2.2 Technique de suppression de gradients

Les signaux acquis ont été traités rétrospectivement avec un logiciel développé sous Matlab (R2017a, Mathworks, Natick, USA). L'algorithme de suppression d'artefacts de gradients proposé, nommé HD, consiste en une étape de détection de nouveauté (de pentes raides) pour détecter les régions corrompues suivie d'un effacement des régions détectées. Un organigramme de l'algorithme proposé est représenté dans la Figure IV-3.

Les signaux bleus correspondent aux signaux bruts et les signaux rouges correspondent aux signaux filtrés par l'algorithme proposé. L'étape 1 est un zoom avant sur une région corrompue du signal ECG. A l'étape 2, la valeur absolue de la dérivée du premier ordre du signal brut est calculée ($|dB/dt|$). Une détection automatique des artefacts est effectuée à l'étape 3 avec la détection de pentes raides et une simple comparaison de seuils (cette partie est détaillée dans le chapitre 2). Enfin dans l'étape 4, une extrapolation de l'échantillon n-1 est réalisée pendant la période de suppression. Un filtrage final passe-bande est appliqué au signal résultant à l'aide de filtres Butterworth (passe-haut du premier ordre à 0.5 Hz et passe-bas du second ordre à 120 Hz).

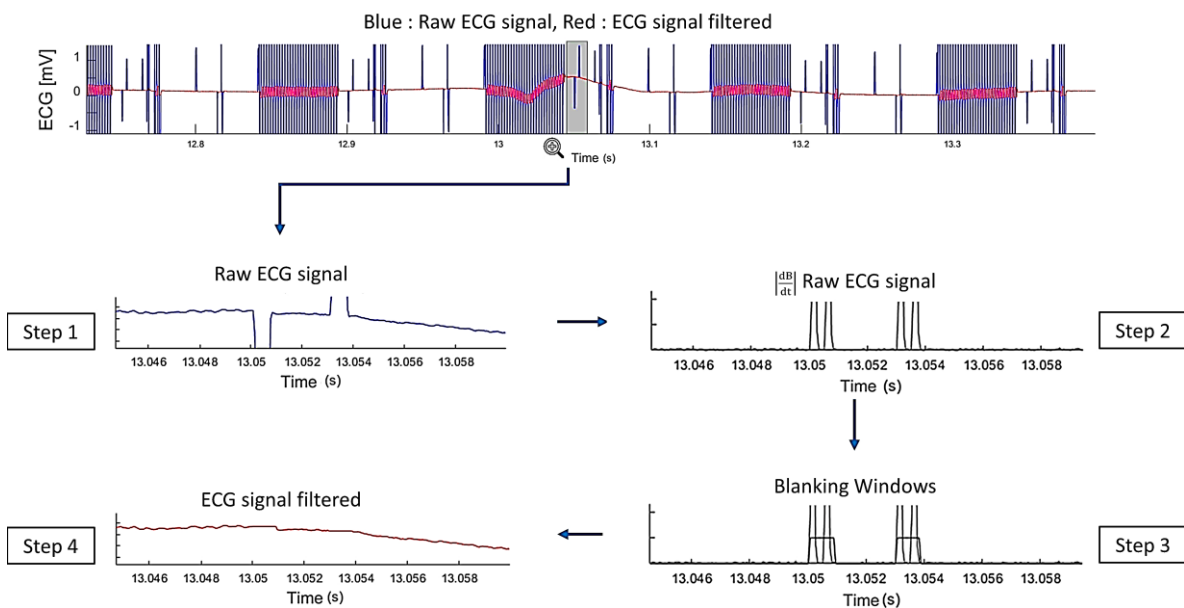


Figure IV-3 : Organigramme de l'algorithme de suppression d'artefact de gradients.

IV.1.2.3 Expériences d'échauffements par RF

L'un des principaux problèmes de sécurité lors de l'acquisition d'un signal ECG au cours de l'IRM concerne l'échauffement induit par RF des fils de l'électrode. Un échauffement de ce type au contact de la peau du patient peut provoquer de graves brûlures [48]. Pour éviter l'effet d'antenne, les câbles doivent généralement avoir une longueur inférieure à 23.4 cm pour une IRM 1.5 T et de 11.7 cm pour une IRM 3 T (selon la longueur d'onde de la fréquence de

Larmor). Cependant, le type de matériau et sa position dans le tunnel IRM ont aussi une influence. Pour garantir la sécurité des volontaires, des expériences d'échauffement RF avec le prototype de capteur ECG ont été réalisées. Le test de compatibilité IRM a été réalisé sur la base des tests d'échauffement RF avec fantôme ASTM conformément à la norme IEC 60601-2-33 sur un scanner Discovery MR750 3 T (General Electric, Milwaukee, USA).

Le capteur était placé dans la zone la plus défavorable du fantôme, où les lignes de champ électrique tangentielle sont plus prononcées (voir Figure IV-4.a). Cette zone a été définie avec un modèle de carte de champ électromagnétique simulé, calculé à partir d'un modèle de bobine d'émission RF à cage d'oiseaux (antenne corps de l'IRM) avec logiciel électromagnétique (CST, Darmstadt, Allemagne). Pour reproduire les propriétés thermiques et la conductivité électrique du corps humain, un gel conducteur (fantôme) a été construit. La recette de ce gel est la même que celle décrite dans la partie III.1.2.2 du manuscrit.

Quatre électrodes compatibles IRM ont été placées sur le fantôme. Les sondes de température optiques ReFlex (Neoptix Inc., Québec, Canada) ont été placées sous le gel conducteur de l'électrode (voir Figure IV-4.b). Cet appareil a une précision de ± 0.8 °C. Les températures ont été enregistrées pendant 3 minutes sans séquence, puis pendant 15 minutes avec une séquence d'impulsions intensive RF (réglage du gain maximal), et enfin pendant 5 minutes sans séquence d'impulsions.

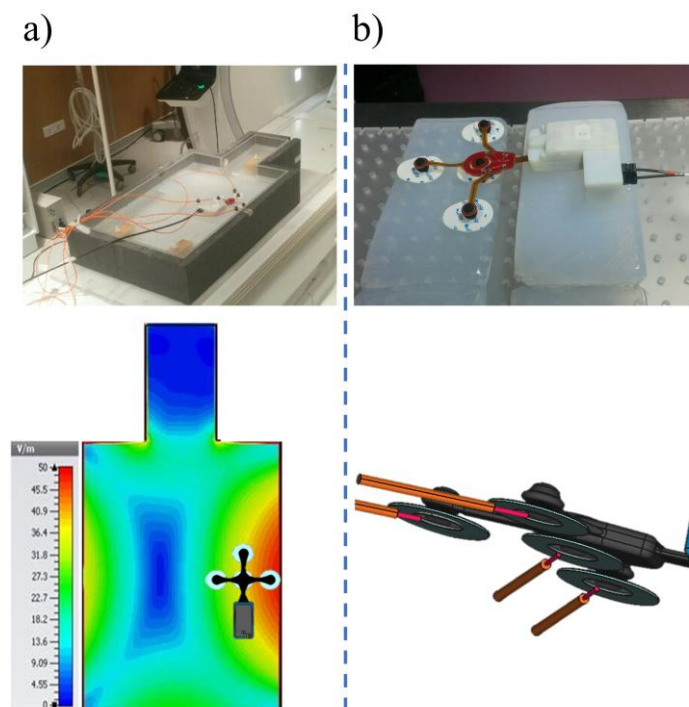


Figure IV-4 : Essais avec le fantôme ASTM RF. a) Configuration de l'expérience d'échauffement RF. Le capteur ECG était placé sur le fantôme ASTM dans la position la plus défavorable, conformément à la carte de champ électrique d'un système IRM 3 T. b) Positionnement des sondes de température.

IV.1.2.4 Matériel

Cinq volontaires hommes en bonne santé (âgés de 22 à 55 ans et pesant entre 60 et 95 kg) ont été inclus dans notre expérience. Cette étude a été approuvée par un comité d'éthique et tous les sujets ont donné leur consentement écrit en connaissance de cause (ClinicalTrials.gov : NCT02887053). Chaque sujet a subi un examen IRM à la fois sur un scanner AvantoFit 1.5 T et Prisma 3 T (Siemens, Erlangen, Allemagne).

Le volontaire a été installé sur la table patient et le capteur ECG a été placé sur la partie supérieure du thorax du volontaire. Le patch d'électrodes était situé de manière que le support d'électrode central soit sur le xiphoïde (voir Figure IV-1.a). Ensuite, quatre électrodes compatibles IRM ont été fixées sur la peau des volontaires (LA, RA, LL et RLD).

Trois séquences d'impulsions dans le pire des cas ont été réalisées pour évaluer la technique de débruitage pour différentes morphologies d'artefacts de gradients : (i) à Écho planaire pondéré en diffusion (EPI 2D DIFF) avec 6 directions (valeur B = 1000, Fov = 32.4 - 39.9 cm, TE / TR = 89 ms / 3000 - 4200 ms), (ii) un Ciné équilibré en régime permanent libre précession (True FISP) (Fov = 31.8 - 50 cm, TE / TR = 0.92 - 1.26 ms / 15.92 - 42.56 ms, segments = 8 - 14, espacement d'écho = 2 - 3 ms) et (iii) un écho de spin turbo (TSE) (Fov = 33.6 - 34.0 cm, TE / TR = 12 - 27 ms / 750 - 941 ms, facteur Turbo = 9 - 16, espacement d'écho = 5.49 à 6.1 ms). Ces séquences d'impulsions ont été réalisées dans deux zones d'imagerie : La première située autour de la tête (à environ 35 cm du cœur) et la seconde avec l'emplacement de l'image IRM dans le cœur. Ces emplacements ont été choisis afin de tester la robustesse des champs de gradients concomitants, comme il est bien connu que ces artefacts sont plus élevés dans la région des champs de gradients concomitants [42].

Un total de sept enregistrements ECG ont été effectués par volontaire et par scanner. Un ECG de référence a d'abord été enregistré sans séquence et les six autres au cours des séquences décrites ci-dessus.

IV.1.2.5 Évaluation de la qualité

IV.1.2.5.1 Qualité du signal

Seuls des volontaires en bonne santé ont été inclus dans notre expérience, ce qui signifie que nous ne nous attendions pas à des changements de morphologie ni à des battements de cœur pathologiques lors d'un examen. Pour évaluer la qualité du signal, il a donc été possible de comparer le schéma morphologique du signal lors de séquences d'impulsions à un signal de référence sans séquence d'impulsions. Les coefficients de corrélation ont été utilisés pour quantifier la similarité entre deux enregistrements d'électrocardiogramme (X et Y), X représentant le modèle de référence ECG (c'est-à-dire sans distorsions de séquence d'impulsions) et Y représentant le modèle ECG traité (lors de l'examen d'IRM). L'emplacement des ondes R a été annoté manuellement pour tous les enregistrements. Cela permettait une

extraction du modèle de cycle ECG, c'est-à-dire la morphologie de chaque cycle cardiaque autour de l'onde R annotée avec une fenêtre fixe de 850 ms.

Les coefficients de corrélation de Pearson ont été calculés pour toutes les paires possibles de modèles d'ECG traités pour une séquence d'impulsions donnée et un sujet donné.

Enfin, un coefficient de corrélation global a été calculé en faisant la moyenne de l'ensemble des coefficients de corrélation pour toutes les séquences d'impulsions. L'analyse a été effectuée rétrospectivement sur Matlab.

IV.1.2.5.2 Qualité de détection QRS

Que ce soit pour la surveillance ou le déclenchement, l'utilisation principale du signal ECG en IRM est la détection de complexes QRS. La détection QRS automatisée a été réalisée rétrospectivement dans Matlab, à l'aide de l'algorithme propriétaire QDL_V1.3 (Schiller AG, Baar, Suisse) permettant de saisir les trois dérivations ECG. La qualité de la technique de débruitage doit donc être étudiée en évaluant la qualité de la détection QRS après traitement. Comme décrit précédemment, les ondes R ont été annotées manuellement et détectées automatiquement. La détection de QRS a été évaluée selon la norme ANSI / AAMI : EC57. La sensibilité (Se) et la valeur prédictive positive (VPP) ont été calculées comme décrit dans la norme en comparant les annotations automatisées avec celles annotées manuellement. De plus, le score F_1 , qui est la moyenne géométrique entre Se et VPP, a été calculé comme suggéré dans [42].

IV.1.2.5.3 Techniques de base

L'algorithme de suppression d'artefacts de gradients proposé, appelé HD, a été comparé aux signaux bruts et aux signaux traités par une approche basée sur un modèle LTI, noté LMS [6]. L'approche LMS nécessite les informations de gradients fournies par les capteurs à effet-Hall.

Différents filtres de post-traitement ont été testés pour les trois techniques. Ces techniques de post-traitement consistaient en différentes fréquences de coupure pour un filtre passe-bas Butterworth de second ordre : 30 Hz, 60 Hz ou 120 Hz, afin de tester la possibilité de fournir des signaux ECG de qualité diagnostic.

IV.1.3 Résultats

IV.1.3.1 Echauffement RF

Les tests effectués avec le fantôme ASTM (voir Figure IV-4) ont montré qu'il n'y avait pas d'échauffement significatif des quatre électrodes. Les élévations de températures étaient comprises entre 2.69 et 4.68 °C. Nous avons constaté que l'électrode de référence (RLD)

connaissait l'élévation de température la plus importante, mais celle-ci est acceptable selon la norme car cela augmenterait la température jusqu'à 41.69 °C (en dessous de la limite de 43 °C).

IV.1.3.2 Qualité du signal

Un exemple de signaux bruts est illustré dans la Figure IV-5 pour les trois différentes séquences d'impulsions testées. Ces figures montrent que les amplitudes de pic à pic des artefacts de gradients varient entre 200 mV et plus de 400 mV, en fonction des séquences d'impulsions. La valeur médiane des artefacts dans les trois dérivation ECG dans le scanner IRM 1.5 T était comprise entre 88 et 497 mV pour la séquence DIFF EPI 2D, entre 92 et 383 mV pour la SSFP True FISP et entre 68 et 284 mV pour la TSE (voir aussi Figure IV-12). Des observations similaires ont été faites dans un scanner IRM 3 T avec des amplitudes respectives de 108 - 363 mV, 80 - 456 mV et 55 - 234 mV (voir Figure IV-9, Figure IV-10 et Figure IV-11).

Un exemple de débruitage des signaux ECG traités par les trois techniques est présenté dans la Figure IV-6. Nous pouvons noter que les artefacts semblent avoir été complètement supprimés par la technique proposée, considérant que le système LMS a effectivement provoqué certaines distorsions du signal, en particulier pendant une séquence EPI DIFF (Figure IV-6.a) entre la 31^e et la 37^e seconde.

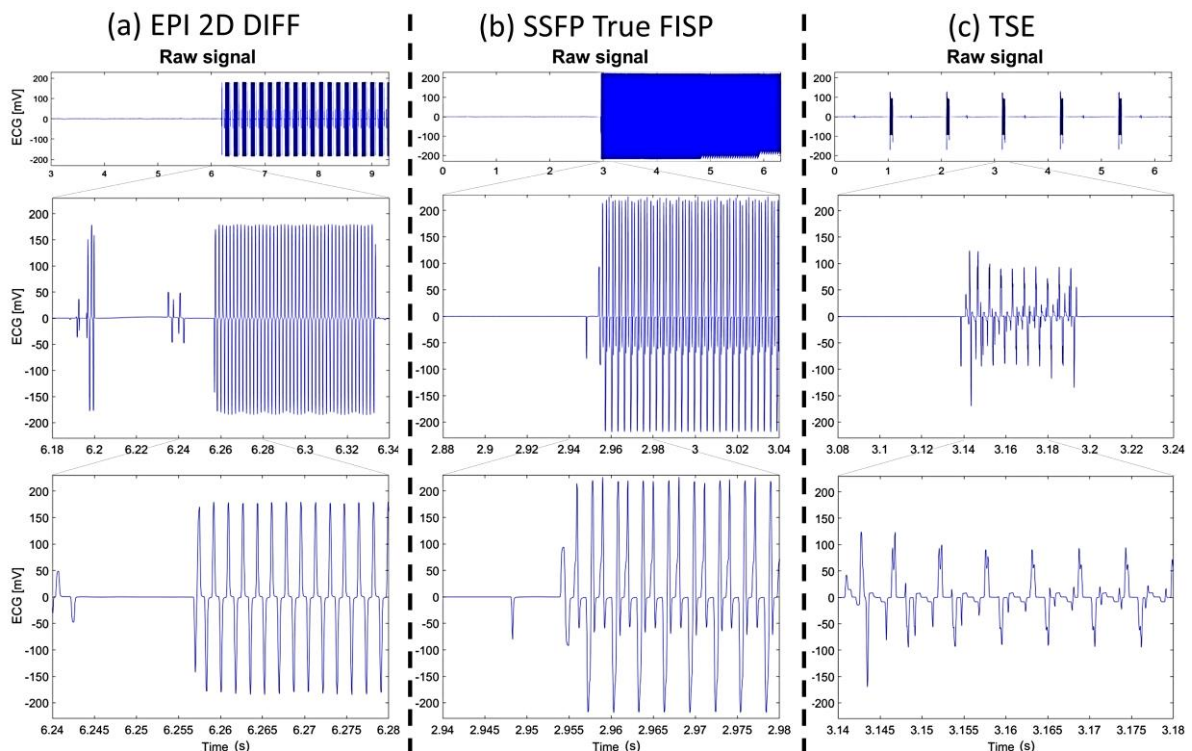


Figure IV-5 : Les signaux bruts des acquisitions ECG avec l'architecture du capteur proposée au cours de trois séquences d'impulsions : a) EPI 2D DIFF. b) SSFP True FISP c) TSE. Les amplitudes pic à pic correspondantes aux artefacts de gradients étaient : (a) 363 mV, (b) 443 mV et (c) 294 mV. Le signal ECG réel est trop petit pour être affiché.

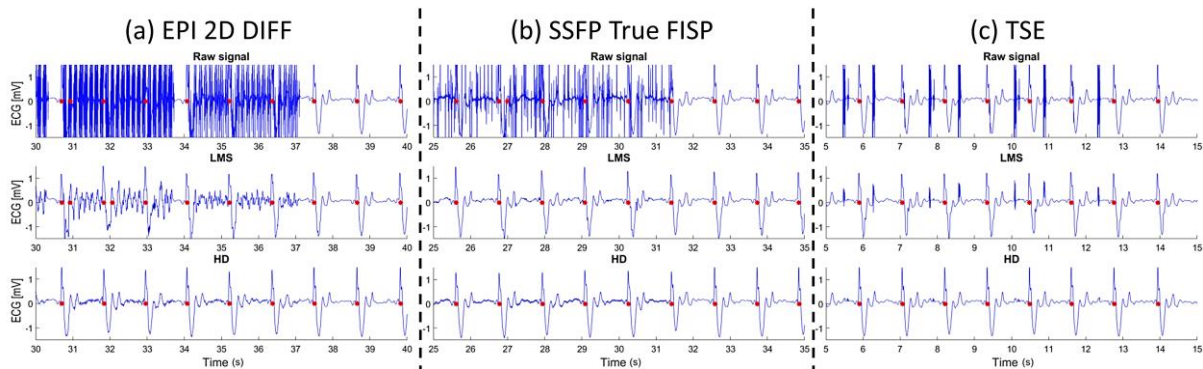


Figure IV-6 : Débruitage des signaux ECG avec les trois techniques utilisées (signal brut, LMS et HD), pendant trois séquences d'impulsions en IRM 1.5 T. a) 2D EPI DIFF. b) SSFP True FISP. c) TSE. Les détections QRS automatisées sont marquées par des croix rouges.

Les résultats de l'évaluation quantitative de la qualité du signal ECG sont rassemblés dans le Tableau IV-1. Nous pouvons remarquer que la méthode proposée dépasse les méthodes brutes et LMS. Nous pouvons également constater que, bien qu'une fréquence de coupure inférieure améliore les coefficients de corrélation, la différence n'est pas significative pour la technique HD, ce qui signifie que la qualité du signal reste la même avec une bande passante de 120 Hz qu'avec la bande passante minimale de 30 Hz. Une boîte à moustaches des coefficients de corrélation (voir Figure IV-7), permet de conclure que les performances de la technique proposée ne dépendent pas du type de scanner IRM. Nous pouvons également constater que la troisième dérivation, correspondant à AvF, semble être la plus déformée par les gradients, ce qui est conforme à la littérature.

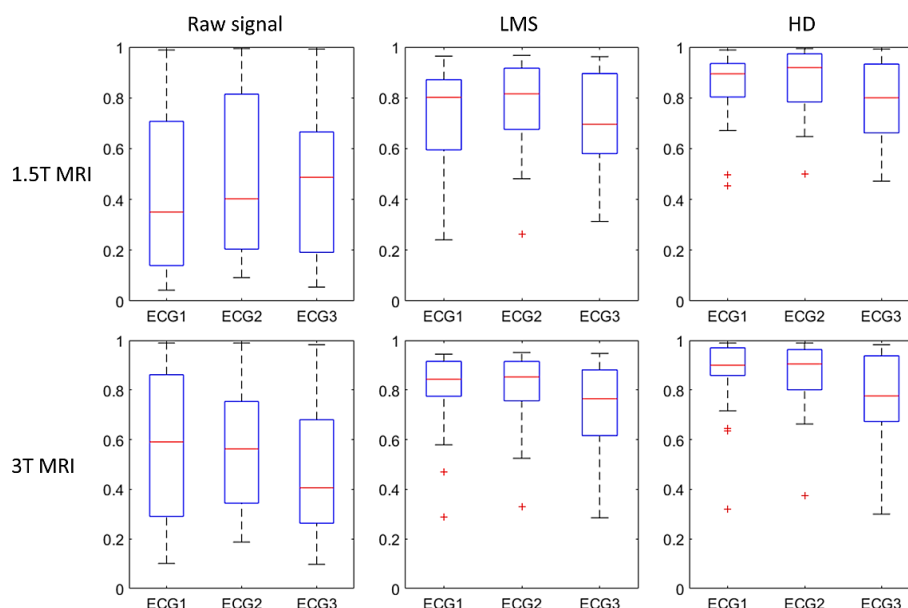


Figure IV-7 : Boîte à moustaches des coefficients de corrélation globaux pour les différentes techniques de débruitage avec un post-traitement du filtre passe-bas à 120 Hz pour chaque dérivation ECG recueillie sur les deux types de scanner IRM.

Tableau IV-1 : Coefficients de corrélation du signal ECG pendant les séquences IRM.

Séquences	Filtre	LPF		
		120 Hz	60 Hz	30 Hz
EPI 2D DIFFUSION (B-VALUE 1000)	Signal brut	0,259 ±0,10	0,369 ±0,13	0,480 ±0,17
	LMS	0,722 ±0,11	0,726 ±0,11	0,737 ±0,11
	HD	0,772 ±0,11	0,798 ±0,11	0,818 ±0,11
SSFP TRUE FISP	Signal brut	0,456 ±0,07	0,577 ±0,08	0,649 ±0,09
	LMS	0,726 ±0,09	0,728 ±0,09	0,733 ±0,09
	HD	0,843 ±0,08	0,855 ±0,08	0,858 ±0,08
TURBO SPIN ECHO	Signal brut	0,557 ±0,12	0,690 ±0,08	0,770 ±0,07
	LMS	0,780 ±0,07	0,782 ±0,07	0,784 ±0,07
	HD	0,844 ±0,06	0,850 ±0,06	0,851 ±0,06
SEQUENCES GLOBALES	Signal brut	0,500 ±0,08	0,604 ±0,09	0,678 ±0,10
	LMS	0,767 ±0,08	0,769 ±0,08	0,774 ±0,08
	HD	0,839 ±0,07	0,851 ±0,07	0,858 ±0,07

Dans le Tableau IV-1 nous pouvons voir les coefficients de corrélation des séquences d'impulsions ayant été testées. Il convient de noter que les performances de l'algorithme proposé sont légèrement inférieures pour la séquence EPI DIFF, 0.77 contre 0.84 pour les deux autres séquences. Cela met en évidence le fait que certains artefacts peuvent rester pendant la séquence d'impulsions EPI DIFF.

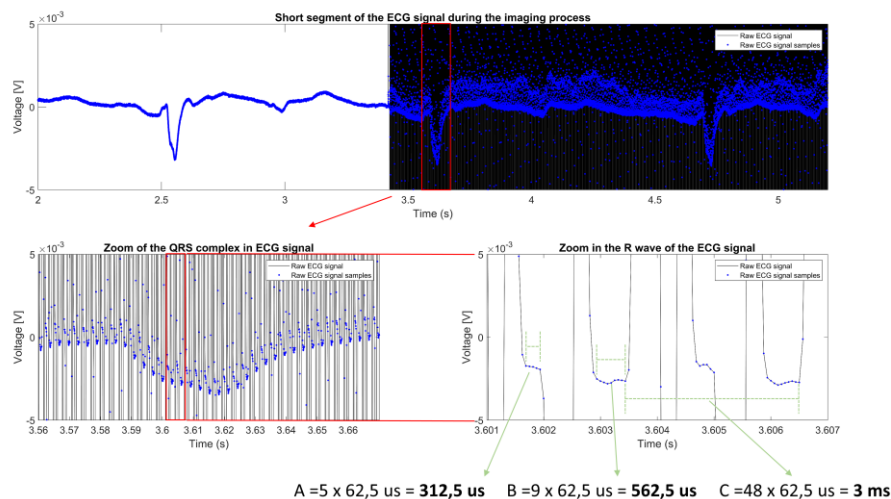


Figure IV-8 : Exemple de processus de suppression pendant une séquence d'impulsions TrueFISP. Le signal ECG brut est représenté par une ligne noire, chaque échantillon étant représenté par des points bleus. La rangée du bas représente deux zooms avant sur le signal de la rangée supérieure. Deux périodes de cinq échantillons ($A = 5 \times 62,5 = 312,5 \text{ us}$) et neuf échantillons ($B = 562,5 \text{ us}$), correspondant au plateau des gradients, peuvent être utilisés au cours de chaque temps de répétition ($C = 3 \text{ ms}$). Le débruitage du signal ECG est donc possible pendant l'impulsion des séquences avec un cycle de travail à gradient élevé.

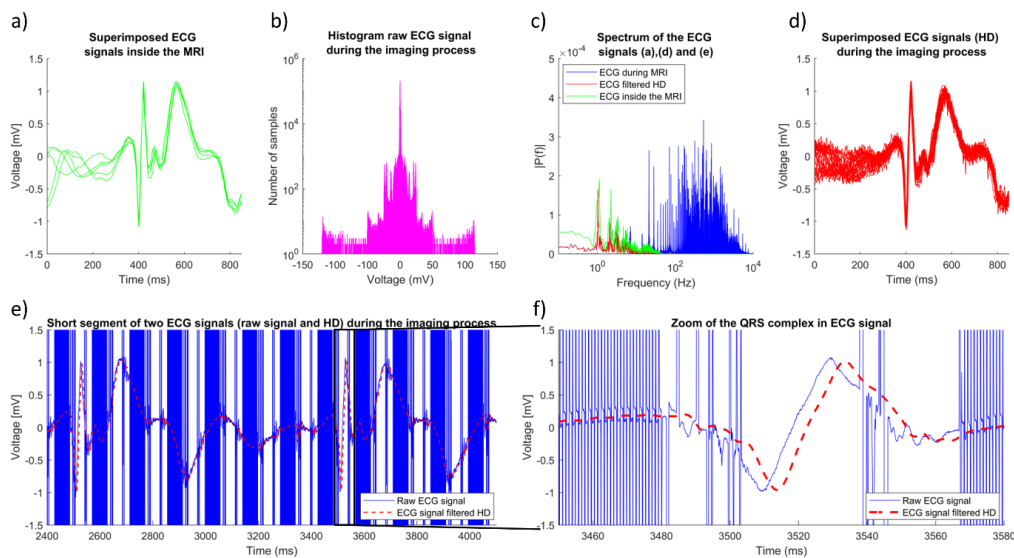


Figure IV-9 : Exemple de débruitage avec la technique HD pendant une séquence d'impulsions 2D EPI DIFF sur un scanner IRM 3 T. a) Superpositions de signaux ECG enregistrés à l'intérieur du tunnel. Signaux de référence pour les calculs de coefficients de corrélation. b) Histogramme du signal brut. Amplitude en volts des artefacts sur l'ECG lors de l'acquisition de l'image. c) Spectre des signaux ECG à l'intérieur du tunnel, avant et pendant les acquisitions de l'image. d) Résultat du débruitage des signaux ECG avec l'algorithme proposé. Superposition de signaux ECG débruités lors de l'acquisition d'images. e) Signal ECG brut. f) Zoom avant sur le signal.

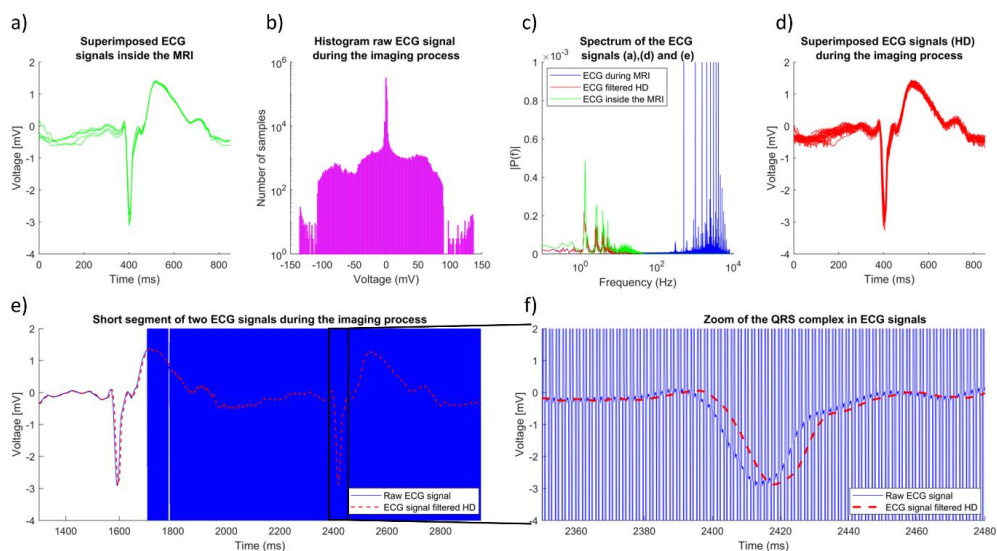


Figure IV-10 : Exemple de débruitage avec la technique HD pendant une séquence d'impulsions SSFP True FISP sur un scanner IRM 3 T.

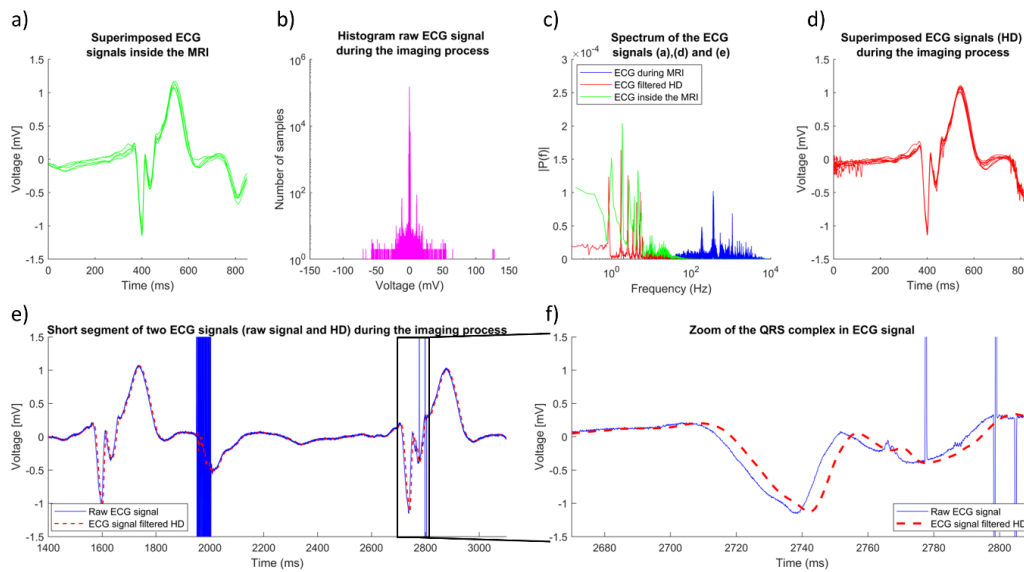


Figure IV-11 : Exemple de débruitage avec la technique HD pendant une séquence d'impulsions TSE sur un scanner IRM 3 T.

IV.1.3.3 Détection QRS

Les résultats de la détection QRS sont rassemblés dans le Tableau IV-2. Nous pouvons constater que la technique proposée surpasse les deux techniques avec un F_1 de 90.1 %. Le LMS permet une sensibilité légèrement meilleure mais au prix d'un nombre plus élevé de faux positifs. La Figure IV-6.a montre des exemples de fausses détections pendant la distorsion du signal située autour de la 32ème seconde.

Tableau IV-2 : Détection globale d'ondes QRS pendant les séquences IRM.

	Signal brut	Filtres	
		LMS	HD
VP	1425	1490	1481
FN	211	146	155
FP	529	555	169
Se	87.1 %	91.1 %	90.5 %
VPP	72.9 %	72.9 %	89.8 %
F_1	79.4 %	81.0 %	90.1 %

VP = Vrai Positif
 FN = Faux Négatif
 FP = Faux Positif
 Se = Sensibilité
 VPP = Valeur Prédictive Positive
 F_1 = Moyenne géométrique entre Se et VPP

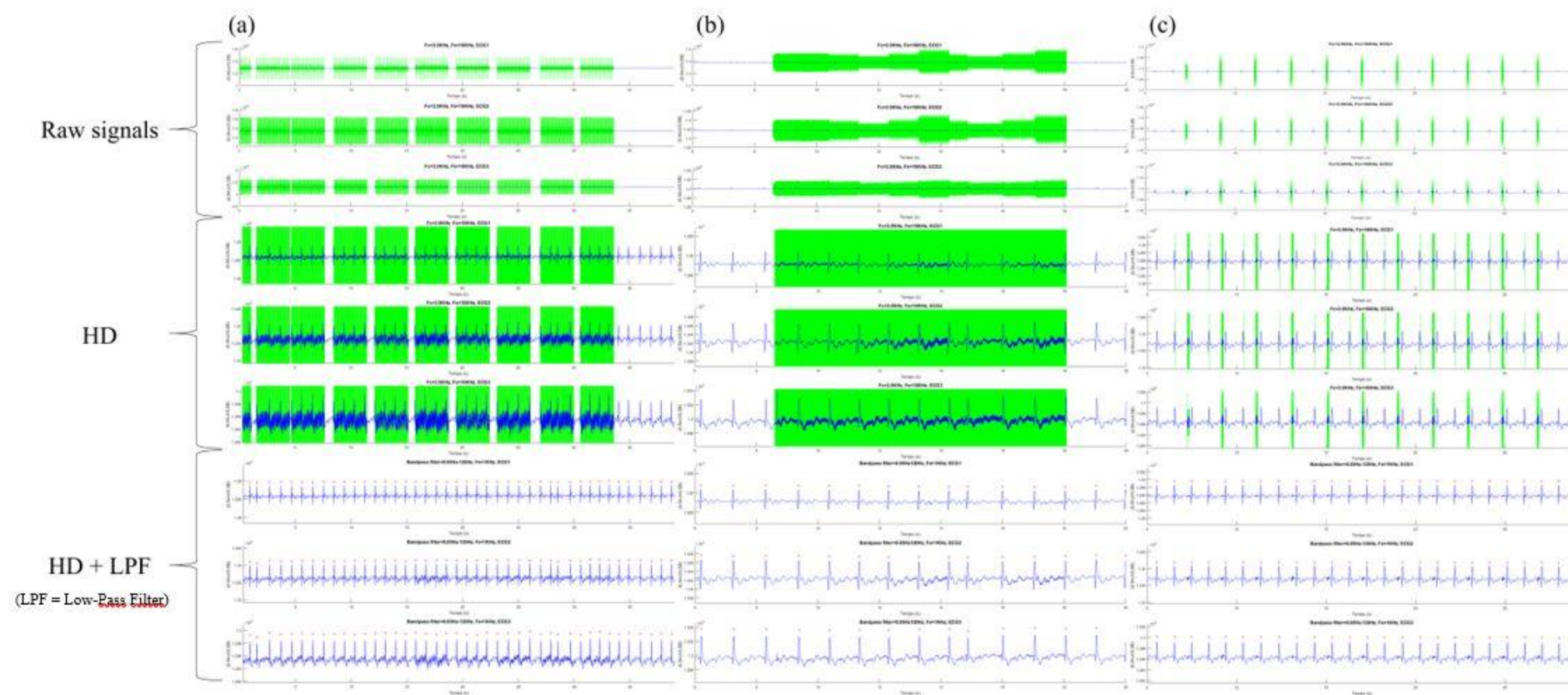


Figure IV-12 : Acquisition de trois derivations ECG en IRM 1.5 T lors des images de type : a) EPI 2D DIFF. b) True FISP. c) TSE. Exemple de débruitage des signaux ECG avec l’algorithme HD et avec l’algorithme HD plus un filtre passe-bas de 60 Hz. Détection d’ondes QRS.

IV.1.4 Discussion

Une nouvelle architecture électronique pour les capteurs ECG compatible IRM a été proposée. Contrairement aux capteurs courants, cette nouvelle architecture repose sur l'utilisation d'une large bande passante [0 - 3.5 kHz] et d'une fréquence d'échantillonnage élevée (16 kHz). Compte tenu de l'utilisation d'amplificateurs opérationnels avec une dynamique d'entrée plus élevée (± 670 mV), les artefacts de gradients n'étaient pas atténués de manière significative par le capteur. Les amplitudes de ces artefacts ont atteint des valeurs significativement supérieures à celles rapportées dans la littérature antérieure avec un matériel commun (généralement quelques mV) [42] mais similaires à celles rapportées dans la littérature la plus récente avec une bande passante similaire [35]. Comme illustré dans la Figure IV-6, ces artefacts de gradient peuvent avoir des valeurs supérieures à 200 mV, soit deux ordres de grandeur plus élevés que l'onde R de l'ECG. L'utilisation de ces capteurs pour l'étude de la stimulation des nerfs périphériques et des problèmes de sécurité liés aux champs électriques induits par gradient pourrait permettre de valider des études de simulation comme suggéré dans [61], [62].

Un algorithme de suppression de bruit pour les signaux d'électrocardiogramme IRM basé sur une suppression simple a été suggéré. Une telle approche avait déjà été proposée dans la littérature [34] et la conclusion était qu'une telle approche ne pourrait pas fonctionner pour des séquences d'impulsions avec un temps de répétition faible, telles que la SSFP. Cependant, l'utilisation d'une fréquence d'échantillonnage plus élevée, 16 kHz, par rapport à la fréquence habituelle de 1 kHz permet d'acquérir plus de points de données et de mieux caractériser la forme réelle des artefacts de gradients (un pic net), même pour de telles séquences d'impulsions. Ceci est confirmé par les résultats obtenus sur les séquences d'impulsions 2D EPI DIFF au SSFP True FISP (voir partie d de la Figure IV-9 et Figure IV-10). Au cours de telles séquences d'impulsions, le rapport cyclique du gradient (pourcentage de temps pendant lequel un gradient est activé) est très élevé. Cependant, les artefacts sur les signaux ECG sont induits par les changements temporels du champ magnétique (c'est-à-dire $dB / dt \neq 0$). La faisabilité de l'approche proposée est donc liée au rapport cyclique de celui-ci (pourcentage de temps pendant lequel $dB / dt \neq 0$) plutôt qu'au rapport cyclique du gradient. En général, le rapport cyclique dB / dt est en effet beaucoup plus bas que le rapport cyclique du gradient, même pour les séquences d'impulsions TR, les gradients étant trapézoïdaux pendant les séquences d'impulsions EPI ou True FISP, présentant un plateau constant. L'utilisation d'un taux d'échantillonnage plus élevé permet donc d'acquérir quelques échantillons au cours de ces périodes de plateau. Ce phénomène est décrit dans la Figure IV-8; cinq échantillons de données non corrigées peuvent être extraits entre chaque TR (3 ms), ce qui implique que l'ECG doit être acquis à une vitesse supérieure à 333 Hz au cours d'une séquence True FISP, ce qui permet de ne pas altérer la morphologie de l'ECG. De plus, le système présenté dans la littérature [34] exige que le signal

soit également effacé pendant les impulsions RF, alors que le système proposé est immunisé contre les perturbations RF.

Dans cette étude, nous avons comparé l'approche proposée à d'autres méthodes de nettoyage d'artefacts électrocardiographiques ne nécessitant pas non plus de connexion directe au système IRM. L'approche de modélisation LTI utilise les informations de gradients fournies par les capteurs à effet-Hall comme suggéré dans [60]. L'utilisation d'un tel capteur pourrait expliquer l'écart entre les résultats obtenus par le LMS et ceux rapportés dans la littérature. Les signaux de gradients fournis par les capteurs sont des mesures bruyantes, influencées par le mouvement du patient. De plus, ils représentent la variation du champ magnétique en un seul point, alors que le signal de commande de gradients décrit la variation du champ magnétique dans tout l'espace 3D. En fonction du positionnement du capteur, il peut être possible de ne pas capturer toutes les variations, car le capteur peut être aveugle à une pente dans une direction donnée s'il est mal positionné (à l'isocentre de la bobine de gradients, par exemple).

L'algorithme proposé ne repose pas sur un signal externe pour la détection de la fenêtre de suppression, ce qui la rend indépendante du système IRM et pourrait être implémentée dans tout dispositif de surveillance sans nécessiter de connexion directe au système IRM. Si une telle connexion était disponible, la fenêtre de masquage pourrait être contrôlée comme suggéré dans [34].

L'algorithme actuel repose sur une détection de seuil simple pour le traitement d'artefacts de gradients. Le logiciel actuel a été implémenté sur un microprocesseur ARM de type STM32F405OG et l'ensemble du processus de traitement (suppression du bruit, sous-échantillonnage et transmission de données) pourrait s'exécuter sur le microcontrôleur du capteur ECG. Des algorithmes de détection de nouveauté plus complexes pourraient également être mis en œuvre pour la détection de régions corrompues par des artefacts, de telles techniques pourraient incorporer la dynamique inhérente des signaux ECG en utilisant un modèle morphologique simple de ce signal comme dans [33].

Chapitre 2. Procédé de correction en temps réel d'au moins un signal électrophysiologique en IRM

Dans cette partie nous présentons le principe de détection d'artefacts utilisé dans l'algorithme de correction HD.

IV.2.1 Principe

L'algorithme de débruitage proposé (HD) est basé sur l'analyse de la pente du signal ECG. Il a été conçu pour identifier les pentes abruptes des artefacts de gradients de champ magnétique acquis avec une large bande passante ECG et une fréquence d'échantillonnage de 16 KHz. Les artefacts sont supprimés avec une simple substitution des points (n-1) pendant toute la durée de l'artefact, autrement dit, il s'agit d'un algorithme qui utilise la technique de suppression «blinking» pour faire le débruitage des signaux ECG.

IV.2.2 Technique d'élimination du bruit en détectant les pentes abruptes

La technique utilise uniquement les informations de chaque voie ECG simultanément (ECG1, ECG2 et ECG3). Les dérivées des signaux sont calculées (der1, der2 et der3) pour chaque échantillon (voir Figure IV-13). Les valeurs absolues individuelles sont chiffrées et la moyenne de l'ensemble est stockée dans un tableau de 16 éléments (derived_mod).

Ces données servent à calculer un premier seuil appelé add_deriv_mod (voir Figure IV-13), qui permet d'adapter les paramètres d'ouverture et de fermeture de la fenêtre blanking pour chaque type de séquence IRM (TSE, TrueFISP et DIFFUSION) (voir Annexe C-1). La variable Add_deriv_mod est calculé toutes les 62.5 μ s (16 KHz) et représente la moyenne globale de toutes les valeurs absolues des dérivations pendant 1 ms. Les autres paramètres de l'algorithme (slope, slope_end et amplit_ecg_raw_lim) ont été fixés en utilisant les acquisitions d'un seul volontaire de la base de données (5 volontaires, 70 enregistrements) exposés dans le chapitre précédent.

IV.2.3 Discussion

L'utilisation d'un algorithme de type «blinking» est une technique simple qui a déjà été utilisée dans la littérature pour le débruitage des signaux ECG en IRM [34]. Dans le système proposé par Zion et al. par exemple, le débruitage est réalisé avec un boîtier électronique sophistiqué connecté directement au système de génération des gradients de champ magnétique et RF de la machine. Dans la même étude, «Des ECG fiables dans des images SSFP et à écho de gradient avec un TR < 4 ms n'ont pas été obtenus, car les périodes de suppression, représentant 80 à 90% du TR, ne laissaient pas des intervalles suffisants pour l'enregistrement

ECG» [34]. Contrairement à ces résultats, le système proposé permet de débruiter les signaux ECG pendant l'acquisition des images SSFP et à écho de gradient avec un $TR < 4$ ms. La principale différence entre les deux systèmes est que nous ne faisons pas le blanking pendant les impulsions RF et nous utilisons seulement les informations ECG pour faire le débruitage. Nous filtrons la RF (64 ou 128 MHz) sur chaque signal d'entrée ECG ce qui nous permet d'utiliser des intervalles plus grands de la ligne de base ECG. Cependant, cette technique ne permet pas d'éliminer les résidus de basse fréquence de la RF qui provoquent une déformation de l'ECG.

La technique de débruitage par blanking n'est pas parfaite, il est nécessaire de rajouter un filtre (LPF) complémentaire pour éliminer les artefacts restants. Même lorsque les résultats ne sont pas optimaux, il semblerait que le débruitage soit de meilleure qualité que les technologies proposées actuellement, notamment avec le débruitage des signaux ECG pendant l'imagerie plan-écho pondérée en diffusion.

Un algorithme associé à un prototype de capteur ECG a été proposé. Ces travaux ouvrent de nouvelles perspectives pour la recherche sur les systèmes ECG à haute fréquence d'échantillonnage en IRM, avec des algorithmes relativement simples. Cependant, une amélioration est à apporter à la méthode proposée. L'adaptation automatique des paramètres de filtrage serait idéale. De plus, une étude approfondie avec un nombre considérable de patients et de volontaires serait plus bénéfique pour préciser les limites de la méthode. Ces études peuvent aider sur les travaux de détection et la classification des pathologies cardiaques en IRM, notamment en utilisant la méthode présentée dans la partie III du manuscrit sur la reconstruction d'ECG 12 dérivations et faire avancer les travaux en IRM interventionnelle, notamment dans le domaine de l'électrophysiologie cardiaque.

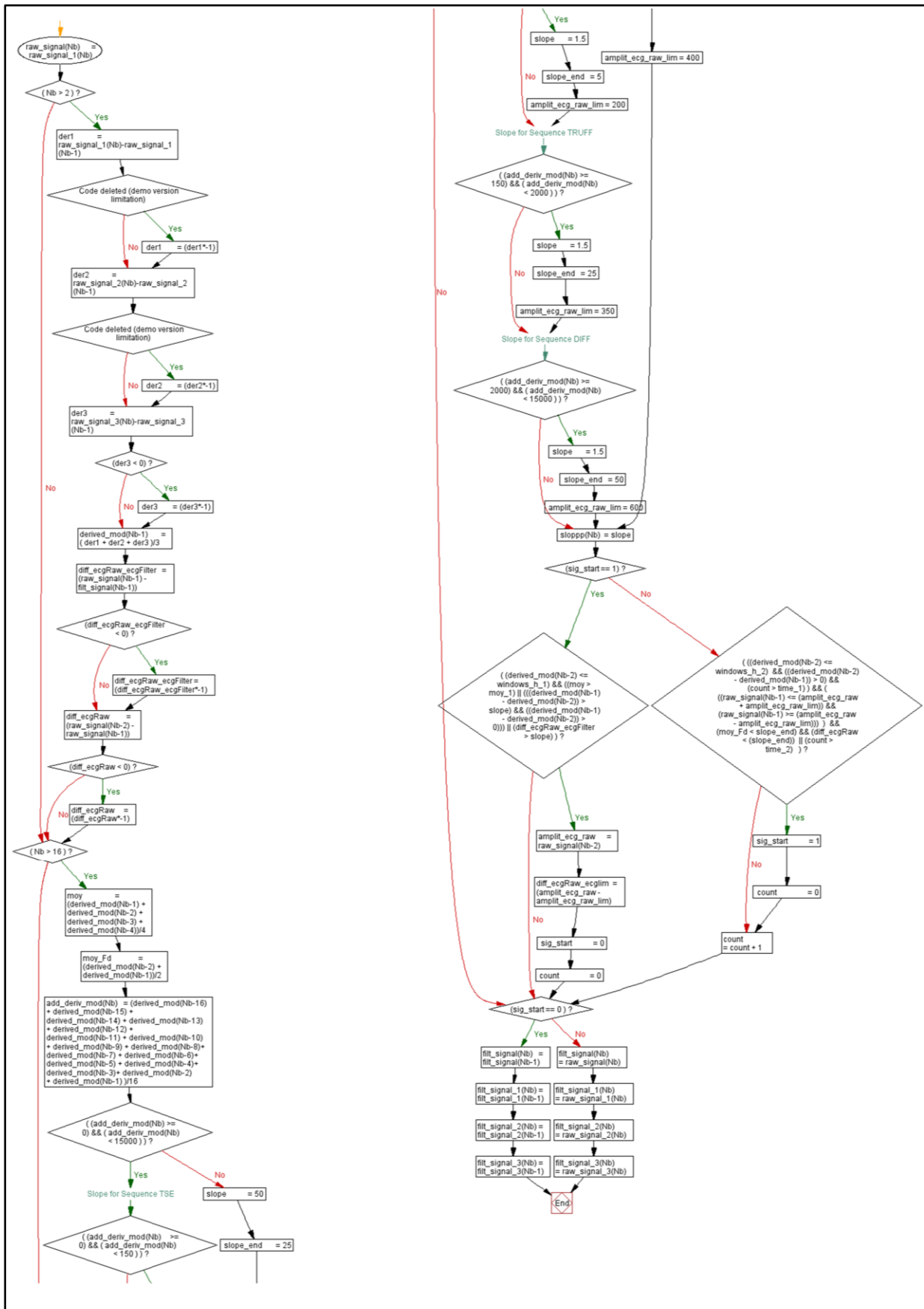


Figure IV-13 : Vue d'ensemble de l'algorithme de débruitage.

CONCLUSION DE LA PARTIE IV

Dans cette partie, une nouvelle architecture de capteur ECG a été proposée. Au lieu de réduire la bande passante du capteur afin de limiter l'énergie des artefacts de gradients, la nouvelle architecture consiste à augmenter la bande passante, la fréquence d'échantillonnage et la dynamique d'entrée de l'ECG pour une acquisition précise de ces artefacts. Un algorithme de suppression simple associé à une détection de nouveauté sur le signal ECG permet une suppression des artefacts de gradients sans nécessiter une connexion directe au système IRM. La qualité du signal ECG qui en résulte permet une détection QRS robuste, une meilleure synchronisation cardiaque ainsi qu'une surveillance des patients optimale.

PARTIE V - AUTRE APPLICATION DU CAPTEUR ECG

Dans cette partie nous présenterons les travaux réalisés dans une salle d'électrophysiologie cardiaque interventionnelle lors du déplacement des aimants d'un système de navigation magnétique à distance (NMD). L'objectif était d'évaluer les distorsions de l'ECG d'un système conventionnel et celui du deuxième prototype de capteur ECG pendant l'utilisation d'un guidage magnétique du cathéter, afin de proposer une solution aux distorsions importantes de l'ECG qui empêchent généralement le suivi du patient pendant le déplacement des aimants. Ce travail a abouti à la publication d'un article dans le journal «Annals of Biomedical Engineering».

Chapitre 1. Acquisition d'un électrocardiogramme pendant la navigation à distance avec un cathéter magnétique

V.1.1 Introduction

L'électrophysiologie cardiaque interventionnelle (EP) est une technique émergente pour le traitement de certains types d'arythmie. La procédure consiste à insérer un cathéter dans les chambres cardiaques afin d'identifier les zones du myocarde à l'origine des troubles électriques. Ensuite, le cardiologue interventionnel définit une zone cible qui doit être détruite, par exemple avec l'échauffement par cathéter à radiofréquence, afin de prévenir l'arythmie.

Des électrocardiogrammes de surface de haute qualité (ECG) sont nécessaires tout au long de la procédure EP afin de surveiller le patient, d'analyser et de traiter l'arythmie. À titre d'exemple, en cas d'arythmie complexe telle que la tachycardie ventriculaire (TV), l'identification de la zone cible peut être réalisée à l'aide d'une technique appelée pacemapping [44], basée sur l'analyse de la morphologie du complexe QRS. Le pacemapping consiste à stimuler le cœur avec le cathéter à partir de différents sites de la surface intraventriculaire, afin de produire des modèles d'activation provenant de chacun de ces sites. Le site d'origine de l'arythmie est identifié lorsque le modèle d'activation correspond le mieux à celui de la TV clinique spontanée (précédemment enregistrée pour ce patient), c'est-à-dire lorsque l'ECG de surface obtenu pendant la stimulation correspond au mieux à l'ECG de surface enregistré pendant la TV clinique. Le coefficient de corrélation entre ces complexes QRS est utilisé comme une mesure objective pour comparer les morphologies de TV enregistrées dans un ECG 12 dérivations de surface. Par conséquent, d'une part l'ECG est nécessaire pour surveiller en permanence le patient pendant les séquences de stimulation. D'autre part, sa qualité est

également cruciale pour l'identification précise de la cible d'ablation et le succès de la procédure.

Au cours des dix dernières années, des systèmes de navigation magnétique à distance (NMD) ont été développés pour automatiser à distance le déplacement du cathéter à l'intérieur des cavités cardiaques et vers la zone cible [63]. Les applications ont été particulièrement utiles pour la fibrillation auriculaire [64] et la TV [65], [66]. L'objectif est à la fois d'accélérer la procédure et d'améliorer la précision du positionnement et du ciblage du cathéter. Un de ces systèmes est commercialisé par Stereotaxis (système de navigation magnétique Niobe, Stereotaxis Inc., St. Louis, États-Unis) et est composé de deux aimants permanents générant des champs magnétiques statiques de 0.08 T à 0.1 T qui sont déplacés autour du patient afin d'orienter et de diriger le cathéter à distance. Cependant, ce déplacement des aimants génère un champ magnétique de basse fréquence qui varie dans le temps (dans la gamme de Hz). Des courants électriques sont donc induits dans les câbles d'électrodes conducteurs du dispositif ECG 12 dérivations (force électromotrice $\varepsilon = -d\Phi(B)/dt$ [V], avec $\Phi(B)$ le flux du champ magnétique sur la surface conductrice fermée) qui peuvent perturber les signaux ECG, comme indiqué sur la Figure V-1. Dans le pire des cas, les tensions parasites ajoutées peuvent saturer l'étape d'amplification du dispositif d'acquisition et l'utilisateur doit attendre environ 10 secondes jusqu'à ce que le signal ECG redevienne stable. De graves distorsions de l'ECG empêchent généralement le suivi du patient lors du déplacement des aimants, ainsi que l'analyse de la morphologie du QRS. De plus, étant donné que le champ magnétique est spatialement non uniforme, tout mouvement des longs câbles ECG dans ce champ magnétique (par exemple, le tremblement du patient ou toute source de vibrations mécaniques dans la pièce) est également susceptible de provoquer des courants induits et des artefacts sur l'ECG. De tels artefacts posent des problèmes pour tous les types d'interventions de cathéter effectuées à l'aide d'un système NMD, car le patient ne peut pas être surveillé pendant les périodes de mouvement de l'aimant. En plus du suivi du patient, l'analyse quantitative de la morphologie de l'ECG est requise pour certains types de procédures, telles que l'ablation de TV avec la technique de pacemapping. L'impact de tels artefacts doit donc être quantifié.

Des problèmes similaires se posent lors de l'enregistrement d'un ECG au cours d'un examen d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Une conception du capteur ECG a été proposée sur la base de fils courts entre les électrodes et le circuit d'amplification / conversion optique [4] qui constitue actuellement la base de la plupart des dispositifs ECG compatibles avec la résonance magnétique. De tels systèmes n'éliminent pas complètement les artefacts de commutation de champ magnétique haute fréquence (de l'ordre de kHz), et un post-traitement supplémentaire peut être nécessaire [5], [6], [32], [33]. Cependant, ils réduisent considérablement la zone formée par les câbles conducteurs et minimisent ainsi les distorsions sur l'ECG, permettant ainsi la surveillance du patient et le déclenchement du scanner IRM.

Dans le présent travail, nous avons étudié si un nouveau dispositif ECG basé sur une technologie compatible avec l'IRM pouvait être utilisé comme dispositif ECG compatible

NMD, c'est-à-dire pour réduire les distorsions des signaux ECG lors de la navigation magnétique à distance du cathéter dans la salle EP. Nous avons comparé les signaux du capteur proposé à ceux du dispositif ECG conventionnel utilisé en clinique. L'évaluation quantitative a été réalisée par analyse morphologique des différentes ondes ECG (P, Q, R, S et T) afin de montrer le bénéfice potentiel des procédures EP.

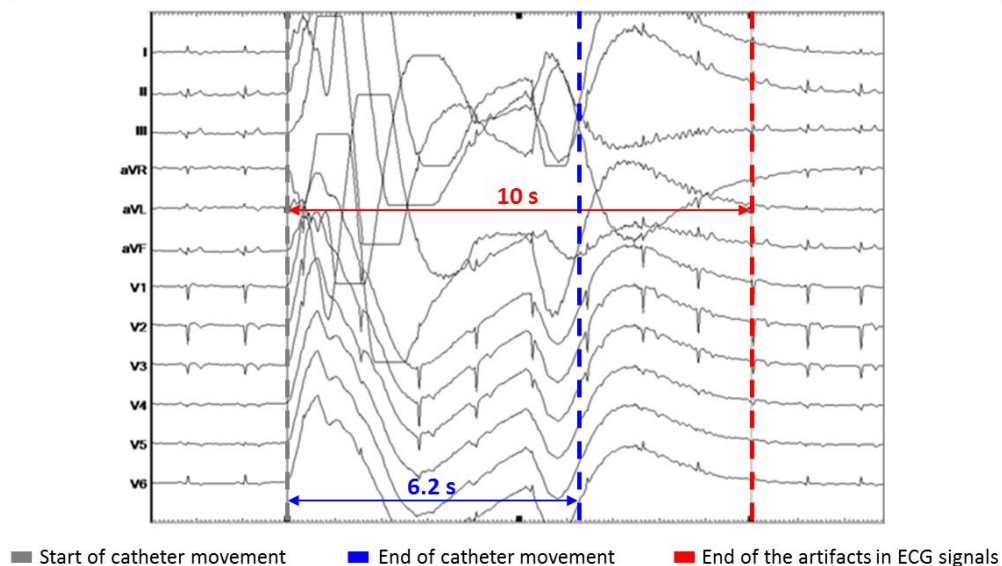


Figure V-1 : Exemple d'artefacts observés sur l'ECG à 12 dérivation au cours d'une procédure d'électrophysiologie cardiaque utilisant un système de navigation magnétique pour le déplacement à distance d'un cathéter. Le temps de mouvement du cathéter était de 6.2 secondes et la durée de l'artefact était de 10 secondes dans les signaux ECG.

V.1.2 Matériels et Méthodes

V.1.2.1 Dispositif d'électrocardiographie proposé pour la navigation magnétique à distance

Le dispositif proposé est un prototype basé sur un capteur ECG commercial compatible avec la résonance magnétique, à utiliser avec les scanners IRM jusqu'à 3 T (Maglife, Schiller Medical, Wissembourg, France). L'architecture du dispositif est illustrée dans la Figure V-2.a. Le dispositif ECG est composé d'un fil à trois branches reliant quatre électrodes de surface (une électrode de référence commun + trois électrodes de mesure) au boîtier du capteur. Le boîtier du capteur est blindé mais les fils ne le sont pas. Le signal analogique est d'abord préamplifié et numérisé dans un module Front-end ECG intégré à l'appareil (fréquence d'échantillonnage = 1 kHz, ADC 16 bits). Ensuite, le traitement du signal en temps réel (détection QRS) est effectué sur un microcontrôleur également intégré à l'appareil. Les signaux sont finalement modulés et transférés par fibre optique vers un ordinateur pour l'enregistrement (protocole de communication série RS-232 à 460.800 bauds).

Selon les données techniques du fournisseur, le système NMD utilise les aimants avec un mouvement de rotation situé entre 19.37 et 76.9 degrés / s (selon la direction), un mouvement de translation avec une vitesse de 11,7 cm / s. Les artefacts dûs au mouvement de l'aimant se situent dans la plage de 0.054 - 0.5 Hz. L'amplitude est suffisamment grande pour saturer le dispositif d'acquisition, comme le montre la Figure V-1. En comparaison, les scanners IRM fonctionnent avec des champs magnétiques de commutation dans la plage 0 - 20 kHz. Selon les données techniques du fournisseur, l'amplitude de la tension induite brute au cours des séquences IRM (sans filtrage) peut être jusqu'à 300 fois supérieure au complexe QRS.

Le dispositif proposé fournit trois dérivations ECG indépendantes avec une largeur de bande de 0.05 – 150 Hz. Les appareils ECG compatibles avec l'IRM conventionnels utilisent généralement des filtres analogiques très restrictifs (40 – 60 Hz) à l'entrée des amplificateurs opérationnels. Contrairement au dispositif compatible IRM, le prototype proposé a une largeur de bande appropriée pour un usage diagnostique (0.05 à 120 Hz requis). Pour le post-traitement, tous les signaux ECG (conventionnels et proposés) ont été filtrés hors ligne dans la bande passante de diagnostic (0.05 – 120 Hz) à l'aide des filtres passe-bas et passe-haut de type Butterworth (respectivement 4ème et 2ème ordre). Dans cette étude, un seul dispositif ECG a été utilisé. Toutefois, plusieurs dispositifs ECG de ce type peuvent être placés sur le patient afin de mesurer plusieurs projections électriques indépendantes sur le plan spatial.

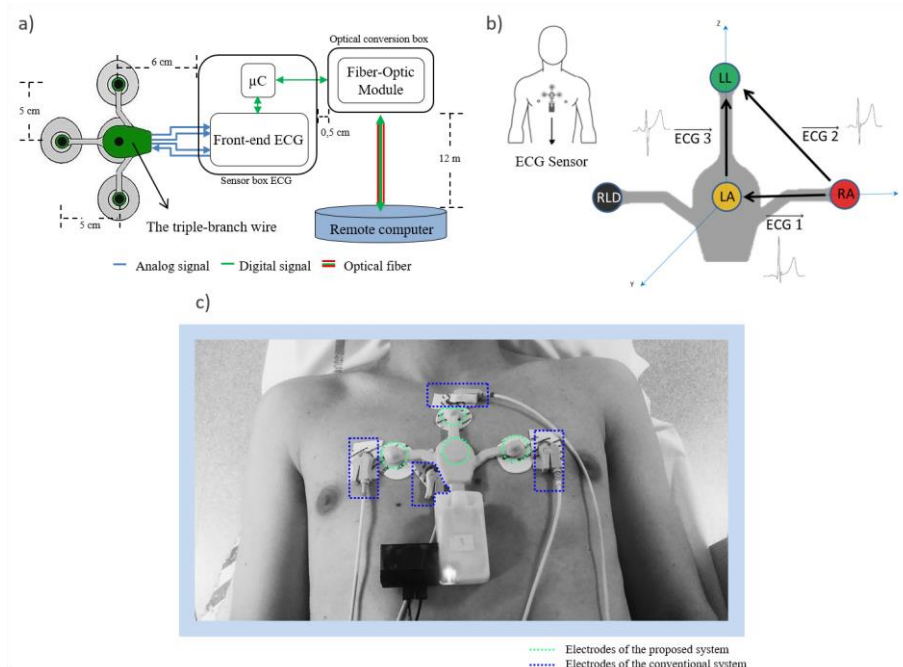


Figure V-2 : a) Conception électronique du dispositif ECG proposé. Les câbles conducteurs en cuivre (en couleur bleu) entre le fil à trois branches et le système Front-end ECG dans l'appareil ne sont pas blindés. La longueur des câbles est d'environ 11 cm. La longueur de la fibre optique qui relie le capteur ECG et l'ordinateur à distance est de 12 m. b) et (c) Position du capteur ECG compatible avec l'IRM sur le thorax du volontaire et les dérivations ECG qui ont été mesurées.

Le dispositif proposé a été comparé au dispositif par défaut utilisé dans notre établissement lors des procédures EP avec le système CARTO 3 (Biosense Webster, Los Angeles, États-Unis). Il s'agit d'un dispositif ECG classique 12 dérivations doté de longs câbles et fournissant des signaux d'une largeur de bande de 0.05 à 120 Hz. Le câble ECG conventionnel a une longueur totale de 3.8 m et est divisé en deux segments. Le signal provenant de chaque électrode est d'abord transmis par une ligne simple blindée de 1.8 m de long, puis par une multiligne blindée de 2 m de long jusqu'à l'amplificateur. Les signaux du dispositif ECG conventionnel ont été enregistrés avec le système CARTO 3 et ont été exportés pour une analyse ultérieure (à une fréquence d'échantillonnage de 1 kHz).

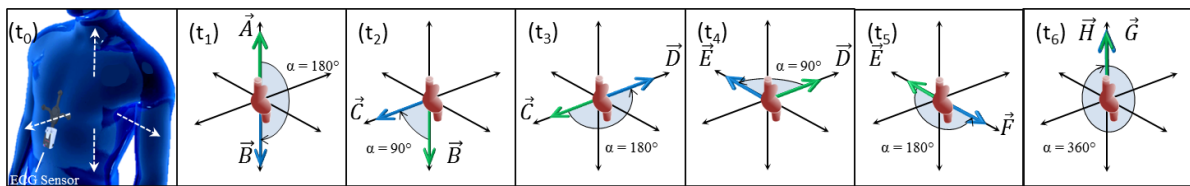


Figure V-3 : Séquence de mouvement des aimants du système de navigation magnétique. Le cœur du patient avec l'aorte ascendante et descendante est symbolisé au centre des axes (en couleur rouge). La couleur des flèches indique la position initiale (en couleur vert) et finale (en couleur bleu) du mouvement du cathéter. (t₀) Position du capteur ECG par rapport aux axes de mouvement, sans déplacement de l'aimant et avec un champ magnétique négligeable. (t₁) \vec{A} to \vec{B} (changement de la direction du champ magnétique). (t₂) \vec{B} to \vec{C} . (t₃) \vec{C} to \vec{D} . (t₄) \vec{D} to \vec{E} . (t₅) \vec{E} to \vec{F} . (t₆) \vec{G} to \vec{H} .

V.1.2.2 Protocole expérimental chez des volontaires

Les acquisitions ECG ont été réalisées sur deux volontaires masculins en bonne santé (âgés de 37 et 55 ans, pesant 70 et 78 kg). Les deux sujets ont donné leur consentement éclairé. L'étude était conforme à la déclaration d'Helsinki. Il a été soumis au comité d'éthique local du CHRU de Nancy (notre institution) et a obtenu une dérogation pour sa nature non interventionnelle (aucun cathéter n'a été utilisé dans nos expériences avec les volontaires, seuls les aimants-moteurs ont été actionnés).

La configuration expérimentale était la suivante. Le sujet était étendu sur la table du patient de la salle EP. Huit électrodes ont été placées sur le thorax du sujet (au-dessus du sternum) pour une acquisition simultanée avec le dispositif compatible NMD (4 supports d'électrodes) et l'ECG conventionnel (4 supports d'électrodes, situés aussi près que possible des précédents). Les 4 supports d'électrodes de l'ECG conventionnel (LA, RA, LL et RLD) ont été câblés de manière à correspondre aux combinaisons d'électrodes fournies par l'ECG compatible NMD, c'est-à-dire fournissant trois dérivations ECG (nommées ECG1, ECG2 et ECG3, voir Figure V-2.b) avec des morphologies comparables pour les différentes ondes ECG (P, Q, R, S et T).

Le protocole d'acquisition consistait en plusieurs séquences d'enregistrement d'une minute chacune. Les ECG ont d'abord été enregistrés avec un champ magnétique négligeable (environ 175 μ T au centre de la table du patient), c'est-à-dire avec des aimants placés en position de repos, loin de la table du patient. Des séquences d'acquisition ont ensuite été réalisées avec un champ magnétique net de 80 mT et 100 mT (intensité de champ maximale, obtenue lorsque les aimants sont plus proches de la table). Comme indiqué sur la Figure V-3, six modèles de mouvement des aimants ont été appliqués pour chacune des deux intensités de champ, correspondant à des changements d'orientation du champ magnétique de 90°, 180° ou 360°.

V.1.2.3 Simulateur ECG dans un fantôme de conductivité

Afin de tester les deux appareils avec une gamme plus large de morphologies ECG pathologiques, nous avons utilisé un simulateur ECG standard (MS 410, MedTec & Science GmbH, Ottobrunn, Allemagne) et un gel conducteur (fantôme). Le fantôme était constitué d'un gel salé semi-rigide ayant des propriétés de conductivité électrique similaires à celles de la peau humaine ($\sim 0,45$ S.m-1). La recette de ce gel est de nouveau la même que celle décrite dans la partie III.1.2.2 du manuscrit.

Le simulateur ECG a été utilisé pour reproduire les signaux pathologiques suivants : tachycardie ventriculaire (TV), tachycardie auriculaire (TA), élévation du segment ST (ST_E) et dépression (ST_D), fibrillation auriculaire (FA) et fibrillation ventriculaire (FV). Le signal du simulateur ECG a été amplifié et injecté dans le fantôme. L'amplification du signal a été réalisée avec un amplificateur d'instrumentation du type AD620 (Analog Devices Inc, Norwood, États-Unis). Le gain d'amplification était de 5 et aucun filtre numérique / analogique supplémentaire n'a été utilisé. Afin de réduire l'induction de bruit parasite dans les conducteurs électriques (simulateur / fantôme), l'injection du signal ECG a été réalisée avec un câble torsadé non magnétique. La longueur du câble était suffisamment longue (65 cm) pour éloigner le simulateur du champ magnétique. La position et la configuration des électrodes du système conventionnel et du système proposé étaient les mêmes que dans les expériences avec des volontaires, avec les électrodes collées sur le fantôme comme expliqué dans la partie (c) de la Figure V-2 et la partie (a) de la Figure V-4.

Le dispositif ECG conventionnel et celui proposé ont été testés avec cette configuration en utilisant un champ magnétique négligeable (position de repos de l'aimant), et avec l'intensité maximale du champ magnétique (100 mT) en utilisant la séquence de mouvement magnétique la plus défavorable, comme observé dans les expériences des volontaires (mode t_6 , voir Figure V-3). Une acquisition supplémentaire a été réalisée avec le simulateur pour reproduire un ECG au rythme sinusal normal, tandis que le support du gel était incliné manuellement par l'expérimentateur, afin de reproduire le mouvement de respiration (inclinaison lente et régulière) et le mouvement brusque du patient (inclinaison rapide et soudaine). Ce mode est appelé SR-PM (rythme sinusal - mouvement du patient).

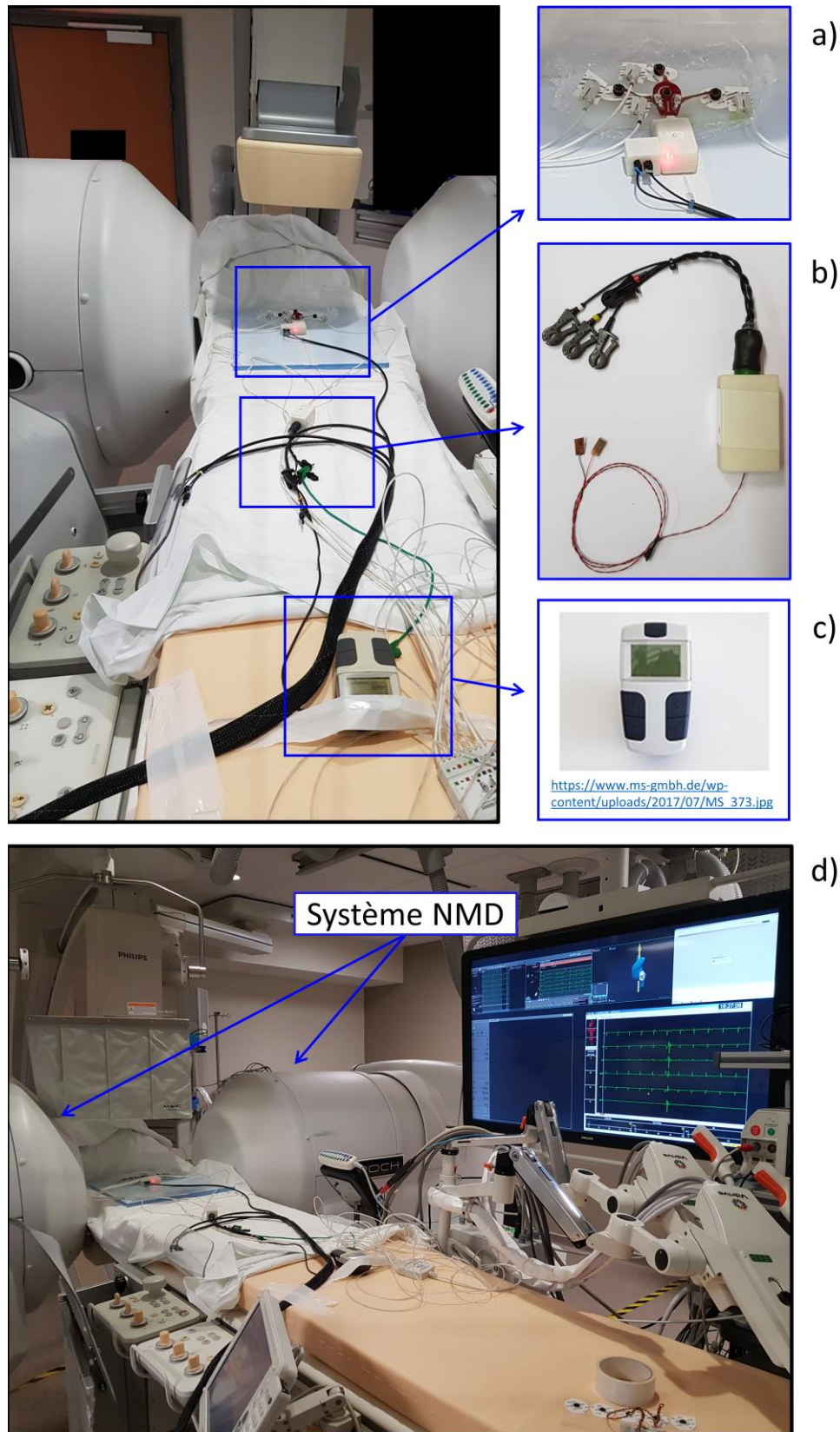


Figure V-4 : Configuration expérimentale basée sur un simulateur ECG et un fantôme de conductivité imitant le torse du patient. a) Capteur ECG compatible IRM. b) Amplificateur du signal (avec AD620). c) Simulateur ECG. d) Salle d'électrophysiologie cardiaque avec le système de navigation magnétique à distance (NMD).

V.1.2.4 Analyse morphologique de l'ECG

Les signaux ECG ont été analysés avec Matlab (R2017a, Mathworks, Natick, USA). La morphologie des différentes ondes ECG (P, Q, R, S et T) était supposée être hautement reproductible d'un battement de cœur à l'autre chez nos sujets en bonne santé.

Une métrique de similarité a été calculée entre l'enregistrement de référence (t_0) sans champ magnétique et chacun des enregistrements de 60 secondes acquis pendant le mouvement de l'aimant (t_1 - t_6). La similarité entre deux enregistrements ECG donnés X et Y a été calculée à l'aide du processus de traitement décrit ci-après et illustré dans la Figure V-5.a.

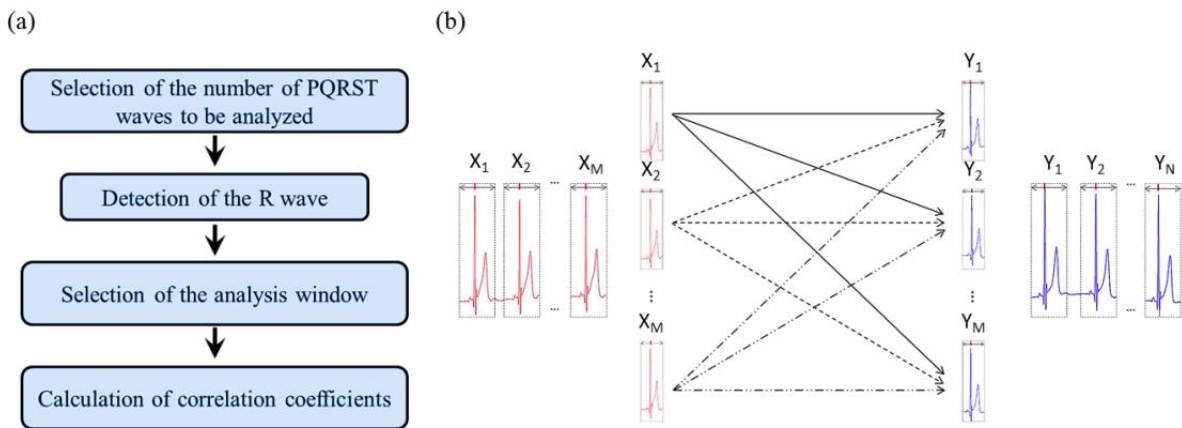


Figure V-5 : a) Déroulement de l'analyse morphologique de l'ECG. b) Exemple de sélection de fenêtre pour le calcul par paire de coefficients de corrélation entre deux enregistrements X (t_0 , pas de champ magnétique) et Y (pendant une des séquences de mouvement de champ magnétique t_1 à t_6).

Tout d'abord, une détection d'onde R a été effectuée sur chaque enregistrement. Un ensemble de N battements de cœur consécutifs a été sélectionné manuellement sur chacun des deux enregistrements ($N = 6$ battements de cœur dans l'ensemble de l'étude). Une fenêtre a ensuite été appliquée afin de sélectionner divers sous-ensembles du signal ECG, y compris l'intervalle PR, le complexe QRS, le segment ST + onde T et l'ensemble de l'onde PQRST. L'emplacement et la largeur de la fenêtre ont été déterminés en fonction du sujet, comme décrit dans le Tableau V-1. Ensuite, les coefficients de corrélation de Pearson's ont été calculés dans toutes les paires de fenêtres possibles à partir des battements cardiaques X_m et Y_n ($n = 1 \dots N$ et $m = 1 \dots N$), à savoir :

$$r(X_m, Y_n) = \frac{\sum_k (X_m[k] - \bar{X}_m)(Y_n[k] - \bar{Y}_n)}{\sqrt{\sum_k (X_m[k] - \bar{X}_m)^2 \sum_k (Y_n[k] - \bar{Y}_n)^2}} \quad (\text{V.1})$$

$$\text{où } \overline{X_m} = \frac{1}{N} \sum_{m=1}^N X_m[k] \text{ and } \overline{Y_n} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N Y_n[k]. \quad (\text{V.2})$$

Cette métrique a été utilisée dans cette étude car elle est utilisée dans les procédures cliniques EP pour la localisation de TV [44]. Un coefficient de corrélation global a finalement été chiffré en calculant la moyenne :

$$r(X, Y) = \frac{1}{N^2} \sum_{m=1}^N \sum_{n=1}^N r(X_m, Y_n) \quad (\text{V.3})$$

Tableau V-1 : Largeur de fenêtre considérée pour l'analyse du signal.

Volontaire	PR intervalle [ms]	QRS Complexe [ms]	ST Segment + T Wave [ms]	Onde PQRST [ms]
V1	150	110	450	710
V2	140	130	430	700

L'analyse morphologique a été appliquée à l'aide du dispositif ECG conventionnel et du dispositif compatible avec NMD proposé pour chaque configuration d'aimant décrite dans la section précédente. Les mêmes battements de cœur et sélections de fenêtre ont été utilisés pour les deux systèmes. Nous avons également comparé les signaux à ceux obtenus après une simple correction de la ligne de base de l'ECG classique par filtrage numérique passe-haut (HPF) (filtre de Butterworth de second ordre). Deux fréquences de coupure HPF ont été testées : 5 Hz et 10 Hz. La raison de ce choix est que la fréquence de coupure doit être supérieure à la plage de fréquences des artefacts de 0.054 à 0.5 Hz (donnée par le fournisseur) en raison du mouvement de l'aimant. En pratique, nous avons observé que la ligne de base est complètement supprimée lorsque le filtre HPF est supérieur à 10 Hz. Cependant, la morphologie de l'ECG est fortement déformée. Par conséquent, la limite intermédiaire de 5 Hz a également été utilisée, ce qui préserve mieux la morphologie mais ne supprime pas complètement les dérives de la ligne de base.

V.1.3 Résultats

V.1.3.1 Expériences avec des volontaires

Les signaux ECG ont été enregistrés avec succès dans toutes les configurations avec les deux volontaires.

Les exemples des signaux enregistrés simultanément avec les deux dispositifs sont illustrés sur la Figure V-6 et Figure V-7. Lorsqu'aucun champ magnétique n'était appliqué (t_0), les deux dispositifs fournissaient un ECG propre. La morphologie semblait visuellement très reproductible d'un battement de cœur à l'autre. Lors du fonctionnement des aimants (t_1 - t_6), une distorsion des formes d'onde ECG a été observée. Les distorsions semblaient plus prononcées sur le dispositif conventionnel, avec une grande dérive de la ligne de base observée lors du déplacement des aimants. La dérive de la ligne de base a été minimisée avec le capteur proposé. De plus, le rapport signal sur bruit semblait avoir été modifié de manière significative avec le dispositif conventionnel, ce qui avait un impact sur la forme du complexe QRS et d'autres ondes. Le cas le plus défavorable a été observé avec le mouvement magnétique à 360° (t_6). Ces distorsions de basse fréquence n'ont pas été observées avec le capteur proposé. En particulier, dans la configuration t_6 , l'onde P était clairement identifiée avec le dispositif proposé, alors qu'elle se distinguait à peine du bruit avec le dispositif classique.

Des exemples de signaux obtenus à partir de l'analyse morphologique par fenêtre sont illustrés sur la Figure V-8. Les signaux superposés provenant de $N = 6$ battements cardiaques consécutifs montrent la bonne reproductibilité des ondes PQRST avec le dispositif proposé.

Dans cet exemple, les signaux du dispositif conventionnel étaient considérablement déformés, ce qui a un impact sur l'analyse morphologique ultérieure.

L'analyse quantitative de la similarité morphologique est résumée dans le Tableau V-2 et le Tableau V-3 pour différentes configurations d'ondes ECG et d'aimants avec les volontaires V1 et V2. Lorsqu'aucun aimant n'était appliqué, le coefficient de corrélation global obtenu avec le dispositif proposé (respectivement conventionnel) était compris entre 93 % et 98 % (respectivement 89 % et 99 %), en fonction du placement des dérivations ECG. La forme globale de l'onde PQRST était supérieure à 93 % avec les deux capteurs, ce qui montre une excellente reproductibilité de l'activation cardiaque normale d'un battement à l'autre. Cependant, lors de l'utilisation des aimants, des différences marquées ont été observées entre les deux capteurs. Pour les volontaires V1 et V2, la similarité des différentes ondes a été améliorée avec le capteur proposé pour l'intervalle PR (82 % à 93 % contre 49 à 89 %), le complexe QRS (93 % à 96 % contre 74 % à 94 %), segment ST + onde T (95 % à 98 % contre 67 % à 99 %) et l'onde entière PQRST (82 % à 97 % contre 55 % à 96 %).

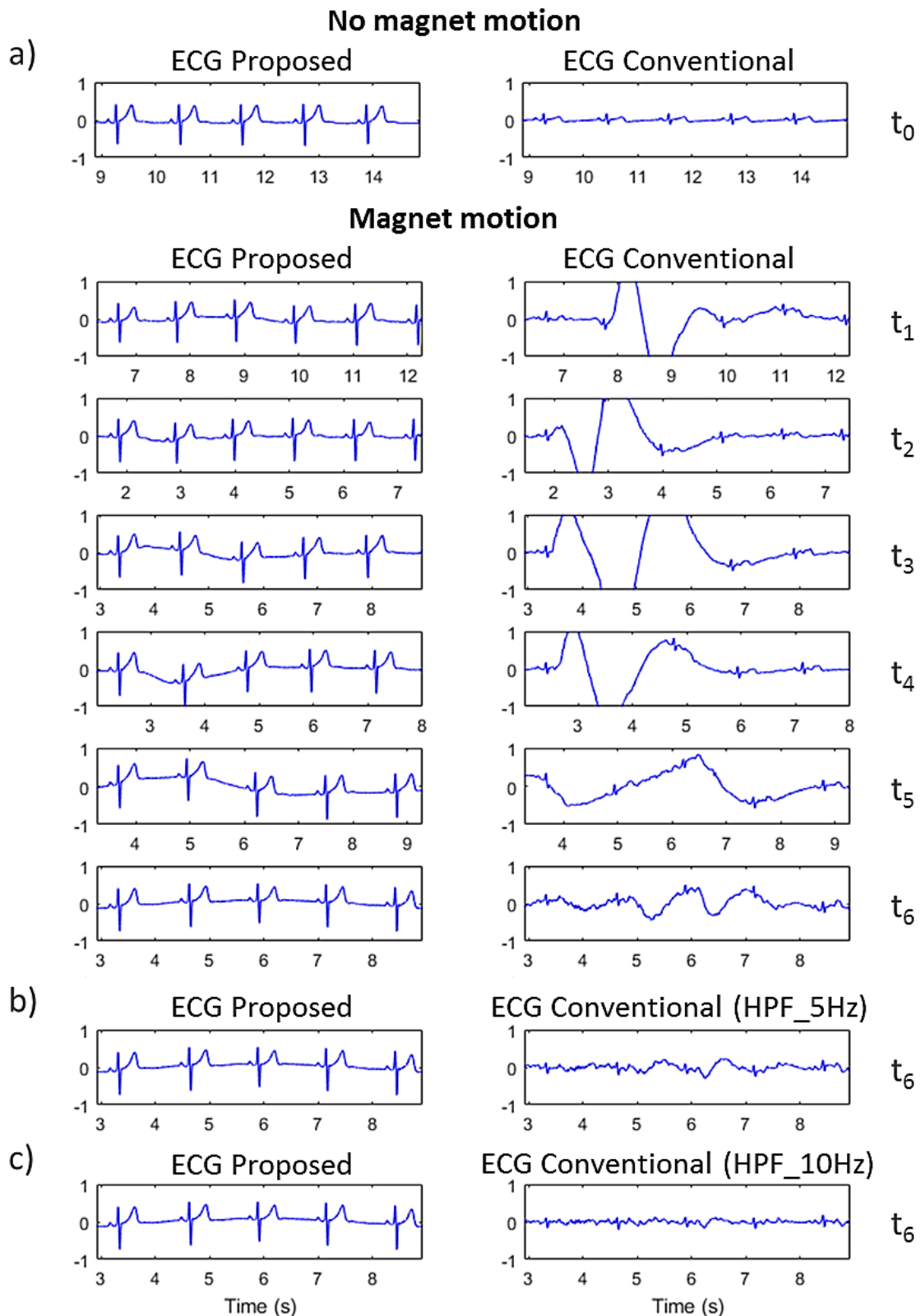


Figure V-6 : a) Exemples de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 3 au cours de différentes séquences de mouvement d'aimant: (t_0) pas de mouvement d'aimant ($\alpha = 0^\circ$); (t_1) $\alpha = 180^\circ$; (t_2) $\alpha = 90^\circ$; (t_3) $\alpha = 180^\circ$; (t_4) $\alpha = 90^\circ$; (t_5) $\alpha = 180^\circ$; (t_6) $\alpha = 3 \times 360^\circ$. Comparaison avec un ECG conventionnel après une correction simple de la ligne de base. b) HPF_5Hz, (t_6). c) HPF_10Hz (t_6).

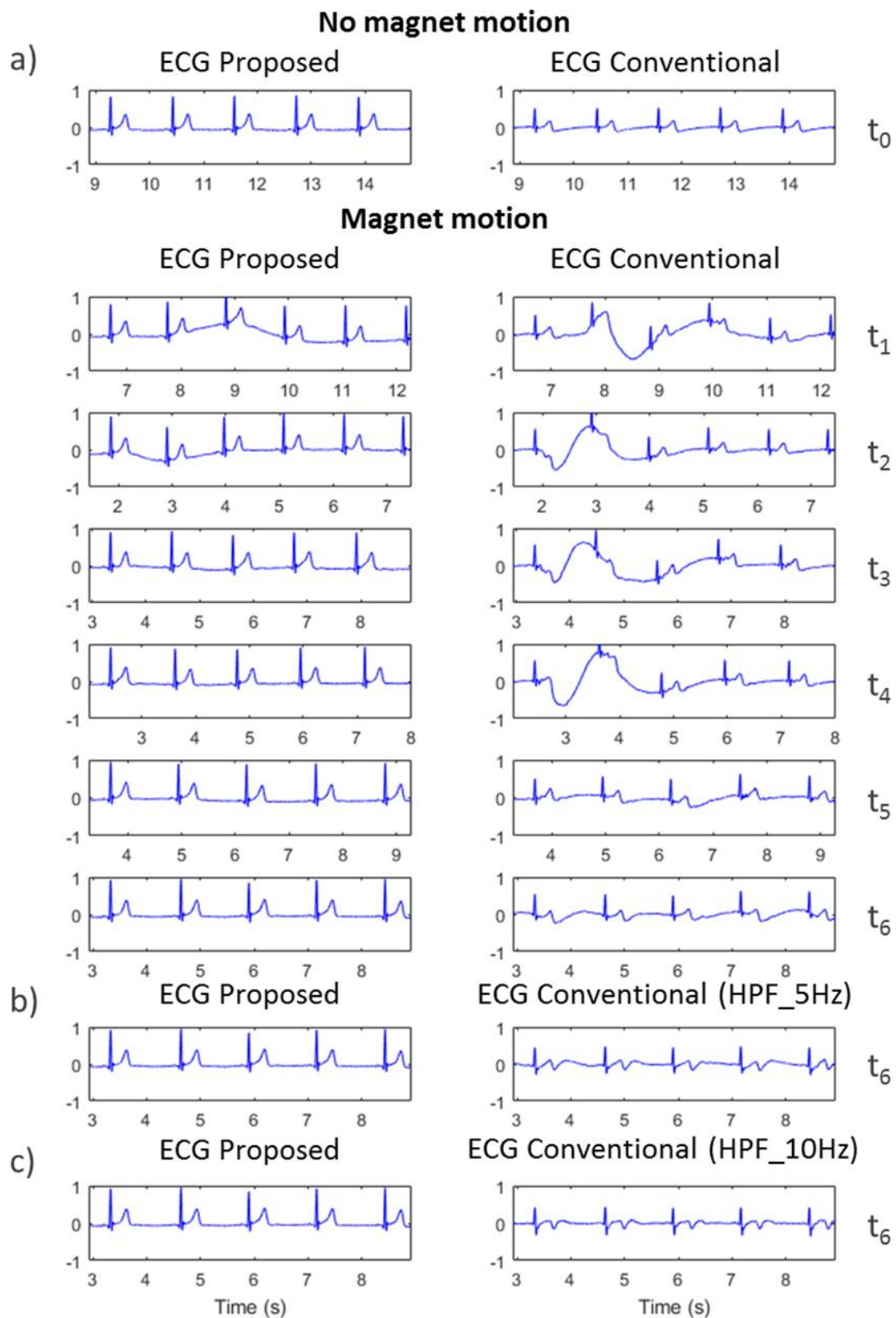


Figure V-7 : a) Exemples de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 1 au cours de différentes séquences de mouvement d'aimant telles que celles illustrées dans la Figure V-6. Comparaison avec un ECG conventionnel après une correction simple de la ligne de base. b) HPF_5Hz, (t_6). c) HPF_10Hz (t_6).

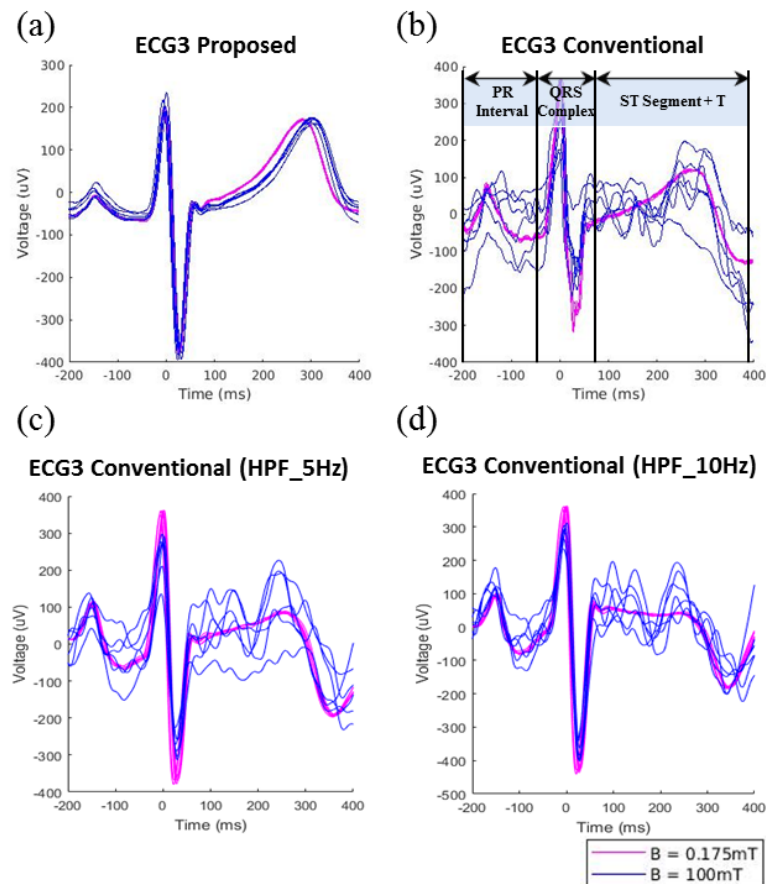


Figure V-8 : Exemple de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 3 pendant la séquence de mouvement de l'aimant t_6 . Signaux superposés issus de 6 occurrences des ondes PQRST (les signaux étaient statistiquement centrés et normalisés). a) ECG proposé. b) ECG conventionnel. c) ECG conventionnel après HPF de 5Hz. d) ECG conventionnel après HPF de 10Hz.

Pour l'ensemble de l'onde PQRST, l'amélioration était bien supérieure à celle obtenue par une simple correction de la ligne de base : 72 % à 96 % pour HPF de 5 Hz et 73 % à 95 % pour HPF de 10 Hz. Cependant, il convient de noter que les filtres passe-haut introduisent des distorsions importantes sur les signaux ECG, en particulier sur le segment ST (voir Figure V-9).

En résumé, 97.61 % (respectivement 100 %, 100 %, 92.8 %, 100 %, 100 % et 92.8 %) des scores de corrélation du Tableau V-2 sont améliorés avec le dispositif proposé. Dans le Tableau V-3, 100 % des scores de corrélation sont améliorés avec le dispositif proposé.

Tableau V-2 : Coefficients de corrélation globaux des différentes ondes d'ECG lors de différents modes de fonctionnement d'aimant (avec les volontaires V1 et V2).

Capteur ECG	t	Champ Magnétique à 80 mT			Champ Magnétique à 100 mT		
		Interval PR	Complex QRS	Segment ST + Onde T	Interval PR	Complex QRS	Segment ST + Onde T
Proposé	t ₀	0.931 ±0.05	0.949 ±0.05	0.989 ±0.00	0.931 ±0.05	0.949 ±0.05	0.989 ±0.00
	t ₁	0.831 ±0.04	0.949 ±0.04	0.960 ±0.01	0.801 ±0.06	0.934 ±0.05	0.953 ±0.01
	t ₂	0.913 ±0.04	0.953 ±0.04	0.961 ±0.01	0.900 ±0.05	0.955 ±0.04	0.964 ±0.01
	t ₃	0.896 ±0.04	0.942 ±0.05	0.967 ±0.01	0.914 ±0.04	0.945 ±0.04	0.962 ±0.00
	t ₄	0.879 ±0.04	0.964 ±0.03	0.959 ±0.01	0.911 ±0.03	0.954 ±0.04	0.950 ±0.01
	t ₅	0.897 ±0.04	0.963 ±0.03	0.955 ±0.01	0.923 ±0.03	0.946 ±0.05	0.975 ±0.00
	t ₆	0.921 ±0.03	0.956 ±0.04	0.961 ±0.01	0.909 ±0.04	0.960 ±0.03	0.959 ±0.01
Conventionnel	t ₀	0.895 ±0.07	0.935 ±0.06	0.992 ±0.00	0.895 ±0.07	0.935 ±0.06	0.992 ±0.00
	t ₁	0.544 ±0.08	0.880 ±0.06	0.748 ±0.01	0.542 ±0.09	0.749 ±0.11	0.677 ±0.00
	t ₂	0.697 ±0.06	0.924 ±0.06	0.801 ±0.00	0.619 ±0.08	0.773 ±0.10	0.846 ±0.00
	t ₃	0.599 ±0.07	0.924 ±0.06	0.842 ±0.01	0.590 ±0.07	0.906 ±0.05	0.666 ±0.00
	t ₄	0.498 ±0.07	0.916 ±0.05	0.815 ±0.00	0.686 ±0.07	0.923 ±0.07	0.671 ±0.01
	t ₅	0.739 ±0.06	0.947 ±0.04	0.903 ±0.00	0.751 ±0.06	0.929 ±0.05	0.888 ±0.01
	t ₆	0.688 ±0.07	0.937 ±0.02	0.921 ±0.00	0.687 ±0.07	0.947 ±0.04	0.852 ±0.01

Tableau V-3 : Coefficients de corrélation globaux provenant de toutes les ondes PQRST lors de divers modes de fonctionnement d'aimant (avec les volontaires V1 et V2).

ECG Sensor	t	Champ Magnétique	
		80 mT	100 mT
Proposé	t ₀	0.971 ±0.02	0.971 ±0.02
	t ₁	0.953 ±0.02	0.930 ±0.02
	t ₂	0.963 ±0.02	0.964 ±0.02
	t ₃	0.956 ±0.03	0.956 ±0.02
	t ₄	0.954 ±0.01	0.952 ±0.02
	t ₅	0.958 ±0.02	0.954 ±0.02
	t ₆	0.962 ±0.02	0.962 ±0.02
Conventionnel	t ₀	0.961 ±0.03	0.961 ±0.03
	t ₁	0.680 ±0.02	0.551 ±0.04
	t ₂	0.747 ±0.03	0.674 ±0.04
	t ₃	0.742 ±0.03	0.642 ±0.03
	t ₄	0.715 ±0.03	0.686 ±0.03
	t ₅	0.849 ±0.02	0.849 ±0.02
	t ₆	0.836 ±0.02	0.766 ±0.02
Conventionnel (HPF_5Hz)	t ₀	0.963 ±0.03	0.963 ±0.03
	t ₁	0.724 ±0.13	0.732 ±0.17
	t ₂	0.838 ±0.14	0.811 ±0.15
	t ₃	0.844 ±0.16	0.801 ±0.18
	t ₄	0.841 ±0.14	0.805 ±0.18
	t ₅	0.928 ±0.05	0.877 ±0.05
	t ₆	0.900 ±0.04	0.890 ±0.05
Conventionnel (HPF_10Hz)	t ₀	0.958 ±0.04	0.958 ±0.04
	t ₁	0.730 ±0.12	0.829 ±0.11
	t ₂	0.908 ±0.06	0.775 ±0.09
	t ₃	0.900 ±0.10	0.881 ±0.09
	t ₄	0.897 ±0.10	0.894 ±0.10
	t ₅	0.941 ±0.03	0.938 ±0.03
	t ₆	0.932 ±0.04	0.927 ±0.03

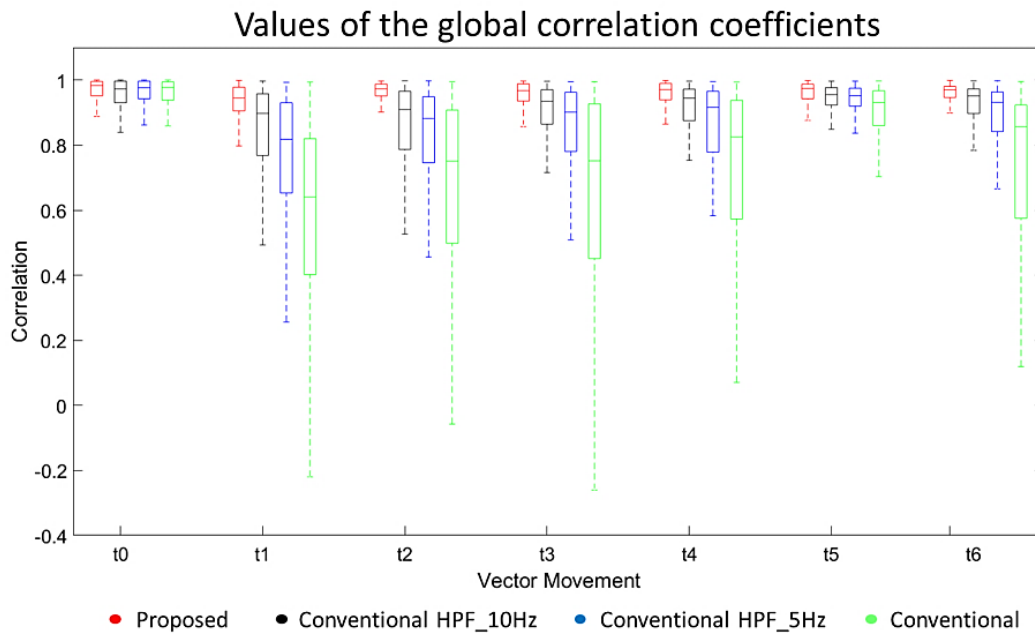


Figure V-9 : Coefficients de corrélation globaux calculés à partir les signaux ECG du capteur proposé et conventionnel sur les volontaires. Les résultats obtenus (avec les trois dérivations ECG) sont présentés pour différentes séquences de mouvement d'aimant (t_0 - t_6) et un champ magnétique de 100 mT. Les coefficients correspondant à t_0 ont été acquis une seule fois avec chaque système.

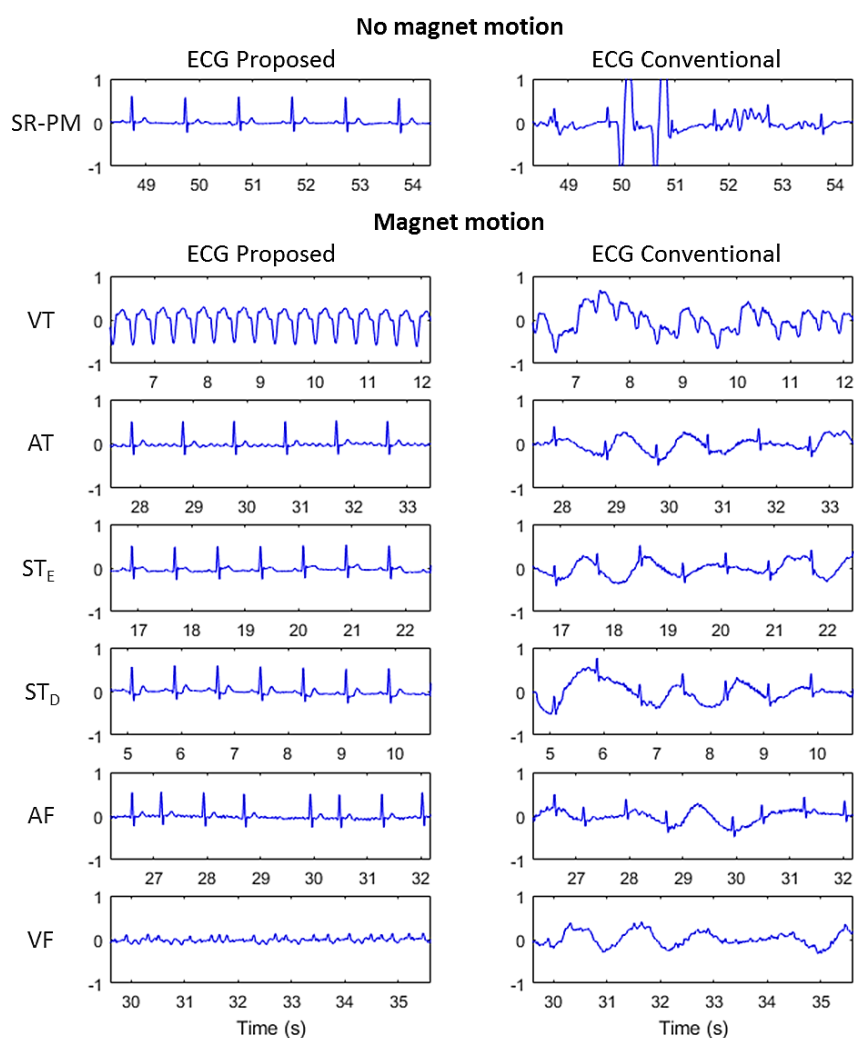
V.1.3.2 Signaux ECG pathologiques

Les résultats obtenus avec les différents signaux ECG pathologiques générés par le simulateur et le fantôme conducteur sont présentés dans la Figure V-10. Les résultats de l'analyse morphologique sont présentés dans le Tableau V-4. Notons que les scores de corrélation entre l'ECG sans et avec les aimants ont été calculés uniquement pour les battements cardiaques reproductibles (SR-PM, TV, TA, ST_E et ST_D). Pour les signaux de fibrillation (FA et FV), la fidélité de la morphologie n'a été effectuée que visuellement puisque l'activation électrique suit un schéma aléatoire.

Dans le cas d'un mouvement simulé du patient en rythme sinusal (SR-PM), des variations à basse fréquence de la ligne de base ont été observées avec le dispositif conventionnel, ainsi que des transitions abruptes provoquant des artefacts importants sur le signal ECG. Avec le dispositif proposé, ceux-ci n'étaient pas perceptibles. Dans tous les signaux pathologiques (TV, TA, ST_E , ST_D , FA et FV), les modèles pathologiques sont beaucoup plus faciles à lire avec le dispositif proposé qu'avec le dispositif classique. Les mêmes modèles d'oscillation de base que dans les expériences avec des volontaires sont observés. Ces résultats visuels ont été confirmés par les paramètres de corrélation moyenne du Tableau V-4, montrant une nette amélioration par rapport au dispositif proposé dans tous les cas.

Tableau V-4 : Coefficients de corrélation de toute l'onde PQRST lors du mode de fonctionnement de l'aimant t_6 avec fantôme et simulateur ECG.

Rythme sinusal	Direction du champ magnétique	Proposé	Conventionnel
SR-PM	t_6	0.964 ± 0.01	0.385 ± 0.24
TV		0.993 ± 0.00	0.752 ± 0.11
TA		0.949 ± 0.03	0.507 ± 0.20
ST _E		0.964 ± 0.02	0.475 ± 0.18
ST _D		0.961 ± 0.02	0.524 ± 0.16
FA		-	-
FV		-	-

Figure V-10 : Exemple de distorsions et de bruit observés sur le signal ECG 1 lors du déplacement de l'aimant t_6 avec le simulateur ECG sur le fantôme conducteur : rythme sinusal (SR-PM) avec déplacement du patient simulé et sans déplacement de l'aimant; (VT) tachycardie ventriculaire; (AT) Fibrillation auriculaire; (STE) ST Altitude; (STD) ST Dépression; (AF) Fibrillation auriculaire; Fibrillation ventriculaire (VF).

V.1.4 Discussion

Nous avons proposé un nouveau dispositif d'acquisition pour la navigation par cathéter magnétique à distance. Il a été démontré que la conception basée sur des câbles courts minimisait considérablement les distorsions sur l'ECG pendant le fonctionnement de l'aimant. Les causes possibles de distorsion du signal ECG pendant les procédures EP avec le système NMD sont notamment les mouvements des aimants, les mouvements du patient et / ou les tremblements ou les vibrations mécaniques dans la salle d'examen. De telles distorsions de l'ECG peuvent survenir à tout moment pendant la procédure EP, bien qu'elles soient principalement observées lors du mouvement des aimants sur l'ECG conventionnel. De plus, la saturation du système d'acquisition peut se produire dans la pratique, comme le montre la Figure V-1.

Dans les expériences avec fantôme, lorsqu'un mouvement brusque était appliqué, un effet de saturation était observé sur le moniteur du système classique, mais il n'était pas présent dans l'enregistrement ECG brut. Cela signifie que cette saturation est appliquée par le logiciel de la console, lors du post-traitement ou de l'affichage. En raison de la présence d'un filtre passe-haut dans le périphérique d'acquisition (généralement avec une coupure définie à 0.05 Hz), de tels artefacts entraîneraient des périodes supplémentaires de 5 à 10 s pendant lesquelles l'ECG est difficilement interprétable, même après l'achèvement du mouvement de l'aimant. Ce délai s'ajoute au délai nécessaire pour que le cathéter atteigne sa position cible, qui est de l'ordre de 2 à 3s dans la plupart des cas. En pratique, les cardiologues doivent attendre que le signal ECG soit stabilisé avant d'acquérir des données électro-anatomiques avec le cathéter. Par conséquent, le dispositif proposé pourrait aider à optimiser le flux de travail de la procédure, car les données pourraient être acquises dès que le cathéter aura atteint sa position cible. Actuellement, une procédure de traitement TV typique nécessite l'acquisition d'environ 100 points de données, c'est-à-dire 100 changements de position du cathéter avec le système de navigation magnétique. Le temps économisé avec le nouveau capteur peut être utilisé pour accélérer la procédure ou acquérir davantage de points de données. Des cartes électro-anatomiques de densité supérieure pourraient en effet améliorer la précision et la robustesse de la localisation et de l'ablation de TV.

Pour la plupart des procédures cliniques avec NMD, les périodes de mouvement de l'aimant entraînent uniquement des retards indésirables et ne devraient pas avoir d'incidence importante sur l'issue clinique du traitement. Toutefois, lorsque la morphologie quantitative de l'ECG est nécessaire, comme pour l'ablation de TV par la technique de pacemapping, un soin particulier doit être apporté à la qualité du signal ECG. L'analyse quantitative de la morphologie de l'ECG montre le potentiel de la méthode pour améliorer la robustesse de la localisation de la TV.

Dans des études précédentes [44] effectuées sans système NMD, un seuil critique était défini pour considérer qu'un site de stimulation donné correspond au site de sortie du circuit de

la TV, notamment lorsque le coefficient de corrélation entre les complexes QRS étaient supérieur à 93 %.

De plus, des scores de corrélation médiocres (moins de 74 %) dans les régions situées près du site de sortie de la TV indiquaient des sites de stimulation correspondant à la zone critique du circuit TV, c'est-à-dire une zone de conduction électrique lente qui devrait être la cible de l'ablation.

Nos résultats montrent que les erreurs dans les mesures du coefficient de corrélation QRS peuvent être réduites de 4 à 7 % avec le capteur proposé, même pendant le mouvement de l'aimant. Cela semble acceptable en ce qui concerne les seuils susmentionnés, contrairement au capteur classique qui présentait des erreurs allant de 6 à 26 %.

Dans la présente étude sur des sujets sains, il a été supposé que la morphologie des ondes ECG reste identique d'un cycle cardiaque à l'autre, de sorte que des scores de corrélation de 100 % étaient attendus. En pratique, des valeurs inférieures à 100 % ont été mesurées et ont varié en fonction du sujet, de la position de la dérivation ECG et du type de mouvement de l'aimant. Les scores de corrélation mesurés à t_0 (pas de mouvement d'aimant) représentent la variabilité intrinsèque de la morphologie de l'ECG pour un sujet donné et le placement de la dérivation ECG. La variabilité inter-sujets provient des différences entre les voies d'activation réelles dans les oreillettes et les ventricules, qui dépendent de nombreux facteurs, notamment : géométrie cardiaque, architecture et vitesses de conduction des fibres myocardiques, architecture et vitesses de conduction du réseau de Purkinje [67], présence d'anomalies de conduction et orientation du cœur par rapport aux électrodes de mesure [68], [69]. La variabilité intra-sujet, c'est-à-dire la variabilité dans les battements consécutifs non ectopiques, telle que quantifiée par diverses métriques, s'est accrue avec le risque de décès cardiovasculaire dans plusieurs études [70], [71]. Le mouvement respiratoire peut également expliquer en partie les variabilités morphologiques intra-sujet [72]. Enfin, la variabilité due au type de mouvement de l'aimant (t_1 à t_6) provient des différences d'orientation des changements de champ magnétique (dB / dt) qui créent des flux magnétiques différents dans les câbles ECG.

Une limite de cette étude est que seul un nombre réduit de dérivations ECG a été testé avec un seul placement particulier des électrodes. Ce choix a été fait afin de faciliter la comparaison, grâce à un enregistrement simultané des capteurs classiques et proposés. Afin de réaliser une procédure EP réelle avec le nouveau capteur, le cardiologue préférerait un ECG 12 dérivations. Plusieurs solutions pourraient être mises en œuvre à cet effet. D'une part, le capteur pourrait être modifié par l'ajout de 6 électrodes supplémentaires fournissant tous les conducteurs précordiaux (conducteurs V1 à V6) avec une longueur de câble minimale. Les artefacts pourraient être plus volumineux que dans la présente étude en raison de la longueur des câbles. Une telle configuration devrait être testée afin de déterminer si les artefacts resteraient suffisamment petits. D'autre part, plusieurs versions du capteur actuel (sans aucune modification) pourraient être placées sur le thorax afin d'obtenir plusieurs projections électriques indépendantes. Les signaux provenant d'un tel réseau de capteurs pourraient être

combinés à l'aide d'une matrice simple et d'une technique de reconstruction ECG 12 dérivations décrite par plusieurs auteurs [40], [41]. Dans ce cas, une étape de calibration peut être nécessaire au début de l'examen, pour déterminer une matrice de combinaison spécifique au patient. Cependant, le nombre de distorsions dans les signaux ECG reconstruits devrait être quantifié. En effet, la reconstruction de dérivations unipolaires standard à partir de telles mesures bipolaires locales n'est pas anodine. Alternativement, le cardiologue pourrait également être capable de travailler avec des dérivations ECG non standard. Actuellement, le cardiologue utilise une carte de corrélation de TV pour définir les cibles d'ablation. Le score de corrélation est la moyenne des 12 dérivations standard (signaux QRS stimulés par rapport au cycle TV). En principe, la technique d'analyse morphologique utilisée pour la localisation de la TV ne dépend pas de l'emplacement de l'électrode particulière, c'est-à-dire que la carte de corrélation pourrait être calculée en faisant la moyenne des dérivations non standard; néanmoins, un nombre suffisant de projections électriques indépendantes est requis pour pouvoir observer n'importe quel emplacement de circuit de TV et permettre une discrimination efficace de sa morphologie. Cependant, un tel réseau de capteurs bénéficierait sans aucun doute d'une standardisation du placement des électrodes.

Une alternative à l'utilisation du dispositif proposé serait d'utiliser des méthodes de traitement du signal pour débruiter l'ECG conventionnel. Comme le montrent nos résultats, le filtrage passe-haut simple n'est pas efficace. Des méthodes plus avancées de traitement du signal pourraient être mises en œuvre, à condition que les signaux de commande du système magnétique puissent être consultés en temps réel. Des méthodes de traitement du signal similaires à celles utilisées en IRM pourraient être mises en œuvre, par exemple, pour modéliser et prévoir des artefacts en utilisant un système de réponse impulsionnelle finie et un filtrage linéaire ou bayésien [6], [32], [33].

Enfin, une autre limite de l'étude est le petit nombre de volontaires. Ce travail technique de validation de principe doit être suivi d'une étude sur un patient afin d'évaluer précisément les avantages lors des procédures cliniques EP.

CONCLUSION DE LA PARTIE V

Un nouveau capteur ECG a été conçu et évalué pour une utilisation lors de la navigation à distance avec un cathéter magnétique. Le capteur est basé sur une technologie compatible IRM avec des fils courts et une transmission optique des données. Le capteur réduit considérablement les distorsions sur l'ECG. Il a le potentiel de permettre une surveillance ininterrompue du patient pendant les procédures EP avec un système NMD. Il peut également être utilisé pour optimiser la durée et les performances de la procédure, par exemple pour la localisation de TV basée sur l'analyse de corrélation de l'onde QRS (pacemapping). Cependant, une évaluation du dispositif proposé avec un plus grand nombre de sujets humains serait nécessaire pour évaluer avec précision le bénéfice de son utilisation au cours des procédures cliniques EP.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Nous avons développé deux prototypes de capteur ECG ainsi que les outils électroniques, mécaniques et informatiques nécessaires pour tester et valider les capteurs. Après l'étape des tests et la validation du premier prototype de capteur ECG, une étape de miniaturisation et de perfectionnement de celui-ci a été à l'origine d'un deuxième capteur que nous avons utilisé pendant les travaux présentés dans les différentes parties du manuscrit de thèse. Le capteur a permis de réaliser plusieurs travaux que nous avons structuré en plusieurs parties. Dans la Partie III, nous avons augmenté la résolution spatiale de l'ECG avec la réalisation d'un réseau de capteurs ECG, ceci a permis de réaliser la reconstruction d'un électrocardiogramme 12 dérivations en IRM. Cette partie a donné lieu à la publication d'un article dans le journal «Magnetic Resonance in Medicine». La Partie IV a été focalisée sur les acquisitions à haute résolution temporelle de l'ECG avec une haute fréquence d'échantillonnage et une large bande passante des signaux. Durant ces travaux nous avons utilisé un algorithme de débruitage développé pendant les travaux de thèse et intégré dans le prototype de capteur ECG. Il a été démontré que la méthode blanking peut être utilisée pendant les acquisitions d'images SSFP et à écho de gradient avec TR inférieur à 4 ms. Ce travail a été breveté et un article est en cours d'évaluation dans le «Journal of Physiological Measurements». Finalement, la Partie V correspond à une nouvelle application du capteur ECG en salle d'électrophysiologie cardiaque, qui ouvre la voie à la surveillance ininterrompue des patients pendant les procédures EP avec un système NMD. Cette dernière partie a débouché sur la publication d'un article dans le journal «Annals of Biomedical Engineering».

Grâce à l'excellente qualité des signaux ECG du module ADAS1000 et une juste bande passante ECG les artefacts superposés à l'ECG sont mieux caractérisés. Ces travaux ouvrent de nouvelles possibilités à d'autres types de traitement de signal plus complexes. Il est important de souligner que la capacité de calcul du microcontrôleur est limitée, un traitement de signal plus élaboré intégré dans un ordinateur à distance pourrait mieux restituer les signaux. Il a été démontré que les résultats obtenus avec l'algorithme HD associé à un filtre passe-bas en sortie sembleraient plus efficaces que les technologies actuellement utilisées par le laboratoire IADI. Néanmoins, une étude plus large avec un plus grand nombre de volontaires / patients et une variété plus vaste de séquences IRM pourraient mieux étudier les limites de la méthode HD.

La combinaison des travaux présentés dans les Parties III et IV peut générer des enregistrements d'ECG de haute qualité pendant les acquisitions d'images. Cela permettra des enregistrements de type diagnostic en IRM avec une large bande passante ECG. De plus, il a été démontré dans la Partie III que les artefacts MHD de la reconstruction ECG 12D en IRM 1.5 T sont presque éliminés avec la calibration C_{in} (à l'intérieur du tunnel).

Cette nouvelle approche (haute résolution temporelle et spatiale) pourrait être de grand intérêt dans d'autres types d'applications comme par exemple l'IRM cardiaque interventionnelle, l'IRM cardiaque de stress, la reconstruction des cartes de potentiels électriques à la surface du thorax (BSPM) pour l'imagerie ECG et/ou l'imagerie d'impédance électrique thoracique, mais également pour la correction des mouvements cardio-respiratoires en IRM. La création du réseau de capteurs présenté dans la Partie III (avec 4 capteurs) permet en théorie de reconstruire un BSPM à partir de 17 voies unipolaires. Actuellement, il y a peu de systèmes commercialisés pour le BSPM avec plus de 12 dérivations et aucun n'est compatible avec l'IRM. Le système proposé par Medtronic (CardioInsight, Medtronic, Inc, Minneapolis, USA), à 252 électrodes, est le système le plus avancé à ce jour, mais il a été conçu pour une utilisation avec les scanners. L'intérêt de combiner le BSPM avec l'IRM est que l'IRM est le gold standard en imagerie cardiaque, il permet d'obtenir le modèle anatomique du patient (torso + électrodes + mouvement), les paramètres fonctionnels du coeur (volumes, contractilité) et la caractérisation tissulaire (fibrose, cicatrice d'infarctus, volume extra-cellulaire etc.). Nous avons préféré nous restreindre à la reconstruction d'un électrocardiogramme 12 dérivations dans un premier temps car cela nous a permis de valider les signaux reconstruits par rapport à une référence connue (l'ECG 12D standard). D'autre part des travaux complémentaires ont été réalisés avec les chercheurs du laboratoire pour la reconstruction de cartes de BSPM à partir des données ECG mesurées avec le réseau de capteurs et le modèle anatomique en 3D du volontaire obtenu à travers l'imagerie IRM. L'objectif à long terme du système que nous avons créé est d'utiliser les informations que nous venons de mentionner et de les combiner avec un modèle de mouvement cardio-respiratoire du volontaire et une carte d'impédance électrique thoracique de celui-ci pour résoudre le problème inverse ECG, afin de reconstruire une carte du potentiel électrique à la surface du cœur qui permettra de détecter les zones pathologiques du volontaire, c'est-à-dire les zones de conduction lente du tissu myocardique.

Nous pouvons d'ailleurs remarquer que le prototype de capteur ECG et l'algorithme de débruitage HD sont aujourd'hui poursuivis au sein de la société Schiller Médical pour son industrialisation et sa commercialisation. Ceci intégrera le nouveau système de surveillance IRM de la société. De plus, il apparaît également que les travaux de la partie V seront poursuivis avec le développement d'un nouveau capteur ECG orienté vers ce type d'applications en salle d'électrophysiologie cardiaque équipée d'un système NMD. D'autre part, ce travail permet au laboratoire IADI d'initier de nouveaux projets sur la modélisation de l'électrophysiologie cardiaque en combinant l'ECG et l'IRM, notamment dans le cadre du projet de recherche sur l'insuffisance cardiaque RHU FIGHT-HF.

D'autres travaux complémentaires sur la compatibilité IRM ont été réalisés dans le cadre du projet Maglife pendant les travaux de thèse. De surcroît, la validation et l'amélioration du nouveau prototype de capteur ECG ont été réalisées en collaboration avec des ingénieurs de la société Schiller Médical, et aussi dans l'intégration et la validation des algorithmes de traitement du signal développées en parallèle des travaux de thèse par le laboratoire IADI.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] M. AlGhatrif and J. Lindsay, “A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography,” *J Community Hosp Intern Med Perspect*, vol. 2, no. 1, p. Page number not for citation purpose, Apr. 2012.
- [2] E. Goldberger, “A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potential and a technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads,” *American Heart Journal*, vol. 23, no. 4, pp. 483–492, Apr. 1942.
- [3] F. N. Wilson, F. D. Johnston, A. G. Macleod, and P. S. Barker, “Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode,” *American Heart Journal*, vol. 9, no. 4, pp. 447–458, Apr. 1934.
- [4] J. Felblinger, C. Lehmann, and C. Boesch, “Electrocardiogram acquisition during MR examinations for patient monitoring and sequence triggering,” *Magn Reson Med*, vol. 32, no. 4, pp. 523–529, Oct. 1994.
- [5] J. Felblinger, J. Slotboom, R. Kreis, B. Jung, and C. Boesch, “Restoration of electrophysiological signals distorted by inductive effects of magnetic field gradients during MR sequences,” *Magn Reson Med*, vol. 41, no. 4, pp. 715–721, Apr. 1999.
- [6] R. Abächerli, C. Pasquier, F. Odille, M. Kraemer, J.-J. Schmid, and J. Felblinger, “Suppression of MR gradient artefacts on electrophysiological signals based on an adaptive real-time filter with LMS coefficient updates,” *MAGMA*, vol. 18, no. 1, pp. 41–50, Mar. 2005.
- [7] V. Wu, I. M. Barbash, K. Ratnayaka, C. E. Saikus, M. Sonmez, O. Kocaturk, R. J. Lederman, and A. Z. Faranesh, “Adaptive noise cancellation to suppress electrocardiography artifacts during real-time interventional MRI,” *J Magn Reson Imaging*, vol. 33, no. 5, pp. 1184–1193, May 2011.
- [8] S. E. Fischer, S. A. Wickline, and C. H. Lorenz, “Novel real-time R-wave detection algorithm based on the vectorcardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions,” *Magn Reson Med*, vol. 42, no. 2, pp. 361–370, Aug. 1999.
- [9] IEC, “IEC 60601-2-33:2010/AMD1:2013 | IEC Webstore. Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis,” Apr. 2013.
- [10] IEC, “IEC 60601-2-33:2010/AMD2:2015 | IEC Webstore. Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis,” Jun. 2015.
- [11] M. F. Dempsey, B. Condon, and D. M. Hadley, “Investigation of the factors responsible for burns during MRI,” *J Magn Reson Imaging*, vol. 13, no. 4, pp. 627–631, Apr. 2001.
- [12] B. Lau, I. Christin, K. Birgitte Hornbæk, and T. Donika, “Third degree skin burns caused by a MRI conditional electrocardiographic monitoring system,” *Journal of Radiology and Imaging*, vol. 1, no. 4, pp. 29–32, Oct. 2016.

-
- [13] H. Kugel, C. Bremer, M. Püschel, R. Fischbach, H. Lenzen, B. Tombach, H. Van Aken, and W. Heindel, "Hazardous situation in the MR bore: induction in ECG leads causes fire," *Eur Radiol*, vol. 13, no. 4, pp. 690–694, Apr. 2003.
- [14] B. Chen, N. Weber, F. Odille, C. Large-Dessale, A. Delmas, L. Bonnemains, and J. Felblinger, "Design and Validation of a Novel MR-Compatible Sensor for Respiratory Motion Modeling and Correction," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 1, pp. 123–133, Jan. 2017.
- [15] W. J. Yoo, K. Jang, J.-K. Seo, J.-Y. Heo, J.-S. Moon, J.-Y. Park, and B.-S. Lee, "Development of Respiration Sensors Using Plastic Optical Fiber for Respiratory Monitoring Inside MRI System," *Journal of the Optical Society of Korea*, vol. 14, pp. 235–239, Sep. 2010.
- [16] A. G. Leal-Junior, C. R. Díaz, C. Leitão, M. J. Pontes, C. Marques, and A. Frizera, "Polymer optical fiber-based sensor for simultaneous measurement of breath and heart rate under dynamic movements," *Optics & Laser Technology*, vol. 109, pp. 429–436, Jan. 2019.
- [17] S. Uribe, V. Muthurangu, R. Boubertakh, T. Schaeffter, R. Razavi, D. L. G. Hill, and M. S. Hansen, "Whole-heart cine MRI using real-time respiratory self-gating," *Magn Reson Med*, vol. 57, no. 3, pp. 606–613, Mar. 2007.
- [18] F. Odille, S. Uribe, P. G. Batchelor, C. Prieto, T. Schaeffter, and D. Atkinson, "Model-based reconstruction for cardiac cine MRI without ECG or breath holding," *Magn Reson Med*, vol. 63, no. 5, pp. 1247–1257, May 2010.
- [19] A. Guillou, "Synchronisation adaptative des séquences en IRM cardiaque," University of Lorraine, 2017.
- [20] M. Schmidt, J. W. Krug, M. N. Rosenheimer, and G. Rose, "Filtering of ECG signals distorted by magnetic field gradients during MRI using non-linear filters and higher-order statistics," *Biomed Tech (Berl)*, vol. 63, no. 4, pp. 395–406, Jul. 2018.
- [21] M. Schmidt, J. W. Krug, and G. Rose, "Reducing of gradient induced artifacts on the ECG signal during MRI examinations using Wilcoxon filter," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 175–178, Dec. 2016.
- [22] "PELEX-MAX: An MRI-Compatible, Wireless, 12-Lead ECG, Blood Pressure, and Oximetry System," *PinMed*. [Online]. Available: http://pinmed.net/wireless_mri-compatible_12-lead_ecg_pressure_oximetry/. [Accessed: 17-Apr-2019].
- [23] "MRI-compatible 12-lead ECG monitoring system," *Mirtle Medical*. [Online]. Available: <http://www.mirtlemed.com/product.html>. [Accessed: 17-Apr-2019].
- [24] M. Dabaghyan, S. H. Zhang, J. Ward, R. Y. Kwong, W. G. Stevenson, R. D. Watkins, Z. T. Tse, and E. J. Schmidt, "3T cardiac imaging with on-line 12-lead ECG monitoring," *J Cardiovasc Magn Reson*, vol. 18, no. Suppl 1, Jan. 2016.
- [25] J. M. Ward, B. Bartula, J. K. Robertson, R. D. Watkins, and E. J. Schmidt, "Mri-compatible 12-lead ecg cable," US20170067976A1, Sep-2017.
- [26] A. Guillou, J.-M. Sellal, S. Ménétré, G. Petitmangin, J. Felblinger, and L. Bonnemains, "Adaptive step size LMS improves ECG detection during MRI at 1.5 and 3 T," *MAGMA*, vol. 30, no. 6, pp. 567–577, Dec. 2017.
- [27] A. Delmas, "Définition, validation et mise en place d'un suivi de l'exposition au champ magnétique statique des travailleurs en IRM," University of Lorraine, 2017.

-
- [28] M. F. Dempsey and B. Condon, "Thermal injuries associated with MRI," *Clin Radiol*, vol. 56, no. 6, pp. 457–465, Jun. 2001.
- [29] S. T. Vahasalo and G. J. Ehnholm, "Wireless controller and application interface for an MRI system," US6961604B1, 01-Nov-2005.
- [30] R. Harwell, A. Weeks, S. Fisher, and J. Kilden-Pedersen, "Patient supported in-bore monitor for MRI," US20060247512A1, 02-Nov-2006.
- [31] J. R. Keltner, M. S. Roos, P. R. Brakeman, and T. F. Budinger, "Magnetohydrodynamics of blood flow," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 16, no. 1, pp. 139–149, Oct. 1990.
- [32] F. Odille, C. Pasquier, R. Abächerli, P.-A. Vuissoz, G. P. Zientara, and J. Felblinger, "Noise cancellation signal processing method and computer system for improved real-time electrocardiogram artifact correction during MRI data acquisition," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 54, no. 4, pp. 630–640, Apr. 2007.
- [33] J. Oster, O. Pietquin, M. Kraemer, and J. Felblinger, "Nonlinear Bayesian Filtering for Denoising of Electrocardiograms Acquired in a Magnetic Resonance Environment," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 7, pp. 1628–1638, Jul. 2010.
- [34] Z. T. H. Tse, C. L. Dumoulin, G. D. Clifford, J. Schweitzer, L. Qin, J. Oster, M. Jerosch-Herold, R. Y. Kwong, G. Michaud, W. G. Stevenson, and E. J. Schmidt, "A 1.5T MRI-conditional 12-lead electrocardiogram for MRI and intra-MR intervention," *Magn Reson Med*, vol. 71, no. 3, pp. 1336–1347, Mar. 2014.
- [35] S. H. Zhang, Z. T. H. Tse, C. L. Dumoulin, R. Y. Kwong, W. G. Stevenson, R. Watkins, J. Ward, W. Wang, and E. J. Schmidt, "Gradient-induced voltages on 12-lead ECGs during high duty-cycle MRI sequences and a method for their removal considering linear and concomitant gradient terms," *Magn Reson Med*, vol. 75, no. 5, pp. 2204–2216, May 2016.
- [36] J. Oster, R. Llinares, S. Payne, Z. T. H. Tse, E. J. Schmidt, and G. D. Clifford, "Comparison of three artificial models of the magnetohydrodynamic effect on the electrocardiogram," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 18, no. 13, pp. 1400–1417, Apr. 2015.
- [37] P. Kligfield, L. S. Gettes, J. J. Bailey, R. Childers, B. J. Deal, E. W. Hancock, G. van Herpen, J. A. Kors, P. Macfarlane, D. M. Mirvis, O. Pahlm, P. Rautaharju, G. S. Wagner, M. Josephson, J. W. Mason, P. Okin, B. Surawicz, H. Wellens, American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology, American College of Cardiology Foundation, and Heart Rhythm Society, "Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part I: the electrocardiogram and its technology a scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 49, no. 10, pp. 1109–1127, Mar. 2007.
- [38] R. Razavi, D. L. G. Hill, S. F. Keevil, M. E. Miquel, V. Muthurangu, S. Hegde, K. Rhode, M. Barnett, J. van Vaals, D. J. Hawkes, and E. Baker, "Cardiac catheterisation guided by MRI in children and adults with congenital heart disease," *Lancet*, vol. 362, no. 9399, pp. 1877–1882, Dec. 2003.
- [39] E. J. Schmidt, R. P. Mallozzi, A. Thiagalingam, G. Holmvang, A. d'Avila, R. Guhde, R. Darrow, G. S. Slavin, M. M. Fung, J. Dando, L. Foley, C. L. Dumoulin, and V. Y. Reddy, "Electroanatomic mapping and radiofrequency ablation of porcine left atria and

- atrioventricular nodes using magnetic resonance catheter tracking,” *Circ Arrhythm Electrophysiol*, vol. 2, no. 6, pp. 695–704, Dec. 2009.
- [40] I. Tomašić and R. Trobec, “Electrocardiographic systems with reduced numbers of leads-synthesis of the 12-lead ECG,” *IEEE Rev Biomed Eng*, vol. 7, pp. 126–142, May 2013.
- [41] R. Trobec and I. Tomašić, “Synthesis of the 12-Lead Electrocardiogram From Differential Leads,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 15, no. 4, pp. 615–621, Jul. 2011.
- [42] J. Oster and G. D. Clifford, “Acquisition of electrocardiogram signals during magnetic resonance imaging,” *Physiol. Meas.*, vol. 38, no. 7, pp. R119–R142, Jun. 2017.
- [43] H. J. Lee, D. S. Lee, H. B. Kwon, D. Y. Kim, and K. S. Park, “Reconstruction of 12-lead ECG Using a Single-patch Device,” *Methods Inf Med*, vol. 56, no. 4, pp. 319–327, Aug. 2017.
- [44] C. de Chillou, L. Groben, I. Magnin-Poull, M. Andronache, M. MagdiAbbas, N. Zhang, A. Abdelaal, S. Ammar, J.-M. Sellal, J. Schwartz, B. Brembilla-Perrot, E. Aliot, and F. E. Marchlinski, “Localizing the critical isthmus of postinfarct ventricular tachycardia: the value of pace-mapping during sinus rhythm,” *Heart Rhythm*, vol. 11, no. 2, pp. 175–181, Feb. 2014.
- [45] C. Ramanathan, R. N. Ghanem, P. Jia, K. Ryu, and Y. Rudy, “Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia,” *Nat. Med.*, vol. 10, no. 4, pp. 422–428, Apr. 2004.
- [46] P. M. van Dam, T. F. Oostendorp, A. C. Linnenbank, and A. van Oosterom, “Non-invasive imaging of cardiac activation and recovery,” *Ann Biomed Eng*, vol. 37, no. 9, pp. 1739–1756, Sep. 2009.
- [47] P. M. van Dam, R. Tung, K. Shivkumar, and M. Laks, “Quantitative localization of premature ventricular contractions using myocardial activation ECGI from the standard 12-lead electrocardiogram,” *J Electrocardiol*, vol. 46, no. 6, pp. 574–579, Dec. 2013.
- [48] F. G. Shellock, *Magnetic Resonance Procedures: Health Effects and Safety*, 1st ed. CRC Press, 2000.
- [49] A. D. Scott, J. Keegan, and D. N. Firmin, “Motion in Cardiovascular MR Imaging,” *Radiology*, vol. 250, no. 2, pp. 331–351, Feb. 2009.
- [50] ASTM, “ASTM F2182-11a. Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating On or Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging,” Apr. 2011.
- [51] ASTM, “ASTM F2503-13. Standard practice for marking medical devices and other items for safety in the magnetic resonance environment,” Jun. 2013.
- [52] J. W. Krug, G. Rose, G. D. Clifford, and J. Oster, “ECG-based gating in ultra high field cardiovascular magnetic resonance using an independent component analysis approach,” *J Cardiovasc Magn Reson*, vol. 15, p. 104, Nov. 2013.
- [53] R. Rokey, R. E. Wendt, and D. L. Johnston, “Monitoring of acutely ill patients during nuclear magnetic resonance imaging: use of a time-varying filter electrocardiographic gating device to reduce gradient artifacts,” *Magn Reson Med*, vol. 6, no. 2, pp. 240–245, Feb. 1988.
- [54] J. Oster, O. Pietquin, R. Abacherli, M. Kraemer, and J. Felblinger, “A specific QRS detector for electrocardiography during MRI: Using wavelets and local regularity

- characterization,” *2009 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, pp. 341–344, Apr. 2009.
- [55] R. Fischer, “Method and apparatus for obtaining an electrocardiograph,” US6873869B2, 29-Mar-2005.
- [56] J. Oster, O. Pietquin, R. Abächerli, M. Kraemer, and J. Felblinger, “Independent component analysis-based artefact reduction: application to the electrocardiogram for improved magnetic resonance imaging triggering,” *Physiol Meas*, vol. 30, no. 12, pp. 1381–1397, Dec. 2009.
- [57] K. S. Kreger and C. R. Giordano, “Bio-potential signal processor for magnetic resonance imaging,” US5436564A, 25-Jul-1995.
- [58] J. W. Kakareka, A. Z. Faranesh, R. H. Pursley, A. Campbell-Washburn, D. A. Herzka, T. Rogers, J. Kanter, K. Ratnayaka, R. J. Lederman, and T. J. Pohida, “Physiological Recording in the MRI Environment (PRiME): MRI-Compatible Hemodynamic Recording System,” *IEEE J Transl Eng Health Med*, vol. 6, p. 4100112, Jan. 2018.
- [59] M. K. Laudon, J. G. Webster, R. Frayne, and T. M. Grist, “Minimizing interference from magnetic resonance imagers during electrocardiography,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 45, no. 2, pp. 160–164, Feb. 1998.
- [60] J. Felblinger, J.-P. Blondé, S. Jovanovic, L. Rousselet, J. Oster, C. Pasquier, J. Pascal, L. Zhou, N. Pillet, J.-B. Schell, M. Ayachi, P.-Y. Marie, D. Mandry, D. Leval, and M. Kraemer, “Capteur ECG intelligent pour la synchronisation des séquences en IRM et le monitoring des patients,” *IRBM*, vol. 32, no. 3, pp. 179–184, Jun. 2011.
- [61] P. M. Glover and R. Bowtell, “Measurement of electric fields due to time-varying magnetic field gradients using dipole probes,” *Phys Med Biol*, vol. 52, no. 17, pp. 5119–5130, Sep. 2007.
- [62] M. Bencsik, R. Bowtell, and R. Bowley, “Electric fields induced in the human body by time-varying magnetic field gradients in MRI: numerical calculations and correlation analysis,” *Phys Med Biol*, vol. 52, no. 9, pp. 2337–2353, May 2007.
- [63] M. N. Faddis, J. Chen, J. Osborn, M. Talcott, M. E. Cain, and B. D. Lindsay, “Magnetic guidance system for cardiac electrophysiology: a prospective trial of safety and efficacy in humans,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 42, no. 11, pp. 1952–1958, Dec. 2003.
- [64] C. Pappone, G. Vicedomini, F. Manguso, F. Gugliotta, P. Mazzone, S. Gulletta, N. Sora, S. Sala, A. Marzi, G. Augello, L. Livolsi, A. Santagostino, and V. Santinelli, “Robotic magnetic navigation for atrial fibrillation ablation,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 47, no. 7, pp. 1390–1400, Apr. 2006.
- [65] T. Bauernfeind, F. Akca, B. Schwagten, N. de Groot, Y. Van Belle, S. Valk, B. Ujvari, L. Jordaens, and T. Szili-Torok, “The magnetic navigation system allows safety and high efficacy for ablation of arrhythmias,” *Europace*, vol. 13, no. 7, pp. 1015–1021, Jul. 2011.
- [66] A. Aryana, A. d’Avila, E. K. Heist, T. Mela, J. P. Singh, J. N. Ruskin, and V. Y. Reddy, “Remote magnetic navigation to guide endocardial and epicardial catheter mapping of scar-related ventricular tachycardia,” *Circulation*, vol. 115, no. 10, pp. 1191–1200, Mar. 2007.

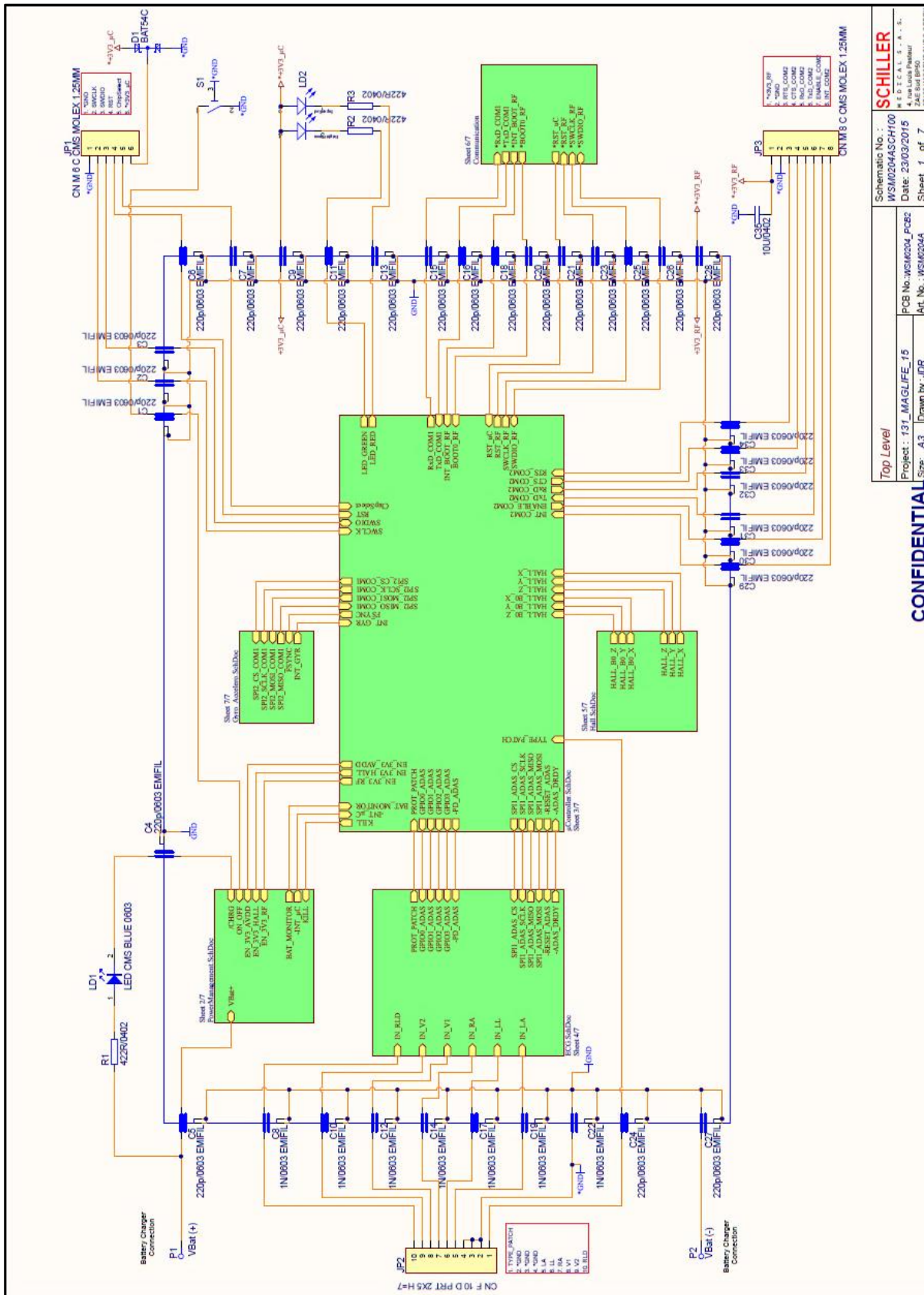
- [67] A. E. Pollard and R. C. Barr, "Computer simulations of activation in an anatomically based model of the human ventricular conduction system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 10, pp. 982–996, Oct. 1991.
- [68] G. J. Huiskamp and A. van Oosterom, "Heart position and orientation in forward and inverse electrocardiography," *Med Biol Eng Comput*, vol. 30, no. 6, pp. 613–620, Nov. 1992.
- [69] F. Odille, S. Liu, P. van Dam, and J. Felblinger, "Statistical Variations of Heart Orientation in Healthy Adults," presented at the 2017 Computing in Cardiology (CinC), 2017.
- [70] Z. Syed, C. M. Stultz, B. M. Scirica, and J. V. Guttag, "Computationally Generated Cardiac Biomarkers for Risk Stratification After Acute Coronary Syndrome," *Science Translational Medicine*, vol. 3, no. 102, pp. 102ra95-102ra95, Sep. 2011.
- [71] Y. Liu, Z. Syed, B. M. Scirica, D. A. Morrow, J. V. Guttag, and C. M. Stultz, "ECG Morphological Variability in Beat Space for Risk Stratification After Acute Coronary Syndrome," *J Am Heart Assoc*, vol. 3, no. 3, Jun. 2014.
- [72] P. Langley, E. J. Bowers, and A. Murray, "Principal component analysis as a tool for analyzing beat-to-beat changes in ECG features: application to ECG-derived respiration," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 57, no. 4, pp. 821–829, Apr. 2010.

ANNEXES

ANNEXE A. CIRCUIT ELECTRONIQUE DU PROTOTYPE DE CAPTEUR ECG

Schéma électronique de la carte WSM0204_PCB2 du deuxième prototype de capteur ECG utilisé pendant les travaux présentés dans les Parties III, IV et V.

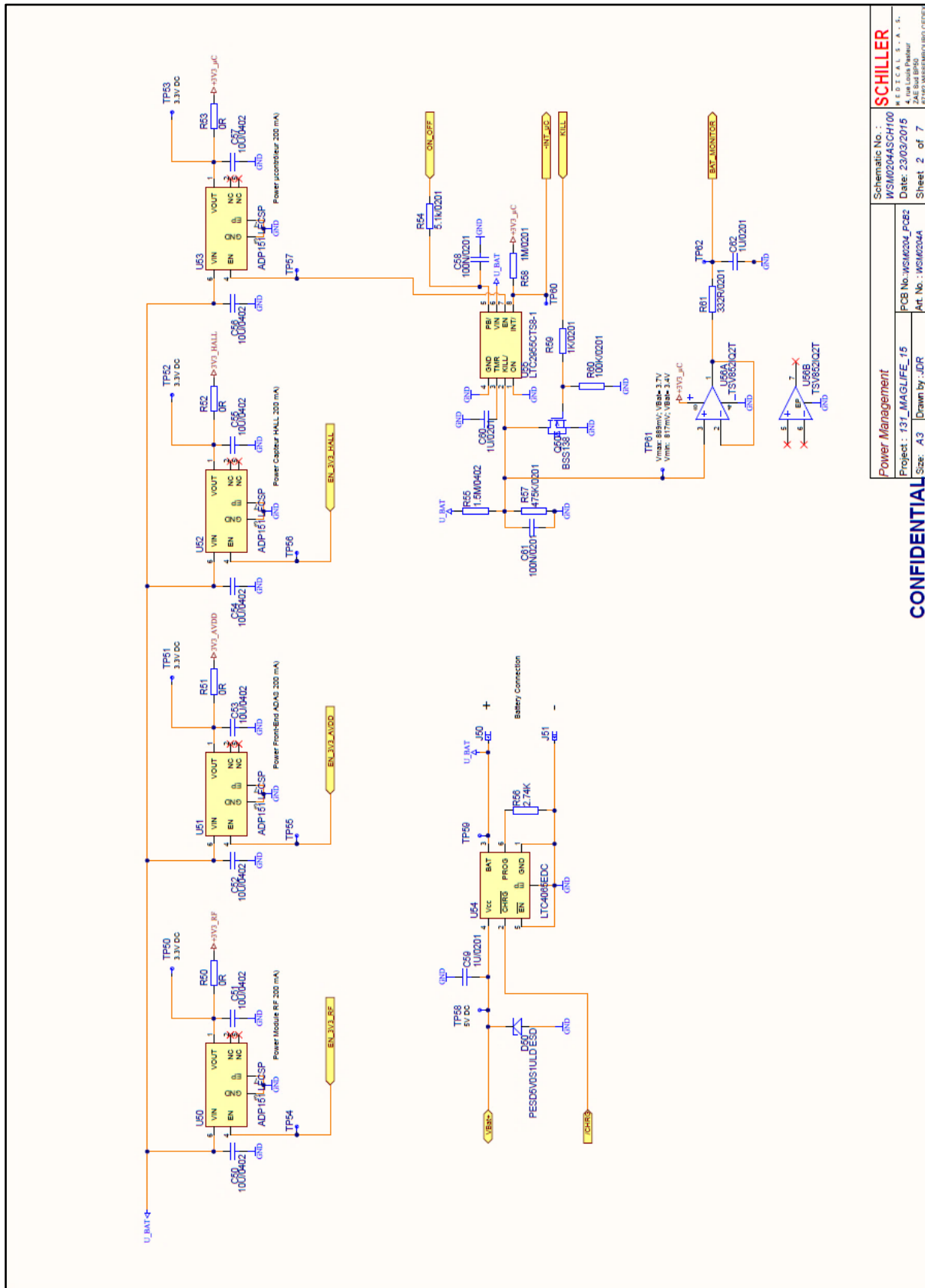
Annexe A-1 : Modules intégrant l'architecture électronique de la carte WSM0204PCB2.



Top Level
 Schematic No.: SCH100
 WSM0204SCH100
 Project: 131_MAGLIFE_15
 Date: 23/03/2015
 Art. No.: WSM0204A
 PCB No.: WSM0204_PCB2
 Art. No.: WSM0204A

CONFIDENTIAL
 Sheet 1 of 7

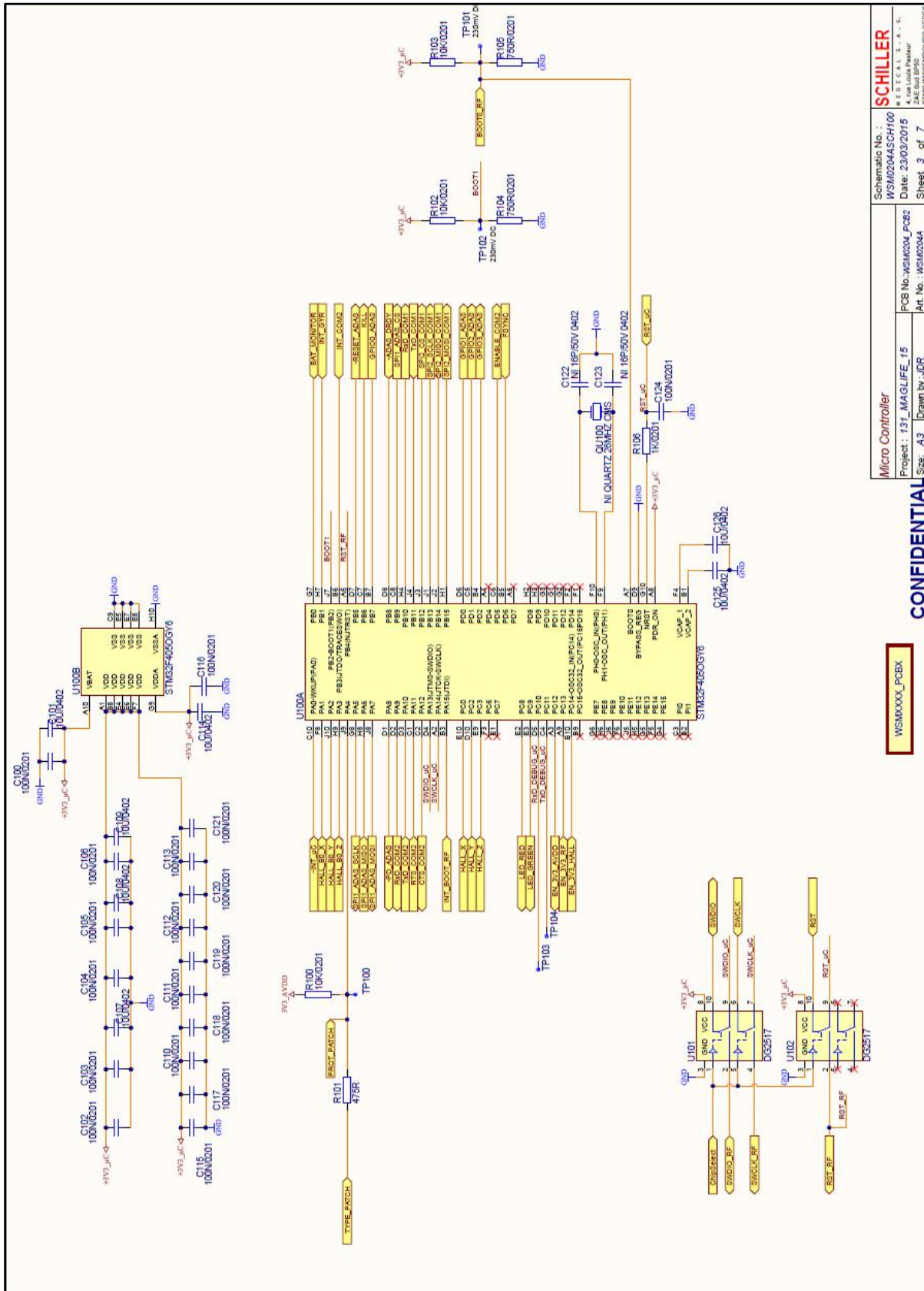
Annexe A-2 : Circuit électronique de la gestion de l'alimentation DC.



Power Management	Schematic No. : SCHILLER
Project : 131_MAGLIFE_15	WSM0204ASCH100
Size : A3	PCB No : WSM0204_PCB2
Drawn by : JDR	Date : 23/03/2015
	Art No. : WSM0204A
	Sheet 2 of 7

CONFIDENTIAL

Annexe A-3 : Circuit électronique du Microcontrôleur STM32F405OG.



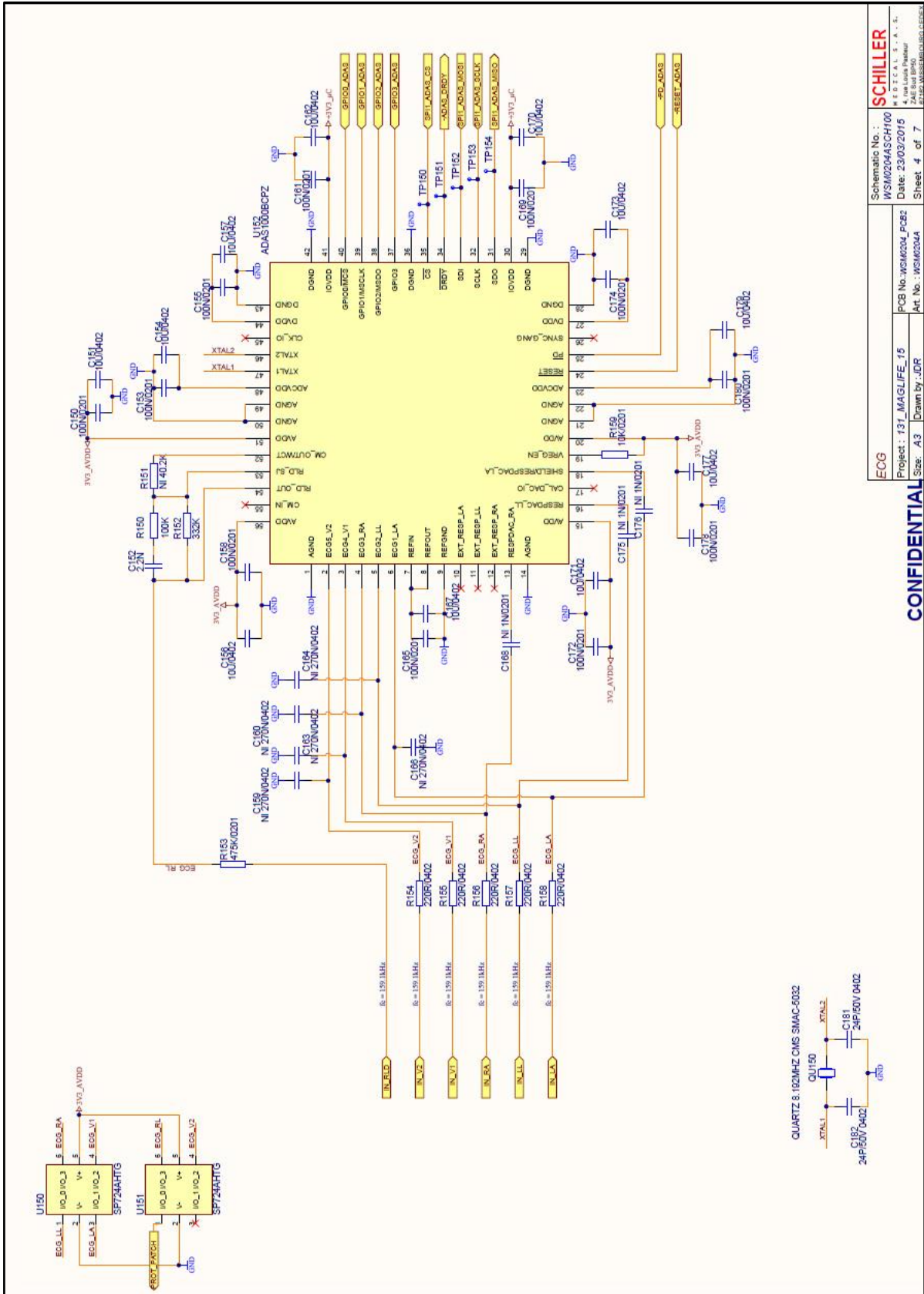
Schematic No.: **SCHILLER**
 WSM0204ASCH100
 Project: 131_MAGLIFE_15
 Date: 23/03/2016
 Sheet 3 of 7

Micro Controller
 Project: 131_MAGLIFE_15
 PCB No.: WSM0204_PCB2
 Art. No.: WSM0204A

CONFIDENTIAL

WSM000X_POBX

Annexe A-4 : Circuit électronique de la Front-end ECG ADAS1000.

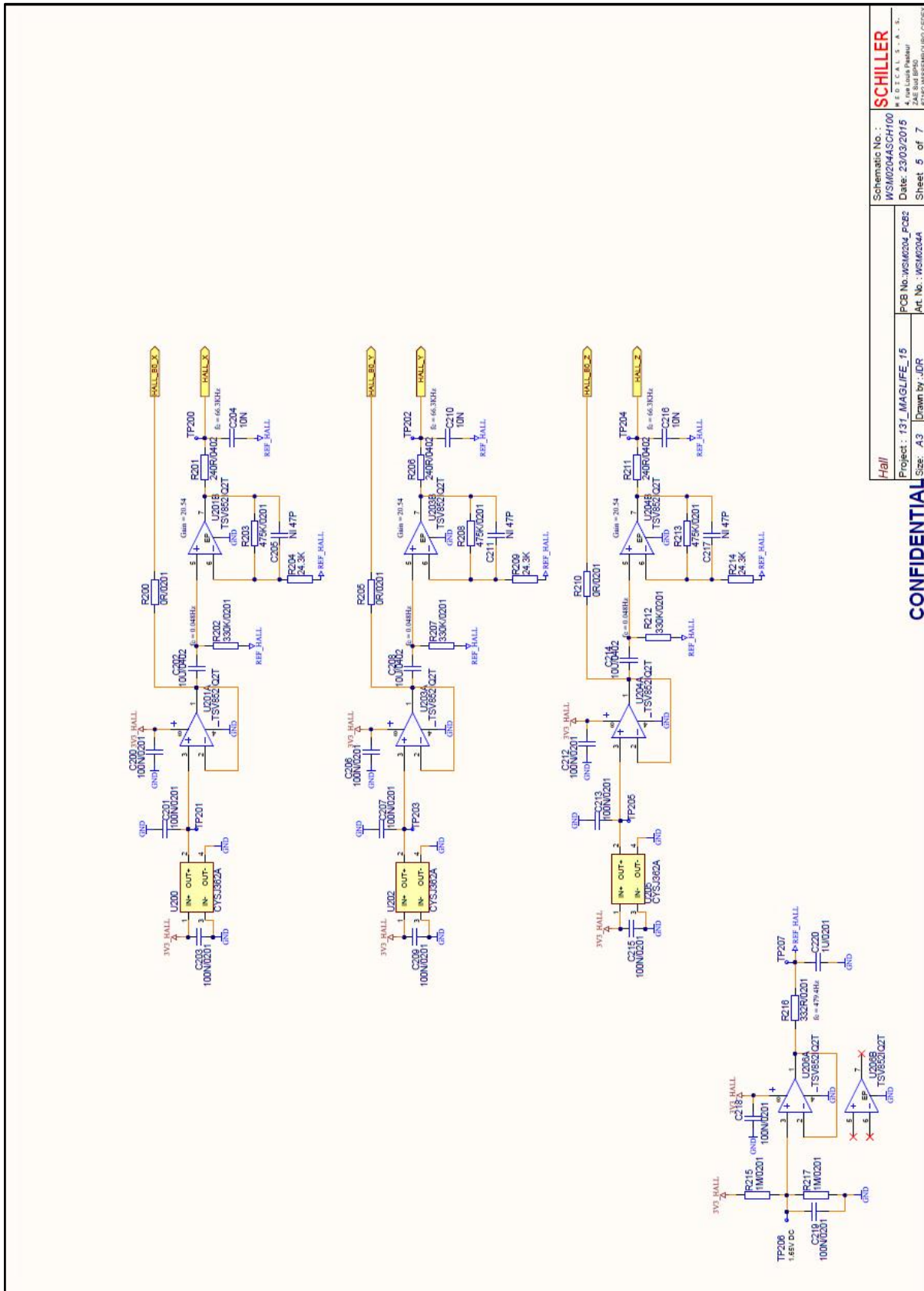


ECG	Project : 131_MAGLIFE_15	PCB No.: WSM2004_P02	Art. No. : WSM2004A	Sheet 4 of 7
	Size : A3	Drawn By : JDR		

CONFIDENTIAL

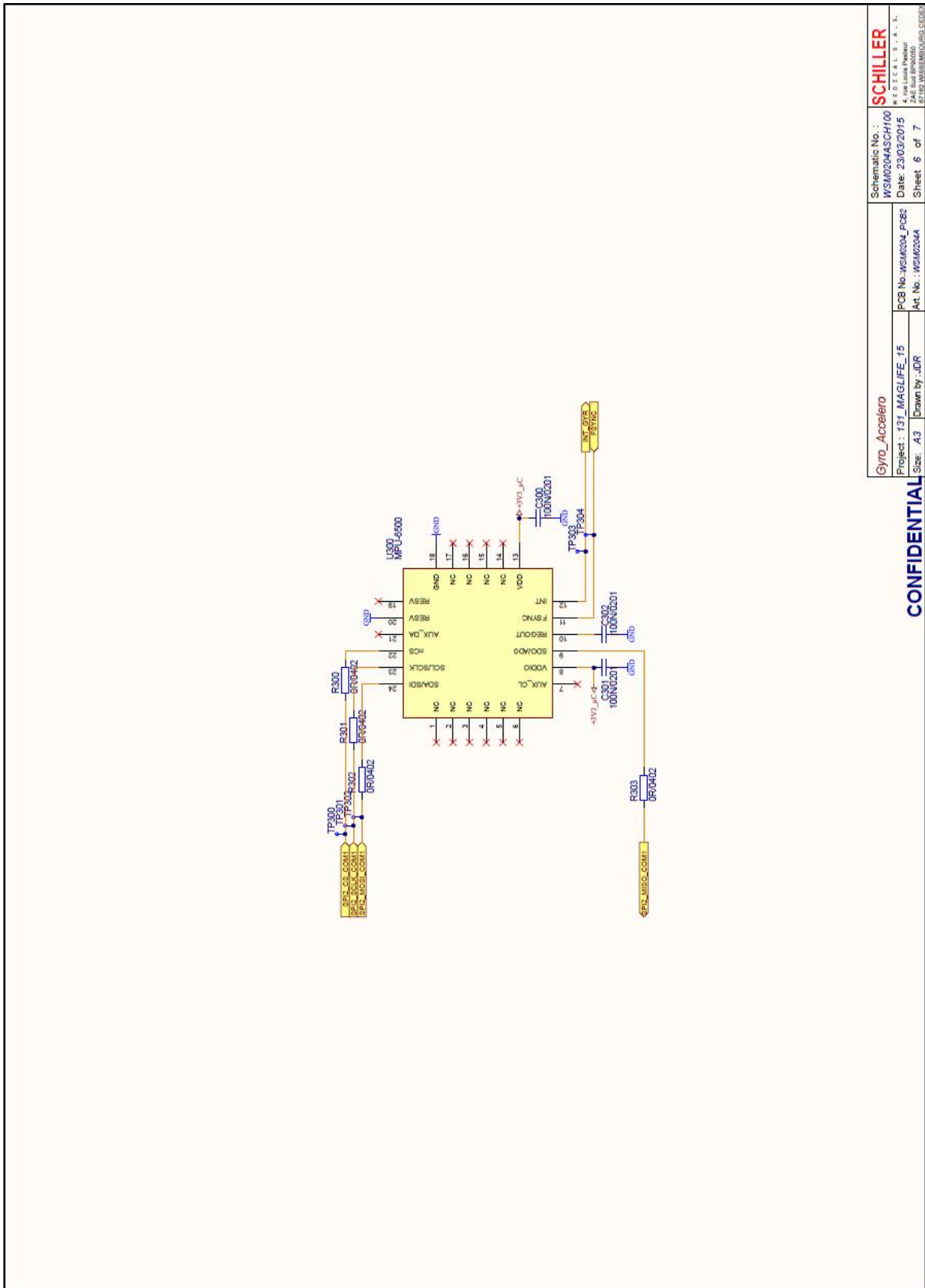
Schematic No. : WSM0204ASCH100	SCHILLER
Medical S.A.S.	
Date: 23/03/2015	
245 Rue BP40	
47100 MARSAILLON (FRANCE)	

Annexe A-5 : Circuit électronique de la chaîne d'amplification et filtrage Hall.



<p>CONFIDENTIAL</p>		<p>Project : 131_MAGLIFE_15</p>	
		<p>Art. No. : WSM0204</p>	
<p>Hall</p>		<p>Schematic No. : WSM0204SCH100</p>	
<p>Scale : A3</p>		<p>Date : 23/03/2015</p>	
<p>Drawn by : JDR</p>		<p>Sheet 5 of 7</p>	

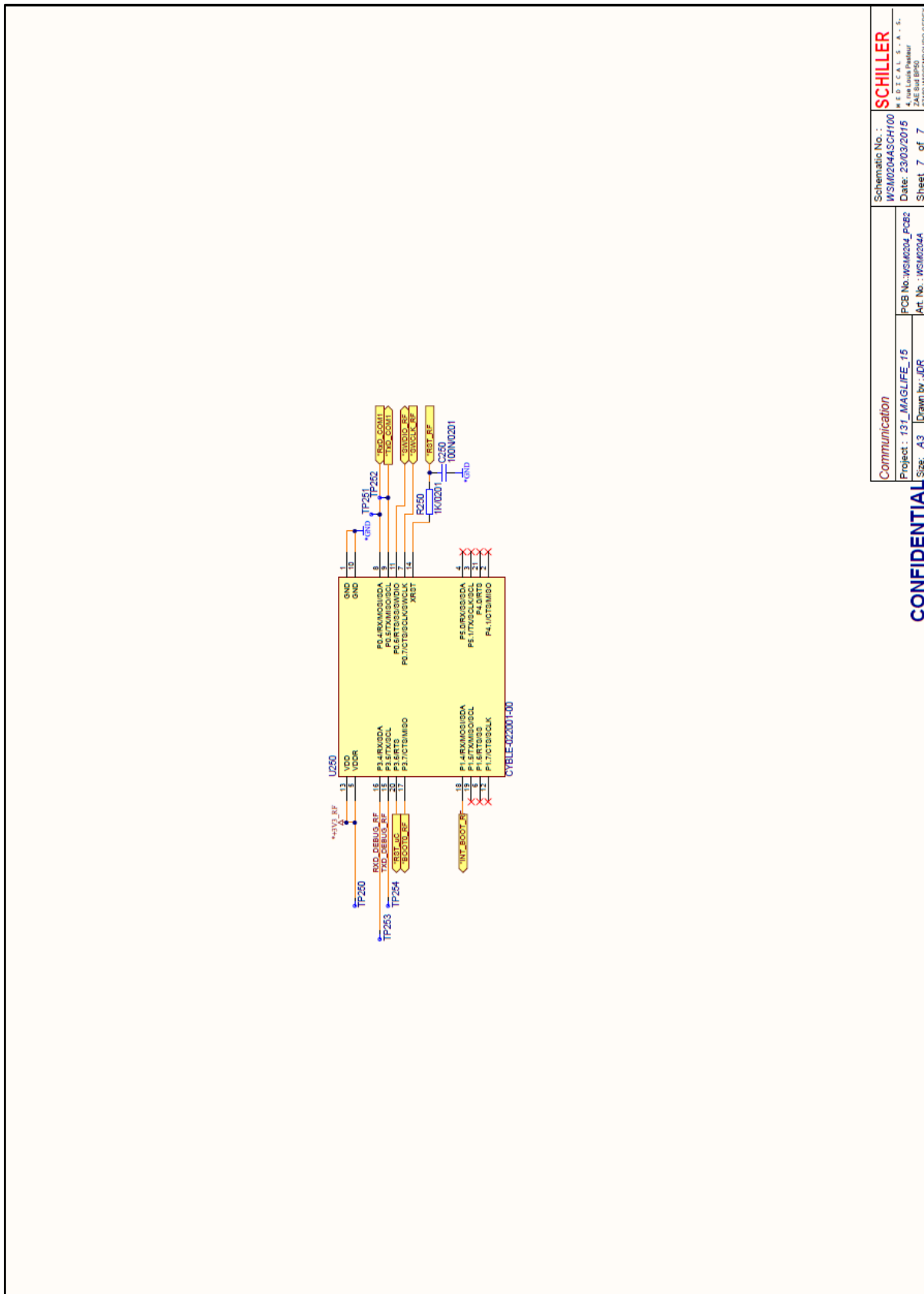
Annexe A-6 : Circuit électronique du module de mouvement MPU6500.



Gyro_Accelero		Schematic No. : SCHILLER	
Project : 131_MAGLIFE_15		WSM0204SCH100	
Size : A3		Date : 23/03/2015	
Drawn by : JDR		Art. No. : WSM0204A	
		Sheet 6 of 7	

CONFIDENTIAL

Annexe A-7 : Circuit électronique du module de transmission sans fil.



Communication
 Project : 131_MAGLIFE_15
 PCB No.: WSM0204_PCB2
 Art. No.: WSM0204

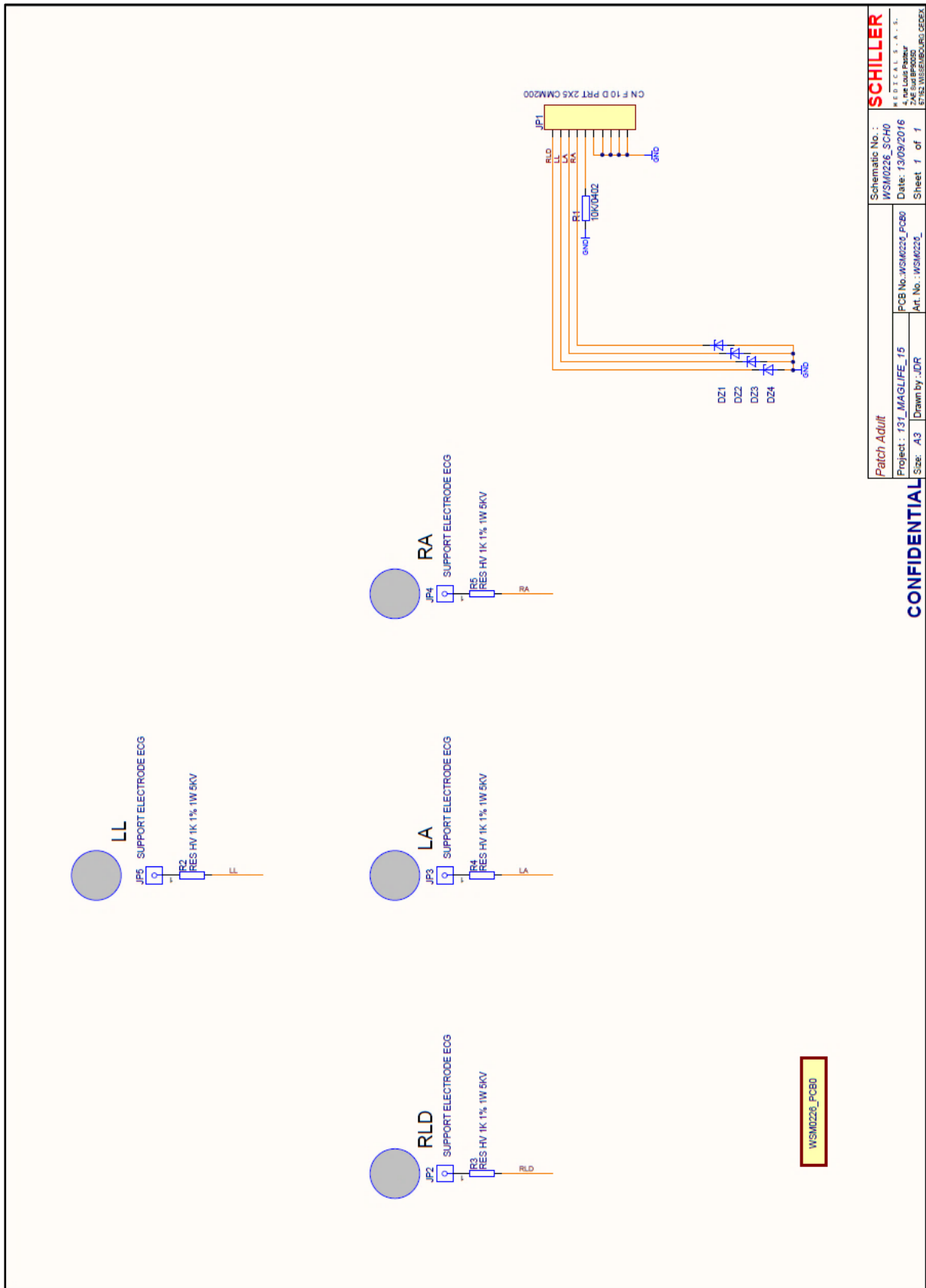
CONFIDENTIAL

Schematic No.: **SCHILLER**
 WSM0204SCH100
 Date: 23/03/2016
 Sheet 7 of 7

ANNEXE B. SCHEMA ELECTRONIQUE DU PATCH DE SUPPORT D'ELECTRODES

Circuit électronique de la carte WSM0226_PCB0 du patch ECG flexible.

Annexe B-1 : Circuit électronique du patch ECG.



CONFIDENTIAL		Patch Adult		Schematic No. : WSM0226_SCH0		SCHILLER	
Project : 131_MAGLIFE_15		PCB No.: WSM0226_PCB0		Date : 13/09/2016		MEDICAL S.A.S.	
Size : A3		Art. No. : WSM0226_		Drawn by : JDR		245 Rue de la République 67152 MIRSBERG Cedex	
				Sheet 1 of 1			

ANNEXE C. CODE SOURCE DE L'ALGORITHME HD

Code source Matlab utilisé dans la Partie IV pour le débruitage des signaux ECG à haute fréquence d'échantillonnage.

Annexe C-1 : Code source de l'algorithme HD.

```

%*****
% Laboratory IADI
% Author   : Jesus E. DOS REIS
% Date     : February-March 2018
% Comments : High frequency ECG denoising algorithm. It has been designed
%           to work with sample signals at 16KHz.
%
% Example of parameters:
%   raw Signal      = Lead_raw(:,Nb);
%   windows_h_1    = 60
%   windows_h_2    = 60
%   slope          = 50
%   amp_lim        = 200   (200*(6.54uV/LSB) = 1.3mV)
%   frequency      = 16000 (Sampling frequency Hz)
%   filter_ON      = 1     (ON); "0" (OFF)
%   Fc_filter_Low  = 120   (Hz)
%   order          = 2
%   moy_1          = 5
%   time_1         = 5     (5 * (1 / 16000) = 312.5 us)
%   time_2         = 400   (400 * (1 / 16000) = 25 ms )
% Example of call of the function
% [] = Filter_FAHS_ECG_IADI_V1(raw_signal_1,raw_signal_2,raw_signal_3,
%   windows_h_1,windows_h_2,slope,amplit_ecg_raw_lim,frequency,
%   filter_ON,Fc_filter_Low,order,moy_1,time_1,time_2)
%*****

function [filt_signal_1,filt_signal_2,filt_signal_3,filt_signal_low_1,
filt_signal_low_2,filt_signal_low_3,derived_mod,windows] =
Filter_FAHS_ECG_IADI_V1(raw_signal_1,raw_signal_2,raw_signal_3,
windows_h_1,windows_h_2,slope,amplit_ecg_raw_lim,frequency,
filter_ON,Fc_filter_Low,order,moy_1,time_1,time_2)

count          = 0;
sig_size       = length(raw_signal_1);
filt_signal    = zeros(sig_size,1);
filt_signal_1  = zeros(sig_size,1);
filt_signal_2  = zeros(sig_size,1);
filt_signal_3  = zeros(sig_size,1);
windows        = zeros(sig_size,1);
add_deriv_mod  = zeros(sig_size,1);
derived_mod     = zeros(sig_size-1,1);
sloppp         = zeros(sig_size-1,1);

sig_start      = 1;
sig_end        = 0;
slope_end      = 0;
fe_filt        = frequency / 2;

for Nb = 1:sig_size-1
    raw_signal(Nb) = raw_signal_1(Nb);
    if (Nb > 2)
        der1 = raw_signal_1(Nb) - raw_signal_1(Nb-1);
        if (der1 < 0)
            der1 = (der1 * -1);
        end
        der2 = raw_signal_2(Nb) - raw_signal_2(Nb-1);

```

```

if (der2 < 0)
    der2      = (der2 * -1);
end
der3      = raw_signal_3(Nb) - raw_signal_3(Nb-1);
if (der3 < 0)
    der3      = (der3 * -1);
end

derived_mod(Nb-1)      = (der1 + der2 + der3) / 3;
diff_ecgRaw_ecgFilter = (raw_signal(Nb-1) - filt_signal(Nb-1));
if (diff_ecgRaw_ecgFilter < 0)
    diff_ecgRaw_ecgFilter = (diff_ecgRaw_ecgFilter * -1);
end

diff_ecgRaw      = (raw_signal(Nb-2) - raw_signal(Nb-1));
if (diff_ecgRaw < 0)
    diff_ecgRaw      = (diff_ecgRaw * -1);
end
end

if (Nb > 16)
    moy      = (derived_mod(Nb-1) + derived_mod(Nb-2) +
                derived_mod(Nb-3) + derived_mod(Nb-4)) / 4;
    moy_Fd   = (derived_mod(Nb-2) + derived_mod(Nb-1)) / 2;
    add_deriv_mod(Nb) = (derived_mod(Nb-16) + derived_mod(Nb-15)
                        + derived_mod(Nb-14) + derived_mod(Nb-13) +
                        derived_mod(Nb-12) + derived_mod(Nb-11) +
                        derived_mod(Nb-10) + derived_mod(Nb-9) +
                        derived_mod(Nb-8) + derived_mod(Nb-7) +
                        derived_mod(Nb-6) + derived_mod(Nb-5) +
                        derived_mod(Nb-4) + derived_mod(Nb-3) +
                        derived_mod(Nb-2) + derived_mod(Nb-1)) / 16;

    if ((add_deriv_mod(Nb) >= 0) && (add_deriv_mod(Nb) < 15000))

        if ((add_deriv_mod(Nb) >= 0) && (add_deriv_mod(Nb) <
150 ))
            % Slope for sequence TSE
            slope      = 1.5;
            slope_end  = 5;
            amplit_ecg_raw_lim = 200;
        end
        if ((add_deriv_mod(Nb) >= 150) && (add_deriv_mod(Nb) <
2000 ))
            % Slope for sequence TRUFF
            slope      = 1.5;
            slope_end  = 25;
            amplit_ecg_raw_lim = 350;
        end
        if ((add_deriv_mod(Nb) >= 2000) && (add_deriv_mod(Nb) <
15000))
            % Slope for sequence DIFF
            slope      = 1.5;
            slope_end  = 50;
            amplit_ecg_raw_lim = 600;
        end
    else
        slope      = 50;
        slope_end  = 25;
        amplit_ecg_raw_lim = 400;
    end
    sloppp(Nb) = slope;
end

```

```

    if(sig_start == 1)
        if((derived_mod(Nb-2) <= windows_h_1) && ((moy > moy_1) ||
            ((derived_mod(Nb-1) - derived_mod(Nb-2)) > slope) &&
            ((derived_mod(Nb-1) - derived_mod(Nb-2)) > 0))) ||
            (diff_ecgRaw_ecgFilter > slope))
            amplit_ecg_raw      = raw_signal(Nb-2);
            diff_ecgRaw_ecglim  = (amplit_ecg_raw -
                amplit_ecg_raw_lim);

            sig_start          = 0;
            count              = 0;
        end
    else
        if (((derived_mod(Nb-2) <= windows_h_2) &&
            ((derived_mod(Nb-2) - derived_mod(Nb-1)) > 0) && (count >
            time_1)) && ((raw_signal(Nb-1) <= (amplit_ecg_raw +
            amplit_ecg_raw_lim)) && (raw_signal(Nb-1) >=
            (amplit_ecg_raw - amplit_ecg_raw_lim))) && (moy_Fd <
            slope_end) && (diff_ecgRaw < (slope_end)) || (count >
            time_2))
            sig_start = 1;
            count      = 0;
        end
        count = count + 1;
    end
end
if(sig_start == 0)
    filt_signal(Nb)      = filt_signal(Nb-1);
    filt_signal_1(Nb)    = filt_signal_1(Nb-1);
    filt_signal_2(Nb)    = filt_signal_2(Nb-1);
    filt_signal_3(Nb)    = filt_signal_3(Nb-1);
else
    filt_signal(Nb)      = raw_signal(Nb);
    filt_signal_1(Nb)    = raw_signal_1(Nb);
    filt_signal_2(Nb)    = raw_signal_2(Nb);
    filt_signal_3(Nb)    = raw_signal_3(Nb);
end
end

if(filter_ON == 1)
    [Fc_ECG_a,Fc_ECG_b] = butter(order,Fc_filter_Low. / fe_filt,
        'low');
    filt_signal_low_1    = filter(Fc_ECG_a,Fc_ECG_b,
        filt_signal_1);
    filt_signal_low_2    = filter(Fc_ECG_a,Fc_ECG_b,
        filt_signal_2);
    filt_signal_low_3    = filter(Fc_ECG_a,Fc_ECG_b,
        filt_signal_3);
else
    filt_signal_low_1    = filt_signal_1;
    filt_signal_low_2    = filt_signal_2;
    filt_signal_low_3    = filt_signal_3;
end
end

```


RESUME

L'électrocardiogramme (ECG) permet de mesurer l'activité électrique du cœur. Il est utilisé pendant les examens d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) depuis plusieurs décennies pour améliorer la surveillance des patients et synchroniser les acquisitions des images. Néanmoins, cette technique est réalisée en utilisant des dispositifs électroniques avec une bande passante faible et un nombre limité d'électrodes ne permettant pas de fournir un signal de qualité diagnostic. En effet, un ECG diagnostic nécessite une large bande passante (0.05 – 150 Hz) ainsi que 10 électrodes de mesure qui permettent d'acquérir 12 dériviations. L'IRM est caractérisée par un environnement avec un champ magnétique statique intense, des champs électromagnétiques dynamiques à haute fréquence et à basse fréquence. La conception et le développement d'un capteur ECG compatible IRM nécessite de prendre en compte cet environnement afin de réduire les risques d'échauffements du dispositif pendant les séquences d'images et réduire les perturbations sur les signaux mesurés. L'utilisation de dispositifs avec des câbles courts réduit les risques d'échauffement par effet antenne, ce qui garantit la sécurité des patients, mais l'induction de bruit sur les signaux est inévitable. Le travail de thèse a été organisé en cinq parties principales. Les deux premières parties étaient orientées sur l'étude de la littérature et la conception d'un nouveau prototype de capteur avec une large bande passante d'ECG. L'objectif était de développer un dispositif doté d'une puissance de calcul suffisante pour intégrer les algorithmes de traitement du signal développés par le laboratoire IADI, afin d'éliminer le bruit superposé aux signaux. La troisième partie a été consacrée à la construction d'un réseau de capteurs à partir de N capteurs. L'objectif était de multiplier le nombre d'électrodes de mesure pour augmenter la résolution spatiale de l'ECG et reconstruire un ECG 12 dériviations pendant l'examen IRM. La finalité de ce travail est l'imagerie ECG non invasive à partir de cartes de potentiel électrique de surface et à partir de modèles anatomiques de patients obtenus simultanément par IRM. La quatrième partie expose un nouveau procédé de correction en temps réel des signaux ECG à partir d'une acquisition à haute fréquence d'échantillonnage, sur la base du dispositif développé. La cinquième et dernière partie présente une autre application de ce capteur en salle d'électrophysiologie interventionnelle, pendant l'activation d'un système de Navigation Magnétique à distance (NMD) du cathéter, qui génère des perturbations similaires à celles observées en IRM.

Mots-clés : Electrocardiogramme, Imagerie par Résonance Magnétique, Instrumentation, Capteurs, Traitement du signal.

ABSTRACT

The electrocardiogram (ECG) is used to measure heart electrical activity. It has been used during Magnetic Resonance Imaging (MRI) examinations for several decades to improve patient monitoring and synchronize image acquisition. Nevertheless, this technique is performed using electronic devices with a low bandwidth and a limited number of electrodes that do not provide a diagnostic signal quality. Indeed, a diagnostic ECG requires a wide bandwidth (0.05 - 150 Hz) and 10 measuring electrodes that allow 12 leads to be acquired. MRI is characterized by an environment with an intense static magnetic field, high frequency and low frequency dynamic electromagnetic fields. The design and development of an MRI-compatible ECG sensor needs to take into account this environment to reduce the risk of overheating of the device during image sequences and to reduce disturbances on the measured signals. The use of devices with short cables reduces the risk of overheating by antenna effect, which ensures patient safety, but the induction of noise on the signals is inevitable. This thesis is organized in five parts. The first two parts were oriented towards the study of the literature and the design of a new sensor prototype with a broad bandwidth of ECG. The objective was to develop a device with sufficient computing power to integrate the signal processing algorithms developed by the IADI laboratory, to eliminate the noise superimposed on the signals. The third part was dedicated to the construction of a sensor network from N sensors. The goal was to multiply the number of measurement electrodes to increase the spatial resolution of the ECG and reconstruct a 12-lead ECG during MRI examination. The purpose of this work is noninvasive ECG imaging from surface electrical potential maps and from anatomical models of patients obtained simultaneously by MRI. The fourth part presents a new method of real-time correction of ECG signals from a high frequency sampling acquisition, based on the device developed. The fifth and last part presents another application of this sensor in the interventional electrophysiology room, during the activation of a Magnetic Navigation System of the catheter, which generates disturbances similar to those observed in MRI.

Keywords : Electrocardiogram, Magnetic Resonance Imaging, Instrumentation, Sensors, Signal processing.