

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



THESE

Présentée pour l'obtention du **grade de DOCTORAT 3^{ème} Cycle**

En : Télécommunications

Spécialité : Systèmes et Réseaux de Télécommunications

Par

GHOUALI Samir

Développement d'applications de Télémédecine sur Smartphones

Soutenue publiquement le 21 Juin 2017, devant le jury composé de :

Mr BENABDELLAH Mohammed	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
Mr FEHAM Mohammed	Professeur	Univ. Tlemcen	Directeur de thèse
Mr BOUDGHENE STAMBOULI Amine	Professeur	UST-Oran	Examinateur
Mr CHOUAKRI Sid Ahmed	Professeur	Univ. Sidi Bel Abbès	Examinateur
Mr MERZOUGUI Rachid	MCA	Univ. Tlemcen	Examinateur

Développement d'applications de Télémedecine sur Smartphones

Auteur : GHOUALI Samir

Prof. Responsable : FEHAM Mohammed

Sujet proposé au sein du laboratoire *STIC*



أجمل ما خط بالقلم

Á la mémoire de mon Grand père

Á mes parents ;

Mes frères ;

Et tous mes amis ;

A tous ceux que j'aime

Je dédie ce travail.



« Ne laissez pas la routine paralyser votre esprit.
Soyez ouvert aux idées nouvelles.
Ne craignez pas d'essayer du neuf.
Montrez-vous inventif dans toutes vos activités ».

-David J. Schwartz

« Si tu as une pomme, que j'ai une pomme, et que l'on échange nos pommes, nous aurons chacun une pomme. Mais si tu as une idée, que j'ai une idée et que l'on échange nos idées, nous aurons chacun deux idées ».

-George Bernard Shaw

« N'essayez pas de devenir un homme qui a du succès, Essayez de devenir un homme qui a de la valeur».

-Albert Einstein

Remerciements

Louange à ALLAH qui nous a dotés de la merveilleuse faculté de raisonnement. Louange à notre Créateur qui nous a incités à acquérir le savoir.

Au terme de ce travail, je profite de cette occasion pour adresser mes vifs remerciements à tous mes enseignants de l'université ABOUBEKR BELKAID Tlemcen, Algérie, qui ont contribué à notre formation LMD.

Mes remerciements les plus sincères s'adressent à mon directeur de thèse, le Professeur FEHAM, Mohammed, de m'avoir donné le courage et la force pour accomplir cette thèse, pour m'avoir accueilli dans son laboratoire STIC et m'avoir permis de réaliser cette thèse dans les meilleures conditions. Je tiens particulièrement à le remercier de m'avoir encadré de jour en jour, il a toujours été présent, à l'écoute de mes questions et s'est toujours intéressé à l'avancée de mes travaux. Il m'a généreusement fait partager ses idées, ses visions, ses explications et conseils durant chacune de nos séances de travail. Je ne sais pas comment exprimer ma gratitude à Monsieur Feham pour tout ce qu'il a fait pour moi, mais j'espère avoir été digne de la confiance qu'il m'avait accordée et ce travail est finalement à la hauteur de ses espérances. Quoi qu'il en soit, j'ai beaucoup appris à ses côtés, j'ai beaucoup aimé sa façon de travailler et je suis très honoré de l'avoir eu comme encadrant. Je le remercie aussi pour ses qualités humaines, tout simplement l'expression "Enseignant Chercheur" c'est parfaitement incarnée dans son attitude à mon égard et j'espère agir comme lui avec des étudiants dans ma situation, si un jour l'occasion m'en est donnée.

Je remercie Mr BENABDELLAH Mohammed Professeur à l'université de Tlemcen pour avoir accepté de présider le jury de ma thèse, je tiens à remercier aussi les membres du jury, Mr BOUDGHENE STAMBOULI Amine Professeur à l'UST-Oran, Mr CHOUAKRI Sid Ahmed Professeur à l'université Sidi Bel Abbès et Mr MERZOUGUI Rachid, Maître de conférences à l'université de Tlemcen, pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de juger ce travail.

Je pense aussi à tous ceux qui m'ont enseigné durant mes 5 ans de licence et master. Je remercie en particulier Mr LEHSAINI Mohamed notre nouveau directeur du laboratoire STIC, Mr BENAHMED Nasreddine, Mr MERZOUGUI Rachid, Mr HADJILA Mourad, Mr KAMECHE Samir, ainsi que Mr ABDELMALEK Abdelhafid, ses encouragements pour m'offrir les meilleures

S.GHOUALI

conditions de travail ainsi que pour avoir été à mes côtés et pour leurs nombreux conseils. J'ai une pensée particulière pour Mr BELMOKADEM Mustapha, professeur à l'université de Tlemcen, pour l'intérêt qu'il a porté à mes travaux ainsi que pour ses conseils scientifiques et ses qualités humaines.

Je souhaite également remercier les membres du laboratoire Systèmes et Technologie de l'Information et de la Communication (STIC) au sein duquel ce travail a été réalisé surtout notre perle Madame KHELIF MORSO Nouria, secrétaire principale au sein de notre laboratoire.

J'arrive maintenant à mon beau trésor, mes parents. Je voulais les remercier, d'avoir fait de moi ce que je suis aujourd'hui et pour les valeurs que vous avez si bien su m'inculquer, la gentillesse, le respect et le dévouement. Je suis si fier d'être votre fils. Vous avez toujours été derrière moi. Je n'oublierai jamais tout ce que vous avez fait pour moi.

Par ailleurs, puisque l'occasion se présente ici, je remercie également les autres membres de ma famille, tout spécialement mes oncles, mes tantes, mes frères Mehdi, Nabil et Walid, ainsi que mes cousin(e)s et en particulier Zakarya que je t'adresse toute mon affection frère et notre petite princesse Amina.

Mes remerciements vont ensuite à tous mes nombreux collègues ainsi que tous mes amis, qui m'ont toujours soutenu et en particulier mes frères Walid Cherifi, Amine Haddam, Mohammed Seghir Guellil, Karim Bouterfas, ...

À tous ces intervenants, je présente mes remerciements, mon respect et ma gratitude.

Table des matières

Remerciement	4
Liste des Figures	15
Liste des Tableaux	17
Glossaire	19
Introduction Générale	24

CHAPITRE I : LA MISSION «M-HEALTH ET TELEMEDECINE» : ETAT DE L'ART, PROJETS, TESTS ET DEPLOIEMENT

I.1. Introduction	29
I.2. Systèmes et défis de la santé mobile	30
I.3. Impact du m-Health sur le milieu médical	31
I.3.1. Les enjeux de la m-Health	31
I.3.2. L'impact de la dématérialisation sur la qualité des soins	31
I.4. Développement des diagnostics précoces	32
I.5. La m-Health pour remédier aux deserts médicaux	32
I.6. Déploiement de la m-Health	33
I.7. Etat de l'art du développement d'applications mobiles	33
I.7.1. Impact des TICs sur la m-Health	33
I.7.2. Discussion	38
I.8. Imbrication des disciplines en santé	38
I.9. Télémédecine	39
I.9.1. Télémédecine au service de l'amélioration du système de santé..	40
I.9.1.1. Définition.	40
I.9.1.1.1. Télésurveillance médicale.	41
I.9.1.1.2. Téléconsultation.	41
I.9.1.1.3. Télé-expertise.	41
I.9.1.1.4. Téléassistance médicale.	41
I.9.1.1.5. Régulation médicale	41
I.9.1.2. Interfaces.	42
I.9.1.3. Données manipulées	43
I.9.1.4. Télémédecine favorisée par les TIC's.	44
I.9.1.4.1. Coté médecin	44

I.9.1.4.2. Coté patient	44
I.9.1.5. Télémédecine mobile.	44
I.9.1.5.1. Services et Applications spécialisées « état de l'art des signaux physiologiques et télémédecine ».....	45
I.9.1.5.2. État de l'art sur les signaux physiologiques et télémédecine mobile.....	46
I.9.1.5.3. Etat de l'art sur la détection et la transmission d'un signal ECG.....	47
I.10. Conclusion	53
Références	54

CHAPITRE II : APPLICATION « DIAGNOSE ECG »

II.1. Introduction	60
II.2. Contexte	60
II.3. Mort cardiaque subite.....	62
II.4. Ambitions	63
II.4.1. L'électrocardiographie quantitative.....	63
II.5. Vue générale de l'activité électrique du cœur.....	64
II.5.1. Les différentes ondes et les intervalles de temps de l'ECG	65
II.5.2. Caractéristiques d'un signal ECG normal	66
II.6. Détection des Arythmies	67
II.7. Systèmes de surveillance de l'ECG.....	69
II.7.1. Historique.....	69
II.7.2. Systèmes vestimentaires mobiles pour la surveillance de l'ECG.....	69
II.7.3. Systèmes mobiles de surveillance ECG	71
II.8. Application DIAGNOSE ECG	76
II.8.1. Plateforme de développement	76
II.8.2. Développement de l'application « DIAGNOSE ECG ».....	79
II.8.2.1. Description.....	79
II.8.2.2. Détection du QRS.....	80
II.8.2.3. Détection de l'onde T.	85
II.8.2.4. Détection du PVC (contractions ventriculaires prématurées).	85
II.8.2.4.1. Objectifs.	85
II.8.2.5. QRSTA.....	86
II.8.2.5.1. Calcul de la différence en surface QRS-T.....	86
II.8.2.5.2. Crête spatiale de l'angle QRST.....	87

II.8.2.6. Implémentation.	88
II.8.2.7. Évaluation.	89
II.9. Test	90
II.9.1. Consommation en termes de ressources mémoires	94
II.10. Conclusion.....	95
Références	96

CHAPITRE III : *METHODES ET MODELES D'ANALYSE DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES : ETUDE DE LA CAUSALITE ENTRE LES SIGNAUX CARDIORESPIRATOIRES HEMODYNAMIQUES*

III.1. Introduction	103
III.2. Séries temporelles	103
III.2.1. Définition d'une série temporelle	104
III.2.2. Objectifs de cette analyse	104
III.2.2.1. Prévoir.	104
III.2.2.2. L'anticipation des agents.	104
III.2.2.3. Repérer les tendances et cycles.	105
III.2.2.4. Contrôles du processus.....	105
III.2.2.5. Distinguer entre court et long termes.	105
III.2.2.6. Déterminer la causalité.	105
III.2.3. La causalité.....	105
III.2.3.1. But.	105
III.2.3.2. Les approches et les méthodes de causalité.	106
III.2.3.3. La notion de causalité.....	106
III.2.3.4. Principe hypothétique.	107
III.2.3.5. Puissance causale d'un test statistique.....	107
III.2.3.6. Présentation de la méthode de causalité au sens de Granger.	108
III.2.3.7. Tests de causalité au sens de Granger.	108
III.2.3.7.1. Spécification du modèle.....	108
III.2.3.7.1.1. Test de causalité bivariée au sens de Granger.	109
III.2.3.7.1.2. Test de causalité multi-variée au sens de Granger.	110
III.2.3.7.2. F- statistique.....	110
III.3. Interactions cardiorespiratoires et hémodynamiques.....	110
III.3.1. Contexte, Origine et manifestation des pathologies	111
III.3.1.1. Contexte médical.....	111

III.3.1.2. Manifestation des pathologies.....	111
III.3.1.3. Choix méthodologique et Cadre générale de l'étude.....	111
III.3.2. Etat de l'art des tests de causalité au sens de Granger	112
III.3.3. Configuration du modèle probabiliste.....	113
III.3.3.1. Description des données.	113
III.3.3.1.1. Définition des données prises.....	114
III.3.3.1.2. La base de données utilisée (MGH/MF).	114
III.3.3.1.3. Méthodologie d'analyse.....	115
III.3.3.1.3.1. Tests de racine unitaires.....	115
III.3.3.1.3.2. Calcul des retards.	116
III.3.3.1.3.3. Nos modèles vectoriels.....	116
III.3.4. Description statistique de chaque patient MGH représenté.....	117
III.3.5. Applications empirique	124
III.3.6. Discussion	130
III.4. Conclusion	133
Références	134

CHAPITRE IV : *METHODES ET MODELES D'ANALYSE EN PANEL DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES*

IV.1. Introduction.....	139
IV.2. Principales approches utilisées pour l'aide à la décision.....	140
IV.3. Théorie de la décision	141
IV.4. Recours aux données de panel	141
IV.4.1. La décomposition de la variabilité totale.....	142
IV.4.2. L'augmentation de la taille de l'échantillon	142
IV.4.3. Les panels temporels multi-variés non stationnaires.....	143
IV.4.3.1. Tests de racine unitaires.....	144
IV.4.3.2. Les tests de racine unitaire en panel.	144
IV.4.3.2.1. L'hypothèse d'indépendance interindividuelle : vers une nouvelle génération de tests.	145
IV.4.3.2.2. Présentation des tests de racine unitaire en panel.	146
IV.4.3.2.3. Tests de première génération.....	146
IV.4.3.2.3.1. Les tests de Levin et Lin.....	146
IV.4.3.2.3.2. Les tests d'Im, Pesaran et Shin.....	147

IV.4.3.2.3.3. Le test de Maddala et Wu.	148
IV.4.3.2.3.4. Le test de Hadri.....	148
IV.4.3.2.4. Tests de deuxième génération.	148
IV.4.3.2.4.1. Le test de Bai et Ng.	148
IV.4.3.2.4.2. Le test de Choi.....	149
IV.4.3.2.4.3. Le test de Pesaran.	149
IV.4.3.2.4.4. Les tests de Phillips et Sul, Moon et Perron.	150
IV.4.3.3. Co-intégration sur données de panel.....	151
IV.4.3.3.1. Relations de co-intégration intra et interindividuelles.	151
IV.4.3.3.2. Hétérogénéité / homogénéité des relations de co-intégration.....	152
IV.4.3.3.3. Approches de co-intégration.	152
IV.4.3.3.3.1. Tests de Pedroni.	152
IV.4.3.4. Estimation de la relation de long terme.	153
IV.4.3.4.1. Estimateurs FM-OLS.	153
IV.4.3.4.2. Estimateurs DOLS.....	154
IV.4.3.5. Causalité de Granger en données de Panel.	154
IV.5. Récapitulatif de la procédure d'Analyse	155
IV.6. Etudes empirique	156
IV.6.1. Etude de l'apnée du sommeil	157
IV.6.1.1. Contexte médical.....	157
IV.6.1.2. Description de la base de données.	158
IV.6.1.3. Variables utilisées.	158
IV.6.1.4. Méthodologie.	160
IV.6.1.4.1. Tests de racine unitaires.....	160
IV.6.1.4.2. Co-intégration.	161
IV.6.1.4.3. Estimation de la relation à long terme avec FM-OLS et DOLS.....	162
IV.6.1.4.4. Causalité de Granger en données de Panel.	164
IV.6.2. Interactions des signaux Cardiorespiratoire Electromyographie Galvanique durant la conduite	165
IV.6.2.1. Contexte et conséquences.	165
IV.6.2.2. Description de la base de données.	166
IV.6.2.3. Variables utilisées.	167
IV.6.2.4. Méthodologie.	168
IV.6.2.4.1. Tests de racine unitaires.....	168
IV.6.2.4.2. Co-intégration.	169
IV.6.2.4.3. Estimation de la relation à long terme avec FM-OLS et DOLS.....	169

IV.6.2.4.4. Causalité de Granger en données de Panel.	170
IV.6.3. Relations causale en panel entre les signaux hémodynamiques cardiorespiratoires	171
IV.6.3.1. Contexte	171
IV.6.3.2. Description de la base de données.	172
IV.6.3.3. Méthodologie.	172
IV.6.3.3.1. Tests de racine unitaires.	172
IV.6.3.3.2. Co-intégration.	173
IV.6.3.3.3. Estimation de la relation à long terme avec FM-OLS et DOLS.	175
IV.6.3.3.4. Causalité de Granger en données de Panel.	176
IV.7. Conclusion	177
Références	179
Conclusion Générale	182
Annexes	187
Travaux associés à cette thèse	200

Liste des Figures

CHAPITRE I : LA MISSION «M-HEALTH ET TELEMEDECINE» : ETAT DE L'ART, PROJETS, TESTS ET DEPLOIEMENT

Figure 1.1: Evolution historique de l'e-Health à m-Health.	29
Figure 1.2: Relation entre le suivi du patient mobile et d'autres paradigmes d'e-Health.....	39
Figure 1.3: Typologie de la télémédecine.....	42

CHAPITRE II : APPLICATION « DIAGNOSE ECG »

Figure 2.1: Les dix principales causes de décès dans le monde en 2015	61
Figure 2.2: Représentation de quatre signaux ECG	64
Figure 2.3: L'origine de l'activité électrique du coeur.....	64
Figure 2.4: Différentes ondes formant le signal cardiaque ECG	65
Figure 2.5: Intervalles des ondes ECG	66
Figure 2.6: L'ensemble des paramètres calculés dans le module d'interprétation automatique de l'ECG Hewlett Packard HP	68
Figure 2.7: Système à cinq couches de télésurveillance mobile intelligent	70
Figure 2.8: Interface utilisateur	73
Figure 2.9: Interface utilisateur	74
Figure 2.10: Signal démodulé sur le smartphone.....	74
Figure 2.11: Capture d'écran GUI de l'application DailyHeart	75
Figure 2.12: Capture d'écran GUI.....	75
Figure 2.13: Smartphones :parts de marché des systèmes d'exploitation mobiles.....	76
Figure 2.14: Architecture complète d'Android.....	77
Figure 2.15: Les différentes versions de l'OS Android	78
Figure 2.16: L'Organigramme du modèle proposé.....	80
Figure 2.17: (a) Intervalles QRS et non-QRS, (b) ECG	85
Figure 2.18: Représentation graphique d'une contraction ventriculaire prématurée.....	86
Figure 2.19: Surfaces QRS-T	87
Figure 2.20: Captures d'écran de l'application DIAGNOSE ECG	94

CHAPITRE III : METHODES ET MODELES D'ANALYSE DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES : ETUDE DE LA CAUSALITE ENTRE LES SIGNAUX CARDIORESPIRATOIRES HEMODYNAMIQUES

Figure 3.1: Lorsque la série temporelle X cause selon Granger la série temporelle Y	108
Figure 3.2: Présentation des signaux physiologiques à partir de labase de données MGH/MF	113
Figure 3.3: Vue électrocardiographique du coeur	114
Figure 3.4: Fiche médicale du patient MGH001	131
Figure 3.5: Fiche médicale du patient MGH002	131
Figure 3.6: Fiche médicale du patient MGH019	132

CHAPITRE IV : METHODES ET MODELES D'ANALYSE EN PANEL DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES

Figure 4.1: Organigramme décrivant la méthode d'analyse	156
Figure 4.2: Présentation pour 10 s des signaux physiologique à partir de la base de données SLPDB	159
Figure 4.3: Emplacement des électrodes EEG.....	160
Figure 4.4: Zone C4-A1 balayée	160
Figure 4.5: Visualisation pour 10s des signaux physiologiques à partir de la base de données drivedb	167

Liste des Tableaux

CHAPITRE I : LA MISSION «M-HEALTH ET TELEMEDECINE» : ETAT DE L'ART, PROJETS, TESTS ET DEPLOIEMENT

Tableau 1.1: La confidentialité, la vie privée, et les défis de sécurité dans m-Health.....	30
Tableau 1.2 :Meilleures applications m-Health durant la période 2013-2015 par thérapie.....	34
Tableau 1.3: La nature de l'interface et les flux associés.....	42
Tableau 1.4: Données recueillies et échangées dans le cadre d'un acte de télémedecine	43
Tableau 1.5: Description de quelques plateformes de transmission en télémedecine mobile	46
Tableau 1.6: Quelques produits pour la transmission d'un ECG.....	48
Tableau 1.7: Quelques produits (ceintures cardio).....	50
Tableau 1.8: Quelques dispositifs à base de smartphone, commercialisés et utilisés en cardiologie. ...	52

CHAPITRE II : APPLICATION « DIAGNOSE ECG »

Tableau 2.1: Critères de normalité du signal ECG	66
Tableau 2.2: Classification des arythmies cardiaques.....	67
Tableau 2.3: Systèmes de surveillance vestimentaires sélectionnés	70
Tableau 2.4: Systèmes mobile pour la surveillance du signal ECG sélectionnés.....	71
Tableau 2.5: Systèmes embarqués de traitement du signal ECG et leurs caractéristiques	72
Tableau 2.6: Comparaison entre des techniques de détection du QRS	81
Tableau 2.7: Comparaison entre les algorithmes de détection du QRS suivant la base de données MIT-BIH	82
Tableau 2.8: Comparaison entre les algorithmes de détection des pics R de PAN Tompkins et le notre, suivant la base de données MIT-BIH	83
Tableau 2.9: Comparaison entre les algorithmes de détection de l'onde T.....	85
Tableau 2.10: Enregistrements « MIT-BIH arrhythmia database » inclus dans notre application	90

CHAPITRE III : METHODES ET MODELES D'ANALYSE DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES : ETUDE DE LA CAUSALITE ENTRE LES SIGNAUX CARDIORESPIRATOIRES HEMODYNAMIQUES

Tableau 3.1: Logique hypothétique	107
Tableau 3.2: Tableaux récapitulants l'analyse statistique des signaux vitaux pour chaque patient	118
Tableau 3.3: Résumé des résultats obtenus pour le taux de causalité 'direction' pour chaque patient	125
Tableau 3.4: Représentation en % de la causalité entre nos signaux pour l'ensemble des patients (187 patients).....	133

CHAPITRE IV : METHODES ET MODELES D'ANALYSE EN PANEL DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES

Tableau 4.1: Panorama des approches utilisées pour l'aide à la décision diagnostique et thérapeutique	140
Tableau 4.2: Tests de racine unitaire en Panel.....	145
Tableau 4.3: Tests de racine unitaire en Panel.....	160
Tableau 4.4: Tests de co-intégration en panel pour l'ECG	161

Tableau 4.5: Tests de co-intégration en panel pour l'EEG	162
Tableau 4.6: Estimation FM-OLS et DOLS de la relation à long terme pour l'ECG.....	163
Tableau 4.7: Estimation FM-OLS et DOLS de la relation à long terme pour l'EEG	163
Tableau 4.8: Test de Causalité de Granger en Panel.....	164
Tableau 4.9: Tests de racine unitaire en Panel.....	168
Tableau 4.10: Tests de co-intégration en panel pour l'ECG	169
Tableau 4.11: Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG.....	169
Tableau 4.12: Estimation DOLS de la relation à long terme pour l'ECG.....	170
Tableau 4.13: Test de Causalité de Granger en Panel.....	171
Tableau 4.14: Tests de racine unitaire en Panel.....	172
Tableau 4.15: Tests de co-intégration en panel pour l'ECG I.....	173
Tableau 4.16: Tests de co-intégration en panel pour l'ECG II	174
Tableau 4.17: Tests de co-intégration en panel pour l'ECG V	174
Tableau 4.18: Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG I	175
Tableau 4.19: Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG II	175
Tableau 4.20: Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG V.....	176
Tableau 4.21: Test de Causalité de Granger en Panel.....	176

Glossaire

A

ADF: Dickey-Fuller augmenté

ADT: *Android Development Tools*

ANR: *Application Not Responding*

API: *Application Programming Interface*

AVC : *Accident Vasculaire Cérébral*

AVD : *Android Virtual Device*

B

BAN: *Body area network*

C

CADF: *Cross Sectionnally Augmented Dickey-Fuller*

CNPSR : *Centre national de prévention et de sécurité routière*

CO₂: *Dioxyde de carbone*

CPU: *Central processing unit*

D

DOLS: *Dynamic Ordinary Least Squares*

E

EDGE: *Enhanced Data Rates for GSM Evolution*

EMD: *Empirical moide decomposition*

F

FFT: *Fast Fourier Transform*

FM-OLS: *Fully Modified Ordinary Least Squares*

FV : *Fibrillation ventriculaire*

G

GPRS: *General Packet Radio Service*

GPS: *Global Positioning System*

GSM: *Global System for Mobile Communications*

GSMA: *GSM Association*

H

HMM: *Hidden Markov model*

HTTP: *HyperText Transfer Protocol*

I

IDE: *Integrated Development Environment*

IP: *Internet Protocol*

J

JVM: *Java virtual machine*

L

LAN: *Local Area Network*

LMC: *Leucémie myéloïde chronique*

LPD: *Low-pass filtering and differentiation*

LTE: *Long Term Evolution*

M

MAN: *Metropolitan Area Network*

MCDM: *Multiple-criteria decision-making*

MF: *Matched Filters*

N

NFC : *Near Field Communication*

O

OCD : *Obsessive compulsive disorder*

OMC : *Organisation mondiale du commerce*

P

PAN: *Personal area network*

PCGS: *Partially collapsed Gibbs sampler*

PDA: *Personal digital assistant*

PVC: *Premature ventricular contraction*

PWC: *PricewaterhouseCoopers*

R

RAM : *Mémoire vive*

RFID : *Radio frequency identification*

S

SADM : *Systèmes d'aide à la décision médicale*

SAS : *Syndrome d'apnées du sommeil*

SCD: *Sudden Cardiac Death*

SDK: *Software Development Kit*

SMS: *Short Message Service*

SNR: *Signal-to-noise ratio*

SVM : *Support Vector Machine*

T

TCP : *Transmission Control Protocol*

TIC : *Technologies de l'information et de la communication*

U

UDP: *User Datagram Protocol*

UMTS: *Universal Mobile Telecommunications System*

USFDA: *U S Food and Drug Administration*

V

VECM: *Vector error correction model*

W

WAN: *Wide Area Network*

WAP: *Wireless Access Point*

WML: *Wireless Markup Language*

WSN: *Wireless sensor network*

WT: *Wavelet transform*

X

XML: *Extensible Markup Language*

SIGNAUX BIOMEDICAUX**A**

ART : *Pression artérielle*

B

BP : *Blood Pressure*

C

CVP : *Pression veineuse centrale*

E

ECG : *Électrocardiogramme*

EEG : *Électroencéphalogramme*

EMG : *Électromyogramme*

G

GSR : *galvanic skin response*

H

HR : *Heart rate*

P

PAP : *Pression artérielle pulmonaire*

PPG : *Photoplethysmogram*

S

SAP : *Pression artérielle systolique*

sEMG: *Surface Electromyography*

SpO2 : *Saturation pulsée en oxygène*

Introduction Générale

La recherche dans le domaine médical et plus précisément dans la télémédecine embarquée à domicile a pris une grande ampleur ces dernières années face au manque d'infrastructures d'accueil, manque de personnels spécialisés pour le bon diagnostic de personnes exposées à des risques non souhaitables.

L'objectif principal et souhaitable est de permettre une prise en charge à distance, en perte d'autonomie et avec la prise en compte de plusieurs paramètres et facteurs afin de faire tout cela, les enjeux de la mise en place de tels systèmes sont nombreux et chaque chercheur essaye de prendre un angle de recherches complémentaires à d'autres initiatives, tant pour les patients, le personnel médical et la société en général.

Plusieurs axes de recherche sont impliqués dans le développement de tels systèmes surtout quand il concerne le développement d'applications mobile en télémédecine, la majorité des travaux consacre leurs efforts dans la partie déploiement d'architecture de communications entre les différents acteurs (patients ----- →(médecin, spécialiste de santé, personnelles) ----- → patients).

L'autre vague de chercheurs essaye d'approfondir leurs analyses sur les différentes données collectées à partir d'un patient donné.

La nécessité de développer des outils d'analyse et de traitement de ces grandes quantités de données d'où un modèle multi varié a été obtenu du point de vue mathématique. Il s'agit alors de détecter, d'analyser, d'étudier à court et à long terme l'évolution de l'état de santé d'une personne pour identifier certaines pathologies et par conséquent prédire en occurrence des situations critiques au préalable et suivant un certain nombre de scénarios, tout cela afin de faire un diagnostic plus meilleur et une prise de décision plus convenable et enquête par les spécialistes de la santé.

Ce problème de décision sur la situation d'une personne concerne ainsi l'analyse multidimensionnelle de données temporelles qui peuvent être hétérogènes.

Toutes ces recherches rentrent dans la thématique principale « amélioration de la qualité de vie des personnes 'patients' en perte d'autonomie ».

À notre tour, on se place dans cette famille, nous intéressent ainsi par les environnements mobile ou nomade et nous les désignons comme étant tout environnement faisant référence à la mobilité de l'utilisateur et/ou à la mobilité du terminal. Dans nos approches, nous exploitons les Smartphones pour des services hors les plus courants (vocale, music, vidéos, connexion internet...).

Notre axe de recherche s'articule autour de la conception et du développement de services m-health dans un environnement mobile et à conditions limitées.

Dans le cadre de ces travaux de thèse, réalisée au sein de notre laboratoire de recherche des Systèmes et Technologies de l'Information et de la Communication (STIC) représente une

plateforme de services à valeurs ajoutées, nous nous intéressons ainsi aux personnes atteintes de troubles souvent très invalidants et peut dans certains cas entraîner la mort, on a pris comme études les maladies cardiaques, les personnes à risque (syndrome d'apnées du sommeil 'SAS') et aux risques des accidents routiers. Les informations extraites après nos analyses doivent être pertinentes pour l'aide au diagnostic et à la décision des praticiens submergés par la masse de données disponibles.

Par conséquent, cette thèse a un double aspect, le premier réside dans la conception et le développement d'une application mobile pour le suivi des maladies cardiaque (étude approfondie sur le signal ECG), et le deuxième sera complémentaire à la première et qui se penche essentiellement sur les examens intra et interactionnelle entre un certain nombre de données (signaux physiologiques) à court et à long terme et pour différents cas cliniques afin de synthétiser une analyse plus fiable et plus approfondie.

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse et les résultats obtenus sont regroupés dans un mémoire de thèse organisé suivant quatre chapitres. Ils concernent successivement (I) la mission « m-Health et Télémédecine ; état de l'art, projets, tests et déploiement, (II) développement de notre application 'DIAGNOSE ECG', (III) Méthodes et modèles d'analyse des signaux physiologiques : étude de la causalité au sens de Granger entre les signaux cardiorespiratoires hémodynamiques, (IV) la compréhension quantitative des interactions inter et intra physiologique et aide à la décision médicale.

Le premier chapitre de cette thèse commence avec un contexte général illustrant les positions qui occupent les TIC's et le suivi médical sur les systèmes embarqués (mobile), on va entamer la notion d'E-santé qui représente le pilier de domaine du suivi médical.

Une autre entité a pu révolutionner d'une manière exponentielle le milieu médicale qui est le monde m-Health. Par conséquent, on a vu un état de l'art sur ce monde avec ces différentes applications mobiles. Finalement nous avons entamé la notion de télémédecine mobile avec ces avantages et ces inconvénients, où nous avons vu deux états de l'art, le premier concerne les services et applications spécialisées « signaux physiologiques en générale et télémédecine' » et le deuxième sur la détection et la transmission d'un signal ECG parce que dans le deuxième chapitre, on va s'intéresser aux signaux cardiaque ECG.

Dans le deuxième chapitre, nous décrivons brièvement la nécessité d'étudier les cas cardiaques, ensuite nous avons passé aux différents états de l'art de notre développement, nous présentons également des études détaillées des systèmes de surveillance ECG, Systèmes mobile pour la surveillance d'ECG, Algorithmes de traitement des signaux ECG's ainsi que la présentation de quelques applications intéressante et concurrente à la nôtre, C'est un passage obligé, vu le nombre important des publications (applications) existants dans ce domaine. Toutes ces recherches pour but, le développement de notre application 'DIAGNOSE ECG' qui est une solution de télésurveillance d'un patient cardiaque.

Une étude de la causalité au sens de Granger entre les signaux cardiorespiratoires hémodynamiques est présentée dans le troisième chapitre, cette démarche réside plus particulièrement dans la diversité des données, ce qui exige la nécessité d'une approche basée sur des algorithmes causaux pour comprendre l'état du patient selon les paramètres des signaux biologiques spécifiques de chaque personne.

Nous commençons par une introduction sur les séries temporelles simples et multi variés, ainsi qu'un rappel sur les concepts des statistiques mathématiques, ensuite nous passons aux

différents modèles pour étudier la causalité afin d'établir une meilleure aide à la décision, enfin nous passons à l'étude des modèles de causalité au sens de Granger avec une application empirique entre des signaux physiologiques cardiorespiratoires hémodynamiques pour 187 patients tirés à partir de la base de donnée 'Massachusetts General Hospital / Marquette Foundation (MGH / MF)'.

Dans le quatrième chapitre, une analyse des données de panel est entamée, par rapport aux méthodes traditionnelles, ce chapitre développe une procédure de test de causalité sur données de panel temporelles multi variées qui permet une meilleure prise en compte de l'hétérogénéité des relations causales, selon les individus (patients), nous intéressent à Trois cadres d'études (Apnée de sommeil, accidents routiers et Interactions hémodynamiques cardiorespiratoires) où nous avons présenté un cadre général et description des données avec une application empirique pour chaque cadre.

Enfin, la conclusion générale et les perspectives de ce travail sont présentées, en résumant les principales contributions et en présentant nos futurs travaux de recherche. Un ensemble d'annexes liées aux différentes parties du document est également proposé.

***CHAPITRE I:
LA MISSION «M-HEALTH ET TELEMEDECINE»:
ETAT DE L'ART, PROJETS, TESTS ET
DEPLOIEMENT***

I.1. Introduction

Les positions qu'occupent les TICs et le suivi mobile des patients sont de plus en plus significatifs suivant la Bank mondiale 'World Bank' [2, 3]. Un des domaines d'application des TICs est l'e-Santé (e-Health) [1]. Dans le domaine de l'e-Santé, les TICs sont employés pour améliorer et fournir des services de santé et des informations connexes. La prestation des soins de santé par les systèmes de santé en ligne ne devrait pas normalement y avoir des effets négatifs, nuisibles ou désavantageux.

Un autre terme, couramment utilisé dans le secteur de la santé, est la télémédecine [4] incluse dans l'e-santé.

On trouve aussi le terme santé mobile (ou m-Health: mobile Health), utilisé pour la pratique de la médecine et de la santé publique. Les applications de m-Health incluent l'utilisation de dispositifs mobiles pour collecter des données sur la santé des personnes, la fourniture d'informations aux praticiens de la santé, la surveillance en temps réel des signes vitaux des patients et la fourniture directe de soins (via la télémédecine mobile) [5, 6].

Les applications typiques de la m-Health sont des alertes automatisées pour les patients à risque, des prescriptions électroniques et un suivi mobiles des patients [7].

La Figure 1.1 montre l'évolution chronologique des applications e-Health aux applications m-Health.

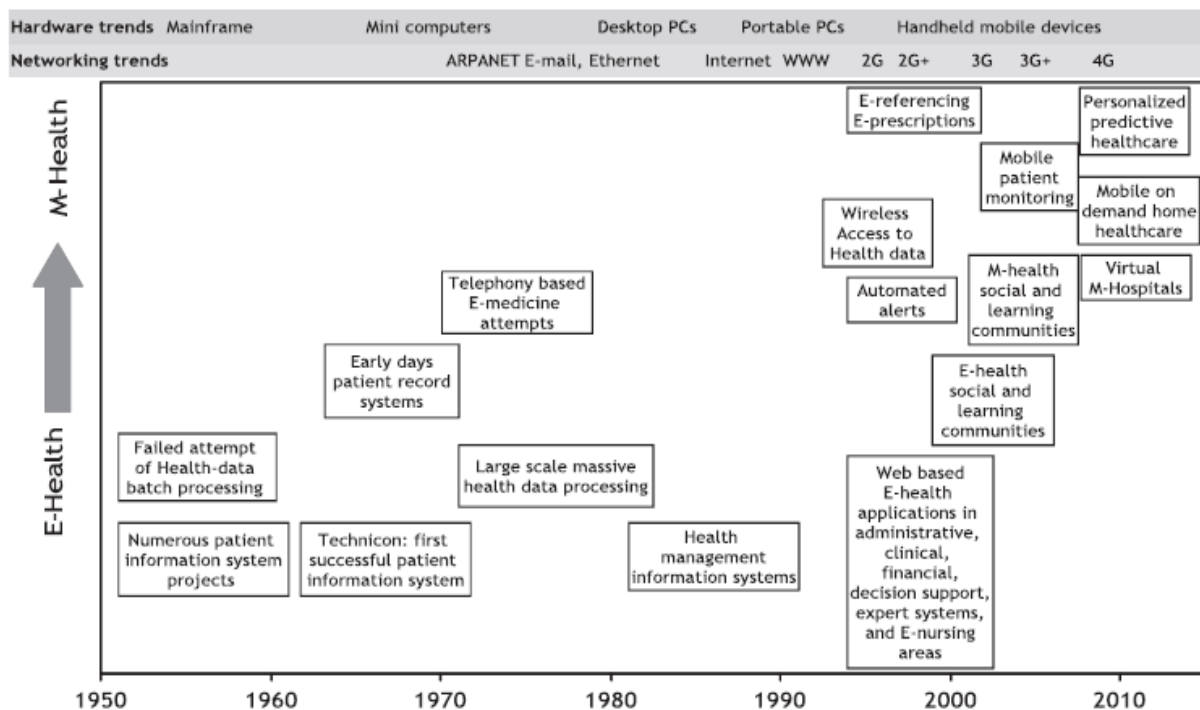


Figure 1.1: Evolution historique de l'e-Health à m-Health [7].

Ce chapitre a pour objectif principal d'illustrer le monde m-Health ainsi que de situer un contexte de recherche plus ou moins large à travers des applications en télémédecine.

I.2. Systèmes et défis de la santé mobile

Les recherches et les progrès technologiques rapides en matière de la santé mobile (m-Health) génèrent à la fois des opportunités et des défis. La façon de créer des systèmes évolutifs pareils est capable de collecter des quantités d'informations très importantes et de mener parfois des interventions en temps réel, les défis présentés durant ces collectes sont de protéger la vie privée de l'utilisateur (patient) ainsi que la sécurité des participants à cette intervention (médecins).

Bien que la littérature dans ce domaine soit vraiment rare, les idées peuvent être empruntées à d'autres communautés, telle que l'e-sécurité ou à la sécurité de l'Internet qui offre de nombreuses techniques pour réduire le risque potentiel de violations de données ou l'altération de m-Health.

Par ailleurs, les soins en santé mobile doivent surmonter trois défis fondamentaux pour que cette dernière réalise et confirme sa promesse d'établir ces services de santé dans le monde entier [8].

La référence [8] est une tentative de fournir une vérification de la réalité de la m-Health (reality check). Selon les auteurs de cet article, les principaux défis auxquels est confronté la m-Health, comprennent l'interopérabilité, les standards ouverts et la capacité d'évaluer correctement les résultats cliniques.

À propos de la confidentialité, de la vie privée, et des défis de sécurité dans m-Health, de nombreux risques peuvent se produire dans la conception et l'utilisation de cette dernière. Des solutions fiables peuvent être mises en œuvre sans interférer avec la recherche sont recommandées pour atténuer ces risques. Ces solutions sont couramment utilisées dans les domaines de recherche en matière de l'e-sécurité, de l'Internet, de l'e-santé, et aussi de la télémédecine.

Le tableau 1.1 aborde la confidentialité, la vie privée, et les défis de sécurité dans m-Health, de nombreux risques peuvent survenir lors de la conception et de l'utilisation de m-Health. Des solutions rentables et réalisables sans nuire à la recherche sont recommandées pour atténuer ces risques. Ces solutions sont couramment utilisées dans (Internet, e-Health, la télémédecine et la cybersécurité.

Tableau 1.1: *La confidentialité, la vie privée, et les défis de sécurité dans m-Health [9].*

RISQUES	SOLUTIONS
Identification	Partager les données avec agrégation. séparer les informations d'identification (nom, lieu) et les informations utiles (data).
Autorisation	Donner le choix aux patients de choisir les données à partager et avec qui.
Violations de l'utilisateur	mot de passe sur les téléphones avant l'utilisation.
Chiffrement	Utilisez WPA2 et le chiffrement à clé 128 bits. Ajouter un tag ou un entête du message chiffré.
Transmission de données	Utiliser des messages non-sensibles aux données.
Accessibilité aux données	Stocker des données critiques dans deux endroits au minimum pour assurer la disponibilité de la donnée.

Intégrité des données	pour vérifier l'intégrité des données mobiles, il suffit d'avoir un deuxième système pour recueillir les données, telles que des visites, les enquêtes sur les patients...
Authentification	Utilisez l'authentification à deux facteurs, comme avec un mot de passe et une clé de protection.
Vérifications et évaluation des risques	Inclure des audits dans les protocoles de sécurité. L'évaluation des risques doit être faite à chaque étape de la mise en œuvre.

Bien que la sécurité et la confidentialité soient essentielles, la nécessité d'un compromis doit être trouvée entre la sécurité, la convivialité et le coût de la recherche sur la base des exigences de la recherche m-Health ; l'objectif principal serait donc d'atténuer les risques sans entraver l'utilisation (patients et médecins).

Les protocoles de sécurité sont disponibles à partir d'autres domaines connexes qui pourraient être appliqués à m-Health. Parmi les protocoles développés en tant que normes pour les dispositifs médicaux, on trouve par exemple (Underwriters Laboratory ISO 14971 ; Underwriters Laboratory 2011).

La prise des mesures de sécurité lors du développement d'applications m-Health est nécessaire, surtout quand il est question d'application en télémédecine mobile.

À la suite de ce chapitre on va voir cette notion de télémédecine mobile, en montrant ces avantages, les freins à son développement ainsi qu'un état de l'art sur le développement des applications en télémédecine mobiles.

I.3. Impacts du m-Health sur le milieu médical

I.3.1. Les enjeux de la m-Health

Les systèmes de santé sont aujourd'hui confrontés à de nombreux défis et problèmes tels que le vieillissement de la population, la complexité des anomalies ou la diminution du personnel médical qui sont à l'origine de l'apparition de ce qu'on appelle les déserts médicaux.

Plusieurs études faites par PWC (PricewaterhouseCoopers) qui représente le cabinet d'audit, d'expertise comptable, GSMA (association qui représente l'association des opérateurs de téléphonie mobile) et l'OMC, montrent que la m-Health joue un double rôle [10, 11] :

- Le développement de l'accès aux soins primaire dans les pays en développement et tiers monde.
- La réduction des dépenses de santé dans les pays à revenus élevés.

À partir de ces résultats, on peut conclure que la santé mobile a trouvé une ou des solutions viables pour pouvoir relever de nombreux défis relié à la santé.

I.3.2. L'impact de la dématérialisation sur la qualité des soins

Pour un meilleur déploiement de la m-Health, la nécessité de créer une plateforme unique accessible à la fois aux patients et aux médecins est obligatoire. Donc, il faut que le dossier médical électronique d'un patient provenant de différentes sources (établissements de santé,

cabinets de médecins, pharmacies ou encore laboratoire), soit accessible aux professionnels de la santé pour montrer ses antécédents médicaux de façon sécurisée, dans le but d'améliorer la qualité des soins.

La mise en place de ce genre de plateforme nécessite la création d'une législation claire, stricte et commune pour ce qui concerne la gestion des bases de données. Par exemple par un système d'identification et de validation sur le modèle du partage des contenus, le médecin pourrait ainsi accéder au dossier médical de son patient, après que ce dernier ait validé le partage [11, 12].

I.4. Développement des diagnostics précoces

Le repérage de la précocité est utile à tout instant du développement, par ailleurs, l'évolution couplée à l'émergence des appareils connectés (bracelets, smartphones) et d'interfaces de santé tout en un (Healthbook d'Apple, Health Kit de Google...) permettrait ce repérage précoce, de prévenir l'émergence de certaines maladies et d'offrir un meilleur suivi aux personnes atteintes de maladies chroniques [11, 13].

I.5. La m-Health pour remédier aux déserts médicaux

Avant d'entamer les solutions apportées par la m-Health, il est nécessaire d'explorer le phénomène des déserts médicaux qui engendrent des fractures médicales. La fracture médicale est un facteur qui ne cesse de croître, elle est devenue donc une réalité affreuse aux patients et malgré l'augmentation continue du nombre de médecins, on trouve toujours un déséquilibre en densité de ces derniers.

Ce déséquilibre fragilise le système de santé et pour faire face à ce phénomène et à la pénurie de personnel médical dans certaines zones, la première approche était d'encourager l'installation des jeunes docteurs dans les zones rurales, et d'augmenter le déploiement des maisons de santé pour garantir l'accès aux soins urgent en quelques minutes [14].

Toutes ces solutions n'ont pas apporté les fruits attendus afin de remédier aux déserts médicaux, c'est pour cela que la deuxième approche, beaucoup plus importante avec l'arrivée de la m-Health, a apporté de nombreuses solutions dans ce sens. Parmi les solutions offertes on peut citer:

- Le suivi à distance des patients avec identification de paliers d'alertes.
- La mise en place d'un système de SMS/Notification directement envoyés aux patients afin de leur rappeler de suivre leur traitement et lutter contre la non-observance des prescriptions.
- La création d'une plateforme médicale offrant un panel de solutions de l'e-Health : la consultation par e-mail avec ou non soumission du dossier médical, la consultation vidéo, la réalisation des tests sanguins avec collecte des échantillons à domicile.

Ces méthodes ont notamment été adoptées en Inde avec la plateforme web MediAngels [11].

I.6. Déploiement de la m-Health

Une des problématiques rencontrées par les professionnelles de la m-Health aujourd'hui, est la multiplicité des législations et la diversité de leurs cibles (Santé, appareils électroniques, produits de consommation, réseaux utilisés, infrastructures technico-économiques...). Ceci peut rendre difficile la compréhension des étapes nécessaires à l'obtention d'une certification officielle (C.E) qui permettrait pourtant de valoriser les applications et les appareils répondant à des exigences strictes en matière de sécurité et de conformité aux règles de protection des données.

Dans un monde où la santé est connectée en temps réel, une des autres problématiques est le déploiement des infrastructures techniques, notamment dans la connectivité à Haut Débit (réseaux 4G, Radio cognitive, fibre optique, technologie NFC) pour soutenir la démocratisation des solutions de santé numérique.

Ces investissements doivent également s'accorder avec la mise en place de normes technologiques communes pour permettre à l'ensemble des produits de fonctionner ensemble et sans restriction [11].

Afin de combattre ces problématiques, il est nécessaire de déployer un accélérateur de la m-Health et cela grâce à la familiarisation des acteurs du système avec ces outils. Cela peut se faire via la formation au préalable par exemple, si cela est difficile pour certain, il faut rendre l'application m-Health invisible et autonome pour le patient pour minimiser la complexité du déploiement.

I.7. Etat de l'art du développement d'applications mobiles

I.7.1. Impact des TICs sur la m-Health

Au cours de ces dernières années, les TICs ont proposé des améliorations très importantes pour l'intérêt des professionnelles de la santé ainsi que pour les patients en offrant ainsi une connectivité continue et parfois en temps réel. On peut donc conclure que les TICs jouent un rôle clé dans le développement des soins modernes.

Dans ce contexte, la santé mobile (m-Health) fournit des services de soins de santé afin de surmonter les obstacles géographiques, temporels, et même organisationnelle.

Dans la suite de cette section, on présente un état de l'art sur les services et les applications de la m-Health. Les travaux de recherche les plus importants dans ce domaine seront recensés et classés suivant l'App Score IMS [15]. Le choix de ces applications est basé sur leurs fonctionnalités, les avis des patients et leurs capacités à réduire le coût des services de soins.

I.7.2. Etat de l'art sur m-Health

Le développement de services et applications m-Health a connu un essor très important dans la communauté de la recherche et a occupé une place cruciale dans la vie de l'individu en général.

Plusieurs contributions de recherches liées à la santé ont connu des extensions importantes et leur apport a touché plusieurs domaines tels que, la cardiologie [16, 17, 18, 19], le diabète [20-22], l'obésité [23-25], la cessation du tabagisme [26,27] et les soins des personnes âgées et malades chroniques [28,29]. Ces différentes spécialités médicales font un usage essentiel de la m-Health et plus précisément pour la surveillance, la prévention, la détection des maladies et des services avancés de diagnostic. En plus de toutes les applications médicales, on trouve aussi des services populaires dans les pays en développement [30,31], où les établissements de santé sont souvent éloignés, inaccessibles ou inexistant. C'est pour cette raison que les applications mobiles pour les systèmes de soins de santé sont de plus en plus utilisées et développées et connaissent une évolution remarquable. L'intérêt de la recherche dans ce domaine se développe tous les jours et la diversification des zones d'impact augmente.

Fiordelli et al. [32] présentent une vue générale sur l'impact des téléphones mobiles sur la santé dans la dernière décennie, les auteurs ont passé en revue la littérature de 117 articles publiés entre 2002 et 2012 dont ces 117 articles publiés dans 77 journaux différents.

Selon [15], seulement dans le magasin américain iTunes d'Apple, on trouve plus de 40.000 applications de soins de santé.

En outre, notre enjeu maintenant est de présenter les applications de soins de santé hautement classées par les spécialistes du domaine, on trouve ainsi: la prévention / mode de vie saine; la recherche d'un professionnel de soins médicaux/ installation; diagnostic; le remplissage des ordonnances; la conformité; le diabète; l'ophtalmologie; la santé mentale et les troubles du comportement; système musculo-squelettique et du tissu conjonctif; l'oncologie; système nerveux; santé des femmes; santé des enfants.

Pour simplifier la présentation de ces applications ainsi que pour mieux comprendre le fonctionnement et l'intérêt de ces dernières, on va les résumer dans le tableau 1.2.

Tableau 1.2 : *Meilleures applications m-Health durant la période 2013-2015 par thérapie.*

APPLICATION M-HEALTH	DOMAINE	DESCRIPTION
CALORIE COUNTER AND DIET TRACKER BY MYFITNESSPAL [33]	Prévention / modes de vie sains	application « régime » pour compter les calories et le suivi alimentaire, c'est le compteur le plus rapide et le plus facile pour les calories avec la plus grande base de données de nourriture (plus de 5.000.000 aliments).
CHEST TRAINER [34]	Prévention / modes de vie sains	application de remise en forme avec plusieurs séries d'exercices musculaire et de fitness.
HEALOW [35]	à la recherche d'un professionnel de soins médicaux / installation	Cette application permet aux patients de communiquer avec les bureaux de médecins et également ont accès aux dossiers de santé. En outre, on trouve aussi des résumés de visite et des rappels de rendez-vous.

VITALS-YOUR TOP 10 DOCTORS [36]	à la recherche d'un professionnel de soins médicaux / installation	Cette application fournit une liste des médecins qui utilisent également cette appli. La recherche peut être effectuée par des symptômes, l'état ou la spécialité médicale.
ZOCDOC - DOCTOR APPOINTMENTS ONLINE [37]	à la recherche d'un professionnel de soins médicaux / installation	à la recherches d'un médecin à partir d'un code zip et prendre des rendez-vous avec.
HEALTH TAP [38]	Diagnostic / Education	Cette application vise à donner des réponses sur la santé et des conseils à tout type de symptôme : l'état d'un patient, les médicaments à prendre, Avoir des réponses de la part des 141 médecins spécialités.
ITRIAGE [39]	Diagnostic / Education	cette application contient des informations de plusieurs symptômes médicaux, des maladies, les procédures de soins primaires, une base de données très riche des médicaments.
WEBMD [40]		C'est la concurrente de l'application iTriage, la différence c'est que WebMD intègre un service de comparateur et vérificateur de symptômes
GOODRX [41]	Prescription	Cette application compare et fournit les prix des médicaments d'une ordonnance. en outre, elle fournit également des conseils d'épargne pour plus de 6000 médicaments
MYREFILL RX [42]	Prescription	Cette application permet de commander des médicaments et se faire livrer à un emplacement bien défini et même à domicile.
WALGREENS [43]	Prescription	Cette application dispose d'une ordonnance avec un remplissage par la fonction de balayage, des rappels pour la prise des pilules et des références de santé encyclopédique.
DOSECAST [44]	Conformité	Cette application fait un rappel continu de la prise des médicaments. Elle dispose d'une base de données énorme de médicaments et elle a la capacité de prendre en charge plusieurs utilisateurs à la fois.
PILL MONITOR FREE MEDICATION REMINDERS AND LOGS [45]	Conformité	Un rappel de prescription qui dispose d'alarmes d'ordonnance, les horaires de rappel et un suivi continue de la prise de médicaments.

RXMINDME PRESCRIPTION / MEDICINE REMINDER AND PILL TRACKER [46]	Conformité	rappel médicamenteux pour les patients [98]
DAILY CARB - CARBOHYDRATE, GLUCOSE, MEDICATION, BLOOD PRESSURE AND EXERCISE TRACKER [47]	Diabètes	cette application permet le suivi de l'apport nutritionnel quotidien de nourriture, glucides, fibres, matières grasses, les prises d'eau, Glucose, l'HbA1c, la pression artérielle, la fréquence cardiaque, le poids, l'insuline...
GLUCOSE BUDDY - DIABETES LOGBOOK MANAGER W/ SYNCING, BLOOD PRESSURE, WEIGHT TRACKING [48]	Diabètes	Cette application permet aux utilisateurs d'introduire la consommation en glucose, en glucides, des doses d'insuline, et c'est à l'application de prédire les effets de ces doses sur le patient
GOMEALS [49]	Diabètes	Cette application est conçue pour aider l'utilisateur à vivre sain avec un choix logique d'aliments, de multiples activités intéressantes, et un suivi de glucose.
ADHD ANGEL [50]	La santé mentale et les troubles comportementaux	Cette application propose des rappels pour la prise de médicaments, visites des médecins chez les patients ayant des troubles mentaux, et des conseils ADHD sur les 8 principaux «points de basculement» connu sous le terme technique «Tipping Points »
LIVE OCD FREE [51]	La santé mentale et les troubles comportementaux	Cette application prétend réduire le trouble obsessionnel compulsif (OCD) des symptômes de 34% en 8 semaines. Elle propose des didacticiels vidéo et de vaste mode d'emploi.
T2 MOOD TRACKER [52]	Santé mentale et les troubles comportementaux	Cette application utilise six échelles d'humeur pré-chargés (anxiété, stress, dépression, lésions cérébrales, le stress post-traumatique, bien-être général) ou des échelles sur mesure pour surveiller et suivre une humeur de l'utilisateur.
WONDERKIT [53, 95]	Santé mentale et troubles comportementaux (autisme)	Pull intelligent pour autiste, pour le soutien de leurs familles en fournissant une application embarquée «Wonderkit» qui mesure les mouvements physiques de l'enfant et transmet des informations aux parents pour surveiller à distance et apaiser ces enfants.
OFFICE-FIT [54]	Système musculo-squelettique	Cette application offre plusieurs exercices contre les douleurs d'origine professionnelle et stressante.

WEBMD PAIN COACH [55]	Système musculo-squelettique	Cette application fournit une approche complète à l'équilibre de vie avec des conditions de douleur chronique, tels que, les maux de dos, douleur au cou, la douleur du nerf, la fibromyalgie, la migraine, l'arthrose et la polyarthrite rhumatoïde.
ZIMMER ARTHRITIS 411 [56]	Système musculo-squelettique	Une application pour les personnes qui souffrent d'arthrose, c'est un outil éducatif qui peut être utilisé à la maison pour en savoir plus sur la douleur de l'arthrite et les traitements précoces.
DR. K'S BREAST CHECKER [57]	Cancérologie	Une application conçue pour aider les femmes à garder une trace des changements dans les seins et avoir l'historique complet sur le développement du cancer ou bien sur le dépistage par mammographie ou autres techniques.
PCR TRACKER [58]	Cancérologie	Une application pour les patients atteint d'une leucémie myéloïde chronique (LMC), elle comprend des tests de laboratoire suivi des résultats, des rappels de traitement, des étapes de traitement, et dispose également des outils pédagogiques et des vidéos.
SKINKEEPER [59]	Cancérologie	Cette application permet aux utilisateurs de surveiller les taupes et les facteurs de risque de cancer de la peau de la même famille. En outre, elle permet à un patient de partager les informations avec son docteur.
NOTENESS (MULTIPLE SCLEROSIS) [60]	Système nerveux	Une application de la sclérose en plaques qui permet à un utilisateur de suivre et de contrôler les injections et les symptômes.
PARKINSON DIARY [61]	Système nerveux	Une application à la fois pour les patients parkinsoniens et les soignants spécialisés, cette application donne des rapports, des examens et des symptômes de Parkinson.
YOUNG EPILEPSY [62]	Système nerveux	Une application pour les jeunes épileptiques, elle contient un portail d'éducation, des vidéos, et un système journalier pour le suivi quotidien.
OVULATION CALENDAR LADYTIMER FREE [63]	Santé des femmes	Une application pour suivre et prédire les cycles menstruels. elle aide les femmes à devenir enceinte ou éviter une grossesse.

PERIOD DIARY (PERIOD, FERTILE & OVULATION TRACKER) [64]	Santé des femmes	Une application qui surveille les symptômes menstruels, le poids corporel, la température dans une période entièrement animée, et l'ovulation.
PREGNANCY TRACKER [65]	Santé des femmes	Une application pour aider les femmes pendant la grossesse de jour en jour. Les femmes ont accès à un contenu personnalisé et de la santé parentales.
BABY CONNECT (ACTIVITY LOGGER) [66]	santé pour enfants	Une application de suivi de bébé, avec des rapports graphiques et des tableaux de tendances, moyennes hebdomadaires, journal de la vaccination, le suivi de la croissance, les minuteries, les notifications, tout cela avec des alarmes de rappel.

I.7.3. Discussion

Tous les auteurs des références citées dans le tableau 1.2 pensent que l'avenir de la m-Health passera par la transposition des services et des applications basées sur l'individu aux services impliquant des groupes et des réseaux sociaux afin de sensibiliser les personnes malades.

Sur la base de cet état de l'art et du marché des services et applications en m-Health, les technologies mobiles et les paradigmes omniprésents jusqu'à maintenant soulèvent des questions très importantes.

La coopération entre les applications m-Health est donc un défi qui nécessite une étude plus approfondie, que ça soit pour les patients ou les médecins, l'obligation de tout cela a pour but d'atteindre des objectifs communs et bénéfiques pour les deux acteurs.

I.8. Imbrication des disciplines en santé

L'idée est de cartographier toutes ces activités (Figure 1.2), avec les hypothèses suivantes :

- La m-Health est incluse dans la e-santé car elle concerne la santé de manière globale, avec un recours aux TICs en situation de mobilité.
- La télésanté est incluse dans la e-santé, ceci est vrai si l'on considère uniquement les moyens de communication électroniques.
- La tendance de la télésanté est à la m-Health car elle exploite tout le potentiel des communications mobiles.
- E-santé et m-Health ne sont pas forcément des activités de télémédecine qui nécessite un professionnel de santé au bout de la connexion.

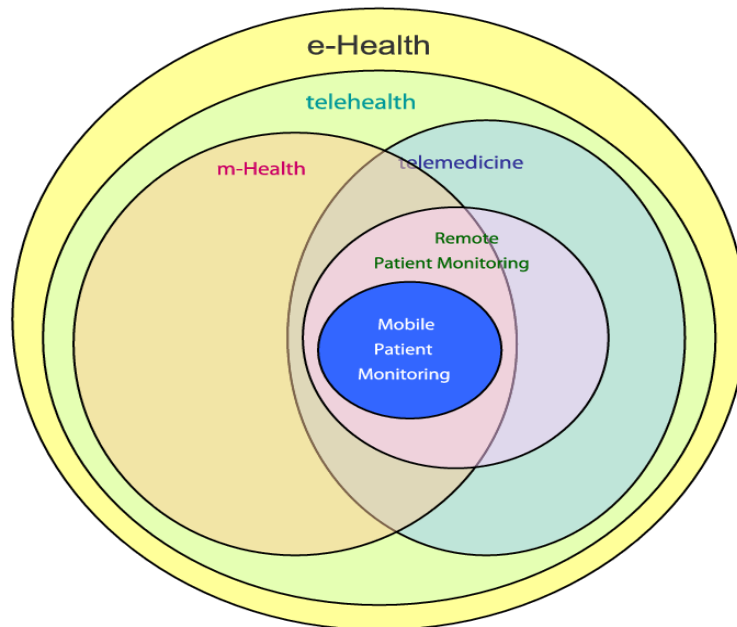


Figure 1.2 : Relation entre le suivi du patient mobile et d'autres paradigmes d'e-Health.

I.9. Télémédecine

La télé médecine possède plusieurs aspects pour réguler une multitude de problèmes y compris la prévention, la détection précoce, le confinement et le traitement des signaux physiologique.

La bonne mise en œuvre de ce système exige des approches intégrées utilisant les communautés médicales, la santé publique et le patient.

L'efficacité d'une application médicale exige une capacité d'intervention immédiate dans l'un de ces quatre domaines essentiels [67] :

- La prévention :
 - ✓ Evaluation des risques.
 - ✓ Communication concernant les menaces émergentes.
 - ✓ Education pour les fournisseurs et le grand public.
 - ✓ Mise en œuvre des mesures d'évitement des risques.
- La détection précoce et la surveillance :
 - ✓ Surveillance de la santé en temps réel.
 - ✓ Evaluation des données locales, régionales et nationales.
 - ✓ Education
- Réponse aux crises :
 - ✓ Evaluation et l'identification des besoins médicaux.
 - ✓ Diagnostic, thérapeutique, contamination...
 - ✓ Optimisation de la logistique.
- Traitement :
 - ✓ Centres d'excellence fournissant des instructions de soins spécialisés.
 - ✓ Consultations en temps réel.
 - ✓ Supervision du traitement à plusieurs niveaux.
 - ✓ Se référer vers des centres spécialisés.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons travaillé sur les deux premiers domaines où on a essayé de mettre des stratégies détectives et des modèles causaux afin d'élaborer des méthodes préventives et de détection précoce.

I.9.1. Télémedecine au service de l'amélioration du système de santé

I.9.1.1. Définition

Les technologies du numérique appliquées à la santé couvrent le champ de l'e-santé ou télésanté et offrent des possibilités nouvelles d'accès aux soins, des champs nouveaux dans l'organisation des soins, des pratiques professionnelles et la formation des professionnels de la santé.

Les applications de la télésanté sont larges, allant de la télémedecine médicale permettant de réaliser à distance des actes médicaux pour des malades, à la télémedecine informative qui s'occupe de la diffusion du savoir médical et des protocoles de prise en charge des malades et des soins [68, 69, 70].

La télémedecine représente ainsi le déploiement des technologies de l'Information et de la Communication (TIC) dans le secteur médical [71]. Elle médiatise l'acte médical en interposant un outil de communication entre les médecins ou entre un médecin et son patient.

La télémedecine ne remplacera jamais le contact immédiat médecin-malade mais vient s'ajouter aux outils du médecin au service du patient [72].

Elle remet ainsi en cause une partie de la pratique médicale, mais représente un enjeu considérable pour l'amélioration des conditions de soin et de vie de beaucoup de personnes.

Les trois points forts caractérisant la télémedecine :

- Se pratique à distance
- Recours aux TIC's
- Intègre un professionnel médical (médecin, aide-soignant, infirmier,...)

À l'origine, les premiers programmes de télémedecine ont été adoptés par les pays où la densité de population est faible, pour répondre au problème d'isolement géographique de certaines populations [72].

Ce type d'organisation propose en effet une solution à la difficulté d'accès aux centres de soins spécialisés. D'après [72], les premières expérimentations ont ainsi été développées par exemple en Australie (suivi psychothérapique à distance), en Écosse (dermatologie et médecine à distance pour les plates-formes pétrolières) et dans les zones rurales des États-Unis (télé-soin).

La télémedecine a aujourd'hui trouvé de nombreux champs d'applications, et se décline en différents termes dont il est difficile de déterminer une typologie unanime [73, 74]. On présente finalement cinq catégories d'applications en télémedecine, dont certaines sont illustrées sur la Figure 1.3.

I.9.1.1.1. Télésurveillance médicale

La télésurveillance médicale a vocation de permettre à un médecin d'interpréter à distance les données nécessaires au suivi médical d'un patient. Elle permet au médecin de prendre des décisions à distance concernant la prise en charge du patient et éventuellement de déléguer des actions à un autre professionnel de la santé. Elle permet [75] :

- d'améliorer le suivi médical à distance (post thérapeutique, préventif et curatif) et à domicile des personnes âgées en perte d'autonomie et/ou atteintes de pathologies chroniques.
- de favoriser leur maintien à domicile et leur permettre de vivre chez eux dans un environnement familial, de manière indépendante.
- d'éviter le prolongement de certaines hospitalisations et d'anticiper le retour au domicile.
- de prévenir d'éventuelles hospitalisations.
- de fournir un accompagnement personnalisé à la personne concernée.

I.9.1.1.2. Téléconsultation

Elle a pour objet de permettre à un professionnel médical de donner une consultation à distance à un patient. Un professionnel de santé peut être présent auprès du patient et, le cas échéant, assister le professionnel médical au cours de la téléconsultation.

I.9.1.1.3. Télé-expertise

Elle a pour objet de permettre à un professionnel médical de solliciter à distance l'avis d'un ou de plusieurs professionnels médicaux en raison de leurs formations ou de leurs compétences particulières.

I.9.1.1.4. Téléassistance médicale

Elle a pour rôle de permettre à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte.

I.9.1.1.5. Régulation médicale

La régulation médicale est un acte médical pratiqué par téléphone par un médecin régulateur à distance d'un patient. Elle permet au patient de bénéficier du juste soin [76] grâce à l'adaptation de la réponse au niveau des soins requis pour le patient.

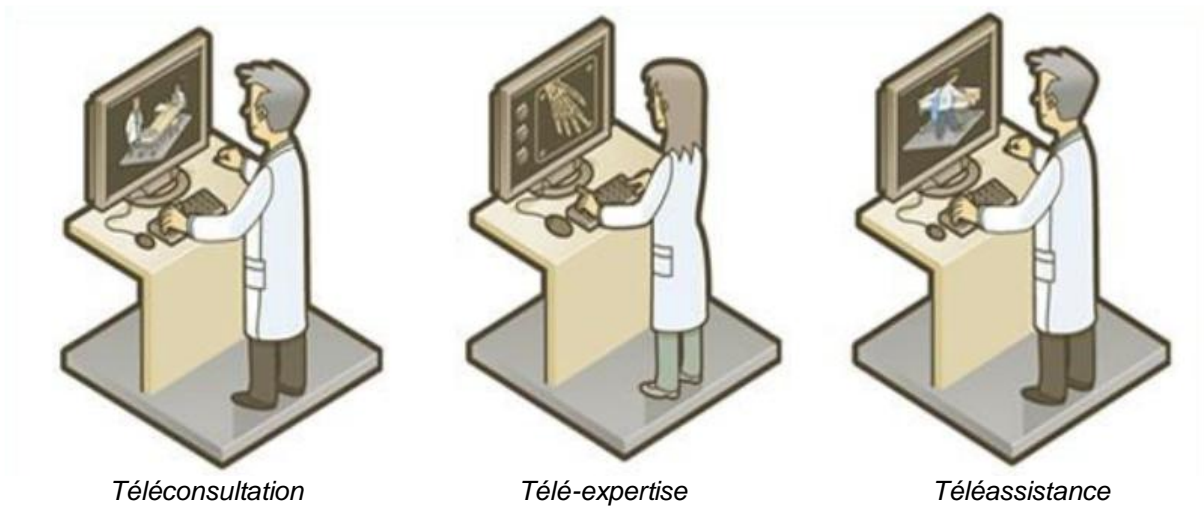


Figure 1.3 : Typologie de la télémédecine [99].

I.9.1.2. Interfaces

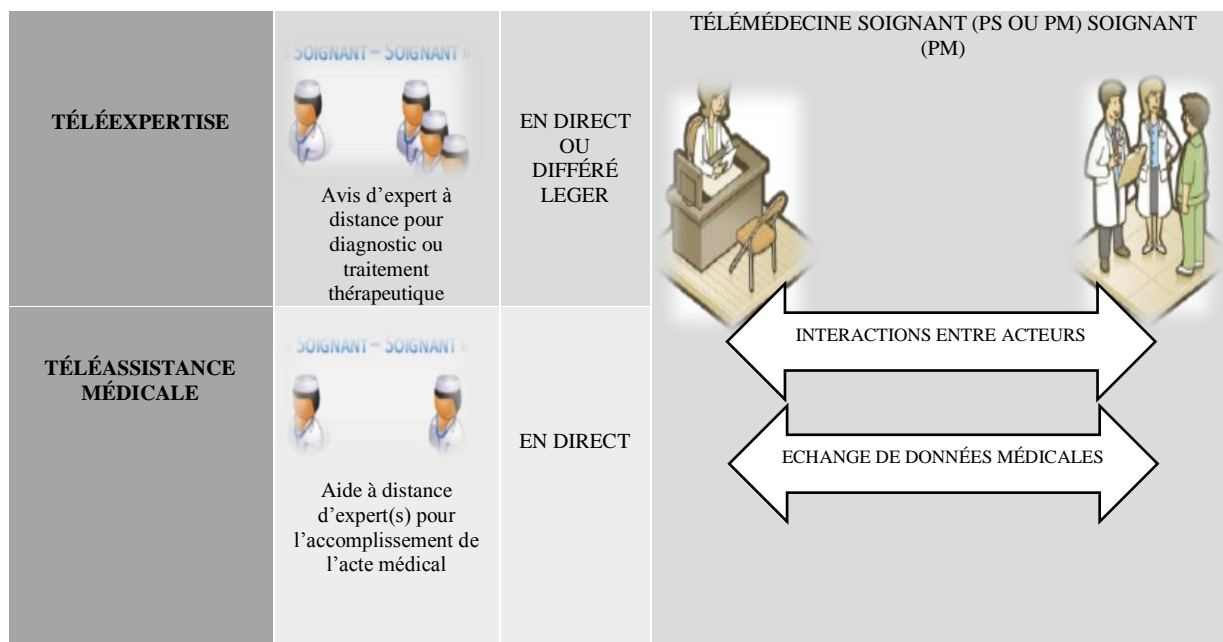
Selon l'acte de télémédecine concerné, deux types d'interfaces peuvent être mises en jeu :

- Une interface «Patient – Soignant (PM)»:
- Cas des actes de téléconsultation et de télésurveillance médicale s'effectuant à domicile ou dans une organisation de substitution au domicile du patient ;
- Une interface « Soignant (PS ou PM) – Soignant (PM) » :
- Cas de la télé-expertise et de la téléassistance médicale.

Le Tableau 1.3 résume, pour chaque acte la nature de l'interface et les flux associés.

Tableau 1.3 : La nature de l'interface et les flux associés.

Actes	Nature de l'interface			Nature des flux	
	Sur place	A distance	Moment	TÉLÉMÉDECINE	PATIENT-SOIGNANT(PM)
TÉLÉCONSULTATION	« PATIENT – SOIGNANT » consultation à distance d'un professionnel médicale		EN DIRECT	 INTERACTIONS ENTRE ACTEURS	
TÉLÉSURVEILLANCE MÉDICALE	« PATIENT – SOIGNANT » Interprétation à distance de données de suivi médical		EN DIRECT OU EN DIFFÉRÉ	 RECUEIL DE DONNÉES MÉDICALES INTERACTIONS ENTRE DISPOSITIFS MÉDICAUX	



I.9.1.3. Données manipulées

Les données recueillies ou échangées dans le cadre d'un acte de télémédecine sont les suivantes (Tableau 1.4) :

Tableau 1.4 : Données recueillies et échangées dans le cadre d'un acte de télémédecine

Actes	Type d'interface	Nature du flux	Détail des données associées
TÉLÉCONSULTATION	TÉLÉMÉDECINE « PATIENT-SOIGNANT »	DONNÉES RECUEILLIES AU TITRE DE L'ACTE DE TÉLÉMÉDECINE	Données provenant de dispositifs médicaux : *Mesures (pression, pouls, température, glycémie, ...). *Signaux Physiologiques (Stetho, ECG, EEG, EMG, PPG...). *Imagerie fixe et dynamique (y compris photo / vidéo).
TÉLÉSURVEILLANCE MÉDICALE			Données cliniques spécifiques à l'acte télémédecine : *Demande de réalisation d'un acte de télémédecine. *Compte-rendu de la réalisation de l'acte. *Prescriptions effectuées dans le cadre de l'acte.
TÉLÉEXPERTISE			Dossier patient (général ou de spécialité) :
TÉLÉASSISTANCE MÉDICALE			*Compte-rendu d'hospitalisation /de consultation. *Prescriptions médicamenteuses. *Autres documents. Résultats d'examens : *Imagerie médicale. *Signaux.

I.9.1.4. Télémédecine favorisée par les TIC's

Les Technologies de l'information et la communication (TICs) ont profondément changé l'aspect des communications. La même chose est vraie pour le domaine médical, où les TICs sont utilisés par les médecins pour communiquer avec les patients, les collègues médicaux ainsi que d'autres professionnels de la santé.

Quelques soit la manière de transmettre et d'échanger l'information entre médecin-patient, on trouve souvent des problèmes lors de l'emploi de ces technologies (mail, SMS,...), des problèmes de conformité, confidentialité et de la protection de l'intégrité des données. Donc, il est nécessaire de prendre les précautions nécessaires afin de limiter les dégâts et veiller à ce que le secret professionnel soit maintenu dans la mesure du possible [96].

Pour que les TICs apportent un soutien à la médecine en générale et surtout la télémédecine, il est nécessaire de suivre quelques règles, citées dans les points suivants.

I.9.1.4.1. Coté médecin

- Le médecin doit séparer sa vie professionnelle et sa vie personnelle lorsqu'il utilise la technologie de l'information.
- Le médecin doit peser les avantages et les risques d'échange d'informations avec un patient ou un collègue.
- Le médecin doit informer son patient des avantages, mais aussi des risques de l'utilisation de la technologie de l'information.
- Même avec l'accord ou le consentement de son patient, le médecin reste responsable du maintien du secret professionnel et de la confidentialité des informations qu'il envoie.

I.9.1.4.2. Coté patient

- Le patient devra assumer sa responsabilité en termes de contenu des informations envoyées à son médecin.
- Le choix des méthodes et moyens de communications au préalable.
- Le patient doit toujours être conscient lorsqu'il utilise les réseaux et medias sociaux.

I.9.1.5. Télémédecine mobile

La télémédecine mobile se résume dans les deux acteurs suivants :

- Des capteurs sans fil corporels de différents types (physiologie, environnement, activité, signal ECG...) portés par la personne, reliés entre eux pour former un réseau de capteurs sans fil capable de collecter des données en temps réel et de les transmettre périodiquement à une station.
- Des services importants développés sur les terminaux mobiles caractérisent un système déployé pour les utilisateurs selon le type d'application et le domaine d'utilisation. Ces

services permettent aussi la gestion d'une base de données relative aux patients, le transfert immédiat des données et la mise en œuvre des systèmes intelligents pour la détection des pathologies.

I.9.1.5.1. Services et Applications spécialisées « état de l'art 'signaux physiologiques et télémedecine »

Avant d'entamer les applications qui combinent signaux physiologiques et télémedecine, on va commencer cette partie par quelques services offerts par cette dernière.

- ***Les soins primaires et les services d'orientation spécialisés***

Ils peuvent impliquer un soin primaire ou professionnel de la santé fournissant une consultation avec un patient en lui rendant un diagnostic.

- ***Clinique***

La télémedecine a été largement utilisée dans le domaine clinique. Les services cliniques comprennent généralement l'interaction entre les cliniciens (et peuvent inclure ou exclure le patient). Par exemple, un agent de santé dans une région éloignée pourrait téléphoner à un spécialiste pour discuter sur la gestion clinique appropriée pour un cas inhabituel. Alternativement, une image numérique d'un rayon X peut être envoyée par courriel à un spécialiste pour aider au diagnostic.

- ***Education***

Les séances éducatives peuvent inclure la prestation des conférences et des ateliers à plusieurs sites en utilisant des techniques telles que la vidéoconférence et sur le Webdiffusion.

- ***Surveillance des patients à distance***

Elle Utilise des dispositifs pour recueillir à distance et envoyer des données à une agence de santé à domicile ou dans un établissement de diagnostic à distance de test (RDTF) pour l'interprétation. Ces applications pourraient inclure un signe vital spécifique, tel que les signaux vitaux (ECG, EEG, EMG, PPG...). Ces services peuvent être utilisés pour compléter l'utilisation des infirmières visiteuses.

Notre première contribution présentée dans le chapitre qui suit est liée à ce contexte de la surveillance des patients à distance et plus précisément le suivi en temps réel d'un signal vital.

Les applications mobiles pour le suivi physiologique nécessitent une conception avec des solutions fiables afin de répondre aux défis de l'efficacité énergétique et de coût.

Pour mieux encadrer notre travail et notre problématique, il est nécessaire de s'appuyer sur les travaux de recherche qui se concentrent sur le développement d'applications mobiles en télémedecine pour le suivi des signaux vitaux chez des patients donnés.

I.9.1.5.2. État de l'art sur les signaux physiologiques et télémédecine mobile

La télémédecine mobile [77, 78, 79, 80, 81, 82] a connu un essor incroyable durant le 21^{ème} siècle, dans laquelle les mêmes services biomédicaux sont offerts à tout moment, partout où on se trouve et avec une grande fiabilité en utilisant des systèmes embarqués ; de tels services mobiles peuvent améliorer les besoins biomédicaux avec l'intégration des TICs.

Cette section présente quelques projets en télémédecine mobile disponibles pour le suivi et l'analyse des signaux physiologiques. Le tableau 1.5 résume quelques plateformes mobiles où on va montrer la nature et type de l'information à traiter avec leurs caractéristiques.

Tableau 1.5 : Description de quelques plateformes de transmission en télémédecine mobile

	NATURE DE L'INFORMATION	CARACTERISTIQUES DU SYSTEME
MURAKAMI ET AL. [83]	1- ECG 2- Pression artérielle 3- Imagerie médicale	Fonctionnement en temps réel, capacité du canal importante
ANOGLANAKIS G. ET AL. [84]	1- ECG 2- Des rapports médicaux 3- Audio 4- Vidéos	1- Mode hors-ligne 2- mode conférence (en ligne)
LIN ET AL. [77]	1- Pression artérielle 2- Température corporelle 3- ECG 4- EEG 5- Vidéo 6- Imagerie par rayon X	Mode économie d'énergie
PAVLOPOULOS S. ET AL. [85]	1- Base de données médicale 2- Imagerie médicale 3- ECG 4- Vidéo 5- SpO2, battement cardiaque HR, pression artérielle BP, la température corporelle	Mode http Mode TCP/IP
HUNG K. ET AL. [86]	1- ECG 2- Document WML 3- Base de données médicales (rythme cardiaque, historique des patients, messages cliniques ou hospitaliers et l'avis du médecin)	Mode http Mode WAP 1.1
CARLOS H. S. ET AL. [87]	1- ECG 2- BP 3- Base de données médicale 4- Questionnaire 5- Poids 6- Impulsion 7- 7. oxymétrie de pouls	Mode http Mode WAP Hypertension artérielle arythmies malignes Arrêt cardiaque post infarctus
YUECHUN CHU ET AL. [88]	1- ECG 2- Imagerie médicale	Mode http Mode TCP

	3- Vidéo	Mode UDP/ caractéristiques
LEE R. G. ET AL. [89]	1- ECG 2- SPO2 3- BP 4- Impulsion 5- Document UML Nature de l'information	Niveaux d'urgence (normal, urgent, critique, très critique). Stratégie (E-mail, SMS...) Caractéristiques du système
T. TAMURA ET AL. [90]	Surveillance de la pression artérielle	Bon prédicteur des maladies cérébrovasculaires et cardiovasculaires.
HARRISON. MJ ET AL. [91]	Changement des pressions artérielles moyennes pendant une anesthésie	Des systèmes d'alarmes pourraient signaler des changements excessifs qui se produisent dans de courts intervalles du temps.
H. HINRICHS ET AL. [92]	EEG pendant une endartériectomie carotidienne.	Analyse spectrale avec l'intégration d'un modèle linéaire dynamique
DAVID A. GABRIEL ET AL. [93]	sEMG des biceps	1- Amplitude moyenne. 2- Fréquence moyenne. 3- Pente moyenne. 4- Durée moyenne. 5- La puissance moyenne.
TEUNISSEN. LP ET AL. [94]	Température	Mode http

À travers tous ces travaux, nous avons étudié le concept de la télémédecine mobile en identifiant les paramètres à prendre en compte dans la conception des systèmes de télémédecine mobiles. Dans ce qui suit, on s'intéresse aux systèmes mobiles de suivi de l'ECG.

I.9.1.5.3. Etat de l'art sur la détection et la transmission d'un signal ECG

Au cours des dernières années, on a assisté à une croissance rapide de l'utilisation des TICs dans le secteur de la santé. Ces technologies, introduites en soutien aux restructurations majeures du système de santé dans le monde, constituent à plusieurs égards un changement dans la fourniture de soins et de services à la population.




Afin de diagnostiquer et de traiter les maladies cardiovasculaires, deux types de procédures pour explorer l'activité électrique cardiaque sont généralement utilisés : les procédures invasives et les procédures non-invasives.




Les premières nécessitent une intervention chirurgicale, et consistent à aller placer directement à l'intérieur du muscle cardiaque des électrodes pour enregistrer l'activité électrique. Cette technique d'enregistrement permet de détecter plus précisément des lésions du tissu cardiaque au niveau des oreillettes ou des ventricules. Les techniques non-invasives sont plus courantes car elles sont moins contraignantes pour le patient, et consistent à recueillir les différences de potentielle créées par les forces électriques présentes dans le cœur au moyen

d'électrodes directement posées sur la peau (de façon standard au-dessus des poignets et des chevilles, voire sur le thorax ou dans le dos dans certains cas).

Le tableau 1.6 montre quelques produits de différents constructeurs que nous avons pu trouver dans notre recherche.

Tableau 1.6 : *Quelques produits pour la transmission d'un ECG [109].*

Constructeur	Dispositif	Description	Photographies
SHL	Cardio beeper CB 12/12- émetteur téléphonique d'ECG	<p>Transmission en 16 secondes d'un ECG 12 dérivation, en temps réel, au bureau d'un médecin, d'un hôpital ou d'un centre de surveillance à partir d'une ligne téléphonique, afin d'établir un diagnostic à distance (détection des arythmies, d'une ischémie ou d'un infarctus).</p> <p>Le patient place le dispositif sur son thorax et lance l'enregistrement de l'ECG en appuyant sur le bouton de l'appareil.</p> <p>Ce système de surveillance peut aider à réduire rigoureusement des taux de morbidité et de mortalité suite à un infarctus ou d'autres incidents cardiaques graves.</p>	
SHL	Cardio beeper CB- 150	<p>Transmission d'une ECG 3 dérivation.</p> <p>Permet le diagnostic à distance des arythmies.</p>	
Aerotel	Heart 400 (modèles 400, 400E, 400V)	<p>Transmission d'un ECG (jusqu'à 12 dérivation) à un centre de secours</p> <p>Câble patient – 3 fils</p>	

Aerotel	Heartview	<p>Transmission téléphonique ou câble RS232 d'un ECG 12 dérivations</p> <p>Poids : 110 grammes sans batterie, 10 brins</p> <p>Enregistrement sur disque : 2.5 secondes pour chacune des dérivations et 10 secondes pour le tracé de rythme (dérivation II)</p>	
Cardguard	Emetteur d'ECG CG-2206	<p>Capacité de stockage 6*32 secondes d'ECG en temps réel</p> <p>Tracé de l'impulsion du stimulateur</p> <p>Electrodes implantées au dos de l'appareil</p> <p>Alarme sonore transmission téléphonique</p>	
SYMBIOLINE		<p>un boîtier noir plastique contenant la carte électronique de traitement de traitement du signal ECG et muni de deux connecteurs : un pour brancher le câble USB et l'autre pour brancher l'ensemble faisceau.</p> <p>un faisceau ECG de 3 fils avec au bout des adaptateurs pression pour les brancher sur les bracelets.</p> <p>un ensemble de trois bracelets plastiques à mettre sur les poignets.</p>	



Ces marques de produits ECG qui sont de nature avec contact et qui représentent à l'heure actuelle un inconvénient crucial dans leurs exploitations tels que le manque de confort et de simplicité d'utilisation, la qualité du signal dépendant de la conductance de la peau et sans oublier leurs prix chers.


Les signaux ECG's sont produits par application des électrodes sur les différentes parties du corps pour envoyer le très faible courant à l'instrument d'enregistrement.

Cette règle de positionnement des électrodes rend l'exploitation de ce genre d'appareillage gênant, c'est la raison pour laquelle on a pensé à d'autres appareillages de nature sans électrodes qui ont connu un essor et une exploitation meilleure que les autres produits avec électrodes. Le tableau 1.7 montre l'utilité ainsi que la facilité d'utilisation de ce genre de produits.

Tableau 1.7 : Quelques produits (ceintures cardio) [110]

Constructeur	Description	Produits
KYTO Electronics	Ceinture / sangle de poitrine ECG sans fil	
Garmin	Ceinture cardio haute qualité Construction souple confortable Ajustable lavable	
Polar H7	Compatible avec la plupart des applications d'entraînement physique phares, dont Polar. Transfère des informations du rythme cardiaque sous l'eau avec les produits supportant une transmission de 5KHz	
Toorx FC-TOORX	Permet de détecter votre fréquence cardiaque sur votre appareil fitness, sans fil adaptée pour les tapis de course, vélos d'appartement, moniteurs de fréquence cardiaque poignet Fréquence : 5.3 KHZ Compatible Polar Portée : 85 cm, maximum 100 Remplacement facile et rapide de la batterie	
Beets BLU	cardiofréquencemètre sans fil, connecté Bluetooth, compatible smartphones Apple (4s, 5, 5s, 5c, 6, 6 plus), Android avec Bluetooth 4.0, ceinture cardio ajustable, moniteur de fréquence cardiaque	

Arendo	<p>Moniteur de fréquence cardiaque Bluetooth 4.0 Arendo (surveillance du rythme cardiaque / Cardiofréquencemètre) pour smartphone / tablette (produits Apple, ainsi que de nombreux produits Android avec l'application i-gotU Sports) Technologie : Bluetooth 4.0 Smart (efficacité énergétique élevée).</p> <p>Permet la transmission de la fréquence cardiaque à tous les périphériques compatibles Bluetooth 4.0 Smart / Installation rapide et simple pour l'affichage du rythme cardiaque</p> <p>Fonctionnalités : sangle textile souple pour un confort élevé / Longueur de la sangle réglable de 67 cm à 100 cm (S-XXL) / Étanche selon la norme IPX7 / Technologie Bluetooth Smart économe en énergie / Pas besoin d'adaptateur supplémentaire Confort élevé de la sangle de poitrine, même en cas d'utilisation intensive.</p> <p>iPhone 4S / 5 / 5S / 6 / 6S / iPad 3G (ou supérieur) / iPod Touch 5G / iPod Nano 7G ainsi qu'avec un grand nombre d'applications de mise en forme.</p>	
BlueLeza	<p>Ceinture Bluetooth Smart / ANT+ de fréquence cardiaque. Transmission des données sans fil via la technologie Bluetooth.</p> <p>Poids : 14g (capteur sans ceinture), 45g (capteur avec sangle). Possibilité de laver la sangle (lavage à la main : 30°). Taille réglable jusqu'à 140cm de tour de poitrine. Capteur résistant à la poussière et étanche jusqu'à 1m50. Durée de vie de la batterie jusqu'à 1 an et demi (3V CR2032).</p> <p>Compatible avec iPhone 4s/5/5c/6/6s, iPad 3 / 4, iPad mini, iPod touch 5G et iPod nano 7G. Compatible iOS9.</p> <p>Compatible avec les smartphones Samsung à partir de la technologie Android 4.3, les smartphones HTC (HTC One, HTC Droid DNA et HTC One X+) à partir de la technologie Android 4.1, et le smartphone Blackberry 10.</p>	

4iiii Viiiiva	<p>Ceinture cardio.</p> <p>Transfert de données : Bluetooth et ANT+.</p> <p>Points forts : sert aussi de pont entre accessoires ANT+ et smartphone / montre Bluetooth (ce qui permet d'utiliser un capteur de puissance ANT+ avec une montre Bluetooth par exemple).</p>	
---------------	--	---

Les ceintures cardio sont des équipements qui mesurent les battements cardiaques pour les envoyer vers un récepteur. Traditionnellement les cardiofréquencesmètres se composent d'une ceinture avec un capteur placé autour du torse. De même, d'autres chercheurs ont élaboré quelques dispositifs à base de smartphone commercialisés et utilisés en cardiologie ; ces applications sont validées par l'organisme internationale FDA ou USFDA [100].

Tableau 1.8 : *Quelques dispositifs à base de smartphone, commercialisés et utilisés en cardiologie.*

Application	Avantages	Inconvénients
ALIVECOR [101]	<ul style="list-style-type: none"> la détection de la fibrillation auriculaire Interprétation radiologiste pour des frais supplémentaire application bien conçu coté interface 	/
ECG CHECK [102]		<ul style="list-style-type: none"> la vie de batterie est faible (8 heures) avec des fonctionnalités d'applications limitées Analyse automatisée de l'ECG uniquement avec prescription
QARDIOCORE ECG [103]	<ul style="list-style-type: none"> ECG 3 leads Analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque 	<ul style="list-style-type: none"> Aucune interprétation automatisée Pas de communication avec le médecin
CARDIOSECUR ACTIVE [104]	<ul style="list-style-type: none"> ECG 22 leads la détection d'une ischémie interprétation automatisée 	<ul style="list-style-type: none"> Utilisation des électrodes et des câbles filaires
E MOTION ECG [105]	<ul style="list-style-type: none"> ECG 3 leads Analyse de la variabilité de la fréquence cardiaque localisation GPS de l'utilisateur avec alerte pour l'ischémie 	<ul style="list-style-type: none"> Seulement avec prescription
HEALTHPATH MD [106]	<ul style="list-style-type: none"> Détection de la fréquence cardiaque, la variabilité de la fréquence cardiaque, fréquence respiratoire, la température, la posture du corps, détection de chute 	<ul style="list-style-type: none"> Seulement avec prescription

VITALITI [107]	<ul style="list-style-type: none"> • Liste exhaustive (étendue) des mesures • Pas besoin d'électrode adhésive • surveillance continue pendant 72 heures • détection de l'apnée de sommeil • suivit en temps réel
QARDIOARM [108]	<ul style="list-style-type: none"> • Portable • Sans fil • détection du rythme cardiaque irrégulier • cliniquement validé

I.10. Conclusion

Les acteurs de la santé ont le rôle d'échanger des informations, d'effectuer des consultations, d'interpréter des images médicales, etc., et cela grâce aux moyens de télécommunications (téléphones, lignes spécialisées, satellites...).

Ces nouvelles technologies permettent d'abolir les distances, d'éviter des déplacements et des hospitalisations parfois inutiles, afin de réaliser l'acte médical le plus approprié dans un environnement favorable.

C'est la raison pour laquelle la télémédecine a vu le jour, elle est donc censée pallier partiellement les déserts médicaux, aider les établissements à réaliser des économies, améliorer l'efficacité du parcours de soin, ou encore réduire le temps de prise en charge des patients et éviter celles qui sont inutiles. Elle peut en outre favoriser le transfert des informations médicales, et surtout quand on parle de la télémédecine mobile, c'est la raison pour laquelle nous avons évoqué dans ce chapitre ce qui se passe dans ce monde et surtout du côté applications mobiles en télémédecine.

Le prochain chapitre illustre réellement notre contribution avec le développement d'une application m-Health pour le traitement des signaux ECGs.

Références

- [1] G. Eysenbach, “*Editorial: What is e-health?*,” J Med Internet Res 2001; 3(2): e20, doi:10.2196/jmir.3.2.e20.
- [2] Mohsen Khalil, Philippe Dongier, and Christine Zhen-Wei Qiang, “*Chapitre 1 : Vue d'Ensemble du Rapport,*” Information et Communication pour le Développement 2009, pp.1-18.
- [3] World Bank Information and Communication Technologies glossary guide, <http://web.worldbank.com>
- [4] Information Technology in Support of Health Care. World Health Organization, Department of Essential Health Technologies; October 2003. <http://www.who.int/eht/en/InformationTech.pdf>
- [5] Vital Wave Consulting, “*m-Health for Development: The Opportunity of Mobile Technology for Healthcare in the Developing World,*” United Nations Foundation, Vodafone Foundation. p. 9, February 2009.
- [6] Germanakos P., Mourlas C., & Samaras G. “*A Mobile Agent Approach for Ubiquitous and Personalized E-Health Information Systems,*” Proceedings of the Workshop on 'Personalization for e-Health' of the 10th International Conference on User Modeling (UM'05). Edinburgh, July 29, 2005, pp. 67–70.
- [7] Tan J, editor, “*E-Healthcare information systems: an introduction for students and professionals,*” Jossey-Boss; 2005. ISBN 13 978-0-7879-6618-8.
- [8] The PLOS Medicine Editors, “*A Reality Checkpoint for Mobile Health: Three Challenges to Overcome,*” PLoS Med 10(2): e1001395. 2013, doi:10.1371/journal.pmed.1001395.
- [9] Shifali Arora, Jennifer Yttri, and Wendy Nilsen, “*Privacy and Security in Mobile Health (mHealth) Research,*” Alcohol Res. 2014; 36(1): 143–151. PMID: PMC4432854.
- [10] Yao Y. Shieh, Fong Y. Tsai, Arash Anavim, Mason Shieh, Michael D. Wang, Chao-Ming C. Lin, “*Mobile healthcare: the opportunities and challenges,*” Int J Electron Healthc. 2008; 4(2): 208–219. doi: 10.1504/IJEH.2008.019793.
- [11] Redaction par Silver Economie, “*Comment la m-Health va-t-elle révolutionner le milieu médical ?,*” <<http://www.silvereco.fr/comment-la-m-sante-va-t-elle-revolutionner-le-milieu-medical/3119242>>.
- [12] Janneke E. van Leijen-Zeelenberg, Arianne M. J. Elissen, Kerstin Grube, Arno J. A. van Raak, Hubertus J. M. Vrijhoef, Bernd Kremer and Dirk Ruwaard, “*The impact of redesigning care processes on quality of care: a systematic review,*” BMC Health Services Research, 16:19, 2016, DOI: 10.1186/s12913-016-1266-0.
- [13] http://www.who.int/buruli/research/priorities/diagnosis_methods/en/
- [14] <http://www.gouvernement.fr/lutte-contre-les-deserts-medicaux-ce-qu-il-faut-savoir>
- [15] IMS Health, “*report: Patient apps for improved healthcare,*” 2013. http://www.imshealth.com/deployedfiles/imshealth/Global/Content/Corporate/IMSContent/Corporate/IMS%20Health%20Institute/Reports/Patient_Apps/IIHI_Patient_Apps_Report.pdf
- [16] B. Martínez-Pérez, I. de la Torre-Díez, M. López-Coronado, J. Herreros-González, “*Mobile apps in cardiology: Review,*” JMIR Mhealth Uhealth 1 (2), 2013, e15, <http://dx.doi.org/10.2196/mhealth.2737>. <http://mhealth.jmir.org/2013/2/e15/>
- [17] I. Bisio, F. Lavagetto, M. Marchese, A. Sciarrone, “*A smartphone-centric platform for remote health monitoring of heart failure,*” Int. J. Commun.Syst., 2014, doi:<http://dx.doi.org/10.1002/dac.2778>.
- [18] J. Fayn, P. Rubel, “*Toward a personal health society in cardiology,*” IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 14 (2), 2010, pp. 401–409.
- [19] C.-T. Lin, K.-C. Chang, C.-L. Lin, C.-C. Chiang, S.-W. Lu, S.-S. Chang, B.-S. Lin, H.-Y. Liang, R.-J. Chen, Y.-T. Lee, L.-W. Ko, “*An intelligent telecardiology system using a wearable and wireless ECG to detect atrial fibrillation,*” IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 14 (3), 2010, pp. 726–733.
- [20] J.C. Sieverdes, F. Treiber, C. Jenkins, “*Improving diabetes management with mobile health technology,*” Am. J. Med. Sci. 345 (4), 2013, pp.289–295.
- [21] M. Kirwan, C. Vandelanotte, A. Fenning, J.M. Duncan, “*Diabetes self-management smartphone application for adults with type 1 diabetes: randomized controlled trial,*” J. Med. Internet Res. 15 (11), 2013, e235.
- [22] A.J. Cafazzo, M. Casselman, N. Hamming, K.D. Katzman, R.M. Palmert, “*Design of an m-health app for the self-management of adolescent type 1 diabetes: a pilot study,*” J. Med. Internet Res. 14 (3), 2012, e70. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22564332>

- [23] H. Maamar, A. Boukerche, E. Petriu, “3-D streaming supplying partner protocols for mobile collaborative exergaming for health,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 16 (6), 2012, pp.1079–1095.
- [24] I. Lopes, B. Silva, J. Rodrigues, J. Lloret, M. Proenca, “A mobile health monitoring solution for weight control,” 2011 International Conference on Wireless Communications and Signal Processing (WCSP), 2011, pp. 1–5.
- [25] F. Zhu, M. Bosch, I. Woo, S. Kim, C.J. Boushey, D.S. Ebert, E.J. Delp, “The use of mobile devices in aiding dietary assessment and evaluation,” *J. Sel. Top. Signal Process.* 4 (4), 2010, pp. 756–766.
- [26] R. Whittaker, E. Dorey, D. Bramley, C. Bullen, S. Denny, R.C. Elley, R. Maddison, H. McRobbie, V. Parag, A. Rodgers, P. Salmon, “A theory-based video messaging mobile phone intervention for smoking cessation: randomized controlled trial,” *J. Med. Internet Res.* 13 (1), 2011, e10.
- [27] J. Finkelstein, J. Wood, “Interactive mobile system for smoking cessation,” 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013, pp. 1169–1172. doi:[http:// dx.doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609714](http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609714).
- [28] J. Fontecha, R. Hervás, J. Bravo, J.F. Navarro, “A mobile and ubiquitous approach for supporting frailty assessment in elderly people,” *J. Med. Internet Res.* 15 (9), 2013, e197.
- [29] G. Chiarini, P. Ray, S. Akter, C. Masella, A. Ganz, “m-Health technologies for chronic diseases and elders: a systematic review,” *IEEE J. Sel. Areas Commun.* 31 (9), 2013, pp.6–18.
- [30] K. Källander, K.J. Tibenderana, J.O. Akpogheneta, L.D. Strachan, Z. Hill, A.A.H. ten Asbroek, L. Conteh, R.B. Kirkwood, R.S. Meek, “Mobile health (m-health) approaches and lessons for increased performance and retention of community health workers in low- and middle-income countries: a review,” *J. Med. Internet Res.* 15 (1), 2013, e17.
- [31] C. Déglise, S.L. Suggs, P. Odermatt, “Short message service (SMS) applications for disease prevention in developing countries,” *J. Med. Internet Res.* 14 (1), 2012, e3.
- [32] M. Fiordelli, N. Diviani, P.J. Schulz, “Mapping m-Health research: a decade of evolution,” *J. Med. Internet Res.* 15 (5), 2013, e95.
- [33] MyFitnessPal, “Calorie counter and diet tracker,” 2014. <https://itunes.apple.com/br/app/calorie-counter-diet-tracker/id488519281?mt=8>
- [34] Azumio Inc., “Chest trainer,” 2014, <https://itunes.apple.com/ca/app/chesttrainer-100+-chest-exercises/id583620753?mt=8>
- [35] E Clinical Works, “Healow,” 2015. <https://itunes.apple.com/us/app/healow/id595012291?mt=8>
- [36] Vitals, “Vitals – your top 10 doctors,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/vitals-your-top-10-doctors/id540384807?mt=8>
- [37] ZocDoc, “Zocdoc – doctor appointments online,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/zocdoc-doctor-appointments/id391062219?mt=8>
- [38] HealthTap, “Healthtap – free doctor answers to medical and health questions,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/healthtap-free-doctor-answers/id466079030?mt=8>
- [39] Healthagen, “itriage,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/itriage-healthdoctor-symptoms/id304696939?mt=8>
- [40] WebMed, “Webmed,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/webmd-foripad/id373185673?mt=8>
- [41] GoodRx, “Goodrx,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/goodrxprescription-medicine/id485357017?mt=8>
- [42] I.C. Solutions, “Myrefill,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/myrefill-rx/id372376803?mt=8>
- [43] Walgreen, “Walgreen,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/walgreens/id335364882?mt=8>
- [44] Montuno, “Dosecast,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/dosecast/id365191644?mt=8>
- [45] M. Software, “Pill monitor free,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/pillmonitor-free-medication/id485247638?mt=8>
- [46] Walgreen, “Rxmindme prescription/ medicine reminder and pill tracker,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/rxmindme-prescription-medicine/id379864173?mt=8>
- [47] M. Software, “Daily carb – carbohydrate, glucose, medication, blood pressure and exercise tracker,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/daily-carbcarbohydrate-glucose/id536425111?mt=8>
- [48] Azumio Inc., “Glucose buddy – diabetes logbook manager w/syncing, blood pressure, weight tracking;” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/glucosebuddy-diabetes-logbook/id294754639?mt=8>
- [49] Sanofi-aventis, “Gomeals,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/gomeals/id336651139?mt=8>

- [50] Daniel Anderton, “*Adhd angel*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/adhdangel/id485821457?mt=8>
- [51] Pocket Therapist, Live ocd free, 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/liveocd-free/id509337840?mt=8>
- [52] The National Center for Telehealth and Technology, “*T2 mood tracker*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/t2-mood-tracker/id428373825?mt=8>
- [53] <http://www.radioalgerie.dz/news/fr/article/20161120/94713.html>
- [54] “*Office-fit*,” 2014. <https://itunes.apple.com/bh/app/office-fit/id408838099?mt=8>
- [55] WebMD, Webmd pain coach, 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/webmd-pain-coach/id536303342?mt=8>
- [56] Zimmer Inc., “*Zimmer arthritis*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/webmd-pain-coach/id536303342?mt=8>
- [57] Lingopal Holdings Pty, Dr k’s breast checker, 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/dr-ks-breast-checker/id385045662?mt=8>
- [58] “*Pcr tracker*,” 2014. <https://itunes.apple.com/ch/app/pcr-tracker/id592097118?l=en&mt=8>
- [59] “*Skinkeeper*,” 2014. <https://itunes.apple.com/lv/app/skinkeeper/id486413797?mt=8>
- [60] Martin Hartl, Noteness, 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/noteness/id639289114?mt=8>
- [61] Health Wave Signals, “*Parkinson diary*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/parkinson-diary/id507107180?mt=8>
- [62] Y. Epilepsy, “*Young epilepsy*,” 2014. <<https://itunes.apple.com/gb/app/youngpilepsy/id564205130?mt=8>>.
- [63] Vipo.com, “*Ovulation calendar ladytimer free*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/ovulation-calendar-ladytimer/id406762826?mt=8>
- [64] nanobitsoftware.com, “*Period diary (period, fertile & ovulation tracker)*,” 2014. <https://itunes.apple.com/au/app/period-diary-period-fertile/id436762566?mt=8>
- [65] Everyday Health Inc., “*Pregnancy & baby — what to expect*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/pregnancy-baby-what-to-expect/id289560144?mt=8>
- [66] Seacloud Software, “*Baby connect (activity logger)*,” 2014. <https://itunes.apple.com/us/app/baby-connect-activity-logger/id326574411?mt=8>
- [67] The Telemedicine Response to Homeland Safety and Security Developing a National Network for Rapid and Effective Response for Emergency Medical Care, <http://docplayer.net/6185435-The-telemedicine-response-to-homeland-safety-and-security-developing-a-national-network-for-rapid-and-effective-response-for-emergency-medical-care.html>
- [68] Isabelle Delattre, Rapport Labordes “*La télésanté, un atout au service de notre bien-être*,” octobre 2009.
- [69] JM Croels, “*Le droit des obligations à l’épreuve de la télé médecine*,” PU d’Aix-Marseille, 2006, p.38.
- [70] décembre 1998, le Dr Fernando Antezana, directeur de l’OMS précisait à Genève les définitions suivantes de la télésanté et de la télé médecine : *If telehealth is understood to mean the integration of telecommunications systems into the practice of protecting and promoting health, while telemedicine is the incorporation of these systems into curative medicine, then it must be acknowledged that tele-health corresponds more closely to the international activities of who in the field of public health. It covers education for health, public and community health, health systems development and epidemiology, whereas telemedicine is oriented more towards the clinical aspects.*
- [71] M. Cauville, “*Diagnostic, soins et prévention par la télé médecine : explications de J. Demongeot*,” Sciences et Technologies, pp. 32–34, 1999.
- [72] A. Franco, “*La télé médecine au service de l’autonomie*,” La revue de médecine interne, vol. 24, pp. 390–393.
- [73] L. Bajolle, “*E-médecine : Amélioration, Optimisation et Humanisation de la médecine de ville par l’usage de l’internet et des nouvelles technologies*,” Thèse de doctorat en médecine de l’Université Joseph Fourier, Grenoble, janvier 2002.
- [74] C. Suarez, “*La télé médecine : quelle légitimité d’une innovation radicale pour les professionnels de santé ?*,” Revue de l’Institut de Recherches Économiques et Sociales (IRES), vol. 39, 2002.
- [75] Sandrine DEGOS, Joëlle BOUET, Rozenn GUELLEC, Rebecca AMMAR, “*Pipame - E-santé : faire émerger l’offre française en répondant aux besoins présents et futurs des acteurs de santé*,” Date de parution : 2016, Couverture : Hélène Allias-Denis, Brigitte Baroin ; Édition : Martine Automme, Nicole Merle-Lamoot, ISBN : 978-2-11-139399-9.
- [76] Braun F., Berthier F, “*Les interconnexions de la Régulation Médicale*,” Conférence Congrès Urgences 2009, chapitre 81. Paris ; 2009, pp.817-29.

- [77] Lin, C. F., Chen, J. Y., Shiu, R. H., and Chang, S. H., "A *Ka* band WCDMA-based LEO transport architecture in mobile telemedicine," *Telemedicine in the 21st Century*, Nova Science Publishers, 2008, pp. 187–201.
- [78] Istepanian, R. S. H., Laxminarayan, S., and Pattichis, C. S., "MHealth: Emerging mobile health systems," New York: Springer, 2006.
- [79] Pattichis, C. S., Kyriacou, E., Voskarides, S., Pattichis, M. S., and Istepanian, R., "Wireless telemedicine systems: An overview," *IEEE Antennas Propag. Mag.* 44, 2002, pp. 143–153.
- [80] Kyriacou, E., Pattichis, M. S., Pattichis, C. S., Panayides, A., and Pitsillides, A., "m-Health e-Emergency systems: Current status and future directions," *IEEE Antennas Propag. Mag.* 49 (1), 2007, pp.216–231.
- [81] Rashvand, H. F., Salcedo, V. T., Sanchez, E. M., and Iliescu, D., "Ubiquitous wireless telemedicine," *IET Commun.* 2(2), 2008, pp.237–254.
- [82] Lin, C. F., and Lee, H. W., "Wireless multimedia communication toward mobile telemedicine," *Proceedings of the 9th WSEAS International Conference on Applied Informatics and Communications*, 2009, pp.232–237.
- [83] Murakami, H., Shimizu, K., Yamamoto, K., Mikami, T., Hoshimiya, N., and Kondo, K., "Telemedicine using mobile satellite communication," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 41, 1994, pp.488–497.
- [84] Anogianakis, G., Maglavera, S., and Pomportsis, A., "Relief for maritime medical emergencies through telematics," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 1998, pp.254–260.
- [85] Pavlopoulos, S., Kyriacou, E., Berler, A., Dembeyiotis, S., and Koutsouris, D., "A novel emergency telemedicine system based on wireless communication technology Ambulance," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 2(4), 1998, pp.261–267.
- [86] Hung, K., and Zhang, Y. T., "Implementation of a WAP-based telemedicine system for patient monitoring," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 7(2), 2003, pp.101–107.
- [87] Salvador, C. H., Carrasco, M. P., González, M. A., Carrero, A. M., Montes, J. M., Martín, L. S., Cavero, M. A., Lozano, I. F., and Monteagudo, J. L., Airmed-cardio: "A GSM and internet services based system for out-of-hospital follow-up of cardiac patients," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 9(1), 2005, pp.73–85.
- [88] Chu, Y., and Ganz, A., "A mobile teletrauma system using 3G networks," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 2004, pp. 452–456.
- [89] Lee, R. G., Chen, K. C., Hsiao, C. C., and Tseng, C. L., "A mobile care system with alert mechanism," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* 11(5), 2007, pp. 507–517.
- [90] Tamura, T., Mizukura, I., Tatsumi, H., and Kimura, Y., "Is the home health care monitoring effective?," *Information Technology and Applications in Biomedicine ITAB 2009. 9th International Conference on*, 1–4, 2009.
- [91] Harrison, M. J., Kluger, M. T., and Robertson, N. N., "The relationship between change in blood pressure, blood pressure and time," *Anaesthesia* 55, 2000, pp.385–387.
- [92] Hinrichs, H., Feistner, H., and Heinze, H. J., "A trend-detection algorithm for intraoperative EEG monitoring," *Medical Engineering & Physics* 18(8), 1996, pp.626–631.
- [93] Gabriel, D. A., Christie, A., Inglis, J. G., and Kamen, G., "Experimental and modelling investigation of surface EMG spike analysis," *Medical Engineering & Physics* 33(4), 2011, pp.427–437.
- [94] Teunissen, L., Klewer, J., De Haan, A., De Koning, J., and Daanen, H., "Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux. *Physiol.*" *Meas.* 32(5), 2011, pp. 559.
- [95] bourouis abderrahim, Feham Mohamed, "Wonderkit," Brevet 2016, Labo STIC, Université de Tlemcen.
- [96] http://www.ticsante.com/GHT-la-telemedecine-doit-etre-integree-dans-les-projets-medicaux-des-leur-definition-NS_2693.html.
- [97] Michel Alberganti, " Médecine à distance et corps sous surveillance," <http://www.slate.fr/story/63533/medecine-distance-corps-surveillance>.
- [98] <http://www.imedicalapps.com/2012/07/rxmindme-app-review-medication-reminder-patients/>
- [99] <http://www.esante-picardie.com>
- [100] <http://www.fda.gov>
- [101] <http://www.alivecor.com/home>
- [102] <http://www.ecgcheck.com>
- [103] <https://www.getqardio.com/>
- [104] <https://www.cardiosecur.com/en>
- [105] <http://www.megaemg.com>
- [106] <http://www.vitalconnect.com/>

- [107] <http://www.cloudx.com/vitaliti/index.html>
- [108] <https://www.getqardio.com/>
- [109] <http://trends.medicaexpo.fr/cardioline/project-67948-414662.html>
- [110] <http://www.montre-cardio-gps.fr/a-la-recherche-de-la-meilleure-ceinture-cardio/>

CHAPITRE II :
APPLICATION « DIAGNOSE ECG »

II.1. Introduction

Dans ce deuxième chapitre, et après avoir vu l'essentiel sur tout ce qui entoure le développement d'applications mobiles en télémédecine, nous allons procéder à la mise en application de la solution de télésurveillance du patient cardiaque.

Ce chapitre est divisé en 3 parties essentielles :

- La première partie est une initiation sur le cœur et le signal ECG ainsi qu'un état de l'art sur la détection et la transmission d'un signal ECG.
- choix de la plateforme mobile de développement.
- Le développement de notre application mobile et discussion des résultats.

II.2. Contexte

De nos jours, la télémédecine connaît un essor sans précédent surtout avec l'apparition et le développement des téléphones mobile, un composant qui a complètement révolutionné la médecine. À l'origine, le téléphone mobile est censé permettre à son utilisateur de téléphoner relativement n'importe où, mais depuis quelques années, le marché des téléphones polyvalents et intelligents «smartphone» s'impose de plus en plus. Sous Android, BlackBerry ou IOS, ils font désormais presque oublier leur fonction principale qui est la téléphonie. Ainsi les téléphones mobiles constituent aujourd'hui de véritables plateformes numériques allant des applications multimédia courantes (Vidéo, Music, e-commerce...) à de véritables moyens de diagnostics médicaux.

L'arrivée sur le marché de cette nouvelle catégorie de terminaux puissants et financièrement abordables est le principal vecteur de plusieurs innovations dans divers domaines, notamment dans le domaine médical qui nous intéresse dans cette thèse. Grâce à son succès exponentiel, le smartphone est vite devenu l'un des maillons majeurs et même indispensables parfois dans une chaîne de télémédecine. Cet outil miniature doté de nombreux capteurs, pouvant se connecter presque à tous les réseaux est vu désormais comme étant l'outil idéal pour différents types d'applications.

L'un des plus importants domaines préférentiels d'applications est le suivi des malades chroniques tels que l'Alzheimer, le diabète et surtout les maladies cardiaques.

Parmi les maladies chroniques qui existent, notre choix et notre première contribution s'appuient essentiellement sur les maladies chroniques, qui touchent par ailleurs une tranche très importante de la population mondiale et qui est qualifiée par certains de « fléau du 20^{ème} siècle ». Les problèmes de santé se rapportant aux cœurs sont d'ordre mondial et de grande fréquence et gravité, la preuve en est que les maladies cardiaques sont la première cause de mortalité dans le monde, suivant l'Organisation mondiale de la Santé OMS [1]. On peut résumer les faits principaux en quelques points :

- Les maladies cardio-vasculaires sont la première cause de mortalité dans le monde : il meurt chaque année plus de personnes en raison de maladies cardio-vasculaires que de toute autre cause.

- On estime à 14,8 millions le nombre de décès imputables aux maladies cardiovasculaires, soit 31% de la mortalité mondiale totale. Parmi ces décès, on estime que 8.1 millions sont dus à une cardiopathie coronarienne et 6,3 millions à un AVC (chiffres 2015).
- Plus des trois quarts des décès liés aux maladies cardiovasculaires interviennent dans des pays à revenu faible ou intermédiaire.
- Sur les 16 millions de décès survenant avant l'âge de 70 ans et liés à des maladies non transmissibles, 82% se produisent dans des pays à revenu faible ou intermédiaire et 37% sont imputables aux maladies cardiovasculaires.
- Il est possible de prévenir la plupart des maladies cardiovasculaires en s'attaquant aux facteurs de risque comportementaux (tabagisme, mauvaise alimentation et obésité, sédentarité et utilisation nocive de l'alcool) à l'aide de stratégies à l'échelle de la population.
- Les personnes souffrant de maladies cardiovasculaires ou exposées à un risque élevé de maladies cardiovasculaires (du fait de la présence d'un ou plusieurs facteurs de risque comme l'hypertension, le diabète, l'hyperlipidémie ou une maladie déjà installée) nécessitent une détection précoce et une prise en charge comprenant un soutien psychologique et médicamenteux, selon les besoins.

La Figure 2.1 illustre les dix principales causes de décès dans le monde en 2015.

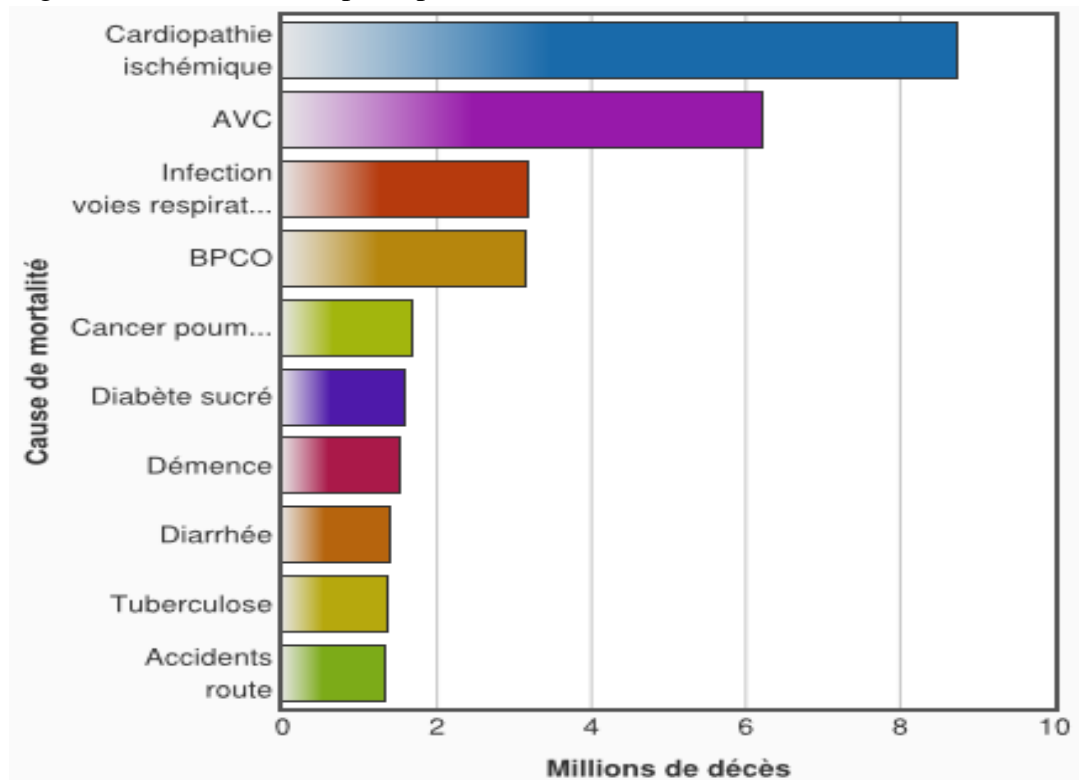


Figure 2.1 : Les dix principales causes de décès dans le monde en 2015 [2].

Les maladies en tête de ce classement (Maladies cardiaques surtout avec l'infarctus du myocarde, accidents vasculaires-cérébraux (AVC) et les affections pulmonaires) sont les mêmes depuis presque 25 ans. Ces données ne sont que la partie visible de l'iceberg,

une estimation rapporte que plus de 100 millions de personnes seraient prédisposées aux maladies cardiovasculaires.

La maladie cardiaque est la cause principale du début d'invalidité et de décès prématurés au monde et son incidence augmente avec l'âge. La plupart des décès cardiaques se produisent à l'extérieur de l'hôpital, c'est pour cela que les chercheurs ont développés de nouvelles stratégies pour réduire le temps avant traitement et pour détecter et déceler dès que possible l'apparition d'anomalies cardiaques.

L'électrocardiographe (ECG) est l'outil de diagnostic utilisé pour évaluer la probabilité d'anomalies cardiaques, la transmission en temps réel de cette information est une grande avancée connue dans le monde du diagnostic médical. C'est pourquoi de nombreuses études ont porté sur la conception d'un système qui transmet le signal ECG utilisant les réseaux cellulaires (GSM, GPRS, UMTS, LTE, GPS), l'Internet, les réseaux téléphoniques publics, ou les réseaux de télévision par câble.

II.3. Mort cardiaque subite

La mort cardiaque subite (ou SCD : Sudden Cardiac Death) est définie comme "la mort due à des causes cardiaques, précédées par une perte brusque de la conscience et l'apparition des symptômes aigus" [4, 6]. Cette définition est applicable dans la pratique de la médecine légale avec une certaine réserve, car les délais entre les premiers symptômes et le décès demeurent quelquefois inconnus. En effet, il arrive que la personne décédée soit découverte plusieurs heures ou plusieurs jours après la mort. La majeure partie du SCD est liée à l'arythmie ou des maladies coronariennes. On estime que dans le monde, il y a plus de 7 millions de décès par an dus aux maladies cardiaques coronariennes chez les jeunes [5, 7].

SCD est donc un grave problème de santé dans le monde et surtout dans les pays en développement. C'est l'une des causes les plus fréquentes de décès dans le monde et son étiologie varie selon l'âge du patient. Aussi, la SCD est corrélée à plusieurs facteurs, parmi lesquels on peut citer les crises cardiaques antérieures, les maladies coronariennes, le syndrome du QT long, etc. Il est également estimé que les hommes sont trois à quatre fois plus sensibles à SCD que les femmes.

Ces chiffres alarmants appellent à une action immédiate des chercheurs et spécialistes de la santé dans le monde entier, et depuis, de nombreuses méthodes de stratification du risque ont été proposées.

Ces méthodes ont été synthétisées afin de prédire ou détecter la probabilité d'obtenir une SCD au préalable. Ces méthodes sont généralement basées sur des concepts d'exploration et d'analyse de données physiologiques d'une personne en fonction de plusieurs variables telles que l'âge, le sexe, la race, l'histoire du tabagisme, l'histoire de la maladie, etc. [8, 9, 10].

En effet, ces interactions peuvent interagir sur plusieurs pathologies cardiaques pouvant induire une mort subite, et la prévention permettrait, dans un grand nombre de cas, de poser un diagnostic et de mettre en place un suivi adéquat par les spécialistes de santé afin d'éviter d'autres décès. Il existe des méthodes fondées sur des paramètres dérivés à partir des signaux ECG [11, 12]. Ces paramètres ont été utilisés comme étant des marqueurs électro-

physiologiques (ECG dans notre cas) pour la SCD et beaucoup de ces paramètres sont généralement fusionnés pour obtenir des résultats fiables de prédiction. Dans notre première contribution, on a essayé d'évaluer quantitativement un paramètre important à partir du signal ECG afin de prévenir les décès appelés « à l'aveuglette ».

II.4. Ambitions

Notre ambition est d'exploiter au maximum l'intelligence du smartphone, doté de bases de données physiologiques [3], afin de suivre en temps réel un patient cardiaque. À la différence des majorités des travaux existants, notre idée est d'approfondir nos analyses sur l'ensemble des segments ECG ainsi que sur le calcul des superficies. Par ailleurs dans notre première contribution, le smartphone s'occupera de l'acquisition, le traitement, le calcul des paramètres numérique et leurs affichages graphiquement. Le patient sera donc tout le temps au courant de l'évaluation de son signal ECG.

Comme nous pouvons le constater, le sujet abordé dans cette thèse s'inscrit à la croisée des domaines de la télémédecine mobiles, des technologies mobiles et de l'électroradiologie afin d'améliorer la prise en charge ainsi que le plus important pour nous, la prise de décision convenable avec le plus de données tirées à partir du signal ECG c'est ce qu'on appelle 'l'électrocardiographie quantitative'.

II.4.1. L'électrocardiographie quantitative

L'électrocardiogramme (ECG) est un signal représentatif contenant des informations sur l'état du cœur. La forme et la taille de l'onde P-QRS-T et les intervalles de temps entre les différents pics contiennent des informations utiles sur la nature de la maladie qui afflige le cœur. Cependant, une observation à l'œil nu humaine ne peut pas contrôler directement ces détails subtils créés lors des variations du signal ECG parce que les symptômes peuvent apparaître au hasard dans l'échelle de temps.

La présence d'anomalies cardiaques est généralement reflétée dans la forme de la courbe ECG et plus précisément dans les segments qui forment un signal cardiaque. Cependant, par la nature même de bios signaux, cette réflexion serait aléatoire dans l'échelle de temps, Autrement dit, les anomalies cardiaques peuvent ne pas apparaître tout le temps, mais se manifester à certains intervalles irréguliers (aléatoires) durant la journée.

Par conséquent, l'étude du modèle ECG doit être effectuée sur des périodes de temps prolongées, en d'autres termes, la quantité d'information de données à traiter est énorme surtout pour notre cas parce qu'on utilise le smartphone comme moyen d'acquisition, d'extraction des diverses caractéristiques morphologiques et d'analyse approfondies des signaux cardiaques.

L'analyse des durées et des amplitudes des segments QRS, n'est pas suffisante pour préciser les anomalies (arythmies) cardiaques. Les signaux de la figure 2.2, possèdent des caractéristiques différentes même s'ils sont de même amplitude et de même durée.

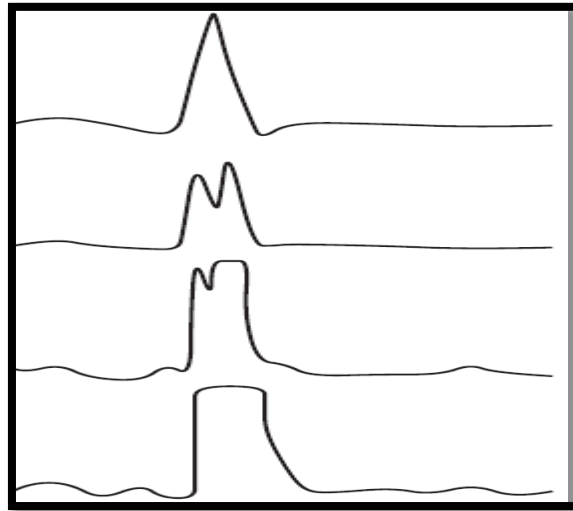


Figure 2.2 : Représentation de quatre signaux ECG.

Par conséquent il n'est pas possible de prendre une décision finale sur une anomalie donnée juste en prenant les amplitudes et les intervalles QRS, on va montrer dans la suite qu'elles sont les entités présent dans nos analyses.

II.5. Vue générale de l'activité électrique du cœur

L'électrocardiogramme (ECG) est une représentation graphique temporelle des différences de potentiels des forces électriques qui conduisent à la contraction musculaire cardiaque. Il contient énormément d'informations sur le fonctionnement et les éventuelles pathologies du cœur, c'est pour cela, on peut considérer ce signal comme étant le bio signal clé pour établir un diagnostic précis.

Pour rendre le processus de prise de décision plus simple pour les spécialistes, il est nécessaire d'analyser le maximum d'informations contenues dans un signal ECG. Dans un premier temps, on va exposer les différentes ondes, les intervalles de temps, les outils de détection de ces ondes ainsi que l'application que nous avons développée.

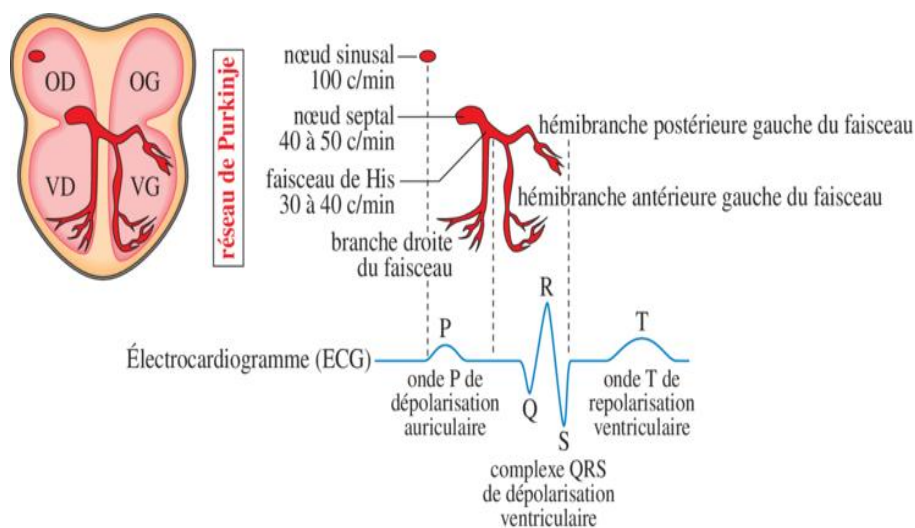


Figure 2.3 : L'origine de l'activité électrique du cœur [13].

II.5.1. Les différentes ondes et les intervalles de temps de l'ECG

Un cycle cardiaque enregistré par l'ECG (Figure 2.4) est composé de 5 ondes caractéristiques d'événements cardiaques: l'onde P reflète la dépolarisation des oreillettes induisant leurs contractions simultanées, le complexe formé par les ondes Q, R et S est caractéristique de la dépolarisation des ventricules, et l'onde T exprime le phénomène de repolarisation des ventricules.

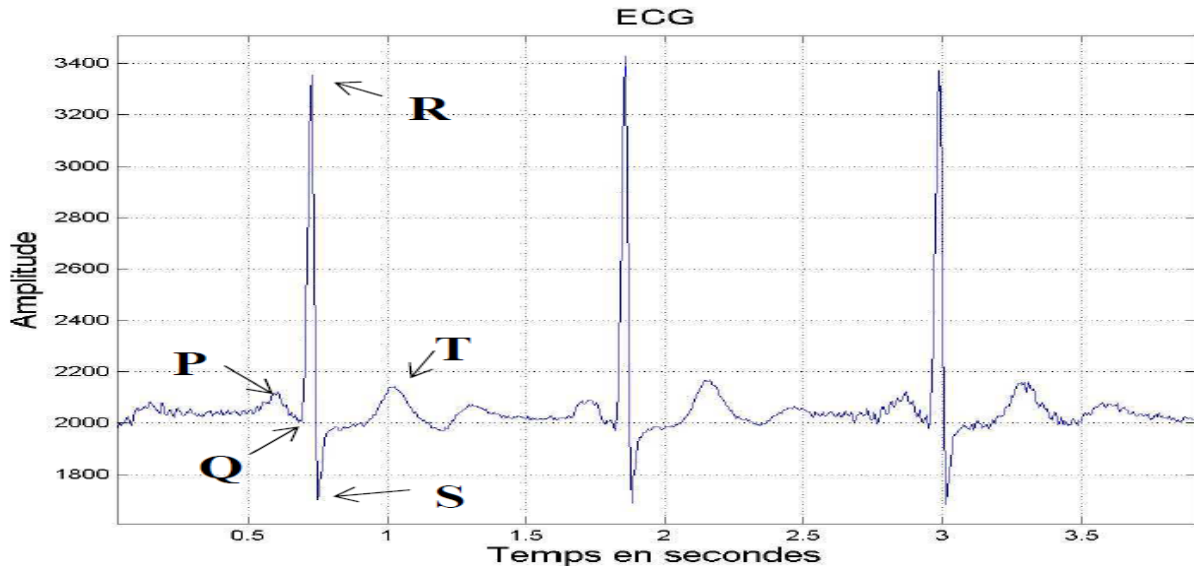


Figure 2.4 : Différentes ondes formant le signal cardiaque ECG [14].

La repolarisation des cellules correspond à une phase de relâchement qui permet le remplissage sanguin des cavités ventriculaires. Les intervalles de temps entre ces différentes ondes de l'ECG fournissent d'importants indicateurs pour le diagnostic des maladies cardiaques car ils reflètent des processus physiologiques du cœur et du système nerveux autonome. Parmi les principaux étudiés, l'intervalle R-R indique la période cardiaque, c'est à dire le temps entre deux battements successifs.

En l'inversant, on obtient alors la fréquence cardiaque communément exprimée en battements par minute. L'intervalle Q-T est le reflet de toute l'activité ventriculaire, c'est à dire des phases de dépolarisation et de repolarisation. L'intervalle P-R représente le temps que met le signal électrique pour traverser les oreillettes et atteindre les ventricules : c'est le temps de conduction auriculo-ventriculaire.

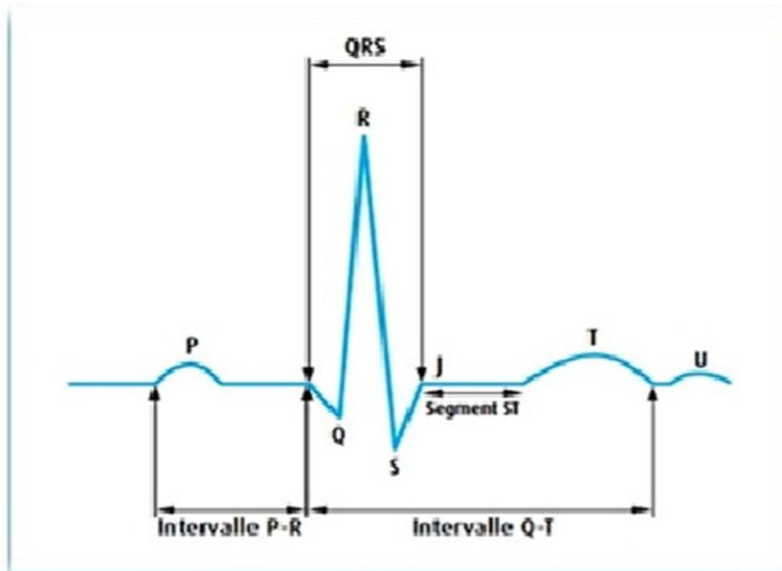


Figure 2.5 : Intervalles des ondes ECG [14].

II.5.2. Caractéristiques d'un signal ECG normal

Nous avons vu auparavant le cycle ECG qui se compose de 5 segments essentiels, c'était dans le cas général. Pour un signal ECG normale, on peut le caractériser uniquement par 3 ondes principales : P, QRS et T (Figure 2.6). Les segments P-Q et S-T sont normalement au potentiel zéro.

Les valeurs normales des durées des intervalles et des amplitudes des ondes sont celles des adultes d'âge moyen. Ces valeurs sont données à titre indicatif car il existe un chevauchement parfois important entre les valeurs normales et pathologiques. Une présentation détaillée des caractéristiques de l'ECG normal, leur interprétation physiologique ainsi que plusieurs méthodes de calcul de l'axe électrique du complexe QRS sont données dans les références [15, 16]. Des facteurs individuels tels que l'âge, le sexe, la race, la morphologie et la position du cœur influencent énormément sur les valeurs normales. Le tableau 2.1 récapitule les critères essentiels de normalité de l'ECG [17].

Tableau 2.1 : Critères de normalité du signal ECG [17].

Onde P	<ul style="list-style-type: none"> *Chaque onde P doit précéder un complexe QRS *Forme identique à l'intérieur d'une même dérivation *Positive en dérivation DI, DII, DIII, et V6 *Moins de 0.12 s en largeur dans la dérivation DIII
Intervalle PR	<ul style="list-style-type: none"> *Consistant en largeur *La longueur est supérieure à 0.12 s et inférieure à 0.24 s
Complexes QRS	<ul style="list-style-type: none"> *Moins de 0.12 s en largeur *La plus grande déflexion en dérivation standard excède 5 mm de hauteur
Onde Q	<ul style="list-style-type: none"> *Petite et étroite, Q en DI, DII, aVF et V3-V6, avec une hauteur moins que 25% de l'onde R du même complexe et d'une largeur moins de 0.04 s

Segment ST	<ul style="list-style-type: none"> *Normalement isoélectrique *La déflexion, si elle existe, ne doit pas dépasser 1mm en DI, DII, DIII et aVF *L'élévation, si elle existe, ne doit pas excéder 2 mm en les mêmes dérivations *Elévations jusqu'à 4 mm possibles dans les dérivations V1-V3.
Onde T	<ul style="list-style-type: none"> *Positive en DI, DII et V6 *Normalement positive mais occasionnellement négative en DIII et aVF *Doit être au moins 2 mm en hauteur en dérivation où elle est plus grande.
Onde U	<ul style="list-style-type: none"> *Pas nécessairement présente, mais, si elle existe, elle devra : <ul style="list-style-type: none"> -être plus grande en V2-V4 -positive en V1-V2 et en dérivation avec l'onde T positive -normalement moins que 25% en hauteur par rapport à l'onde T
Intervalle QT	<ul style="list-style-type: none"> *On peut utiliser la formule de Bazett : $QT_{\text{corrigé}} = \frac{QT_{\text{Mesuré}}}{\sqrt{RR}}$

II.6. Détection des Arythmies

Selon [18, 19], la détection des arythmies se fait sur la base de trois paramètres à savoir, l'intervalle R-R, la largeur du QRS et l'intervalle P-R. Le tableau 2.2 résume une classification des arythmies cardiaque suivant les paramètres cité précédemment.

Tableau 2.2 : Classification des arythmies cardiaques [19].

Arythmies	Battement cardiaque (BPM)	Intervalle P-R (sec)	Durée QRS (sec)
Normale	60–90	0.12–0.21	0.06–0.08
Bradycardie sinusale	40–60	0.12–0.21	0.06–0.08
Contraction ventriculaire prématurée	90–140	Absence de l'onde P	0.12–0.21
Tachycardie sinusale	90 >	0.12–0.21	0.06–0.08
Bloc de branche	60–140	0.12–0.2	0.12 >
A–V Block	60–140	0.21 >	>0.2
contraction prématurée Atrial	60–140	0.12–0.21	> 0.2 ou < 0.12
Tachycardie supraventriculaire	> 150	< 0.12	0.12 <
flutter ventriculaires	180–250	Absence de l'onde P	> 0.16
Tachycardie ventriculaire	100–200	< 0.12	0.12 ≤

La figure.2.6 est un exemple qui montre les paramètres évalués sur un cycle cardiaque dans le module d'interprétation automatique de l'ECG de Hewlett Packard (HP), publié dans [20].

Le rythme cardiaque par exemple est évalué en calculant la moyenne des durées des intervalles RR. Les troubles de conduction sont établis à travers les mesures automatiques des intervalles PQ. Un intervalle PQ anormalement long, engendre un long temps pris par l'impulsion électrique pour passer des oreillettes aux ventricules.

Les mesures des durées des complexes QRS ainsi que l'analyse de leurs morphologies permettent alors d'identifier automatiquement les hypertrophies ventriculaires. L'analyse des ondes T et des segments ST permet de pronostiquer sur des pathologies telles que l'ischémie et l'infarctus du myocarde, les anomalies électrolytiques (hyperkaliémie, hypokaliémie, hypercalcémie, hypocalcémie, hypermagnésémie et hypomagnésémie), les problèmes endocriniens métaboliques et neurologiques (hypothyroïdie et hyperthyroïdie, hypothermie, intoxication à l'oxyde de carbone, atteintes du système nerveux central, effets médicamenteux).

Dans la suite de nos analyses, On consacre de plus en plus d'attention sur la détermination des battements normaux /anormaux, sur la détection des PVC ainsi aux calculs des surfaces QRS et T connues par QRSTA (QRS-T area), tout cela dans un système embarqué (smartphone).

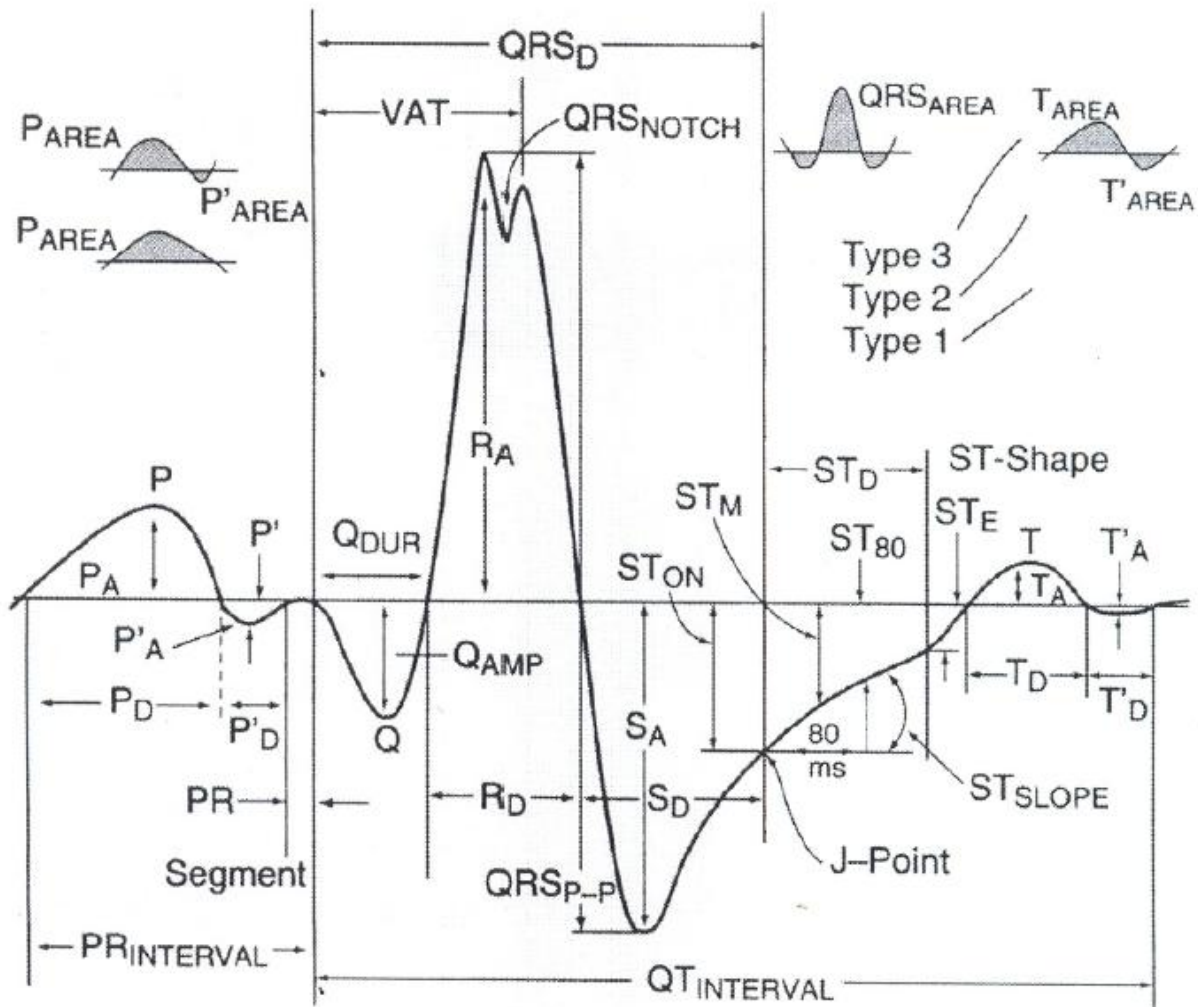


Figure 2.6 : L'ensemble des paramètres calculés dans le module d'interprétation automatique de l'ECG Hewlett Packard HP [20].

Le développement des applications mobiles médicales fait partie des technologies émergentes pour la surveillance continue des signaux vitaux, y compris l'ECG.

Dans la suite, on va mettre l'accent sur les systèmes mobiles de surveillance de l'ECG et voir l'interaction des technologies sans fils sur ces systèmes.

Aujourd'hui, les chercheurs utilisent des concepts avancés et des techniques du domaine du génie électrique, de l'informatique, du génie biomédical et de la médecine pour recueillir le signal ECG via des systèmes de surveillance intelligents et avancés en utilisant les technologies mobiles. En outre, l'amélioration des systèmes mobiles pour la surveillance de l'ECG en termes d'efficacité et d'acceptation par les utilisateurs, a connu une concurrence rude surtout avec le nombre de patients nécessitant désormais une surveillance continue. Au cours des travaux de cette thèse, on a pu recenser plus de 120 systèmes pionniers et concurrentiels.

II.7. Systèmes de surveillance de l'ECG

II.7.1. Historique

Dans les années 70, McFee et Baule [21] ont pu mettre en évidence une relation entre l'ECG et la magnéto cardiographie. Frank et al [22] ont développé le premier système de surveillance continue de l'ECG en temps réel, idem pour le système automatisé développé par Nygard et Hulting [23]. Dans les années 80, l'introduction des systèmes informatiques pour l'analyse des enregistrements de l'ECG ambulatoire a été rapportée par Pahlm et Sornmo [24]. Un bref examen des problèmes pertinents pour le traitement du signal ECG a été réalisé par Pahlm et Sornmo [25].

Afonso et al [26] ont présentés dans les années 90 un examen des techniques afin d'éliminer le bruit du signal ECG. Dans la dernière décennie, le développement et la mise en œuvre des approches fondées sur la connaissance et l'interprétation des signaux ECG ont connu un essor considérable grâce à l'évènement des technologies innovantes [27], des enquêtes approfondies sur l'intégration des réseaux sans fil sur le corps (wireless body area networks) [28] et surtout sans oublier l'évènement de la télémédecine mobile [29].

II.7.2. Systèmes vestimentaires mobiles pour la surveillance de l'ECG

Les tendances actuelles dans les systèmes sans fil pour la surveillance de l'ECG ont produit une approche novatrice et polyvalente. La Figure 2.8 donne une vue d'ensemble d'un système à cinq couches de surveillance portable intelligent, où PAN représente le réseau personnel, BAN le réseau de corps, LAN le réseau local, WAN le réseau étendu et les systèmes de surveillance MAN (Réseaux métropolitains).

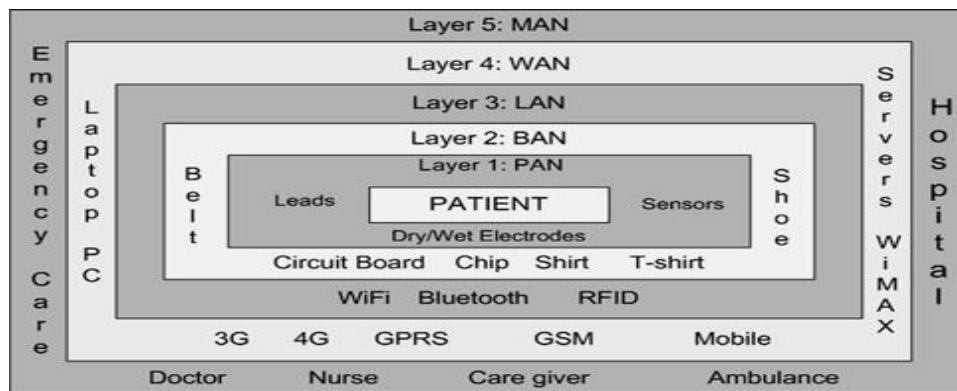


Figure 2.7 : Système à cinq couches de télésurveillance mobile intelligent.

Les données de l'ECG ont été rassemblées en utilisant des chemises intelligentes [30] et/ou T-shirts [31]. Les capteurs sans fil, qui mesurent les paramètres vitaux, sont des dispositifs émergents rapides permettant d'améliorer la qualité des soins tout en réduisant les coûts.

LOBIN [32] est une combinaison d'e-textile et de capteurs sans fil placés dans une chemise intelligente pour la surveillance ECG. Yoo et al [33] ont développé un système portable similaire d'acquisition de données ECG en utilisant la carte de circuit en mode planaire (planar-fashionable circuit). Afin de bien illustrer ces travaux, le tableau 2.3 regroupe quelques systèmes de surveillance vestimentaires.

Tableau 2.3 : Systèmes de surveillance vestimentaires sélectionnés.

SYSTEME [REF]	PLATEFORME	EMPLACEMENT DES CAPTEURS	MODULES	IMPLEMENTATION	COUT	ACCEPTANCE
LOBIN [32]	WSN/PAN	T-Shirt	WSNM	Hôpital	Faible	Élevée
YOO ET AL [33]	P-FCB/WSAN	T-Shirt	Mobile	A distance	Faible	Élevée
MERRITT [111]	Electrodes	Tissu/ textile	Mobile	Testé	Moyen	Élevée
MAGIC [112]	WSAN	Vêtement	Mobile	Essai	Faible	Élevée
BIOTEX [113]	PAN	Textile	Mobile	A distance	N/A	N/A
BLUEBOX [114]	Distant	dispositif tenu à la main	surveillance	A distance	Élevée	Faible
E-CARING CHAIR [115]	LAN	Chaise	Signes vitaux	Essai	Élevée	Faible
SMART VEST [116]	Distant	T-shirt	surveillance	Simulation	Faible	Élevée
MEMS WEAR [117]	WBAN	Nœuds de capteurs	Signes vitaux	Prototype	N/A	N/A

À partir du tableau.2.3, on peut conclure que les systèmes de surveillance ECG, portés sur des vêtements, sont en général de faible coût et possède une acceptation élevée de la part des professionnels de la santé et des patients.

II.7.3. Systèmes mobiles de surveillance ECG

Plusieurs systèmes ont été développés sur des équipements embarqués afin de détecter le signal ECG, et surtout la détection basé sur la transformation en ondelettes [34], la détection de l'ECG à partir d'une image [35] et e-technologie dans un format DICOM unifié [36]. Ces systèmes qui sont de bases mobiles, ont la possibilité et la capacité d'exploiter les ressources internes de ces systèmes embarquer pour analyser et traiter l'ensemble des informations.

Un dispositif médical intégré pour des soins individuels (Medical-embedded device for individualised care (MEDIC)) a été développé par [37] basée sur une architecture logicielle innovante pour permettre la gestion des capteurs et la prédiction des maladies en utilisant les PDA ou bien les téléphones cellulaires.

HeartSaver [38] est un dispositif médical mobile, a été développé pour la surveillance en temps réel de l'ECG et la détection automatique de plusieurs pathologies cardiaques. Ceci est une application mobile Android qui envoie un message texte relatif à l'état et l'emplacement du patient à un médecin, un capteur ECG sous forme de pansement adhésif a été mis en œuvre pour le système de surveillance de l'ECG en temps continu en utilisant la technologie Planar-mode Circuit Board.

Le tableau.2.4 montre les systèmes de surveillance ECG mobiles / sans fil, la plupart des systèmes examinés dans cette section représentent une conception basée sur un transfert important de données physiologiques du patient et tout cela pour notre signal étudié qui est l'ECG.

Tableau 2.4 : Systèmes mobile pour la surveillance du signal ECG sélectionnés.

REFERENCES	TECHNIQUES	MODULES	APPLICATIONS MEDICALE	IMPLEMENTATION	STABILITE
MEDASSIST [118]	SVM	Smartphone	Apnée de sommeil	Simulation	N/A
MEDIC [37]	WSN	PDA	soins individuels	Domicile / TR	Elevé
HEARTSAVER [38]	Microcontrôleur	Mobile	diagnostique cardiaque	Simulation	N/A
ORESKO ET AL [119]	LabView	Temps réel	Maladie cardiovasculaire	Simulation	N/A
DILMAGHANI ET AL [120]	SimpliciTI	Distant	Maladies chroniques	Domicile / Protocole	Elevé
DONG-HER ET AL [121]	RFID	Mobile	suivi des personnes âgées	Domicile	Moyen
TAN ET AL [122]	Linux	Mobile	Mesure des signaux	Simulation	N/A
HSIEH ET AL [123]	XML	Mobile	ECG	Hôpital / essais	Moyen

Les solutions traditionnelles de surveillance cardiaque existent depuis de nombreuses années, les premiers dispositifs sont de base Holter, l'enregistrement se fait de 24h à 48h pour être analysé par la suite par un cardiologue. Le principal inconvénient de cette solution réside dans la phase de surveillance à cause de l'absence de l'intervention immédiate pour aider l'utilisateur.

D'autres solutions ont été introduites pour résoudre ce problème et J.Rodriguez et al [39] ont classé ces contributions en deux groupes. Le premier groupe utilise les téléphones intelligents (ou PDA) équipés de biocapteurs qui enregistrent les signaux cardiaques et les transmettent à un centre de soins de santé pour l'analyse. On peut citer d'autres solutions qui stockent les signaux localement, telles que Alive technology [40], Vitaphone [41], Ventracor pocketview [42] ou Welch Allyn® Micropaq [43]; ces technologies sont capable d'enregistrer, de stocker et de visualiser le signal ECG directement sur un smartphone. Certaines solutions transmettent l'ECG stocké au centre de soins en utilisant des technologies sans fil (GPRS, EDGE, 3G, LTE...).

Le deuxième groupe vise à employer toute une plateforme de surveillance afin de suivre à distance et surtout en temps réel l'état cardiaque du patient. Parmi ces solutions, on trouve Mobihealth [44], TeleMediCare [45], OSIRIS-SE [46] et PhMon [47] ; ces solutions utilisent les smartphones comme moyen de transmission. De plus, aucune de ces solutions ne traitent les données ECG localement sur le téléphone intelligent. Le fait d'envoyer une quantité d'informations énormes afin de l'étudier et de l'analyser sur un serveur, rend la solution très coûteuse.

Pour faire face à cette problématique, plusieurs projets de recherche considèrent le traitement des données de l'ECG sur un périphérique local (smartphone), tels que les projets Amon [48], Epimedic [49] et Molec [39]. Le tableau 2.5 regroupe d'autres systèmes embarqués de traitement du signal ECG et leurs caractéristiques (paramètres de sortie, algorithmes utilisés).

Tableau 2.5 : *Systèmes embarqués de traitement du signal ECG et leurs caractéristiques.*

SYSTEME, DISPOSITIF	ACQUISITION DES DONNEES	PARAMETRES DE SORTIE	ALGORITHMES
PERSONAL HEALTH MONITORING [59]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque. détection des arythmies.	Hamilton
WIRELESS CHILDREN MONITORING [60]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque. détection des arythmies.	Hamilton
ALIVEECG [40]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque	Échantillonnage variable
ANDROID H'ANDY SANA 210 [61]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque. détection des arythmies.	Retransmission au serveur
MOBILE HEART MONITORING [62]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque.	Retransmission au serveur
MOBILE BIOTELEMETRY SYSTEM [63]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque. détection des arythmies.	100–1,000 sps

HEARTTOGO [64]	ECG via Bluetooth	fréquence cardiaque. détection des arythmies.	Pan Tompkins, 300 sps
MERZOUGUI et al. [52]	ECG	fréquence cardiaque. détection des arythmies.	Pan Tompkins

Pour ne pas trop s'éloigner de notre étude sur l'état de l'art des applications mobiles pour l'acquisition et le traitement du signal ECG sur smartphone, on va détailler quelques travaux afin de valoriser notre application que nous exposons par la suite.

Peter Leijdekkers et al [50] développent une application sur smartphone qui analyse en temps réel les données ECG et détermine si la personne a besoin d'aide extérieure. Ils se concentrent sur deux arythmies mortelles : fibrillation ventriculaire (FV) et tachycardie ventriculaire (TV). Le téléphone alerte automatiquement les spécialistes de soins lorsqu'une arythmie VF / VT est détectée. VF est une arythmie mortelle caractérisée par des mouvements chaotiques rapides du muscle cardiaque qui conduit rapidement à un arrêt cardiaque. VT est un battement cardiaque anormal généralement variable entre 150-200 battements par minute. VT peut entraîner un évanouissement, une pression artérielle basse ou même la mort subite.

Afin de déceler ces arythmies, ces auteurs ont implémenté et adapté une détection des battements et les classifier suivant EP Limited [51]. Ce dernier est capable de détecter et de classifier un battement de cœur comme Normal, PVC ou inconnu. Le système peut être personnalisé aux besoins et aux exigences du patient. Il est utilisé aussi pour donner des conseils ou pour rassurer le patient lorsque les biocapteurs et les données environnementales sont dans des fourchettes prédéfinies.

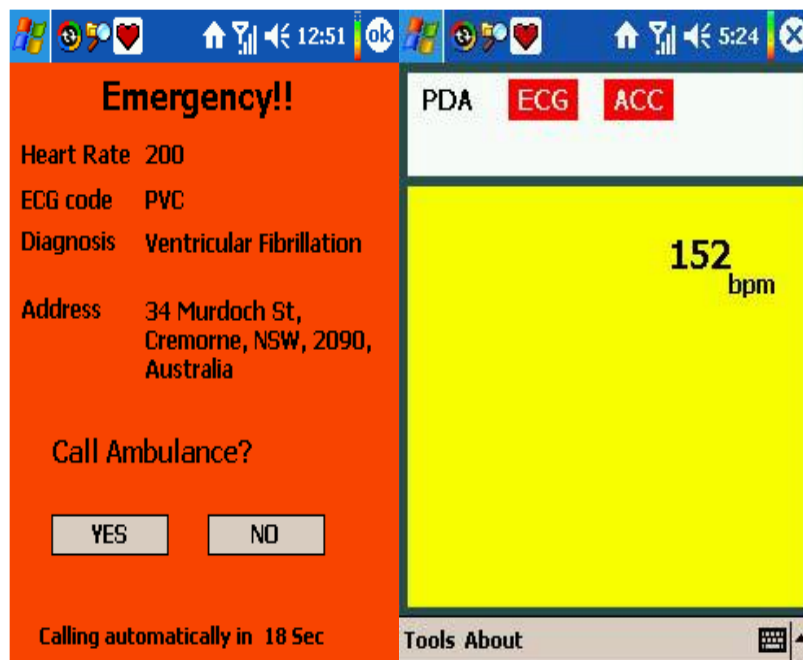


Figure 2.8 : Interface utilisateur

Shouhai Xue et al. [53] ont conçu un système avec un capteur appelé IECAS ECG adopté en tant que module d'acquisition du signal ECG. Les informations tirées à partir de cette application sont la position des pics R, l'intervalle RR (inverse du battement cardiaque), la

largeur QRS en utilisant l'algorithme Pan-Tompkins, ainsi qu'une classification normale ou anormale des segments ECG suite à une étude spectrale du signal en utilisant la FFT. La figure 2.9 illustre l'interface utilisateur de cette application.



Figure 2.9 : Interface utilisateur

Nemanja Filipović et al. [54] ont eux aussi développé une application mobile en temps réel sous le système d'exploitation Android afin de calculer la fréquence cardiaque et déterminer la largeur QRS du signal ECG. L'algorithme mis en œuvre dans ce contexte, basé sur des dérivées premières et secondes, a été initialement développé par Balda et al. en 1977 [55]. Dans la phase de développement de ce projet, ce système est testé par rapport à un certain nombre de critères tels que le bon fonctionnement de l'application, la consommation des ressources mémoire et processeur. Le signal étudié est prélevé à partir de volontaires ou pris à partir de la base de données MIT-BIH. La figure 2.10 représente une capture d'écran du signal modulé. L'application utilise 2,31% du temps CPU et 4,47 Mo de la mémoire vive RAM.

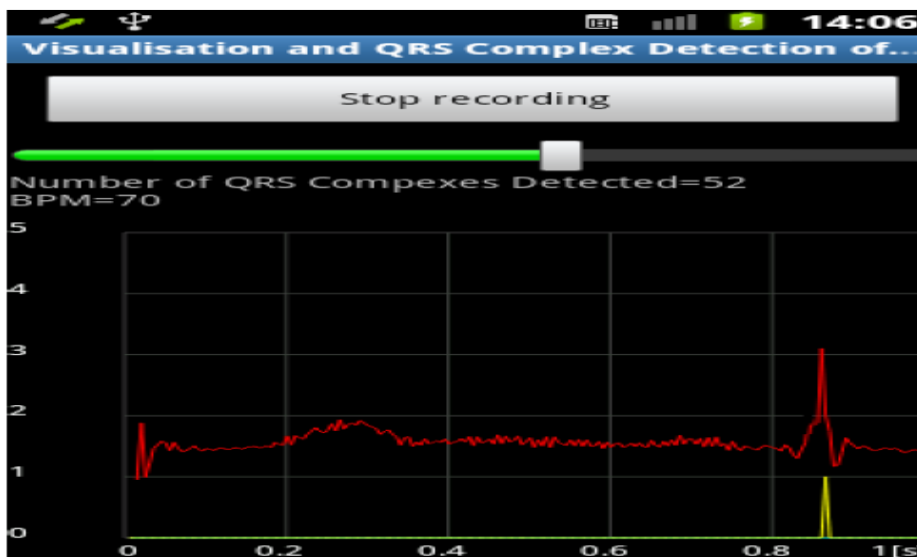


Figure 2.10 : Signal ECG démodulé sur le smartphone

Robert Richer et al. [56] présentent un système mobile pour le traitement des signaux ECG en temps réel sur un appareil mobile Android et le classement automatique des battements cardiaque de l'utilisateur. Cette application offre plusieurs modes de rétroaction cardiaques telle que la mesure de la fréquence cardiaque de façon continue en utilisant l'algorithme pipeline pour la détection du segment QRS. Elle permet également de stocker les données acquises sur une base de données interne telle que la plateforme Google Fit. En outre, l'application fournit des extensions pour d'autres dispositifs mobiles tels que Google Glass et les smart watches. L'application est nommée DailyHeart et a été mise en œuvre à l'aide du SDK Android 5.0 (API 21).

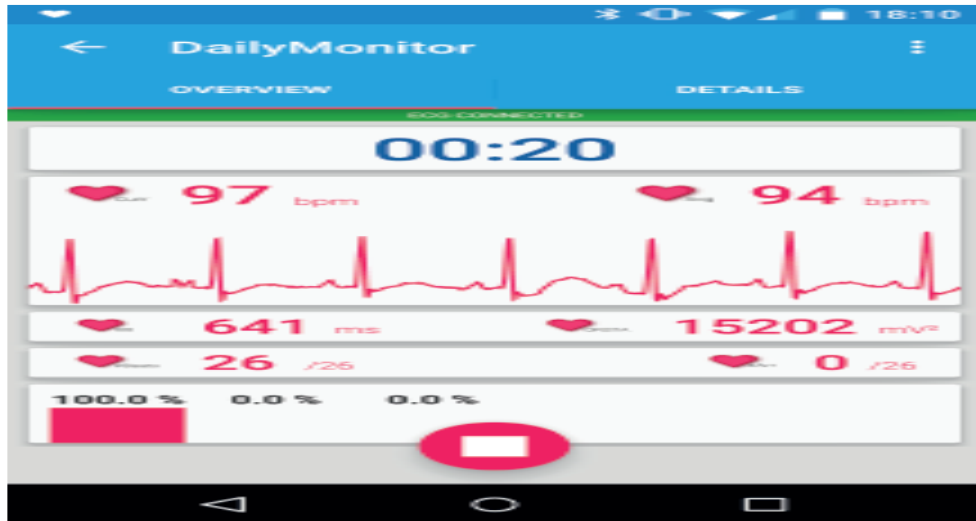


Figure 2.11 : Capture d'écran GUI de l'application DailyHeart.

Sugondo Hadiyoso et al [57] ont conçu une application mobile Android ECG pour la détection des arythmies en temps réel. Les signaux ECG sont envoyés via un module Bluetooth pour les appareils mobiles Android. Les auteurs ont utilisé l'algorithme Pan Tompkins pour détecter les segments QRS. Suivant la fréquence cardiaque, ils ont pu détecter des anomalies, classées en trois catégories : bradycardie, tachycardie et arythmie sinusale. Ces expériences montrent une précision de 98,4% pour les signaux générés et 99,6% pour le signal réel et n'ont besoin de 2,09 Mo en termes de mémoire.

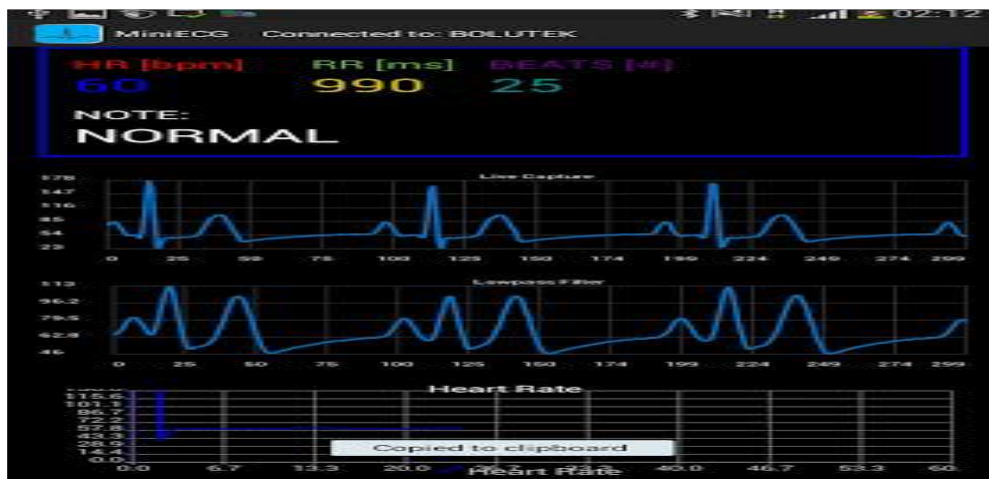


Figure 2.12 : Capture d'écran GUI

Finalement, les smartphones présentent le potentiel de révolutionner les soins et spécialement en cardiologie. La promotion du diagnostic précoce et la prédiction de quelques effets indésirables sur la santé des patients restent nécessaires, c'est pour cette raison que nous avons introduit un paramètre essentiel lors de prédiction de la mort cardiaque subite et non subite [65]. Dans la suite, on va détailler notre application DIAGNOSE ECG.

II.8. Application DIAGNOSE ECG

Le développement d'applications mobiles dédiées à la santé intéresse énormément les utilisateurs car ils sont prêts à payer pour les avoir sur leurs smartphones. Dans ce cadre, notre première contribution s'intéresse au développement d'une application Android pour le suivi du signal ECG. Cette application intègre un nouveau paramètre appelé «QRSTA» afin d'élaborer un diagnostic meilleur.

Afin de comprendre comment réaliser une telle application, on va présenter, tout d'abord l'évolution des plateformes mobiles (systèmes d'exploitation mobile) afin de situer notre plateforme exploitée, ces mécanismes ainsi que les outils permettant sa manipulation face à celles existantes.

II.8.1. Plateforme de développement

Le choix du système d'exploitation (OS), intégré dans différents équipements y compris les smartphones, peut être fait sur la base [67], (i) de l'environnement de développement, (ii), des fonctionnalités du logiciel interne, (iii) du support matériel (hardware), (iv) de la gestion d'énergie, (v) et des capacités multimédias. Afin de garantir toute ces fonctionnalités, on trouve sur le marché une concurrence très active en allant de l'iOS, Symbian, Rim, Bada, Microsoft et Android qui nous intéresse dans la suite de notre développement.

Pour le marché des smartphones, deux géants, Android de Google Inc et iOS d'Apple dominant toujours le marché et occupent respectivement la première et la deuxième place du Podium. Les parts de marché des OSs smartphones sont présentés sur la figure 2.13.

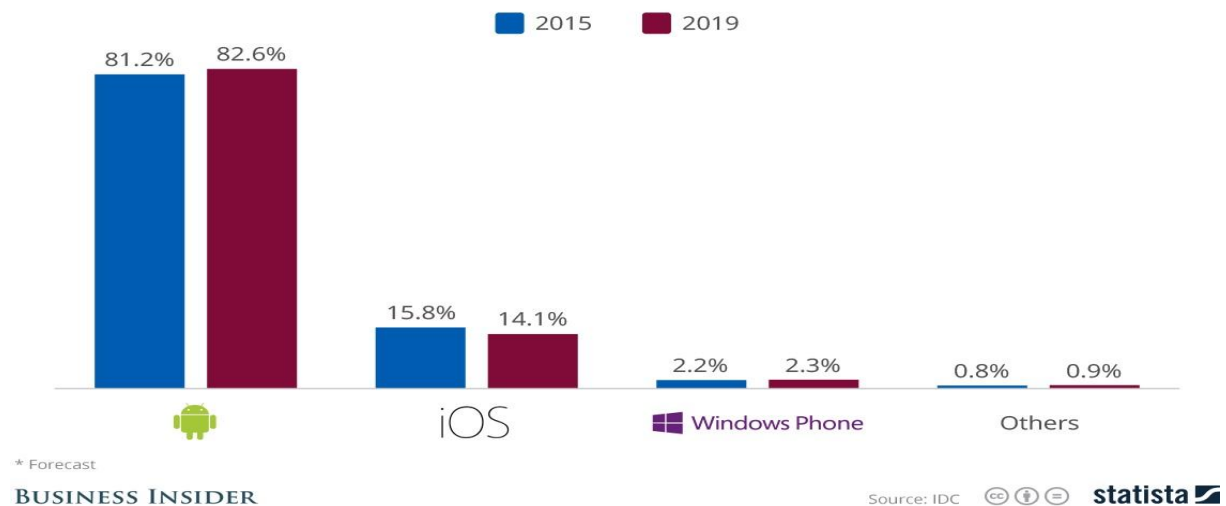


Figure 2.13 : Smartphones : parts de marché des systèmes d'exploitation mobiles [66].

Aujourd'hui, Android est le système d'exploitation le plus populaire pour les plateformes mobiles avec 81.2% en 2015 de parts de marché tel qu'il est présenté sur la figure 2.14. Donc ce système connaît un succès croissant auprès des développeurs d'applications embarquées.

C'est un système partiellement open source, utilisant le noyau Linux, Linux optimisé pour un usage mobile, connu par sa stabilité et sa sécurité.

Android est gratuit, pour les constructeurs d'appareils souhaitant l'utiliser. Concrètement, ce système a une machine virtuelle Java assez fortement modifiée, nommée Dalvik JVM. Celle-ci n'exécute pas les (.class) habituels, mais des fichiers portant l'extension (.dex), compilés différemment et optimisés par le SDK Android. Le développement se fait donc en Java, mais sur cette JVM spécifique à Android. Il n'est, du fait, pas possible d'utiliser n'importe quelle librairie Java dans une application Android. Il est possible d'utiliser divers IDE Java pour développer et compiler une application Android.

L'architecture de la plateforme Android se décline, selon une démarche bottom up, en quatre principaux niveaux, qui sont : le noyau linux [68], les librairies, l'environnement d'exécution et le module de développement d'applications [69]. Ces principaux composants sont illustrés sur la figure 2.14.

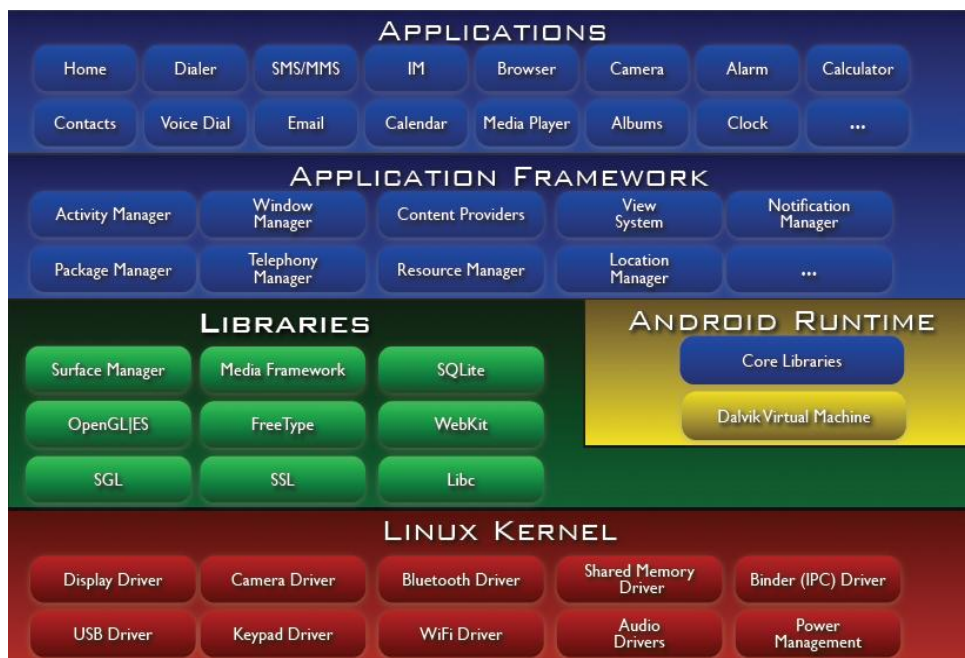


Figure 2.14 : Architecture complète d'Android [70].

La couche «noyau Linux » contient les pilotes pour contrôler le matériel, donc elle est considérée comme un pont entre côté matériel et logicielle. La couche « librairies » contient toutes les principales bibliothèques. Ces dernières proviennent de beaucoup de projets open-sources, écrits en C/C++ pour la plupart afin de gérer les graphiques, les données et les pages Web (exemple OpenGL, SQLite et WebKit). La couche « Android Runtime » contient les bibliothèques de base Java et la machine virtuelle Dalvik, utilisée pour exécuter des applications Android. La couche « Applications » contient les applications qui s'interfaçent directement avec

l'utilisateur (les fonctionnalités de base incluent un client, pour recevoir/envoyer des emails, un programme, pour envoyer/recevoir des SMS, un calendrier, un répertoire, etc.) [68, 71].

Le SDK fournis plusieurs APIs qui sont utilisées pour le développement d'applications mobiles. Les développeurs ou bien les utilisateurs des différents systèmes d'exploitation comme Linux, Windows ou Mac OS ont maintenant la possibilité de développer dans ces environnements.

Dans l'ensemble, les différentes versions d'Android (figure 2.15) sont sculptés et affichés devant le siège social de Google (Mountain View), depuis la sortie de la version 1.0 et suivent une logique alphabétique (de A vers Z).



Figure 2.15 : Les différentes versions de l'OS Android [72].

Le développement et la création des applications riches dépendent essentiellement de la version de l'API utilisée. Cette richesse augmente proportionnellement avec la version de l'API à cause de la diversité de la bibliothèque à importer mais cela empêche l'utilisation de l'application dans n'importe quel smartphone. Cela pose un problème crucial pour l'application parce que dans ce cas-là, elle sera limitée en termes d'utilisation, cela veut dire que lorsqu'une application est développée pour une version précise d'Android, elle ne pourra pas fonctionner pour les versions antérieures.

Nous avons deux cas de figures dans ce cas-là : soit on développe notre application avec le minimum possible d'API et dans ce cas le développement sera plus complexe et plus lourd pour les développeurs mais l'avantage c'est qu'on gagne d'utilisateurs parce qu'ici on obtient une application standard et qui marche sur les 99% des smartphones qui existent sur le marché. Soit augmenter la version de l'API utilisée et dans ce cas-là, on limite l'utilisation de l'application parce qu'on a besoin d'un smartphone avec une version Android égale ou plus récente, mais ici on gagne du côté développement parce qu'on facilite la tâche pour le développeur.

Notre application a été développée à partir de l'API 10 (version Android 2.3.3). Ce choix est bénéfique pour les utilisateurs parce qu'il ne demande pas un smartphone puissant et cher, mais coté développement c'est un peu délicat et limité en termes d'API.

II.8.2. Développement de l'application « DIAGNOSE ECG »

II.8.2.1. Description

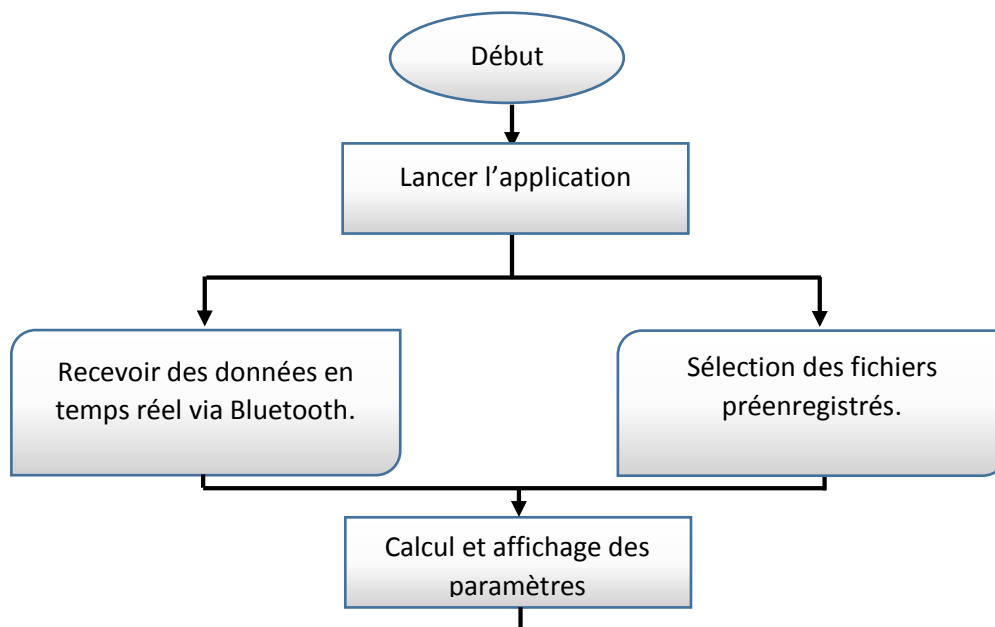
Notre application a été développée sous le système d'exploitation Android version 2.3.3. Un ensemble d'outils est nécessaire à installer et vu que les procédures d'installation de ces outils sont assez longues et fastidieuses, on se contentera juste de les évoquer dans ce qui suit.

- Le JDK (Java Development Kit)
- Le SDK (Software Development Kit) Android
- L'IDE Eclipse ou Netbeans
- Le plugin ADT pour Eclipse/ Netbeans
- L'émulateur de téléphone AVD

L'avantage de cette application c'est qu'elle permet de surveiller une personne cardiaque en temps réel et aussi via l'utilisation d'un certain nombre de bases de données de signaux physiologiques (MIT-BIH Arrhythmia Database, MIT-BIH Noise Stress test Database, BIDMC Congestive Heart Failure Database, Abdominal and Direct Fetal ECG Database et autres).

Cette application contient un ensemble de blocs algorithmiques pour calculer le rythme cardiaque, la détection du PVC (contraction ventriculaire prématuré), la distinction entre des battements normaux / anormaux et en particulier le calcul des entités QRSTA représentant les surfaces QRS et T, ce qui peut être un indicateur de la mort subite pour certain cas [124, 125, 126].

La figure 2.16 présente l'organigramme générale (l'enchaînement de méthodes implémentées) du modèle de la plateforme proposée.



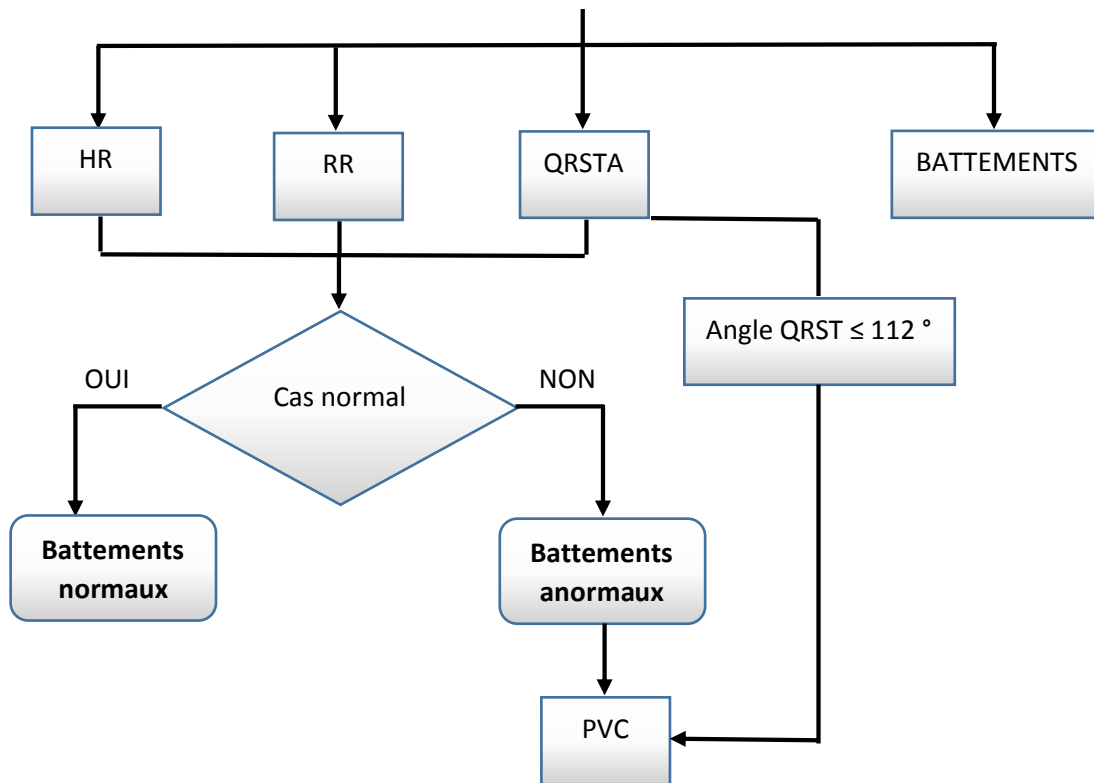


Figure 2.16 : L'Organigramme du modèle proposé.

Nous présentons, dans ce qui suit, les méthodes développées et utilisées dans le cadre de notre étude.

II.8.2.2. Détection du QRS

La détection des complexes QRS est d'une importance capitale dans l'analyse du signal ECG. Cette détection a été largement étudiée au cours des deux dernières décennies afin de trouver une méthode satisfaisante pour la détection de ce segment.

La détection des complexes QRS est une tâche difficile à réaliser parce que la morphologie de ces complexes varie d'un individu à l'autre, et même chez le même sujet, elle varie d'un cycle à l'autre. En plus, d'autres ondes du signal ECG, telles que les ondes P et T, et même des perturbations d'origines diverses, ont des caractéristiques semblables à celles des complexes QRS. Lorsque les complexes QRS sont identifiés et leurs positions repérées, il devient facile d'évaluer d'autres paramètres du signal tels que la durée du cycle cardiaque, la durée du segment ST, etc.

La plupart des algorithmes de détection procèdent en deux étapes : une première étape au cours de laquelle le signal passe par un filtre passe bande qui élimine le bruit et les ondes P et T ; le signal subit ensuite une transformation non linéaire, par exemple la dérivation pour identifier les fortes pentes autour de l'onde R, et l'élévation au carré pour quantifier l'énergie des QRS.

La deuxième étape consiste en une prise de décision selon des critères de seuillage ; elle mesure leurs performances en termes de non détection, fausse alarme, retard de détection

et nombre d'opérations mathématiques. Pan et Tompkins ont mis au point l'un des algorithmes les plus populaires à base de ce principe [73].

Au cours de ces 30 dernières années, de nombreux algorithmes de détection QRS ont été proposés et le plus adéquat se caractérise par la meilleure efficacité numérique. Cela veut dire que l'algorithme peut supporter un grand nombre d'itérations, des étapes de classifications plus claire, simple et rapide. Le tableau 2.6 résume ces algorithmes de détection du complexe QRS.

Tableau 2.6 : Comparaison entre des techniques de détection du QRS.

TECHNIQUE	DESCRIPTION ET EFFICACITE
<p style="text-align: center;">THRESHOLD (SEUILS)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -L'algorithme de seuillage a été utilisé dans la revue de la littérature comme étant la dernière étape pour la plupart des algorithmes de détection du QRS. -La performance de cette approche sera affectée par de faibles signaux SNR [74, 75]. -Il est considéré comme étant un algorithme simple avec le principe (If-THEN-ELSE), par ailleurs, cette approche est évaluée par les chercheurs comme étant l'algorithme le plus simple/ performant jusqu'à maintenant [75, 76, 77, 78].
<p style="text-align: center;">LES RESEAUX DE NEURONES (NEURAL NETWORKS (NN))</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Transformée en ondelettes (WT) appliqué à un signal ECG, suivi par NNs [79]. - Transformée en ondelettes est tout d'abord appliquée à un signal ECG, suivi par les modèles de Markov cachés [83]. - NN (utilisé comme un filtre) appliquée à un signal ECG, suivi d'un filtre adapté [81]. - NN sont très sensibles au bruit [82], la performance du classifieur peut être considérablement réduite si le NN est construit avec une architecture adéquate, correcte et formé avec des données appropriées. - La phase d'apprentissage est peut être numériquement inefficace car c'est un processus itératif [83]. - Si le nombre de neurones cachés est grand, la charge de calcul pour l'apprentissage est élevée. - La nécessité d'une quantité mémoire importante afin de stocker les coefficients neuronaux de pondération.
<p style="text-align: center;">MODELES DE MARKOV CACHES (HIDDEN MARKOV MODELS (HMM))</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Un filtre passe-bande appliqué au signal ECG, suivi par HMM [84, 85]. - Transformée en ondelettes appliquée à un signal ECG, suivi par HMM [80]. -HMM est sensible aux bruits. -Les paramètres d'un modèle HMM ne peuvent être estimés à partir de données d'apprentissage mais plutôt en utilisant des estimateurs de maximum de vraisemblance (maximum likelihood estimation). -Paramètres -HMM doivent être fixés. -L'un des problèmes de cette méthode est la nécessité d'une segmentation manuelle lors de l'analyse d'un patient ainsi qu'un nombre de paramètres généralement élevé, de l'ordre de 15 à 50 paramètres qui doivent être évaluées [84, 85].
<p style="text-align: center;">FILTRES ADAPTÉS</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Les filtres adaptés sont appliqués aux signaux ECG [86]. -Un Filtre numérique appliqué à un signal ECG, suivi par les Filtrés adaptés [87, 88]. -NNs (utilisé comme un filtre) appliqué au signal de l'ECG, puis le

(MATCHED FILTERS (MF))	<p>filtre adapté [81].</p> <ul style="list-style-type: none"> -La longueur du modèle est fixe. -Le calcul est lourd en raison de la comparaison [échantillon par échantillon] en balayant tout le signal ECG.
<p>MÉTHODE SYNTAXIQUES (SYNTACTIC METHOD)</p>	<ul style="list-style-type: none"> -La méthode syntaxique est appliquée à un signal ECG afin de détecter le complexe QRS [89, 90]. -Cette méthode est sensible au bruit [90]. -La longueur du segment est fixe, Belforte et al. [89] utilisent 30 secondes pour la durée du segment. -Quatre attributs fixes sont utilisés dans cette méthode syntaxique [91] : le degré de courbure, longueur de l'arc, la longueur de corde et l'arc symétrie. -Elle a un coût de calcul élevé par rapport aux autres approches.
<p>CROISEMENT A ZERO (ZERO-CROSSING)</p>	<p>La technique de passage à zéro a été utilisée pour détecter des complexes QRS, son déploiement est comme suit :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Un filtre passe-bande appliqué à un signal ECG, suivi par le passage à zéro [92]. - WT appliqué à un signal ECG, suivi par un passage à zéro ensuite un suivi de seuil [92]. - WT appliqué à un signal ECG, suivi par la singularité et passage à zéro, suivi de seuil [93]. <p>Cette approche est simple mais inefficace à cause du temps écoulé lors du déroulement des étapes pour le maximum/minimum de recherche pour la localisation temporelle de l'onde R [92].</p>
<p>SINGULARITE (SINGULARITY)</p>	<p>Un filtrage EMD appliqué à un signal ECG, suivi par ce modèle de singularité et du seuil [94].</p> <ul style="list-style-type: none"> -WT appliqué à un signal ECG suivi par la singularité et passage à zéro [93].

Après avoir exploré l'ensemble des méthodes et techniques utilisées pour la détection du complexe QRS pour un signal ECG donné, on va par la suite balayer l'ensemble des travaux pionniers qui utilisent ces méthodes, afin d'exploiter la meilleure solution dans notre application. Le tableau 2.7 illustre une comparaison entre les algorithmes de Correction/Détection du QRS suivant la base de données d'arythmie MIT-BIH [95] ainsi que notre algorithme de détection de l'onde QRS exploité dans notre application.

Tableau 2.7 : Comparaison entre les algorithmes de détection du QRS suivant la base de données MIT-BIH.

PUBLICATION	DETECTION DU QRS + (CORRECTION)	NOMBRE DE BATTEMENTS	SE (%)	+P (%)
CHIARUGI ET AL. [96]	multiples seuils (Filtre passe-bande + première dérivée)	109494	99.76	99.81

CHRISTOV [97]	multiples seuils (Multiple moyenne mobile + première dérivée)	109494	99.76	99.81
ZIDELMAL [98]	deux seuils (WT + coefficients de multiplication)	109494	99.64	99.82
CHOUAKRI [99]	deux seuils (WT + histogramme + moyenne mobile)	109488	98.68	97.24
LI ET AL. [100]	Singularité+ multiples seuils (WT + filtre numérique)	104182	99.89	99.94
ARZENO ET AL. [101]	multiples seuils (première dérivée + quadrature + filtre passe-bande)	109504	99.68	99.63
NOTRE ALGORITHME	Singularité+ multiples seuils (EB-Gibbs + filtre numérique)	109265	99.75	99.92

SE et +P représentent respectivement la sensibilité et la productivité positives.

Remarque :

Il est intéressant de noter que l'algorithme utilisé par Li et al [100] a obtenu une performance globale élevée avec une sensibilité de 99,89% et une spécificité de 99,94%. Cependant, Li et al [100] Excluent les fichiers 214 et 215 de la base de données d'arythmie MIT-BIH [107], et donc leur algorithme n'est pas vraiment supérieur en termes de performance. Nous avons ensuite comparé les résultats de détection des pics R pour la base de données MIT-BIH par notre algorithme avec ceux de l'algorithme de PAN Tompkins. Les résultats sont exposés sur le tableau 2.8.

Tableau 2.8 : Comparaison entre les algorithmes de détection des pics R de PAN Tompkins et le notre, suivant la base de données MIT-BIH.

ID	NOMBRE EXACTE DES PICS R	NOMBRE DE PICS R DETECTES PAR L'ALGORITHME PAN TOMPKINS	NOMBRE DE PICS R DETECTES PAR NOTRE ALGORITHME	FAUSSE DETECTION DES PICS R PAR PAN TOMPKINS	FAUSSE DETECTION DES PICS R PAR NOTRE ALGORITHME
MIT-100	74	74	74	0	0
MIT-101	71	71	71	0	0
MIT-102	73	73	73	0	0
MIT-103	70	70	70	0	0
MIT-104	76	76	76	0	0
MIT-105	83	83	83	0	0
MIT-106	67	67	59	0	8
MIT-107	71	73	69	2	2
MIT-108	59	111	52	52	0

MIT-109	91	91	90	0	1
MIT-111	69	69	68	0	1
MIT-112	85	86	85	1	0
MIT-113	58	58	58	0	0
MIT-114	54	54	54	0	0
MIT-115	63	63	63	0	0
MIT-116	78	79	75	1	3
MIT-117	50	51	50	1	0
MIT-118	73	73	73	0	0
MIT-119	65	65	65	0	0
MIT-121	60	61	59	1	1
MIT-122	87	87	87	0	0
MIT-124	49	50	48	1	1
MIT-200	87	87	84	0	3
MIT-201	90	89	91	1	1
MIT-202	53	53	52	0	1
MIT-203	102	102	101	0	1
MIT-205	89	89	89	0	0
MIT-207	88	79	88	9	0
MIT-208	106	95	104	11	2
MIT-209	93	93	93	0	0
MIT-210	92	88	89	4	3
MIT-212	90	90	90	0	0
MIT-213	111	110	111	1	0
MIT-214	76	76	76	0	0
MIT-215	113	113	113	0	0
MIT-217	71	72	71	1	0
MIT-219	74	73	74	1	0
MIT-220	72	72	72	0	0
MIT-221	78	78	78	0	0
MIT-222	75	75	72	0	3
MIT-223	80	80	80	0	0
MIT-228	71	74	80	3	9
MIT-230	79	79	77	0	2
MIT-231	63	63	63	0	0
MIT-232	57	58	56	1	1
MIT-234	104	103	102	1	2
TOTAL	3540	3576	3508	92	45
ERREUR RELATIVE %				2.572706935	1.282782212
ERREUR REELLE %				2.683615819	1.27118644

D'après ces résultats, nous avons remarqué que notre algorithme est aussi efficace que celui de PAN Tompkins, à part dans quelques fichiers MIT-BIH où on voit des écarts importants lors de la détection des pics R (Exemple: 108, 228). Donc si on néglige ces deux fichiers, nous avons des résultats très proches.

II.8.2.3. Détection de l'onde T

Notre objectif ici est d'estimer les emplacements des ondes T (régions dites non-QRS) et leurs caractéristiques (amplitude, début, sommet, fin). Afin de pouvoir suivre l'évolution naturelle des signaux ECG au cours du temps, cette estimation / détection se fera par blocs, sur un nombre fini D de battements successifs, contenus dans une fenêtre de longueur M , incluant D régions QRS et D' non-QRS.

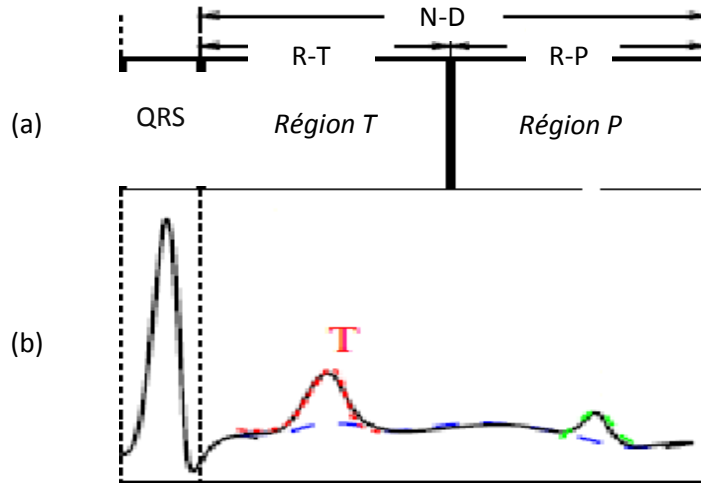


Figure 2.17 : (a) Intervalles QRS et non-QRS, (b) ECG.

Dans notre application, on a implémenté un modèle bayésien qui s'appelle l'échantillonneur par bloc de Gibbs (EB-Gibbs) [127]. Ce choix a été basé sur les travaux de Chao LIN et al [102]. L'algorithme implémenté a montré des résultats satisfaisants en comparaison avec d'autres tels que : PCGS [103], LPD [104] et WT [105].

Les résultats du tableau 2.9 ont été obtenus avec 1750 battements d'ECG de la base annotée QTDB [106] et 10569 battements d'ECG normaux et pathologiques (ESV, extrasystoles ventriculaires) pour chaque signal sélectionné à partir de la base de donnée MIT-BIH [95]. Ces résultats permettent d'apprécier les performances de l'algorithme proposé EB-Gibbs.

Tableau 2.9 : Comparaison entre les algorithmes de détection de l'onde T.

	EB-Gibbs	PCGS [103]	LPD [104]	WT [105]
Sensibilité SE %	99.89	99.81	97.74	99.77

II.8.2.4. Détection du PVC (contractions ventriculaires prématurées)

II.8.2.4.1. Objectifs

Les objectifs se résument en deux points :

- Détecter, segmenter et extraire les caractéristiques discriminantes des complexes QRS à partir des signaux ECG pour caractériser les battements normaux et les contractions ventriculaires prématurées (PVC).
- Classer les formes d'onde ECG en deux groupes : normal et PVC.

La surveillance du rythme cardiaque chez un patient est l'une des fonctions vitales dans un système de soins (fixe, mobile). Un type tout particulier d'anomalie cardiaque à surveiller par notre système est le PVC (Figure 2.18). Par définition, un PVC est caractérisé par un intervalle RR plus court et un complexe QRS bizarre.



Figure 2.18 : Représentation graphique d'une contraction ventriculaire prématurée.

Les patients qui présentent des contractions prématurées des ventricules ne souffrent d'aucun symptôme. Toutefois, dans de rares occasions, des symptômes (fatigue, vertiges, nausées, évanouissement) peuvent se manifester. Cela se produit car les contractions ventriculaires prématurées fréquentes peuvent diminuer le débit cardiaque aux organes.

La forme du complexe QRS varie d'un PVC à un autre et cette variation dépend essentiellement de l'emplacement du foyer ectopique et du chemin de conduction pris par l'impulsion. Cela rend l'analyse morphologique du PVC un défi, car un PVC ne possède pas de forme d'onde spécifique. La détection et l'identification des PVC's nécessitent des informations sur le rythme et aussi sur la morphologie des complexes QRS. Trois caractéristiques sont prises en considération, telles que :

- L'intervalle RR précédent,
- La zone QRST (QRSTA),
- Le calcul d'un coefficient de corrélation avec le gabarit d'un battement normal.

On s'attend à ce que les battements ectopiques (PVC) soient caractérisés par un QRSTA élevé et un RR plus faible que dans le cas des battements normaux. Dans ce qui suit, on va s'intéresser aux calculs des surfaces QRST.

II.8.2.5. QRSTA

II.8.2.5.1. Calcul de la différence en surface QRS-T

A la fin de la repolarisation ventriculaire lente, débute la repolarisation rapide des myocytes ventriculaires. Cette dernière n'est pas synchrone entre l'endocarde et l'épicarde, ce qui explique qu'à la fin du segment ST s'inscrit une déflexion asymétrique, peu ample et lente appelée onde T. L'axe de l'onde T correspond généralement à l'axe du complexe QRS, car l'épicarde qui se dépolarise après l'endocarde se re-polarise avant l'endocarde.

A la majorité des segments QRS ayant une polarité positive (onde R > onde S), l'onde T est généralement positive, dans ce cas-là on dit que l'onde T est concordante avec le complexe QRS.

Dans notre application, on a pris toute les possibilités concernant les ondes QRS et T, les plus connues sont présentées dans la figure 2.19.

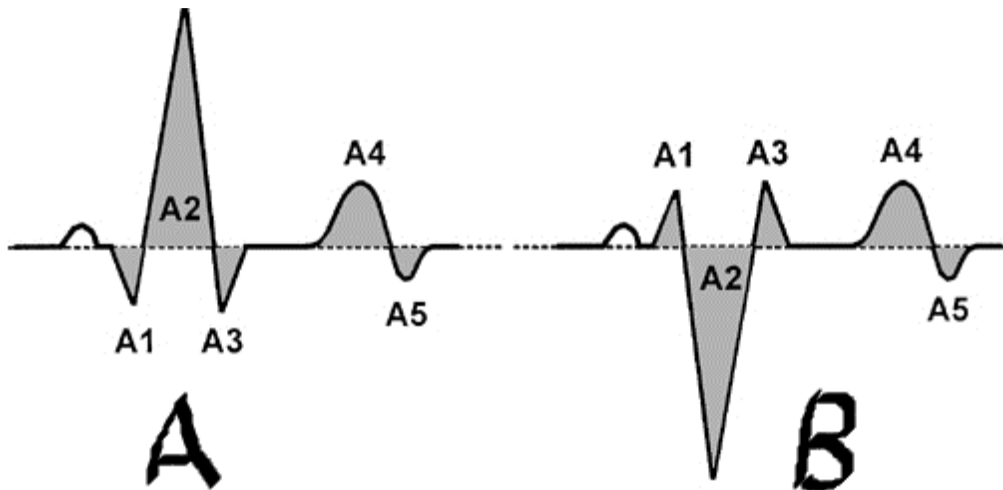


Figure 2.19: Surfaces QRS-T.

A: QRS-T area = $A1 + A2 + A3 - (A4 - A5)$

B: QRS-T area = $A1 + A2 + A3 - (-(A4 - A5))$

La surface QRS est la somme des valeurs absolues des zones Q, R et S. Dans la mesure de la surface de l'onde T, les déviations négatives ont été soustraites de celles positives (A). Si la principale déviation du QRS et l'onde T étaient discordantes, la zone de l'onde T a été multipliée par -1 (B). Pour obtenir la zone QRS-T, la zone de l'onde T a été soustraite de la zone QRS.

Un paramètre secondaire très important est pris en compte afin de mieux prédire les PVC's et celui de l'angle QRST.

II.8.2.5.2. Crête spatiale de l'angle QRST

Elle représente l'angle formé par les segments QRS et T successifs. Il faut noter qu'il existe plusieurs types d'axes angulaires (frontaux, planaire, spatiaux...), et l'application de cette entité pourra se calculer d'une dérivation jusqu'à huit dérivations ECGs (I, II, D1, D2, D3, VR, VL, VF). L'angle QRST moyen spatial est généralement le plus précis du point de vue diagnostique que tous les angles QRST. Le calcul de ce paramètre se fait de la manière suivante [108, 109] :

$$\begin{aligned} QRS\ x = & QRS\ I * 0.38 + QRS\ II * 0.07 + QRS\ V1 * 0.13 + QRS\ V2 * 0.05 \\ & + QRS\ V3 * 0.01 + QRS\ V4 * 0.14 + QRS\ V5 * 0.06 + QRS\ V6 \\ & * 0.54 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} QRS\ y = & QRS\ I * 0.07 + QRS\ II * 0.93 + QRS\ V1 * 0.06 + QRS\ V2 * 0.02 \\ & + QRS\ V3 * 0.05 + QRS\ V4 * 0.06 + QRS\ V5 * 0.17 + QRS\ V6 * 0.13 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} QRS\ z = & QRS\ I * 0.11 + QRS\ II * 0.23 + QRS\ V1 * 0.43 + QRS\ V2 * 0.06 \\ & + QRS\ V3 * 0.14 + QRS\ V4 * 0.20 + QRS\ V5 * 0.11 + QRS\ V6 * 0.31 \end{aligned}$$

$$T_x = T_I * 0.38 + T_{II} * 0.07 + T_{V1} * 0.13 + T_{V2} * 0.05 + T_{V3} * 0.01 + T_{V4} * 0.14 + T_{V5} * 0.06 + T_{V6} * 0.54$$

$$T_y = T_I * 0.07 + T_{II} * 0.93 + T_{V1} * 0.06 + T_{V2} * 0.02 + T_{V3} * 0.05 + T_{V4} * 0.06 + T_{V5} * 0.17 + T_{V6} * 0.13$$

$$T_z = T_I * 0.11 + T_{II} * 0.23 + T_{V1} * 0.43 + T_{V2} * 0.06 + T_{V3} * 0.14 + T_{V4} * 0.20 + T_{V5} * 0.11 + T_{V6} * 0.31$$

Avec

$$RMSQRS = \sqrt{(QRS_x)^2 + (QRS_y)^2 + (QRS_z)^2}$$

$$RMT = \sqrt{(T_x)^2 + (T_y)^2 + (T_z)^2}$$

Crêtes spatiales de l'angle QRST

$$= \cos^{-1} \frac{QRS_x * T_x + QRS_y * T_y + QRS_z * T_z}{RMSQRS * RMT}$$

Il est important de noter que le risque de la mort subite, durant le suivi à moyen terme, est très faible (<1% par an) chez les individus ayant un angle QRST $\leq 112^\circ$. L'angle QRS, déduit de l'ECG a été utilisé pour la prédiction des arythmies ventriculaires. Le fait de tirer ces angles entre les segments QRS et calculer les surfaces QRST rendent l'analyse ainsi que les prédictions plus fiables.

II.8.2.6. Implémentation

L'un des objectifs lors du développement d'applications Android est de travailler sur la réactivité de l'application, c'est-à-dire de faire en sorte qu'elles ne se bloquent pas sans raison apparente pendant une durée significative.

En effet, Android lui-même peut repérer quand l'application n'est pas assez réactive, auquel cas il lancera une boîte de dialogue, qui s'appelle ANR, pour inviter l'utilisateur à quitter l'application. Un des cas les plus rencontrés, provoquant l'apparition de cette boîte ANR, est lorsque l'application ne répond pas à une impulsion de l'utilisateur sur l'interface graphique en moins de cinq secondes.

C'est pourquoi nous allons voir ici comment faire ce qu'on appelle le travail en arrière-plan, de façon à exécuter le code en parallèle de l'interface graphique. Afin de pouvoir exécuter ce code en arrière-plan, les concepteurs du système Android ont pensé à mettre en place plusieurs solutions, chacune avec ses avantages et ses limitations. Parmi ces solutions nous retrouvons :

- L'utilisation des Services ;
- L'utilisation de l'AsyncTask ;
- L'utilisation des Messages et Handler.

Notre application a été implémentée en Java (IDE Netbeans) en utilisant le SDK Android 2.3.3 (Google Inc.) comme mentionné précédemment.

Au moment de la compilation du projet, l'application finale est générée au format APK, dans le répertoire bin de l'arborescence. C'est ce fichier qu'il faut ensuite déployer sur les équipements (smartphones, tablettes...), afin de pouvoir exécuter l'application. Notre stratégie vise trois éléments :

- Possibilité de recevoir des données en temps réel via Bluetooth ou en utilisant des fichiers préenregistrés à partir de bases de données multiples.
- Des blocs d'algorithmes traitent le signal reçu et calculent 5 paramètres critiques (HR, RR, BEATS, PVC et QRS-T area).
- Une interface graphique (GUI) simple pour l'utilisateur.

Android ne propose nativement aucune solution pour générer des courbes et autres graphiques lors du développement d'applications. Il est pourtant fréquent que l'on souhaite afficher ce genre d'informations. Etant donné que les terminaux Android disposent pour la plupart d'une résolution plutôt faible, il est souvent plus simple et efficace d'afficher les valeurs d'un tableau sous une forme graphique.

Pour ce faire, il existe plusieurs API permettant d'ajouter des graphiques à une application Android. Nous avons la possibilité d'exploiter des API utilisées ordinairement dans des applications Java ou des bibliothèques propres à l'OS Android pour apporter plus de fonctionnalités. L'une de ces dernières, est AChartEngine, qui est une bibliothèque permettant de générer différents types de graphismes pour Android de façon gratuite et sans nécessiter une connexion internet. Le patient peut alors présenter son ECG sélectionnés à un professionnel de santé pour le diagnostic et peut récupérer un rapport détaillé (optionnel) à la fin de chaque test.

Notre application intègre ces solutions et implémente un certain nombre de blocs afin de tirer les cinq paramètres : HR (Heart rate), l'intervalle RR, nombre de battements cardiaque, la détection du PVC (Premature ventricular contraction) si elle existe et le QRSTA.

Parmi ces variables, nous attachons un intérêt particulier pour le dernier paramètre QRSTA.

II.8.2.7. Évaluation

Les résultats de la classification/performance des blocs d'algorithmes implémentés dans notre application peuvent être également évalués par le biais de paramètres bien connus dans la littérature, tels que la précision, la spécificité et la sensibilité, associés à chaque type de pathologie. Ces trois paramètres sont calculés de la manière suivante :

$$Precision = \frac{\text{Nombre total de battements détectés}}{\text{Nombre totale de battements}}$$

$$Spécificité = \frac{\text{Nombre total de battements Normaux détectés}}{\text{Nombre totale de battements normaux}}$$

$$Sensibilité = \frac{\text{Nombre de battements pathologiques détectés}}{\text{Nombre total de battements pathologiques}}$$

Notre application a été testée sur la base « MIT-BIH arrhythmia database » et les résultats sont mentionnés sur le Tableau 2.10.

Tableau 2.10 : *Enregistrements «MIT-BIH arrhythmia database » inclus dans notre application [107].*

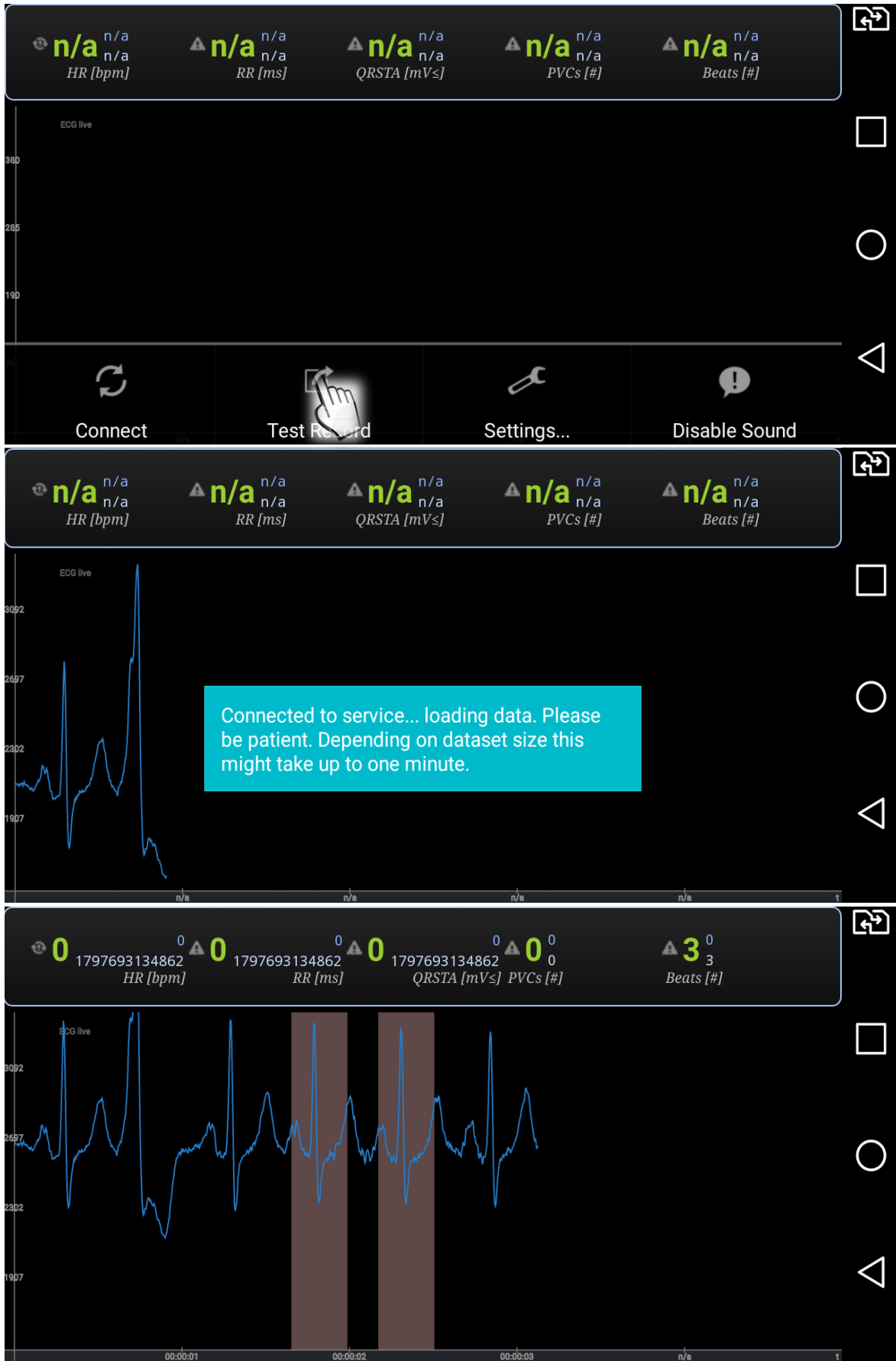
Battements cardiaques	ID du Patient	Nombre de battements	Nombre de battements détecté	Nombre totale de battements	Nombre totale de battements détecté
Normal (N)	MIT-119	1543	1526	8860	8793
	MIT-200	1743	1701		
	MIT-209	2620	2619		
	MIT-212	923	921		
	MIT-221	2031	2026		
Contractions ventriculaire prématurée (PVC)	MIT-119	444	441	2750	2743
	MIT-200	823	823		
	MIT-214	256	255		
	MIT-221	396	394		
	MIT-233	831	830		

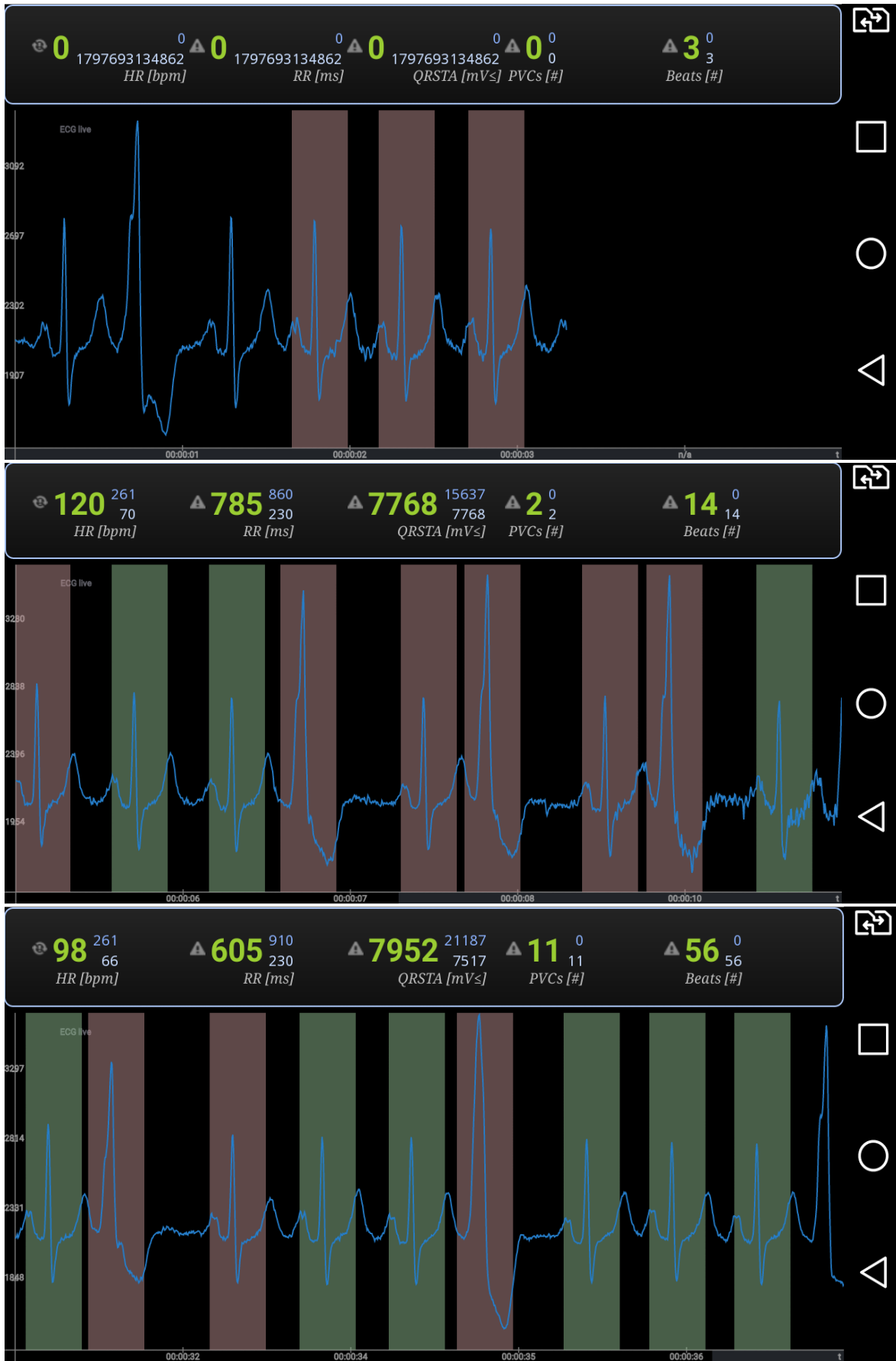
Ces résultats montrent des rapports appréciables, comme suit : une précision de 93.62618432%, une spécificité de 99.243792325% et une sensibilité de 99.745454545%.

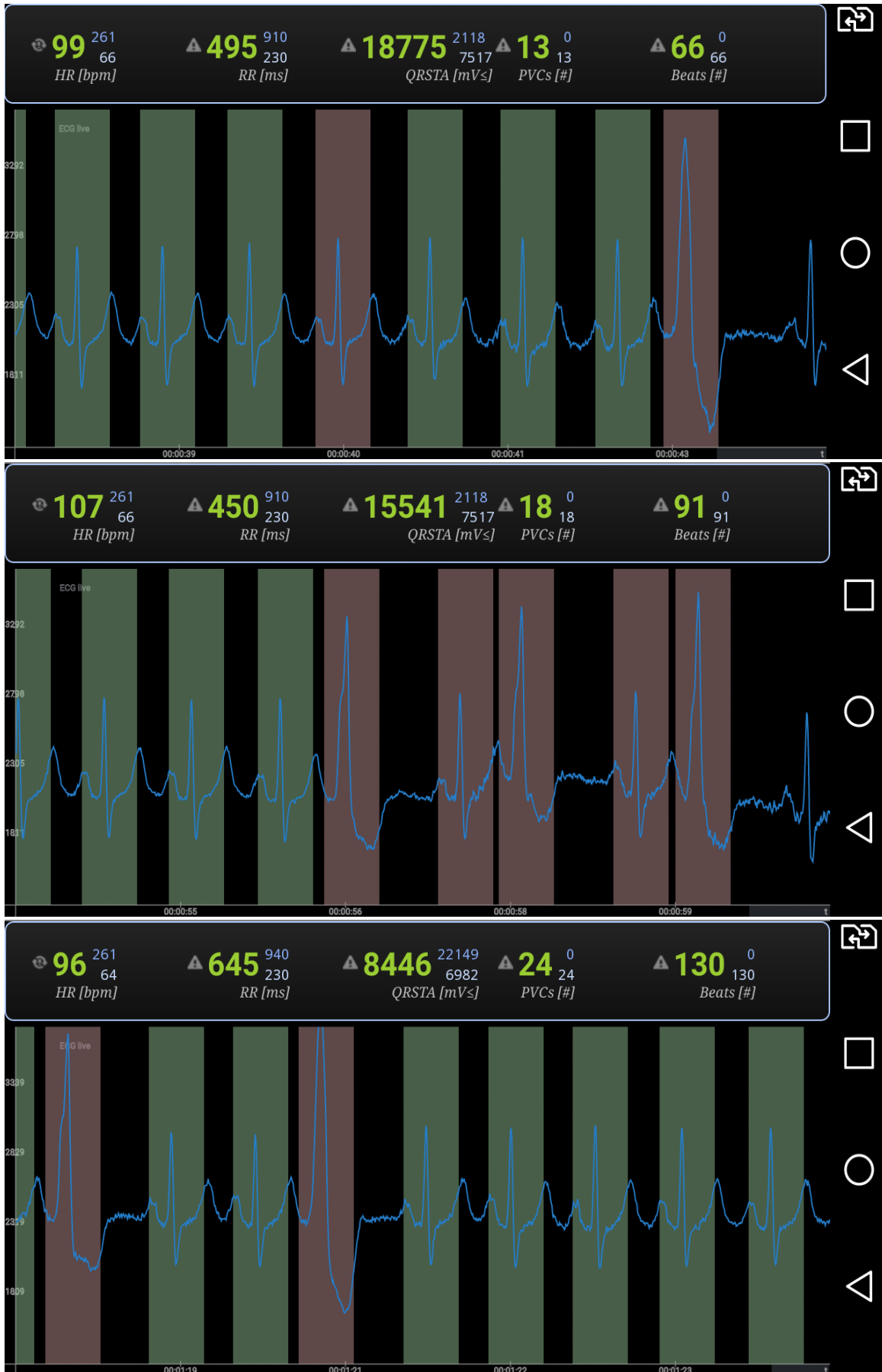
II.9. Test

Le premier smartphone utilisé pour tester notre application est le Samsung Galaxy Young doté d'une version Android de 2.3.6. Elle a été aussi testée sur un ensemble de téléphones roouter et non roouter. Dans notre système, l'application contient un ensemble de fichiers préenregistrés dans un fichier APK (application package file) tirés à partir de la bases de donnée physionet pour le test ainsi qu'un module de connexion Bluetooth avec des capteurs ECG's pour le suivi en temps réel. Les figures représentées en 2.20 montrent le déroulement de notre application exécutées sous le smartphone LG STYLUS, doté d'un processeur Qualcomm Snapdragon 410 à 4 cœurs ARM Cortex A53 (1,2 GHz), 1 Go de RAM, une mémoire interne de 8 Go, une batterie de 3000 mAh et une version d'Android de 5.0 (Lollipop).









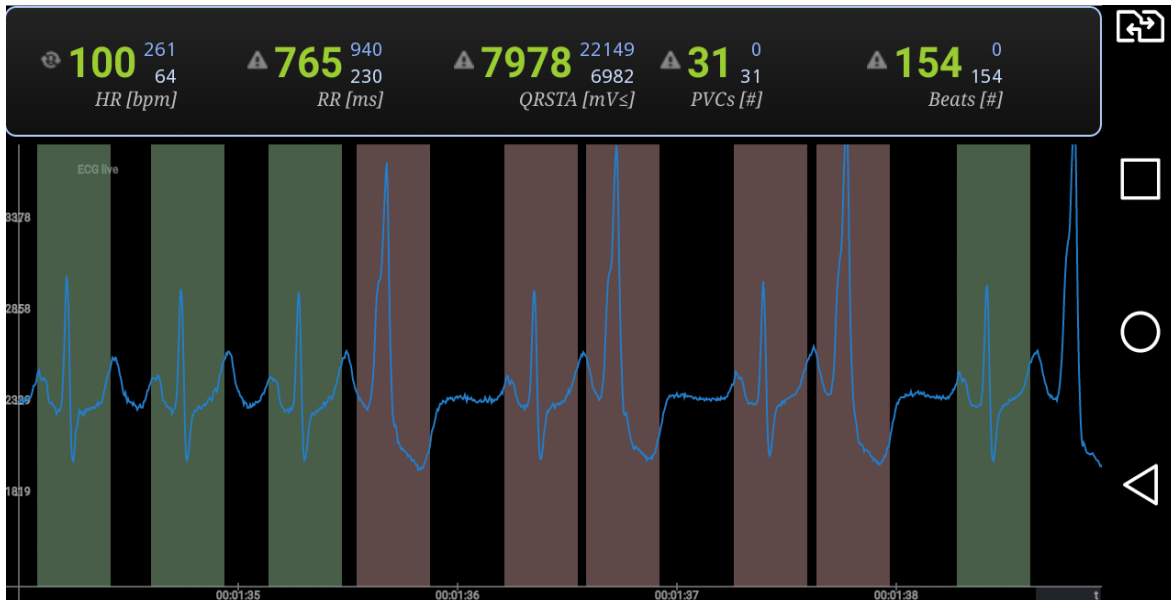


Figure 2.20 : Captures d'écran de l'application DIAGNOSE ECG.

L'utilisation d'un grand nombre de bases de données nous a permis de standardiser notre application. Ces captures d'écran représentent le déroulement de notre application en calculant les cinq paramètres importants (HR, RR, Beats, PVC et QRSTA (surface QRST)), ainsi qu'une représentation des battements normaux et anormaux en utilisant deux couleurs différentes (Vert et Move).

II.9.1. Consommation en termes de ressources mémoires

L'utilisation de la mémoire interne du téléphone est importante dans la conception d'une application. Une bonne application doit utiliser une ressource mémoire minimale tout en conservant de bonnes performances et une vitesse suffisante pour traiter les données. Les simulateurs les plus populaires de la consommation d'énergie sous Android OS sont PowerTutor et PowerProfile [110, 58]. Le premier est une application Android qui calcule la consommation d'énergie du CPU, écran, GPS, Wifi, et toutes les applications en cours d'exécution sur le système. Il utilise les ressources internes d'Android tels que android.content.Context, com.android.internal.util.XmlUtils et org.xmlpull.v1.XmlPullParser.

Après avoir installé et testé notre application médicale sur plusieurs téléphones intelligents avec Android, on a remarqué qu'elle n'occupe que 576 Ko de ressources mémoire au cours de son exécution ; ce qui est très satisfaisant surtout pour éviter toute interruption indésirable lors du suivi d'un patient.

II.10. Conclusion

Nous avons montré, dans ce chapitre, les démarches de développement de notre application sous le système embarqué Android version 2.3.3 afin de balayer la majorité des smartphones existant sur le marché, pour le suivi des patients cardiaques.

Nous avons pu évaluer un certain nombre de paramètres tirés à partir des signaux ECG, et surtout le paramètre QRSTA qui reste un indicateur de plusieurs anomalies cardiaque (PVC pour notre cas) ainsi que la mort subite. Ce paramètre nous a permis de différencier entre plusieurs segments qui ont la même largeur/amplitude QRS, mais avec des formats différents.

Avec ce procédé, le médecin pourra prendre une décision meilleure parce qu'à partir de la largeur et la surface des segments QRS et T, l'analyse est nettement performante. En réalité le signal ECG n'est pas indépendant des autres signaux physiologiques. À titre d'exemple une mauvaise respiration peut engendrer des problèmes cardiaques. C'est dans ce cadre, que le chapitre suivant est dédié à la présentation d'une stratégie d'analyse des interactions entre signaux biomédicaux cardiorespiratoires hémodynamiques afin d'élaborer une démarche d'aide au diagnostic intégrée dans des smartphones.

Références

- [1] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/fr/>
- [2] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/fr/>
- [3] <http://physionet.org/>
- [4] Corrado D, Basso C, Thiene G, "Sudden cardiac death in young people with apparently normal heart," *Cardiovascular Research* 2001;50:399-408.
- [5] Puranik R, Chow CK, Duflou JA, Kilborn MJ, McGuire MA, "Sudden death in the young," *Heart Rhythm* 2005;2:1277-82.
- [6] J. M. Fam and C. K. Ching, "Review on Non-invasive Risk Stratification of Sudden Cardiac Death," *Proceeding of Singapore Healthcare*, vol. 20, no. 4, pp. 263–278, 2011.
- [7] E. Tamil and N. Kamarudin, "A review on feature extraction & classification techniques for biosignal," *processing in International Federation for Medical and Biological Engineering*, 2008, pp. 107–112.
- [8] S. Palaniappan and R. Awang, "Intelligent heart disease prediction system using data mining techniques," 2008 IEEE/ACS International Conference on Computer Systems and Applications, vol. 8, no. 8, pp. 108–115, Mar. 2008.
- [9] S. Patil and Y. Kumaraswamy, "Intelligent and effective heart attack prediction system using data mining and artificial neural network," *European Journal of Scientific Research*, vol. 31, no. 4, pp. 642–656, 2009.
- [10] T. Jilani, H. Yasin, M. Yasin, and C. Ardil, "Acute coronary syndrome prediction using data mining techniques-an application," *International Journal of Information and Mathematical Sciences*, vol. 5, no. 4, pp. 295–299, 2009.
- [11] L. Vladutu, S. Papadimitriou, S. Mavroudi and A. Bezerianos, "Ischemia Detection using Supervised Learning of Hierarchical Neural Networks based on Kohonen-Maps," *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2001. *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*. Vol. 2, pp. 1688 – 1691, 2001.
- [12] M. K. Islam, a. N. M. M. Haque, G. Tangim, T. Ahammad, and M. R. H. Khondokar, "Study and Analysis of ECG Signal Using MATLAB & LABVIEW as Effective Tools," *International Journal of Computer and Electrical Engineering*, vol. 4, no. 3, pp. 404–408, 2012.
- [13] http://www.assistancescolaire.com/eleve/TST2S/biologie/reviser-le-cours/fonctionnement-du-coeur-et-regulation-de-l-activite-cardiaque-tst2s_bio07
- [14] http://e-cardiogram.com/ecg-lexique_theme.php?id_th=3&id_lex=251&PHPSESSID=
- [15] C. BROHET "Electrocardiogramme 12 dérivations," Edition Masson Paris 1998.
- [16] R. DUBOIS, "Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalie en électrocardiographie," Thèse de doctorat de l'université de Paris VI, spécialité Electronique, Janvier 2004.
- [17] M. KOM, "Electrocardiographie haute amplification," Thèse de doctorat d'Etat, Université de Ydé I ; spécialité Physique Appliquée, Mai 2001.
- [18] Lynn, P.A: "Online digital filter for biological signals: some fast designs for a small computer," *Medical & Biological Engg. & Computing*, 1977, 15, pp. 534–540.
- [19] Goldschlager, N., and Mervin J.G, "Principles of Clinical Electrocardiography," Thirteenth Edition, 1989, pp. 58–238.
- [20] B. CELLER, "Physiological Monitoring" in *Health Informatics in Australia* visible sur: <http://www.infocom.cqu.edu.au/HNI/Booksonline/chapter17.pdf>
- [21] McFee R, Baule GM, "Research in electrocardiography and magnetocardiography," *Proceedings of the IEEE, USA*, 1972, vol 3. The Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., pp 290–321.
- [22] Yanowitz F, Kinias P, Rawling D, Fozzard HA, "Accuracy of a continuous real-time ECG dysrhythmia monitoring system," 1974, 50(1): 65–72.
- [23] Nygard M-E, Hulting J, "An automated system for ECG monitoring," *Comput Biomed Res*,(1979) 12(2):181–202.
- [24] Pahlm O, Sornmo L, "Software QRS detection in ambulatory monitoring: a review," *Med Biol Eng Comput*, (1984), 22(4):289–297. doi:10.1007/bf02442095.
- [25] Pahlm O, Sornmo L, "Data Processing of Exercise ECG's," *IEEE Trans BME*, (1987), 34(2):158–165.

- [26] Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ, Michler K, Shen L, “Comparing stress ECG enhancement algorithms,” *IEEE Eng Med Biol Mag*, (1996), 15(3):37–44.
- [27] Kundu M, Nasipuri M, Kumar Basu D, “Knowledge-based ECG interpretation: a critical review,” *Pattern Recogn*, (2000), 33(3):351–373.
- [28] Ullah S, Higgins H, Braem B, Latre B, Blondia C, Moerman I, Saleem S, Rahman Z, Kwak K, “A comprehensive survey of wireless body area networks,” *J Med Syst*, (2010), 1–30. doi: 10.1007/s10916-010-9571-3.
- [29] Lin C-F, “Mobile telemedicine: a survey study,” *J Med Syst*, (2010), 36(2):511–520. doi:10.1007/s10916-010-9496-x.
- [30] Lee Y-D, Chung W-Y, “Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring,” *Sensors Actuators B Chemical*, (2009), 140(2):390–395.
- [31] Bianchi AM, Mendez MO, Cerutti S, “Processing of signals recorded through smart devices: sleep-quality assessment,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, (2010), 14(3):741–747.
- [32] Lopez G, Custodio V, Moreno JI, “LOBIN: E-textile and wireless-sensor-network-based platform for healthcare monitoring in future hospital environments,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, (2010), 14(6): 1446–1458.
- [33] Yoo J, Long Y, Seulki L, Hyejung K, Hoi-Jun Y, “A wearable ECG acquisition system with compact planar-fashionable circuit board-based shirt,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, (2009), 13(6):897–902.
- [34] Wei H, Li H, Tan, “Body sensor network based contextaware QRS detection,” *J Signal Process Syst*, J (2012), 67(2):93–103.
- [35] Barnwell J, Klein J, Stallings C, Sturm A, Gillespie M, Fine J, Hyslop W, “Image-guided optimization of the ECG trace in cardiac MRI,” *Int J Cardiovasc Imaging (formerly Cardiac Imaging)*, (2012), 28(3):587–593. doi:10.1007/s10554-011-9865-7.
- [36] Hsieh J-C, Lo H-C, “The clinical application of a PACS dependent 12-lead ECG and image information system in E-medicine and telemedicine,” *J Digit Imaging*, (2010), 23(4):501–513. doi:10.1007/s10278-009-9231-7.
- [37] Wu WH, Bui AAT, Batalin MA, Au LK, Binney JD, Kaiser WJ, “MEDIC: medical embedded device for individualized care,” *Artif Intell Med*, (2008), 42(2):137–152.
- [38] Sankari Z, Adeli H, “HeartSaver: a mobile cardiac monitoring system for auto-detection of atrial fibrillation, myocardial infarction, and atrio-ventricular block,” *Comput Biol Med*, (2011), 41(4):211–220.
- [39] Rodriguez, J., Goni, A and Illarramendi, A., “Real-time classification of ECGs on a PDA,” *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, Volume 9, Issue 1, March 2005 Page(s): 23 – 34
- [40] Alive Technologies, <http://www.alivetec.com/> [visité le 12 Avril 2015].
- [41] Vitaphone, <http://www.vitaphone.de/en/> [visité le 12 Avril 2015].
- [42] Ventracor pocketview, <http://www.ventracor.com> [visité le 12 Avril 2015].
- [43] Welch Allyn® Micropaq, <http://www.monitoring.welchallyn.com/products/wireless/micropaq.asp> [visité le 12 April 2015].
- [44] Jones, V. et al. *MobiHealth: Mobile Health Services based on Body Area Networks*. In: *M-Health Emerging Mobile Health Systems*. Springer-Verlag, Berlin, pp. 219-236., 2006, ISBN 0-387-26558-9.
- [45] Telemedicare, <http://www.sintef.no/units/informatics/projects/TelemedicineCare/> [dernière visite le 18 Mars 2016].
- [46] OSIRIS-SE Runtime Environment for Data Stream Management in Healthcare <http://ii.uit.at/osiris-se>. [visité le 14 Avril 2015].
- [47] PhMon Personal Health Monitoring System with Microsystem Sensor Technology <http://www.phmon.de/englisch/index.html> [visité le 18 Avril 2015].
- [48] Anliker, U. et al, “AMON: a wearable multi parameter medical monitoring and alert system,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Volume 8, Issue 4, Dec. 2004 pp.415 – 427.
- [49] Rubel P. et Al, “Towards personal eHealth in cardiology: Results from the EPI-MEDICS telemedicine project,” *Journal of Electrocardiology* 38 (2005) pp.100-106.
- [50] Peter Leijdekkers, “Valerie Gay, Personal Heart Monitoring System Using Smart Phones To Detect Life Threatening Arrhythmias,” *Proceedings of the 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'06)* doi:0-7695-2517-1/06.
- [51] EP Limited, Open Source Arrhythmia Detection Software, <http://www.eplimited.com> [visité le 25 Aout 2014].

- [52] Rachid Merzougui and Mohammed Feham, “Algorithm of remote monitoring ECG using mobile phone: Conception and Implementation,” Third International Conference on Broadband Communications, Information Technology & Biomedical Applications, IEEE, (2008), pp. 254-261.
- [53] Shouhai Xue, Xianxiang Chen, Zhen Fang, Shanhong Xia, “An ECG Arrhythmia Classification and Heart Rate Variability Analysis System based on Android Platform,” 2015 2nd International Symposium on Future Information and Communication Technologies for Ubiquitous HealthCare (Ubi-HealthTech), DOI: 10.1109/Ubi-HealthTech.2015.7203323.
- [54] Nemanja Filipović, Radovan Stojanović, Matjaž Debevc, Goran Devedžić, “On line ECG Processing and Visualization Using Android SmartPhone,” second Mediterranean Conference on Embedded Computing MECO, Budva, Montenegro, 2013.
- [55] R. A. Balda, “The HP ECG analysis program,” Trends in Computer- Processed Electrocardiograms, J. H. van Bemmel and J. L. Willems, Eds. North Holland, 1977, pp.197-205.
- [56] Robert Richer, Benjamin H. Groh, Peter Blank, Eva Dorschky, Christine Martindale, Jochen Klucken, Bjoern M. Eskofier, “Unobtrusive real-time heart rate variability analysis for the detection of orthostatic dysregulation,” Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN) 2016 IEEE 13th International Conference on, pp. 189-193, 2016, ISSN 2376-8894.
- [57] Sugondo Hadiyoso, Koredianto Usman, Achmad Rizal, “Arrhythmia Detection Based on ECG Signal Using Android Mobile for Athlete and Patient,” third International Conference on Information and Communication Technology (ICoICT) IEEE, 978-1-4799-7752-9/15/2015, pp.166-171.
- [58] <https://android.googlesource.com/platform/frameworks/base/+a029ea1/core/java/com/android/internal/os/PowerProfile.java>.
- [59] Leijdekkers P, “A self-test to detect a heart attack using a mobile phone and wearable Sensors,” International symposium on computer-based medical systems (CBMS), Finland, 2008, pp 93–98.
- [60] Kyriacou E, “System for monitoring of children with arrhythmias,” In: International conference on pervasive technologies Greece, 2009, p 668.
- [61] H’andy Sana, “The doctor in the pocket,” Dec 2010 <http://handysana.com/>.
- [62] IMEC, “Monitoring your health with your mobile phone,” Oct 2010, <http://www2.imec.be/be_en/press/imec-news/wirelesshealthnecklaceinterface.html>.
- [63] CardioNet. Mobile Cardiac Outpatient Telemetry (MCOT), “Cardiac Telemetry CardioNet Event Monitors,” December 2010, <http://www.cardionet.com/>.
- [64] Kulkarni S, “Smartphone driven healthcare system for rural communities in developing countries,” International workshop on systems and networking support for health care and assisted living environment, Colorado, 2008, pp 1–3.
- [65] Al-Zaiti, S. S., Fallavollita, J. A., Canty, J. M., & Carey, M. G, “Electrocardiographic Predictors of Sudden and Non-Sudden Cardiac Death in Patients with Ischemic Cardiomyopathy,” Heart & Lung : The Journal of Critical Care, 43(6), pp.527–533, 2014 <http://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2014.05.008>.
- [66] <http://null-byte.wonderhowto.com/how-to/split-building-android-applications-for-hackers-part-1-introduction-android-0167056/>
- [67] M. Wei, A. Chandran, H.P. Chang, J.H. Chang, C. Nichols, “Comprehensive Analysis of Smartphone OS Capabilities and Performance,” 20 April 2009. <<http://www-scf.usc.edu/>>.
- [68] S.Brahler, “Analysis of the Android architecture, Karlsruhe Institut für Technologie KIT,” 2010. <<http://os.ibds.kit.edu/>>.
- [69] Espiau, Frédéric, “Créez des applications pour Android : saison 1 : Le livre du zéro,” 2012.
- [70] https://wapiti.telecom-lille.fr/commun/ens/peda/options/st/rio/pub/exposes/exposesrio2008/Garot-Ombaka/A2_archi.html
- [71] Android OS. <<http://www.android.com/>>.
- [72] Maulik Shah, Founder & CEO at Biztech Consulting & Solutions, <https://www.linkedin.com/pulse/lets-deep-dive-android-blossom-its-salient-facts-maulik-shah->
- [73] Pan J, Tompkins W, “A real-time QRS detection algorithm,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, 32: 230–236. K M Talha Nahiyani, Abdullah Al-Amin, “Acceptable ECG trace selection based on Pan-Tompkins algorithm,” 2016 5th International Conference on Informatics, Electronics and Vision (ICIEV), IEEE, DOI: 10.1109/ICIEV.2016.7760097

- [74] Friesen G, Jannett T, Jadallah M, Yates S, Quint S, "A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, 37: 85–98.
- [75] Pan J, Tompkins W, "A real-time QRS detection algorithm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1985, 32: 230–236.
- [76] Balda R, Diller G, Deardorff E, Doue J, Hsieh P, "The HP ECG analysis program," Computer Processed Electrocardiograms, 1977, pp.197–205.
- [77] Engelse WAH, Zeelenberg C, "A single scan algorithm for QRS-detection and feature extraction," Proc IEEE Computers in Cardiology, 1979, 6: 37–42.
- [78] Menrad A, "Dual microprocessor system for cardiovascular data acquisition," Proc. 1981 IEEE Int. Conf. Industrial Elect. Contr. Instrument. pp. 64–69.
- [79] Liang-Yu S, Ying-Hsuan W, Hu W, "Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the Holter ECG," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004, 51: 1269–1273.
- [80] Krimi S, Ouni K, Ellouze N, "An approach combining wavelet transform and hidden Markov models for ECG segmentation," 3rd IEEE Int. Conf. Information and Communication Technologies: From Theory to Applications, Damascus, Syria 2008. pp. 1–6.
- [81] Xue Q, Hu Y, Tompkins W, "Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1992, 39: 317–329.
- [82] Clifford GD, Azuaje F, McSharry P, "Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis," Norwood, MA, USA: Artech House, Inc, 2006.
- [83] Dokur Z, Imez T, "ECG beat classification by a novel hybrid neural network," Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2001, 66: 167–181.
- [84] Coast A, Cano G, "QRS detection based on hidden Markov modeling," Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Seattle, WA, USA 1989. pp. 34–35.
- [85] Coast D, Stern R, Cano G, Briller S, "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, pp. 826–836.
- [86] Kaplan D, "Simultaneous QRS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions," Proc. IEEE Computers in Cardiology, 1990, pp. 503–506.
- [87] Ruha A, Sallinen S, Nissila S, "A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV," IEEE Trans Biomedical Engineering, 1997, 44: 159–167.
- [88] Hamilton PS, Tompkins WJ, "Adaptive matched filtering for QRS detection," Annual Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New Orleans, LA, USA 1988, Vol. 1, pp. 14–18.
- [89] Belforte G, De Mori R, Ferraris F, "A contribution to the automatic processing of electrocardiograms using syntactic methods," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1979, 26: 125–136.
- [90] Trahanias P, Skordalakis E, "Syntactic pattern recognition of the ECG," IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1990, 12: 648–657.
- [91] Ciaccio E, Dunn S, Akay M, "Bio signal pattern recognition and interpretation systems," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1993, 12: 106–113.
- [92] Kohler B, Hennig C, Orglmeister R, "QRS detection using zero crossing counts," Progress in Biomedical Research, 2003, 8: 138–145.
- [93] Zheng X, Li Z, Shen LL, Ji Z, "Detection of QRS complexes based on biorthogonal spline wavelet," Symp. Information Science and Engineering (ISISE '08), Shanghai, China. Volume 2, pp. 502–506. doi:10.1109/ISISE.2008.61.
- [94] Xing H, Huang M, "A new QRS detection algorithm based on empirical mode decomposition," second International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2008, pp. 693–696.
- [95] Moody GB, Mark RG, "The impact of the MIT-BIH arrhythmia database," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2001, 20, pp. 45–50.
- [96] Chiarugi F, Sakkalis V, Emmanouilidou D, Krontiris T, Varanini M, et al, "Adaptive threshold qrs detector with best channel selection based on a noise rating system," Proc. IEEE Computers in Cardiology, 2007, pp. 157–160. doi:10.1109/CIC.2007.4745445.
- [97] Christov II, "Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold," Biomedical Engineering Online, 2004, pp. 3- 28.
- [98] Zidelmal Z, Amirou A, Adnane M, Belouchrani A, "QRS detection based on wavelet coefficients," Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2012, 107: 490–496.

- [99] Chouakri SA, Bereksi-Reguig F, Taleb-Ahmed A, “*QRS complex detection based on multi wavelet packet decomposition*,” *Applied Mathematics and Computation*, 2011, 217: 9508–9525.
- [100] Li C, Zheng C, Tai C, “*Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms*,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1995, 42: 21–28.
- [101] Arzeno N, Deng Z, Poon C, “*Analysis of first derivative based QRS detection algorithms*,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, 55: 478–484.
- [102] Chao LIN, Georg KAIL, Corinne MAILHES, Jean-Yves TOURNERET, Franz HLAWATSCH, “*Segmentation des signaux ECG et caractérisation des ondes P et T à l’aide d’un échantillonneur de Gibbs par bloc*,” *Proc. GRETSI-11, Bordeaux, France*, Sept. 2011.
- [103] C. Lin, C. Mailhes, and J.-Y. Tourneter, “*P- and T-wave delineation in ECG signals using a Bayesian approach and a partially collapsed Gibbs sampler*,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, no. 12, pp. 2840–2849, 2010.
- [104] P. Laguna, R. Jané, and P. Caminal, “*Automatic detection of wave boundaries in multi lead ECG signals: Validation with the CSE database*,” *Comput. Biomed. Res.*, vol. 27, no. 1, pp. 45–60, 1994.
- [105] J. P. Martinez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, and P. Laguna, “*A wavelet-based ECG delineator: Evaluation on standard databases*,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 4, pp. 570–581, 2004.
- [106] P. Laguna, R. Mark, A. Goldberger, and G. Moody, “*A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG*,” *Computers in Cardiology*, vol. 24, pp. 673–676, 1997.
- [107] MIT BIH Arrhythmia Database Directory. Physiobank Archive Index, MIT-BIH Arrhythmia Database, <<http://www.physionet.org/physiobank/database>>.
- [108] Kardys I, Kors JA, van der Meer IM, Hofman A, van der Kuip DA, Witteman JC, “*Spatial QRS-T angle predicts cardiac death in a general population*,” *Eur Heart J* 2003;24:1357–64.
- [109] Kors JA, Kardys I, van der Meer IM, van Herpen G, Hofman A, van der Kuip DA, et al, “*Spatial QRS-T angle as a risk indicator of cardiac death in an elderly population*,” *J Electrocardiol* 2003;36:113–4.
- [110] <https://play.google.com/store/apps/details?id=edu.umich.PowerTutor&hl=fr>. Juillet 2013.
- [111] Merritt CR, Nagle HT, Grant E, “*Fabric-based active electrode design and fabrication for health monitoring clothing*,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2009, 13(2):274–280.
- [112] Di Rienzo M, Meriggi P, Rizzo F, Castiglioni P, Lombardi C, Ferratini M, Parati G, “*Textile technology for the vital signs monitoring in telemedicine and extreme environments*,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2010, 14(3):711–717.
- [113] Coyle S, King-Tong L, Moyna N, O’Gorman D, Diamond D, Di Francesco F, Costanzo D, Salvo P, Trivella MG, De Rossi DE, Taccini N, Paradiso R, Porchet JA, Ridolfi A, Luprano J, Chuzel C, Lanier T, Revol-Cavalier F, Schoumacker S, Mourier V, Chartier I, Convert R, De-Moncuit H, Bini C, “*BIOTEX-biosensing textiles for personalised healthcare management*,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2010, 14(2):364–370.
- [114] Pollonini L, Rajan N, Xu S, Madala S, Dacso C, “*A novel handheld device for use in remote patient monitoring of heart failure patients—design and preliminary validation on healthy subjects*,” *J Med Syst*, 2012, 36(2):653–659. Doi: 10.1007/s10916-010-9531-y.
- [115] Chang H-T, Chung C-G, Chen M-W, “*An e-caring chair for physiological signal measurement and recording*,” 2011, *Med Eng Phys* 35(2):277–282.
- [116] Pandian PS, Mohanavelu K, Safeer KP, Kotresh TM, Shakunthala DT, Gopal P, Padaki VC, “*Smart Vest: wearable multi-parameter remote physiological monitoring system*,” 2008, *Med Eng Phys* 30(4):466–477.
- [117] Tay FEH, Guo DG, Xu L, Nyan MN, Yap KL, “*MEMSWear- biomonitoring system for remote vital signs monitoring*,” 2009, *J Franklin Inst* 346(6):531–542.
- [118] Bsoul M, Minn H, Tamil L, “*Apnea MedAssist: real-time sleep apnea monitor using single-lead ECG*,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2011, 15(3):416–427.
- [119] Oresko JJ, Zhanpeng J, Jun C, Shimeng H, Yuwen S, Duschl H, Cheng AC, “*A Wearable smartphone-based platform for real-time cardiovascular disease detection via electrocardiogram processing*,” *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2010, 14(3):734–740.
- [120] Dilmaghani RS, Bobarshad H, Ghavami M, Choobkar S, Wolfe C, “*Wireless sensor networks for monitoring physiological signals of multiple patients*,” *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, 2011, 5(4):347–356.

- [121] Dong-Her S, Hsiu-Sen C, Binshan L, Shih-Bin L, “*An embedded mobile ECG reasoning system for elderly patients,*” IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2010, 14(3):854–865.
- [122] Tan T-H, Chang C-S, Huang Y-F, Chen Y-F, Lee C, “*Development of a portable Linux-based ECG measurement and monitoring system,*” J Med Syst, 2011, 35(4):559–569. doi:10.1007/s 10916-009-9392-4.
- [123] Hsieh J-C, Lo H-C, “*The clinical application of a PACS dependent 12-lead ECG and image information system in E-medicine and telemedicine,*” J Digit Imaging, 2010, 23(4):501–513. Doi: 10.1007/s10278-009-9231-7.
- [124] Ryanne A. Brown, Todd T. Schlegel, “*Diagnostic utility of the spatial versus individual planar QRS-T angles in cardiac disease detection,*” Journal of Electrocardiology 2011, 44,404–409.
- [125] Daniel Cortez, Nandita Sharma, Jean Cavanaugh, Froilan Tuoza, Gwendolyn Derk, Emily Lundberg, Todd T. Schlegel, Keith Weiner, Nafiz Kiciman, Juan Alejos, Bruce Landeck, Jamil Aboulhosn, Shelley Miyamoto, Anjan Batra, Anthony C. McCanta, “*The spatial QRS-T angle outperforms the Italian and Seattle ECG-based criteria for detection of hypertrophic cardiomyopathy in pediatric patients,*” Journal of Electrocardiology, 2015, 48, 826 – 833.
- [126] Markus Lingman, Marianne Hartford, Thomas Karlsson, Johan Herlitz, Aigars Rubulis, Kenneth Caidahl, Lennart Bergfeldt, “*Value of the QRS-T area angle in improving the prediction of sudden cardiac death after acute coronary syndromes,*” International Journal of Cardiology, 2016, doi: 10.1016/j.ijcard.2016.05.005.
- [127] Chao Lin, Georg Kail, Audrey Giremus, Corinne Mailhes, Jean-Yves Tournet, Franz Hlawatsch, “*Sequential beat-to-beat P and T wave delineation and waveform estimation in ECG signals: Block Gibbs sampler and marginalized particle filter,*” Signal Processing, Elsevier, November 2014.

***CHAPITRE III :
METHODES ET MODELES D'ANALYSE DES
SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES : ETUDE DE LA
CAUSALITE ENTRE LES SIGNAUX
CARDIORESPIRATOIRES HEMODYNAMIQUES***

III.1. Introduction

L'analyse des signaux biomédicaux revêt de nos jours une importance accrue dans l'élaboration des stratégies thérapeutiques médicales. Avec le développement de l'informatique et du calcul numérique, il devient intéressant d'intégrer une démarche d'aide au diagnostic dans un processus de calcul automatique.

Le choix des modèles mathématiques issus des signaux pour la caractérisation de telle ou telle pathologie devient alors crucial. Nous avons vu cela dans le chapitre précédent où la prise de décision dépend essentiellement d'un certain nombre de paramètres, difficile parfois à extraire. Afin d'élargir la détection de ces anomalies, une autre vision est élaborée dans cette deuxième contribution. Elle correspond à l'analyse statistique d'observations régulièrement espacées dans le temps et à la recherche de facteurs de causalité entre les signaux physiologiques. D'autant plus que ces signaux, générés par le déplacement d'un champ électrique dans le tissu vivant (EEG, EMG, ECG, etc.), possèdent des variations multiples porteuses d'informations pertinentes ou nuisibles à l'extraction d'informations médicales.

Les critères les plus utilisés par la communauté médicale sont la mesure d'intervalles de temps (durée d'un événement, séparation de deux événements, les retards) pour caractériser une variation temporelle.

C'est la raison pour laquelle, nous avons apporté une deuxième contribution pour développer un modèle causal multi-varié entre les signaux respiratoires, hémodynamiques et cardiaques et plus précisément, une étude basée sur la causalité de Granger entre trois leads d'électrocardiogramme, la tension artérielle, la pression veineuse centrale, la pression artérielle pulmonaire, l'impédance respiratoire et le CO₂ des voies aériennes. Pour valider notre modèle, nous avons sélectionné 187 patients provenant des bases de données de l'Hôpital Général de Montréal/ MF (Massachusetts General Hospital / Marquette Foundation).

III.2. Séries temporelles

L'étude des séries temporelles semble avoir atteint sa maturité au cours des années 70 où des développements significatifs sont apparus. Elle correspond à l'analyse statistique d'observations régulièrement espacées dans le temps. Elles ont été utilisées dans plusieurs domaines, parmi lesquels on peut citer, l'astronomie [1], la météorologie [2] et la biologie [3]. L'étude des séries temporelles est divisée en deux parties [16] :

- **Descriptive** : le but est de décrire et résumer l'information contenue dans les données à l'aide de représentations graphiques (diagrammes en bâtons, histogrammes, graphes de probabilité) et d'indicateurs statistiques (moyenne, variance, médiane, quantiles...).
- **Différentielle** : le but est de faire des prévisions et prendre des décisions au vu des données (séries).

III.2.1. Définition d'une série temporelle

Le but de l'analyse des séries temporelles n'est pas de relier des variables entre elles, mais de s'intéresser à la dynamique d'une variable. Cette dernière est en effet essentielle pour deux raisons : des avancées dans les mathématiques ont montré qu'on ne peut relier que des variables qui présentent des propriétés similaires, en particulier une même stabilité ou instabilité ; les propriétés mathématiques des modèles permettant d'estimer le lien entre deux variables dépendent de leur dynamique.

En résumé, une série temporelle est donc toute suite d'observations correspondant à la même variable. On peut citer par exemple des données météorologiques (la pluviométrie, la pression, la température, l'humidité...), politiques (le nombre de votants, de voix reçues par un candidat...), démographique (la taille moyenne des habitants, leur âge, la natalité, la fécondité, la mortalité, la nuptialité...) ou bien encore des données biomédicales (ECG, EEG, EMG...).

D'une manière plus explicite, tout ce qui est chiffrable et varie en fonction du temps est nommée série temporelle.

Afin de pouvoir en comprendre la dynamique d'une série, il faut estimer en premier lieu les variations de ces variables au cours du temps et aussi voir sa dimension temporelle.

III.2.2. Objectifs de cette analyse

Parmi les objectifs primordiaux de notre analyse dans cette deuxième contribution, il est possible de distinguer ses facteurs clés suivants :

III.2.2.1. Prévoir

Avec une analyse fine et une prise en considération des interactions dynamiques reliant une observation à celles qui l'ont précédée et en supposant que les mêmes causes produisent les mêmes effets, on peut parier sur la première fonction qui est le pouvoir d'extrapoler et d'établir une prévision. Il est même possible d'établir des prévisions robustes vis-à-vis des changements non souhaitables et non anticipé.

III.2.2.2. L'anticipation des agents

Pour une décision correcte, il faut prendre en considération les agents anticipatifs afin d'éviter toute anomalies inattendues. Il faut donc dans certaines équations faire intervenir des valeurs avancées des variables, via leur anticipation en utilisant la manière dont celles-ci ont été formées dans le passé.

III.2.2.3. Repérer les tendances et cycles

Il est possible d'analyser les interactions entre diverses variables afin d'atteindre un équilibre donnée et cela en utilisant les méthodes dynamique tout en repérant les tendances mouvantes des données.

III.2.2.4. Contrôles du processus

Lorsqu'on fixe la variable qui interagisse le plus sur notre système ou plus précisément sur notre variable expliquée, il faut à la fois quantifier l'ampleur de son impact et repérer les durées de son effet sur la variable étudiée. En retour, cette autorité peut prendre en compte son comportement afin d'anticiper les évolutions indésirables d'une variable cible.

III.2.2.5. Distinguer entre court et long termes

Certaines lois de comportement ne sont jamais vérifiées en pratique car elles ne s'appliquent que sur les équilibres de long terme. A plus courte échéance, des variations contrarient perpétuellement leur mise en œuvre. Cependant, des ajustements transitoires s'opèrent continuellement afin de s'approcher de ces équilibres. On reformule alors à notre tour le modèle sous la forme d'un mécanisme dit de correction d'erreur, selon lequel un écart (une erreur) positif par rapport à l'équilibre de long terme entraîne une variation de court terme négative, afin de réduire cet écart.

III.2.2.6. Déterminer la causalité

Pour qu'un mouvement en provoque un autre, il est nécessaire qu'il le précède. C'est à partir de cette idée qu'on a eu le réflexe de s'intéresser à une telle approche dynamique qui a pour but, d'étudier la causalité entre un certain nombre de signaux (données). L'utilisation des retards d'une variable, i.e. de ses valeurs aux périodes précédentes dans les équations, autorise la mesure des effets de causalité et permet de connaître également qui cause l'autre.

III.2.3. La causalité

III.2.3.1. But

Le but poursuivi, après la distinction des facteurs clés qui nous intéressent pour établir notre but, est la formulation d'un modèle statistique robuste qui soit une représentation congruente d'un processus stochastique (inconnu). Dans le monde des probabilités/statistiques, il existe plusieurs modèles dans ce sens.

Notre approche dans cette deuxième contribution de thèse utilise les modèles de causalité au sens de Granger entre les signaux cardiorespiratoire hémodynamique d'un certain nombre de patients tirés à partir de la base de données (MGH / MF) [4].

III.2.3.2. Les approches et les méthodes de causalité

L'analyse des séries temporelles joue un rôle essentiel dans la compréhension des différents systèmes et mécanismes. Les mesures statistiques offrent l'avantage de leur simplicité et peuvent apporter de réelles informations pronostiques chez les patients, en revanche, elles s'avèrent très sensibles au biais de la non-stationnarité des signaux.

Les techniques utilisées dans ce genre d'analyse évoluent systématiquement et sont soutenues par de nouvelles perspectives dans les statistiques et les mathématiques.

De nombreux travaux utilisent des méthodes non linéaires des séries [5, 6]. Il existe d'autres méthodes de développement conçues pour les séries non stationnaires et en continu [7, 8]. Ces dernières méthodes permettent une amélioration de l'analyse et de l'interprétation et en fournissant également une compréhension plus profonde des phénomènes traités.

Les méthodes récurrentes sont aussi devenues récemment un outil utile pour étudier les séries temporelles. Leurs points forts c'est qu'elles ne nécessitent pas de longues séries pour identifier les transitions dans les systèmes dynamiques [9]. L'utilisation de ce genre de méthodes peut être appliquée à une grande diversité de systèmes et phénomènes.

C'est les méthodes de causalité qui nous intéressent dans nos travaux de cette thèse. Parmi ces méthodes, on peut citer : l'entropie conditionnelle [10, 11], les méthodes de tracé de récurrence utilisées pour la détermination de la direction d'accouplement [12], les méthodes basées sur la transformée d'Hilbert [13] et la causalité au sens de Granger [14, 15]. Cette dernière méthode a été exploitée dans notre deuxième contribution.

Afin de pouvoir poursuivre les démarches de ce chapitre, il est nécessaire de mettre en place les définitions indispensables à la compréhension des informations statistiques (Annexe 3.1).

III.2.3.3. La notion de causalité

La notion de cause est sans doute l'une des plus difficiles qu'il soit. Une définition simple de la notion de cause est l'ensemble des antécédents dont l'intervention permet de comprendre un phénomène donné. En Mathématique, la causalité entre deux séries temporelles est généralement étudiée en termes d'amélioration de la prévision selon la caractérisation de Granger, ou en termes d'analyse impulsionnelle, selon les principes de Sims.

Au sens de Granger, une série « cause » une autre série si la connaissance du passé de la première améliore la prévision de la seconde. Selon Sims, une série peut être reconnue comme causale pour une autre série, si les innovations de la première contribuent à la variance d'erreur de prévision de la seconde. Entre ces deux principaux modes de caractérisation statistique de la causalité, l'approche de Granger est certainement celle qui a eu le plus d'échos chez les mathématiciens ; elle sera donc retenue dans le cadre de cette étude.

Le fondement de la définition de Granger est la relation dynamique entre les variables. Comme indiqué, elle est énoncée en termes d'amélioration de la prédictibilité d'une variable. Pour Granger et Sekkat, on ne peut discuter sur la causalité sans prendre en considération le facteur 'temps' [18].

III.2.3.4. Principe hypothétique

La logique d'un test hypothétique est donnée dans le tableau 3.1.

Tableau 3.1 : *Logique hypothétique.*

H0 (Pas de relation)	En réalité vraie (Il n'existe pas de relation)	En réalité fausse (Il existe une différence)
Décision : H0 fausse (Rejet de l'hypothèse nulle)	Risque de dire qu'il y a quelque chose alors qu'il n'y a rien (risque d'illusion)	Erreur d'illusion
Décision : H0 vraie (Acceptation de l'hypothèse nulle)	Test puissant	Risque de dire qu'il n'y a rien alors qu'il y a quelque chose (risque de négligence)

Compte tenu d'une hypothèse nulle affirmant l'absence de différence ou une absence de relation, quatre situations sont possibles. On peut faire l'hypothèse que H0 est soit vraie ou soit fausse mais en réalité elle est vraie ou fausse.

Imaginons que l'on teste l'hypothèse nulle suivante : les hommes gagnent autant que les femmes à niveau de qualification et d'ancienneté égal. On cherchera à montrer que la différence de salaire moyen est égale. Selon les résultats de ce calcul, on peut prendre deux décisions : H0 est vraie, H0 est fausse. Si compte-tenu de la différence calculée on décide que H0 est fausse (il y a une différence), soit on a raison, en réalité il y a des différences de salaires, soit on se trompe.

III.2.3.5. Puissance causale d'un test statistique

La notion de puissance causale d'un test statistique est définie à partir d'un ensemble de paramètres, on peut citer :

- La taille de l'échantillon : plus l'échantillon est grand et plus la puissance est grande (pour notre étude : tests multi-variés et chaque signal contient un ensemble important d'échantillons).
- L'intensité de la relation entre les paramètres étudiés (pour notre étude : la prise d'un grand nombre de signaux appartenant au même sujet rend l'intensité de ces relations importante car elle appartient au même système biologique).

Une significativité des paramètres étudiés (on ne peut pas par exemple prendre un test de causalité entre un signal vital, le salaire, la consommation d'électricité, et l'âge ; ces paramètres sont vraiment hétérogènes, et cette hétérogénéité rend le système causal non significatif et qui n'a aucun sens).

III.2.3.6. Présentation de la méthode de causalité au sens de Granger

On peut formaliser la causalité au sens de Granger comme suit : si l'on note par x_t et y_t deux séries stationnaires ; en effectuant la régression linéaire de y_t sur les valeurs passées de $y_s, s < t$ et sur les valeurs passées de $x_s, s < t$; si l'on obtient des coefficients significatifs, alors la connaissance de leurs valeurs peut améliorer la prévision de y_t , on dit que : x_t Cause y_t unidirectionnellement.

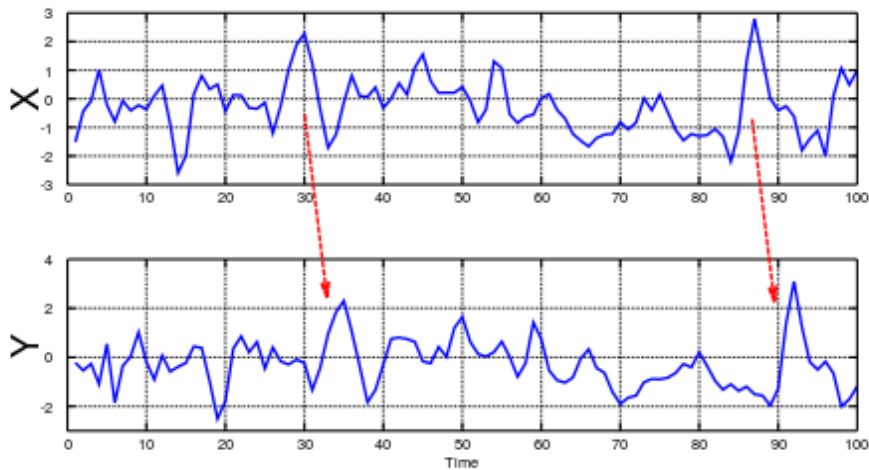


Figure 3.1 : Lorsque la série temporelle X cause selon Granger la série temporelle Y [37].

Ce qui précède s'écrit de la façon suivante [19] :

$-x_t$ cause unidirectionnellement y_t à l'instant t si :

$$E[y_t|y_{t-1}, x_{t-1}] \neq E[y_t|y_{t-1}] \quad (3.1)$$

$-x_t$ cause instantanément y_t à l'instant t si :

$$E[y_t|y_{t-1}, x_t] \neq E[y_t|y_{t-1}, x_{t-1}] \quad (3.2)$$

$-x_t$ ne cause pas y_t à l'instant t si :

$$C_X[y_t|y_{t-1}, x_{t-1}] = C_X[y_t|y_{t-1}] \quad (3.3)$$

Où C_X représente la matrice de variance covariance de l'erreur de prévision

A partir de la définition précédente, on annonce les mesures de causalité suivantes :

- Mesure de causalité de x_t vers y_t si :

$$\text{Causalité}_{x \text{ vers } y} = \frac{\det C_X[y_t|y_{t-1}]}{\det C_X[y_t|y_{t-1}, x_{t-1}]} \quad (3.4)$$

Où « det » représente le déterminant.

III.2.3.7. Tests de causalité au sens de Granger

III.2.3.7.1 Spécification du modèle

La causalité est habituellement testée dans le temps [58] ou en fréquence [59]. Dans ce qui suit, des méthodes évaluant la causalité dans le domaine temporel ont été choisies. La première

causalité a été proposée et introduite par Wiener et Granger (Nobel 2003) et est devenu une théorie fondamentale pour l'analyse des relations dynamiques entre les séries chronologiques.

Dans le reste de ce chapitre, nous examinerons la causalité multi-variée de Granger. Avant d'entamer cette dernière, il est nécessaire de passer à la causalité bivariée pour voir la différence et la limitation de cette dernière.

III.2.3.7.1.1. Test de causalité bivariée au sens de Granger

Dans cette partie, nous tenterons de présenter les définitions de la causalité et nous discuterons les tests suivants pour identifier la relation causale entre deux variables. Le test de causalité de Granger est conçu pour détecter la direction causale entre deux séries temporelles en examinant une corrélation entre la valeur courante d'une variable et les valeurs passées d'une autre variable.

Une version du test de Granger issue directement de la représentation autorégressive propose d'estimer par la méthode des moindres carrés les deux équations suivantes :

$$x_t = \alpha + \sum_{i=1}^k \tau_i x_{t-i} + \sum_{k=1}^K \delta_i y_{t-i} + \varepsilon_t \quad (3.5)$$

$$y_t = \beta + \sum_{i=1}^k \theta_i y_{t-i} + \sum_{k=1}^K \rho_i x_{t-i} + v_t \quad (3.6)$$

Un test d'hypothèses jointes permet de conclure sur le sens de la causalité. Ainsi x_t cause y_t au sens de Granger (équation (3.6)) si l'hypothèse nulle (définie ci-dessous) peut être rejetée au profit de l'hypothèse alternative :

$$H_0: \rho_1, \rho_2, \rho_3, \dots, \rho_k = 0$$

$$H_1: \text{Au moins un des } \rho_i \neq 0$$

De façon analogue y_t cause x_t au sens de Granger (équation (3.5)) si l'hypothèse nulle (définie ci-dessous) peut être rejetée au profit de l'hypothèse alternative :

$$H_0: \delta_1, \delta_2, \delta_3, \dots, \delta_k = 0$$

$$H_1: \text{Au moins un des } \delta_i \neq 0$$

Ce sont donc des tests de Fisher classiques. Par ailleurs, si l'on est amené à rejeter les deux hypothèses nulles, on a une causalité bidirectionnelle, on parle de boucle rétroactive (feedback effect). Considérons maintenant deux autres spécifications : la première reprend l'équation (3.6) ; la deuxième est construite à partir de (3.6) en supposant que x_t ne « cause » pas y_t . Soit :

$$y_t = \beta + \sum_{i=1}^k \theta_i y_{t-i} + \sum_{k=1}^K \rho_i x_{t-i} + v_t \quad (3.6)$$

$$y_t = \beta + \sum_{i=1}^k \theta_i y_{t-i} + v_t^* \quad (3.7)$$

A partir de ces deux équations, [20] ont proposés des tests de causalité de Granger basés sur le principe de Wald, du ratio de vraisemblance et du multiplicateur de Lagrange, en supposant

que x_t et y_t sont stationnaires, les erreurs sont normalement distribuées et un paramétrage optimale du nombre de retards. Ces statistiques sont les suivantes :

$$T^{GW} = T \frac{S_*^2 - S^2}{S^2} \quad (3.8)$$

$$T^{GR} = T \frac{S^2}{S_*^2} \quad (3.9)$$

$$T^{GL} = \frac{S_*^2 - S^2}{S_*^2} \quad (3.10)$$

Où T est le nombre d'observations ; S^2 l'estimation du maximum de vraisemblance $C_X(v_t)$ et S_*^2 celle de $C_X(v_t^*)$; T^{GW} , T^{GR} et T^{GL} sont respectivement les statistiques du test de Wald, du ratio de vraisemblance et du multiplicateur de Lagrange, qui dans l'hypothèse de causalité de x_t vers y_t tendent vers zéro ; chaque distribution suivant une loi chi deux à k degrés de liberté.

III.2.37.1.2. Test de causalité multi-variée au sens de Granger

Considérant le processus statistique d'une dimension p $Z_t = (x_t, y_t, \dots, m_t)^T$ d'où la dimension de la matrice originale Z est de $(p, 1)$, on se basant sur le modèle autorégressif multivarié MVAR, on peut écrire :

$$\begin{pmatrix} x_t \\ y_t \\ \vdots \\ m_t \end{pmatrix} = \sum_{k=1}^p \begin{pmatrix} A_{11,k}(k) & A_{12,k}(k) & \cdots & A_{1p,k}(k) \\ A_{21,k}(k) & A_{22,k}(k) & \cdots & A_{2p,k}(k) \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ A_{p1,k}(k) & A_{p2,k}(k) & \vdots & A_{pp,k}(k) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_k(t-k) \\ y_k(t-k) \\ \vdots \\ m_k(t-k) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \varepsilon_1(t) \\ \varepsilon_2(t) \\ \vdots \\ \varepsilon_p(t) \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

Où k représente le « lag », les A_{coef} les coefficients de nos signaux et $\varepsilon_k(t)$ représente le terme d'erreur. Dans ce qui suit, et comme nous avons mentionné précédemment, on va utiliser ce genre de tests multi-variés.

III.2.3.7.2. F- statistique

Le test de Fisher, ou test-F, est un test d'hypothèse statistique qui permet de tester l'égalité de deux variances en faisant le rapport des deux variances et en vérifiant que ce rapport ne dépasse pas une certaine valeur théorique que l'on cherche dans la table de Fisher (ou table de Snedecor).

$$statistique\ de\ ficher = \frac{\sigma_x^2}{\sigma_y^2} \quad (3.12)$$

III.3. Interactions cardiorespiratoires et hémodynamiques

Les pathologies cardiovasculaires et respiratoires sont considérées comme étant les premières causes des décès dans le monde (voir section 2 du chapitre 2). Il est donc vital de les étudier afin d'en comprendre les mécanismes et pouvoir prévenir et traiter plus efficacement ces maladies. Ce chapitre a pour but de quantifier en quelque sorte les risques cardiorespiratoires

et hémodynamiques par approche probabiliste en passant par la compréhension des interactions qui peuvent exister entre un certain nombre de signaux physiologiques.

III.3.1. Contexte, Origine et manifestation des pathologies

III.3.1.1. Contexte médical

Les systèmes respiratoires et cardiovasculaires partagent la fonction commune de fournir de l'oxygène aux tissus et d'éliminer le produit de dioxyde de carbone du métabolisme cellulaire [21], donc la défaillance de l'un des deux systèmes peut engendrer des échanges gazeux non souhaitables des tissus.

Le fait que le cœur et les poumons sont contenus dans le même espace, ils sont exposés à des changements de pression intra thoracique qui peuvent avoir un effet vraiment significatif sur leurs fonctions. Au cours de l'inspiration, le retour veineux est augmenté par la diminution de la pression intra-thoracique.

Tout cela rend ces systèmes très complexes, complexe au niveau diagnostique de ces changements et variations, complexe au niveau de la compréhension systématique de ces derniers et aussi complexe au niveau de l'évaluation qualitative et quantitative de ces interactions.

C'est pour cela, qu'on a pensé à cette dernière problématique en essayant d'estimer les interactions qui peuvent exister entre un certain nombre de signaux physiologiques cardiorespiratoires hémodynamiques afin d'aider les médecins et les professionnelles de santé de prendre des décisions convenables lors des changements brusque de ces signaux.

III.3.1.2. Manifestation des pathologies

L'analyse automatique des ECG's n'est pas simple, du fait de la variabilité des enregistrements d'un patient à un autre et de leur variabilité interne, en fonction de l'état physiologique d'un patient (au repos, en mouvement, stress...). De plus, l'expertise médicale d'un enregistrement d'ECG est souvent complétée par l'analyse de l'histoire clinique du patient, difficile à exploiter dans la mise en œuvre d'une expertise automatique.

Les troubles du rythme cardiaque trouvent principalement leurs origines dans des problèmes de conduction, des troubles de la fréquence cardiaque (fonction du pacemaker qui initie la dépolarisation), de la forme des différentes ondes qui composent le cycle cardiaque (déformation onde P, segment ST, forme des QRS...) ou encore avec l'interaction d'autres paramètres (signaux physiologiques) sur ce système complexe.

III.3.1.3. Choix méthodologique et Cadre générale de l'étude

Dans l'optique d'établir la causalité au sens de Granger par une étude multi-variée traitant des signaux cardiaques, respiratoires et hémodynamiques, à la différence des travaux existants sur le cœur pour deux signaux au maximum généralement, notre travail porte sur plusieurs signaux à la fois de 187 patients tirés à partir de la base de données MGH/MF [4].

III.3.2. Etat de l'art des tests de causalité au sens de Granger

De nombreuses études ont été consacrées ces dernières années à l'évaluation de la causalité. Plusieurs applications de ces dernières sont omniprésentes dans des domaines tels que la climatologie [22], la théorie de l'information et de la communication [23], la psychiatrie [24], l'imagerie cérébrale [25] et en particulier, l'analyse des systèmes biologiques, avec un accent particulier sur l'étude neurale [26, 27], [41-50], et l'étude des signaux cardiaques [28, 29], [51-57].

La détection et la modélisation de cette causalité dépendent strictement de tous les signaux exploités pour décrire les interactions observées [30]. La caractérisation de l'interdépendance entre les signaux détectés est l'un des problèmes les plus critiques de la pathophysiologie cardiovasculaire [31].

L'analyse de causalité a la capacité de fournir un cadre original pour identifier, estimer et évaluer quantitativement le mécanisme responsable des variations spontanées sans l'intervention d'un stimulus artificiel tel que l'intervention pharmacologique ou plus sévèrement, une intervention chirurgicale pour obtenir une relation causale bien spécifique.

Le système cardiovasculaire est régulé par de nombreux mécanismes agissant entre eux pour garantir une certaine stabilité physiologique pour satisfaire la règle de la vie. Plusieurs travaux ont été développés pour évaluer la causalité à la fois entre les interactions cardio-vasculaires [32, 33] et cardiorespiratoires [34].

Malheureusement, la notion de causalité, dans monde des signaux physiologiques décrivant le comportement d'un système donné n'est pas très répandue ; cela est dû à une restriction dans l'utilisation des signaux physiologiques nécessaires (à cause de la complexité dans le cas multivarié), ce qui implique une certaine limitation dans la fiabilité de la causalité.

À titre d'exemple, selon plusieurs études, en négligeant la respiration (R), cela peut nous amener à une interprétation erronée lors de la causalité, et on remarque cela clairement dans les travaux de [35] où la causalité entre le battement cardiaque (HP) et la pression artérielle systolique (SAP) ont montré une insuffisance en termes de fiabilité. Les spécialistes du domaine ont critiqué ce travail d'une manière très claire, en demandant d'inclure la respiration (R) dans le test.

La validation de cette remarque a été approuvée par le travail [36] où ses auteurs ont pu approuver l'importance de (R) dans la causalité (HP) et (SAP).

Cette démonstration nous a donné le réflexe d'étudier dès le début un grand nombre de signaux physiologiques afin d'éliminer toutes lacunes et toute négligence des autres signaux adéquats. Les approches multi-variées d'identification des systèmes, permettent une certaine caractérisation dynamique des interactions causales entre les mécanismes pour la régulation cardiovasculaire (Ex. la fréquence cardiaque, la pression artérielle et la respiration [38]).

III.3.3. Configuration du modèle probabiliste

III.3.3.1. Description des données

Notre approche utilise comme signaux physiologiques, les 3 leads d'ECG (ECG I, ECG II et ECG V), ART (pression artérielle), PAP (pression artérielle pulmonaire), CVP (pression veineuse centrale), la respiration et le CO₂ des voies respiratoires extraite à partir de la base de données MGH/MF (Massachusetts General Hospital / Foundation Marquette) [4].

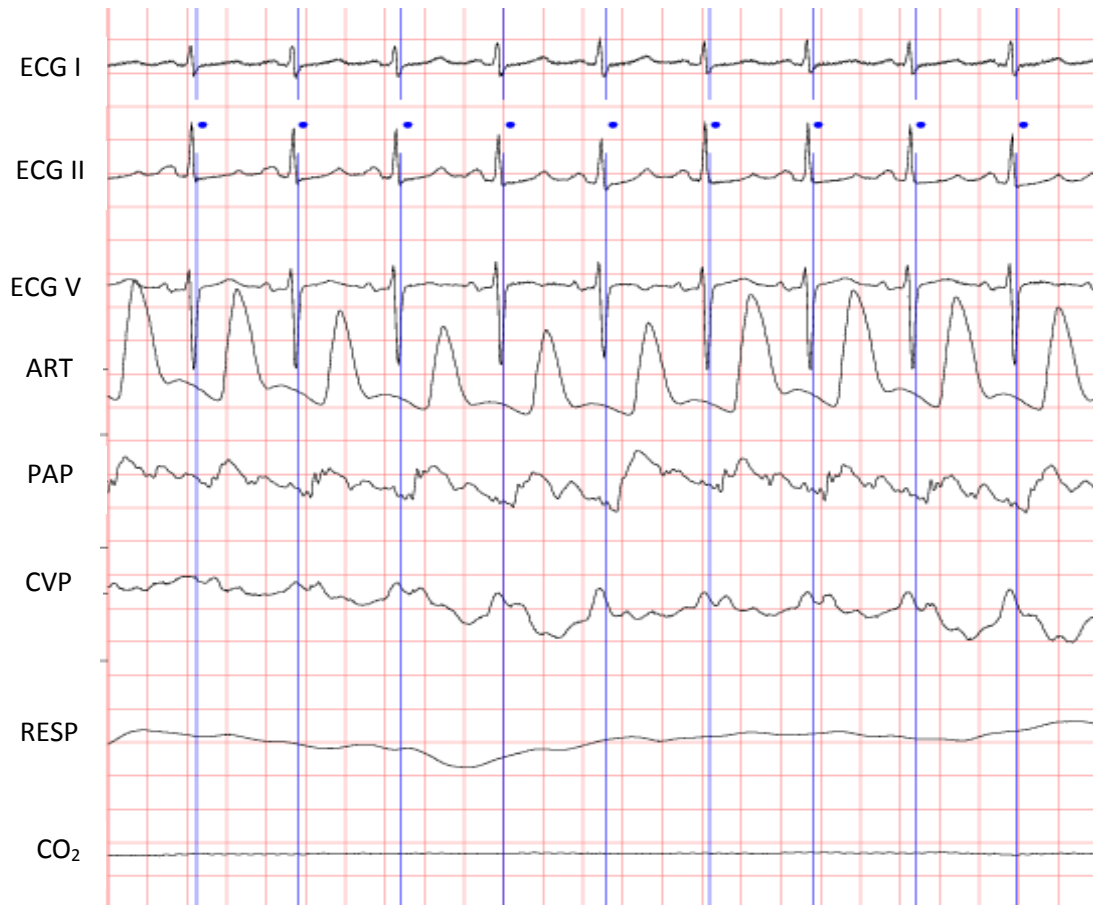


Figure 3.2 : Présentation des signaux physiologiques à partir de la base de données MGH/MF [4].

Ces signaux sont idéaux pour comprendre la causalité et le couplage (unidirectionnel ou bidirectionnel).

III.3.3.1.1. Définition des données prises

ECG leads : systèmes leads permet de regarder le cœur dans différents angles (figure 3.3).

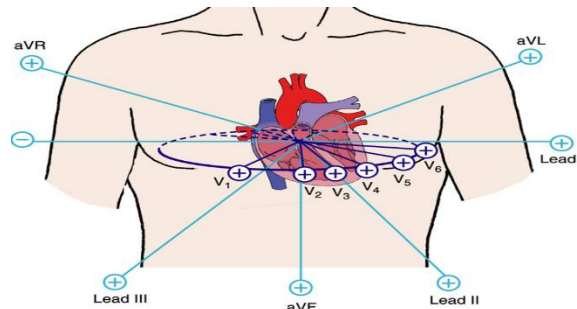


Figure 3.3 : Vue électrocardiographique du cœur.

ART : La pression artérielle est la pression du sang dans les artères, On parle aussi de tension artérielle car cette pression est aussi la force exercée par le sang sur la paroi des artères.

CVP : La pression veineuse centrale (PVC) est la mesure de la pression qui règne dans l'oreillette droite et dans les gros troncs veineux intra-thoraciques.

PAP : La pression artérielle pulmonaire mesure la pression dans les artères pulmonaires, cette dernière transporte le sang du côté droit du cœur vers les poumons.

RESP : La respiration désigne à la fois les échanges gazeux résultant de l'aspiration et de l'expiration de l'air.

CO₂ : Rejet de dioxyde de carbone CO₂.

III.3.3.1.2. La base de données utilisée (MGH/MF)

La base de données MGH/MF (Massachusetts General Hospital / Foundation Marquette) est une collection complète de dossiers électroniques de signaux hémodynamiques et électrocardiographiques de patients stables et instables dans différentes unités de soins et des blocs opératoires. Elle est le résultat d'une collaboration entre 124 médecins, des ingénieurs biomédicaux et des infirmières au sein de Massachusetts General Hospital [39].

Cette base comprend les trois leads ECG, la pression artérielle, la pression artérielle pulmonaire, la pression veineuse centrale, l'impédance respiratoire et le CO₂ des voies respiratoires. Ces données cardiaques multidimensionnelles collectées à partir de diverses parties du corps peuvent effectivement imiter les signaux provenant de divers nœuds de capteurs corporels.

La base contient un ensemble de 250 patients dont chacun contenant 12 à 86 minutes d'enregistrement. Nous avons sélectionné 187 personnes sur 250 pour notre simulation. Les personnes non sélectionnées n'ont pas des données typiques pour notre étude (manque de signaux ou un intervalle d'enregistrement très réduit). Les enregistrements de ses patients comprennent des événements cardiaques tels qu'une contraction ventriculaire prématurée, prématurité supraventriculaire, tachycardie, bradycardie, stimulation ventriculaire et battements ectopique, qui sont annotés manuellement par des professionnels cliniques.

III.3.3.1.3. Méthodologie d'analyse

Nous avons utilisé les développements récents des séries temporelles pour analyser les relations de causalité au sens de Granger entre les 3 leads ECG et le reste des signaux (ART, CVP, PAP, RESP (respiration) et CO₂) afin de voir les interactions des signaux respiratoires hémodynamiques sur le système cardiaque. Cette approche se fait en trois étapes : les tests de racine unitaires pour déterminer la stationnarité de la série, le calcul des retards à l'aide de critères AIC (Ackaik) et SIC (Schwarz) pour déterminer le décalage optimal utilisé dans la méthode de causalité et en fin les tests de causalité multi-variée proposés par Granger dans le cadre d'un modèle vectoriel à correction d'erreurs.

III.3.3.1.3.1. Tests de racine unitaire

Les tests de racine unitaires permettent d'identifier la présence de la racine unitaire dans une série. La présence d'une racine unitaire dans les données a des conséquences très importantes sur le plan statistique. Une série chronologique est stationnaire si elle ne comporte ni tendance ni saisonnalité. La présence de régresseurs comportant une racine unitaire dans une régression peut conduire à estimer des régressions apparemment très bonnes entre des variables qui sont totalement indépendantes entre elles.

Il existe donc un ensemble de raisons variées, pour s'intéresser à la présence d'une racine unitaire dans une série. Pour mettre en évidence cette présence (ou absence) les mathématiciens se sont attachés à mettre aux point différents tests. Dans la suite de cette section, on va voir un test puissant et très performant nommé ADF. Le test de Dickey-Fuller Augmenté (ADF) sera employé à cette finalité. Dans ce test, on cherchera à vérifier l'hypothèse nulle contre l'hypothèse alternative. Le test de Dickey-Fuller est basé sur une estimation par les moindres carrés [40]. Le modèle de régression que l'on a mis en avant est de la forme :

$$x_t = (\rho)x_{t-1} + \beta_0 + \beta_1 t + \varepsilon_t \quad (3.13)$$

Ce modèle est appelé régression de Dickey-Fuller. L'idée d'un test de racine unitaire est très simple. Il suffit d'estimer cette régression par moindres carrés et de tester ensuite $\rho = 1$ au moyen de la statistique de Student. Retirons maintenant x_{t-1} des deux côtés de la régression :

$$\Delta x_t = (\rho - 1)x_{t-1} + \beta_0 + \beta_1 t + \varepsilon_t \quad (3.14)$$

L'interprétation de la statistique de Student devient directe étant donné qu'il suffit maintenant de tester la nullité du coefficient de x_{t-1} tout en se souvenant que la distribution de cette statistique n'est pas asymptotiquement normale.

III.3.3.1.3.2. Calcul des retards

La taille et la puissance du test ADF dépendent du nombre de retards. Si celui-ci est trop faible, il y aura une distorsion de taille et si celui-ci est trop grand, il y aura une perte de puissance. Dans un modèle dynamique ajusté sur des séries stationnaires, le nombre maximum de retards peut être choisi au moyen d'un critère d'information d'Akaike (AIC) et Schwarz.

AIC est utilisé pour choisir un modèle, et comparer des modèles. Ce critère mesure la distance entre les densités de probabilité observée et estimée. Dans le cas d'une estimation par moindres carrés, ce critère mesurera l'écart entre les résidus et la distribution gaussienne :

$$AIC = \log\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \hat{\epsilon}_i^2\right) + \frac{2p}{n} \quad (3.15)$$

Le critère de Schwarz - BIC ou SC est un critère légèrement différent de celui introduit par Akaike

$$SC = \log\left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \hat{\epsilon}_i^2\right) + \frac{p \log n}{n} \quad (3.16)$$

De la même façon que pour la vraisemblance, un critère de choix peut être de minimiser SC et AIC. En d'autres termes, le nombre de retard pris pour chaque variable est quand nous basculons de la valeur petite vers la valeur plus grande.

III.3.3.1.3.3. Nos modèles vectoriels

Notre analyse, portant sur une étude tridimensionnelle, nous a permis de modéliser notre problématique par des équations suivant un modèle vectoriel. La manière la plus simplicité d'écrire cela est comme suit :

$$\begin{pmatrix} ECG I(t) \\ ART(t) \\ CVP(t) \\ PAP(t) \\ RESP(t) \\ CO2(t) \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} A_{11,1}A_{12,1}A_{13,1}A_{14,1}A_{15,1}A_{16,1} \\ A_{21,1}A_{22,1}A_{23,1}A_{24,1}A_{25,1}A_{26,1} \\ A_{31,1}A_{32,1}A_{33,1}A_{34,1}A_{35,1}A_{36,1} \\ A_{41,1}A_{42,1}A_{43,1}A_{44,1}A_{45,1}A_{46,1} \\ A_{51,1}A_{52,1}A_{53,1}A_{54,1}A_{55,1}A_{56,1} \\ A_{61,1}A_{62,1}A_{63,1}A_{64,1}A_{65,1}A_{66,1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} ECG I(t-1) \\ ART(t-1) \\ CVP(t-1) \\ PAP(t-1) \\ RESP(t-1) \\ CO2(t-1) \end{pmatrix} + \dots + \begin{bmatrix} A_{11,k}A_{12,k}A_{13,k}A_{14,k}A_{15,k}A_{16,k} \\ A_{21,k}A_{22,k}A_{23,k}A_{24,k}A_{25,k}A_{26,k} \\ A_{31,k}A_{32,k}A_{33,k}A_{34,k}A_{35,k}A_{36,k} \\ A_{41,k}A_{42,k}A_{43,k}A_{44,k}A_{45,k}A_{46,k} \\ A_{51,k}A_{52,k}A_{53,k}A_{54,k}A_{55,k}A_{56,k} \\ A_{61,k}A_{62,k}A_{63,k}A_{64,k}A_{65,k}A_{66,k} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} ECG I(t-k) \\ ART(t-k) \\ CVP(t-k) \\ PAP(t-k) \\ RESP(t-k) \\ CO2(t-k) \end{pmatrix} + \begin{bmatrix} \epsilon_1 \\ \epsilon_2 \\ \epsilon_3 \\ \epsilon_4 \\ \epsilon_5 \\ \epsilon_6 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

$$\begin{pmatrix} ECG II(t) \\ ART(t) \\ CVP(t) \\ PAP(t) \\ RESP(t) \\ CO2(t) \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a'_1 \\ a'_2 \\ a'_3 \\ a'_4 \\ a'_5 \\ a'_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} A'_{11,1}A'_{12,1}A'_{13,1}A'_{14,1}A'_{15,1}A'_{16,1} \\ A'_{21,1}A'_{22,1}A'_{23,1}A'_{24,1}A'_{25,1}A'_{26,1} \\ A'_{31,1}A'_{32,1}A'_{33,1}A'_{34,1}A'_{35,1}A'_{36,1} \\ A'_{41,1}A'_{42,1}A'_{43,1}A'_{44,1}A'_{45,1}A'_{46,1} \\ A'_{51,1}A'_{52,1}A'_{53,1}A'_{54,1}A'_{55,1}A'_{56,1} \\ A'_{61,1}A'_{62,1}A'_{63,1}A'_{64,1}A'_{65,1}A'_{66,1} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} ECG II(t-1) \\ ART(t-1) \\ CVP(t-1) \\ PAP(t-1) \\ RESP(t-1) \\ CO2(t-1) \end{pmatrix} + \dots + \begin{bmatrix} A'_{11,k}A'_{12,k}A'_{13,k}A'_{14,k}A'_{15,k}A'_{16,k} \\ A'_{21,k}A'_{22,k}A'_{23,k}A'_{24,k}A'_{25,k}A'_{26,k} \\ A'_{31,k}A'_{32,k}A'_{33,k}A'_{34,k}A'_{35,k}A'_{36,k} \\ A'_{41,k}A'_{42,k}A'_{43,k}A'_{44,k}A'_{45,k}A'_{46,k} \\ A'_{51,k}A'_{52,k}A'_{53,k}A'_{54,k}A'_{55,k}A'_{56,k} \\ A'_{61,k}A'_{62,k}A'_{63,k}A'_{64,k}A'_{65,k}A'_{66,k} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} ECG II(t-k) \\ ART(t-k) \\ CVP(t-k) \\ PAP(t-k) \\ RESP(t-k) \\ CO2(t-k) \end{pmatrix} + \begin{bmatrix} \epsilon'_1 \\ \epsilon'_2 \\ \epsilon'_3 \\ \epsilon'_4 \\ \epsilon'_5 \\ \epsilon'_6 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

$$\begin{pmatrix} ECGV(t) \\ ART(t) \\ CVP(t) \\ PAP(t) \\ RESP(t) \\ CO2(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1'' \\ a_2'' \\ a_3'' \\ a_4'' \\ a_5'' \\ a_6'' \end{pmatrix} + \begin{bmatrix} A''_{11,1} A''_{12,1} A''_{13,1} A''_{14,1} A''_{15,1} A''_{16,1} \\ A''_{21,1} A''_{22,1} A''_{23,1} A''_{24,1} A''_{25,1} A''_{26,1} \\ A''_{31,1} A''_{32,1} A''_{33,1} A''_{34,1} A''_{35,1} A''_{36,1} \\ A''_{41,1} A''_{42,1} A''_{43,1} A''_{44,1} A''_{45,1} A''_{46,1} \\ A''_{51,1} A''_{52,1} A''_{53,1} A''_{54,1} A''_{55,1} A''_{56,1} \\ A''_{61,1} A''_{62,1} A''_{63,1} A''_{64,1} A''_{65,1} A''_{66,1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} ECGV(t-1) \\ ART(t-1) \\ CVP(t-1) \\ PAP(t-1) \\ RESP(t-1) \\ CO2(t-1) \end{bmatrix} + \dots + \begin{bmatrix} A''_{11,k} A''_{12,k} A''_{13,k} A''_{14,k} A''_{15,k} A''_{16,k} \\ A''_{21,k} A''_{22,k} A''_{23,k} A''_{24,k} A''_{25,k} A''_{26,k} \\ A''_{31,k} A''_{32,k} A''_{33,k} A''_{34,k} A''_{35,k} A''_{36,k} \\ A''_{41,k} A''_{42,k} A''_{43,k} A''_{44,k} A''_{45,k} A''_{46,k} \\ A''_{51,k} A''_{52,k} A''_{53,k} A''_{54,k} A''_{55,k} A''_{56,k} \\ A''_{61,k} A''_{62,k} A''_{63,k} A''_{64,k} A''_{65,k} A''_{66,k} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} ECGV(t-k) \\ ART(t-k) \\ CVP(t-k) \\ PAP(t-k) \\ RESP(t-k) \\ CO2(t-k) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} A''_{11,p} A''_{12,p} A''_{13,p} A''_{14,p} A''_{15,p} A''_{16,p} \\ A''_{21,p} A''_{22,p} A''_{23,p} A''_{24,p} A''_{25,p} A''_{26,p} \\ A''_{31,p} A''_{32,p} A''_{33,p} A''_{34,p} A''_{35,p} A''_{36,p} \\ A''_{41,p} A''_{42,p} A''_{43,p} A''_{44,p} A''_{45,p} A''_{46,p} \\ A''_{51,p} A''_{52,p} A''_{53,p} A''_{54,p} A''_{55,p} A''_{56,p} \\ A''_{61,p} A''_{62,p} A''_{63,p} A''_{64,p} A''_{65,p} A''_{66,p} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} ECGV(t-p) \\ ART(t-p) \\ CVP(t-p) \\ PAP(t-p) \\ RESP(t-p) \\ CO2(t-p) \end{bmatrix} + \begin{pmatrix} \varepsilon_1'' \\ \varepsilon_2'' \\ \varepsilon_3'' \\ \varepsilon_4'' \\ \varepsilon_5'' \\ \varepsilon_6'' \end{pmatrix} \quad (3.19)$$

Où $A''_{ij,p}$ représentent les coefficients des signaux et p représente le lag optimale calculé à partir d'Akaike et Schwarz.

III.3.4. Description statistique de chaque patient MGH représenté

Avant de discuter et analyser les résultats de causalité, il est nécessaire de décrire statistiquement nos données suivant quatre critères, en particulier (Std. Dev (standard deviation=écart type), Skewness, Kurtosis et Jarque-Bera).

- **Standard déviation** (ou écart-type : est une notion mathématique définie en probabilités et appliquée à la statistique. En probabilité, l'écart type est une mesure de la dispersion d'une variable aléatoire ; en statistique, c'est une mesure de dispersion de données. l'écart type est défini comme la racine carrée de la variance, ou de manière équivalente comme la moyenne quadratique des écarts par rapport à la moyenne.
- **Skewness** : aussi appelé coefficient de dissymétrie, en théorie des probabilités et statistique, ce coefficient correspond à une mesure de l'asymétrie de la distribution d'une variable aléatoire réelle. C'est le premier des paramètres de forme, avec le kurtosis (les paramètres basés sur les moments d'ordre 5 et plus n'ont pas de nom attribué). En termes généraux, l'asymétrie d'une distribution est positive si la queue de droite (à valeurs hautes) est plus longue ou grosse, et négative si la queue de gauche (à valeurs basses) est plus longue ou grosse. Elle est peut être calculée de la manière suivante :

$$x^{skew} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \left[\frac{x_t - \bar{x}}{\sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_t - \bar{x})^2}} \right]^3 \quad (3.20)$$

- **Kurtosis** : plus souvent traduit par le coefficient d'aplatissement de Pearson, correspond à une mesure de l'aplatissement de la distribution d'une variable aléatoire réelle. C'est le deuxième des paramètres de forme, avec le coefficient de dissymétrie (les paramètres fondés sur les moments d'ordre 5 et plus n'ont pas de nom attribué). Il mesure, hors effet de dispersion (donnée par l'écart type), la disposition des masses de probabilité autour de leur centre, tel que donné par l'espérance mathématique, c'est-à-dire, d'une certaine façon, leur regroupement proche ou loin du centre de probabilité. Il est calculé de la manière suivante :

$$x^{kurt} = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \left[\frac{x_t - \bar{x}}{\sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=1}^T (x_t - \bar{x})^2}} \right]^4 \quad (3.21)$$

T represente le nombre d'observation

x_t represente la t ème observation

\bar{x} represente la moyenne statistique

- **Jarque-Bera** : Le test de Jarque-Bera est un test d'hypothèse qui cherche à déterminer si des données suivent une loi normale, elle s'écrit de la façon suivante :

$$JB = \frac{T - k}{6} \left(x^{skew^2} + \frac{(x^{kurt} - 3)^2}{4} \right) \quad (3.22)$$

Dans la suite de cette section, on va présenter à l'aide du tableau 3.2, l'analyse statistique des signaux vitaux pour chaque patient.

Tableau 3.2 : Tableaux récapitulants l'analyse statistique des signaux vitaux pour chaque patient.

MGH001	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.283000	0.017797	0.000000	0.000733	0.000574	0.000620	0.336282	0.013786
Skewness	-123.2277	-8.171607	NA	-14.60520	-24.19662	-21.10576	-146.9524	-6.577580
Kurtosis	17224.44	421.6947	NA	1001.746	1948.052	1631.025	21596.00	350.7281
Jarque-Bera	2.67E+11	1.58E+08	NA	8.98E+08	3.41E+09	2.39E+09	4.20E+11	1.09E+08

MGH002	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	28.66043	0.007877	6.006912	0.145668	0.197269	0.188228	8.294260	0.007281
Skewness	1.045251	-125.5214	1.288569	0.436817	-0.638427	1.500555	0.574910	-62.23721
Kurtosis	3.354562	17645.22	16.87030	6.810666	4.995139	11.23173	7.679041	7015.971
Jarque-Bera	4045.944	2.80E+11	179107.5	13754.70	5049.375	69084.89	20892.02	4.43E+10

MGH003	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.283000	0.017797	0.000000	0.000733	0.000574	0.000620	0.336282	0.013786
Skewness	-123.2277	-8.171607	NA	-14.60520	-24.19662	-21.10576	-146.9524	-6.577580
Kurtosis	17224.44	421.6947	NA	1001.746	1948.052	1631.025	21596.00	350.7281
Jarque-Bera	2.67E+11	1.58E+08	NA	8.98E+08	3.41E+09	2.39E+09	4.20E+11	1.09E+08

MGH005	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.125768	0.007891	0.072508	0.082198	0.138267	0.261496	0.113373	0.052422
Skewness	-103.6728	-126.0583	-26.28445	2.196561	2.211684	-2.922757	-64.71873	0.550380
Kurtosis	13696.40	17757.90	2193.284	11.09971	10.14164	11.65716	7304.895	4.135200
Jarque-Bera	1.69E+11	2.84E+11	4.32E+09	76407.31	63506.35	98195.66	4.80E+10	2250.106

<i>MGH010</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	1.043366	0.007916	0.164482	0.158094	0.224044	0.125569	0.214377	0.005390
Skewness	-4.385128	-124.4699	-11.41465	-1.346575	1.427425	0.258440	-21.35753	-127.7346
Kurtosis	34.12490	17449.35	767.5952	6.373474	7.972312	7.310186	1898.860	18070.04
Jarque-Bera	941022.1	2.74E+11	5.27E+08	16768.49	29583.91	16958.81	3.24E+09	2.94E+11

<i>MGH016</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.163379	0.686839	0.123039	0.068625	0.211793	0.141205	0.091573	0.265018
Skewness	-90.74599	-0.144976	-40.17176	1.517711	2.951371	-4.775124	-10.79117	0.747925
Kurtosis	11467.76	1.171678	3855.079	18.62268	18.54200	28.74666	672.2232	2.825978
Jarque-Bera	1.18E+11	3083.865	1.34E+10	227932.7	248733.4	678625.3	4.03E+08	2040.875

<i>MGH019</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	11.75544	0.606211	0.286353	0.099749	0.432287	0.275921	1.238998	0.229414
Skewness	10.31208	-1.058271	10.00610	3.380575	4.322801	-3.487483	10.22501	1.557668
Kurtosis	107.3953	2.459464	135.6973	16.40909	22.54556	15.95178	106.1815	5.637654
Jarque-Bera	10190419	4294.340	16206646	202946.3	411059.6	194740.8	9957235.	14994.90

<i>MGH025</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.084124	0.001310	0.089024	0.110998	0.170327	0.056208	0.095305	0.058488
Skewness	0.251066	0.324638	0.055267	-0.126299	-1.312572	-1.506692	0.229950	-0.057146
Kurtosis	3.139193	3.094286	3.077015	5.548912	7.296812	8.988997	3.153893	3.758432
Jarque-Bera	244.3377	387.3683	16.33260	5904.134	22816.47	40449.98	211.6519	529.4042

<i>MGH030</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	20.30424	0.049677	9.037965	0.068808	0.190722	0.123186	2.736672	0.148373
Skewness	5.121423	-5.588034	5.122469	3.367827	4.033005	-4.296214	5.116434	0.299976
Kurtosis	27.23607	49.45489	27.24574	20.38866	21.50538	22.23877	27.21521	1.698455
Jarque-Bera	623015.1	2054475.	623475.5	312932.2	366724.7	399527.1	621921.6	1848.396

<i>MGH038</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.066846	0.015254	0.065874	0.069702	0.433278	0.352081	0.082918	0.949375
Skewness	0.086883	2.829451	0.028369	-0.496246	2.631906	-3.279972	-0.055415	0.220873
Kurtosis	2.868447	9.452831	2.919893	5.956267	12.97101	15.11789	2.894204	1.929911
Jarque-Bera	42.74674	66289.85	8.671971	8751.289	114405.3	170872.8	21.12677	1206.095

<i>MGH040</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	32.59744	0.002859	24.88569	0.001675	0.278653	0.167480	6.003553	0.002132
Skewness	0.800362	0.053006	-6.09904	-1.690815	7.117443	-2.541228	0.723945	-0.235242
Kurtosis	2.530978	2.945407	38.26641	8.070600	62.22194	72.65661	2.278676	3.612358
Jarque-Bera	2503.839	12.79566	1253145.	33428.67	3338574.	4389681.	2354.807	536.6546

<i>MGH051</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	20.58458	0.001402	36.34241	0.107737	0.373684	0.335091	1.993340	0.248321
Skewness	1.116375	-2.683388	-3.645660	-0.429749	1.164831	-0.785815	3.632377	0.859836
Kurtosis	2.669039	90.18271	14.31053	3.715541	4.307539	3.086750	14.37893	3.283083
Jarque-Bera	4584.604	6865711.	162959.7	1125.504	6422.396	2229.481	164008.2	2733.285

<i>MGH053</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	45.84547	0.625467	48.84133	0.120216	0.153078	0.193178	2.473585	0.234411
Skewness	2.432764	2.432812	-2.430247	-0.247143	1.525220	-2.031951	2.433283	2.325162
Kurtosis	6.918922	6.919025	6.911556	5.226108	6.975932	10.63759	6.976757	10.56753
Jarque-Bera	35123.30	35124.86	35027.35	4679.239	22598.77	67353.89	35543.33	70993.89

<i>MGH057</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	24.52242	0.784416	31.36243	0.076339	0.268316	0.082941	2.726550	0.172025
Skewness	4.512217	-0.234970	-4.502859	-0.089482	-1.098795	-0.643283	4.496818	-0.079122
Kurtosis	21.36239	1.209069	21.30630	10.37445	15.73009	5.759368	21.39662	2.542400
Jarque-Bera	376686.3	3084.879	374531.9	48964.06	150168.3	8340.883	377319.3	210.9558

<i>MGH063</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	2.859086	0.417749	14.89642	0.080248	0.323292	0.226246	23.67096	0.092999
Skewness	-11.94148	-1.111093	11.11043	-15.41121	2.982137	-2.374565	7.806301	-0.510428
Kurtosis	145.7836	3.486503	124.6845	999.5044	18.33500	9.583283	61.99551	6.064410
Jarque-Bera	18856549	4656.024	13766961	8.94E+08	243593.6	59288.00	3350870.	9386.868

<i>MGH083</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.081394	0.380855	0.146936	0.158773	0.091459	0.082941	0.170752	0.215579
Skewness	0.191421	0.903129	-0.070043	2.358364	-3.022841	-0.643283	0.194959	1.779516
Kurtosis	3.691488	2.635078	2.778634	11.85902	15.62682	5.759368	2.459659	5.724791
Jarque-Bera	562.1999	3055.877	61.75844	90648.44	176371.9	8340.883	399.5670	18080.40

<i>MGH089</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	4.379054	0.706556	4.372405	0.128551	0.288840	0.286344	0.155960	0.072168
Skewness	7.556325	-0.142544	7.541370	5.376581	3.480740	-0.329226	-0.142890	0.266415
Kurtosis	58.32276	1.207765	58.12170	37.58992	15.89821	10.43296	2.965280	6.409548
Jarque-Bera	2959826.	2963.770	2939029.	1180775.	193325.5	50109.52	74.58124	10717.04

<i>MGH092</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	21.94095	0.660644	1.718937	0.066803	0.153903	0.066974	1.091326	0.038154
Skewness	5.221769	-0.399813	5.147448	0.643260	1.450659	-2.480453	5.324926	-0.115464
Kurtosis	28.27095	1.579027	27.68231	5.771540	12.46202	12.97962	30.05204	3.318839
Jarque-Bera	672857.3	2392.486	643621.4	8402.133	88144.59	111772.8	760638.5	139.4750

<i>MGH100</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	8.599782	0.489080	1.444060	0.134396	0.381725	0.170242	8.498545	0.253092
Skewness	10.53902	0.433823	-10.44949	1.694519	3.752730	-2.754952	-10.54109	1.287598
Kurtosis	112.1320	1.717083	110.9408	12.33946	19.22765	15.15089	112.1762	3.396487
Jarque-Bera	11117646	2158.617	10878186	88831.78	287675.0	160188.1	11126471	6109.390

<i>MGH112</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	22.85818	0.588245	39.81048	0.084128	0.140059	0.168603	33.17594	0.108425
Skewness	4.683598	0.224083	-3.908808	1.723432	3.554424	-2.000225	4.482922	1.028103
Kurtosis	25.67391	2.195696	16.56136	12.33498	18.98601	6.834862	21.20716	4.448914
Jarque-Bera	541264.1	762.4167	220359.6	89054.47	275275.3	27618.32	370423.6	5690.384

<i>MGH120</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	15.49240	0.262683	0.935426	0.064482	0.200871	0.064097	20.75828	1.751924
Skewness	7.078264	6.913364	-6.957329	1.131261	4.035550	-1.863743	-7.073030	-0.021966
Kurtosis	51.11304	49.60643	50.40810	10.40383	22.33045	19.87617	51.06364	1.036179
Jarque-Bera	2263535.	2126807.	2196828.	53937.17	394891.4	268804.3	2258993.	3472.348

<i>MGH125</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.090439	0.127558	0.154645	0.198566	0.078335	0.168603	0.136260	0.344464
Skewness	0.042526	0.034761	0.275712	0.638655	-0.763622	-2.000225	-0.093928	0.612584
Kurtosis	2.978910	3.054172	1.986320	3.441620	6.361904	6.834862	3.047969	2.405664
Jarque-Bera	6.910051	6.990339	1198.343	1643.741	12270.25	27618.32	33.82889	1668.689

<i>MGH133</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	46.46341	0.134067	0.001260	0.069866	0.151898	0.080532	8.213631	0.037999
Skewness	1.770338	1.210983	-0.248469	-0.036540	2.439734	0.821828	1.770889	-0.136883
Kurtosis	4.134509	3.118183	3.490189	2.344819	13.32874	3.202556	4.140661	5.559689
Jarque-Bera	12439.99	5291.409	438.4688	391.1059	117432.1	2468.145	12459.61	5963.707

<i>MGH138</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	13.08771	0.232343	0.109203	0.069232	0.161274	0.137060	2.766936	0.318719
Skewness	8.339005	8.343112	-2.125514	2.730984	4.866414	-4.527396	8.326626	0.322881
Kurtosis	70.55931	70.62852	56.94183	15.84176	30.91817	26.76201	70.43296	2.500149
Jarque-Bera	4357771.	4366437.	2634769.	175253.4	786663.9	581906.4	4341680.	600.1195

<i>MGH140</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	22.72006	0.622877	24.42193	0.168641	0.284264	0.423834	33.57670	0.159321
Skewness	4.574400	0.418444	5.628614	3.709124	2.734447	-3.017884	-4.107702	2.545066
Kurtosis	24.29449	1.877183	36.97894	20.97562	14.47667	14.31943	17.96654	89.30675
Jarque-Bera	483127.1	1763.846	1152417.	340117.4	145366.2	148008.0	262171.3	6722928.

<i>MGH145</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	11.32514	0.520963	0.445853	0.037555	0.230758	0.238224	16.55491	0.197542
Skewness	9.592259	-0.569608	2.762363	-1.112549	2.337826	-2.430094	-9.053178	0.768033
Kurtosis	93.04773	1.833247	92.97875	4.371314	9.556353	10.03703	83.26834	2.361001
Jarque-Bera	7628268.	2392.992	7313351.	6147.841	58357.34	65821.02	6093197.	2490.805

<i>MGH149</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	3.343545	10.41598	0.186466	0.110659	0.203169	0.156840	3.962276	0.135781
Skewness	9.897612	8.809335	10.15510	5.575938	2.466848	-1.099621	9.154368	1.915295
Kurtosis	99.38078	82.74830	104.1716	49.47481	12.31132	14.66646	88.15285	6.828941
Jarque-Bera	8712189.	6002633.	9582496.	2055654.	99928.54	126836.8	6826963.	26398.34

<i>MGH157</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	30.24050	0.001419	1.224560	0.058528	0.185138	0.141839	37.45729	0.565718
Skewness	3.534536	-0.020989	-3.524982	1.305174	2.549306	-3.409077	-3.483689	1.294077
Kurtosis	13.49396	5.695164	13.69294	6.471842	11.80285	15.91366	13.17695	3.415784
Jarque-Bera	144052.1	6537.592	147602.7	16976.91	93115.88	191880.5	136871.5	6182.844

<i>MGH164</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	9.539284	0.151683	5.432379	2.441514	0.215039	0.454298	5.462531	0.119149
Skewness	8.190884	12.54722	5.968539	2.407868	2.482148	-0.967276	6.125811	-0.167047
Kurtosis	78.93772	158.7406	37.35001	7.648581	13.12732	6.476911	39.00814	5.356855
Jarque-Bera	5428896.	22386020	1189624.	40301.90	114433.2	14241.67	1301417.	5097.385

<i>MGH172</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	30.00157	0.179398	2.994302	0.086535	0.316900	0.289470	3.206048	0.091520
Skewness	3.561969	-0.270417	11.89098	9.360050	4.735740	-4.297552	9.003802	1.817316
Kurtosis	13.77066	4.599315	144.3296	102.2355	27.10937	26.11128	96.17385	6.624104
Jarque-Bera	150067.9	2565.040	18483963	9177456.	603817.7	547155.7	8104326.	23708.03

<i>MGH177</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	35.31641	0.002911	6.819366	0.107749	0.233144	0.092915	42.98137	0.083206
Skewness	3.421261	1.137441	2.425273	5.173756	3.448046	-4.510774	3.848565	-4.014866
Kurtosis	12.80228	27.16238	6.885721	36.33755	16.37745	27.47098	16.17417	17.68840
Jarque-Bera	128572.7	529924.5	34752.70	1096262.	203795.1	611997.1	209456.1	252121.4

<i>MGH182</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	0.069317	0.401967	0.079296	0.055638	0.096083	0.131427	0.079676	0.085144
Skewness	0.249398	-0.245395	0.025493	0.615450	2.057389	-3.453397	0.044284	0.515651
Kurtosis	3.090783	1.175182	3.059193	4.396471	10.34997	17.24420	2.871495	2.136218
Jarque-Bera	231.3129	3213.454	5.492525	3118.430	63852.22	225520.0	21.92011	1628.581

<i>MGH186</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	3.981662	0.516294	3.874168	0.192555	0.176857	0.320573	4.248296	0.432995
Skewness	8.539829	-0.610159	8.522286	2.832709	3.368922	-2.190650	8.513220	1.038858
Kurtosis	74.22713	1.628219	73.94895	11.39778	14.94695	10.08979	73.79048	2.932603
Jarque-Bera	4828070.	3033.580	4791400.	92349.11	169299.7	62508.97	4770630.	3888.944

<i>MGH191</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	32.34361	0.127158	14.48508	0.103002	0.259740	0.171310	11.81574	0.327718
Skewness	3.047737	2.483413	-4.703613	2.853993	3.537627	-0.762956	-2.864490	4.061789
Kurtosis	10.67781	7.175553	27.15795	28.52085	18.04334	11.98566	10.36037	22.54974
Jarque-Bera	86485.20	37890.63	604836.0	615448.4	248702.2	74756.56	78289.35	403328.9

<i>MGH195</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	37.01137	0.307687	4.442271	0.194931	0.301227	0.214057	13.39905	0.119152
Skewness	5.957046	5.959504	7.225902	2.933301	3.435321	-0.643243	-5.918100	-0.056148
Kurtosis	36.49732	36.52181	54.92149	13.50031	17.02936	14.92953	36.21764	1.959643
Jarque-Bera	1137509.	1139092.	2613984.	130194.2	219605.4	129559.9	1119053.	985.3655

<i>MGH198</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	97.88315	0.155901	12.08797	0.139161	0.292152	0.131220	6.112824	0.017142
Skewness	1.625744	1.625512	1.625705	2.818579	1.781516	1.296358	2.410086	-6.948215
Kurtosis	3.643366	3.643287	3.643195	19.80531	7.794299	20.44978	10.10455	66.13744
Jarque-Bera	9886.573	9883.764	9885.911	282750.1	32109.47	280069.4	66331.69	3761154.

<i>MGH202</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	5.017687	0.001146	4.957921	0.162468	0.252064	0.146903	0.151761	0.075742
Skewness	6.786471	0.108913	6.772851	3.609448	0.862835	4.456002	-0.294241	-0.652069
Kurtosis	47.23581	3.328076	47.06358	23.36757	12.93205	27.17957	2.958215	6.385687
Jarque-Bera	1926750.	139.5612	1912400.	420216.4	91452.81	597612.3	313.2224	11846.19

<i>MGH203</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	21.84841	0.507731	54.47438	0.153338	0.200358	0.406218	0.616625	0.141260
Skewness	4.592318	3.346599	4.765120	3.808451	3.025820	-1.525145	4.492884	0.890611
Kurtosis	25.62199	12.20972	24.54124	22.17426	14.92448	5.697972	21.24832	4.983083
Jarque-Bera	536202.9	116591.3	499088.1	382889.8	160844.7	14916.70	372163.9	6391.280


<i>MGH227</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	15.82570	0.450872	2.938347	0.083341	0.150193	0.080793	1.910990	0.009357
Skewness	7.305248	1.045594	7.655034	11.01950	2.667618	2.848325	16.78133	-2.248842
Kurtosis	54.72424	3.655963	65.13365	174.2292	16.49495	63.65062	324.9456	43.02044
Jarque-Bera	2599736.	4322.622	3685149.	26822143	189503.1	3339546.	94289165	1459543.


<i>MGH229</i>	ART	CO₂	CVP	ECG I	ECG II	ECG V	PAP	RESP
Std. Dev.	32.59744	0.002859	24.88569	0.001675	0.278653	0.167480	6.003553	0.002132
Skewness	0.800362	0.053006	-6.099044	-1.690815	7.117443	-2.541228	0.723945	-0.235242
Kurtosis	2.530978	2.945407	38.26641	8.070600	62.22194	72.65661	2.278676	3.612358
Jarque-Bera	2503.839	12.79566	1253145	33428.67	3338574.	4389681.	2354.807	536.6546

Nous décrivons d'une autre manière nos signaux et nous présentons l'information contenue dans les données à partir des critères mathématiques cités précédemment. Ces calculs rendent nos données plus visibles pour les statisticiens et constituent un socle pour établir d'autres tests mathématiques.


III.3.5. Applications empirique

Avant de présenter l'application empirique, il est évident de clarifier quelques détails pour faciliter la compréhension de nos résultats.

 Correspond à la direction de causalité entre les 3 leads ECG vers (ART, CVP, PAP, RESP, et CO₂).

 Correspond à la direction de causalité entre (ART, CVP, PAP, RESP, et CO₂) vers les 3 leads ECG.

* : Indique une signification statistique à 1%.

La valeur au-dessus de la flèche,  représente la statistique de Fisher, qui est considérée comme une mesure de la corrélation entre les variables étudiées.

La valeur au-dessus de la flèche \leftarrow , qui est entre parenthèses, correspond à la valeur de la probabilité de causalité.

$(x.E y)$: $(x. 10 \text{ à la puissance } y)$.

MGH 'Numéro' : correspond à un patient donné tiré à partir de MGH/MF.

Dans la suite de cette section, on ne va pas présenter l'ensemble des 187 patients étudiés mais uniquement 40 patients afin de montrer la méthodologie suivie pour nos tests de causalité et ne pas encombrer notre thèse par l'ensemble des résultats. À la fin de la présentation de ces résultats (tableau 3.3), on va résumer le taux en pourcentage de la directionnalité entre nos signaux étudiés pour l'ensemble des patients dans le tableau 3.4.

Le tableau 3.3 résume les résultats obtenus et le taux de causalité dans chaque direction, représenté par la F-statistique (statistique de Fisher) et la probabilité correspondante.

Tableau 3.3 : Résumé des résultats obtenus pour le taux de causalité 'direction' pour chaque patient.

MGH001						MGH003					
Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂	Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
41						35					
ECG I	39.8714* \rightarrow (0.000)			26.2230* \rightarrow (6.E-216)	18.9687* \rightarrow (9.E-150)	ECG I	67.2478* \rightarrow (0.0000)	144358* \rightarrow (0.00002)		47.1111* \rightarrow (8.E-261)	64.2755* \rightarrow (0.0000)
ECG II	21.285* \rightarrow (7.E-171)		3.8269* \rightarrow (5.E-17)	32.376* \rightarrow (7.E-272)	6.2793* \rightarrow (1.E-36)	ECG II	31.5365* \rightarrow (7.E-170)			51.9688* \rightarrow (6.E-289)	10.0618* \rightarrow (8.E-45)
ECG V	32.7772* \rightarrow (2.E-275)	4.2643* \rightarrow (2.E-20)		36.6723* \rightarrow (0.0000)	11.787* \rightarrow (1.E-84)	ECG V	47.9998* \rightarrow (6.E-266)	4.2643* \rightarrow (2.E-20)	18.6587* \rightarrow (6.E-13)	57.6420* \rightarrow (0.0000)	25.0424* \rightarrow (8.E-132)
MGH002						MGH005					
Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂	Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46						46					
ECG I	13.4646 * \rightarrow (8.E-100)	5.1146 * \rightarrow (5.E-27)	11.8814* \rightarrow (1.E-85)	1.7138 * \rightarrow (0.0019)	1.6459 * \rightarrow (0.0038)	ECG I	3.3758* \rightarrow (1.E-13)	5.1716* \rightarrow (2.E-27)	8.2914* \rightarrow (8.E-54)	6.3103* \rightarrow (7.E-37)	5.0512* \rightarrow (2.E-26)
ECG II	12.3759 * \rightarrow (5.E-90)	4.8100 * \rightarrow (1.E-24)	12.040 * \rightarrow (6.E-87)		(0.0399) (0.0631)	ECG II	3.5804* \rightarrow (3.E-15)	3.5811* \rightarrow (3.E-15)	3.8269* \rightarrow (5.E-17)	5.2412* \rightarrow (5.E-28)	3.6362* \rightarrow (1.E-15)
ECG V	5.80308* \rightarrow (1.E-32)	3.13526* \rightarrow (5.E-12)	7.27528* \rightarrow (5.E-45)		(0.7789) 0.7835	ECG V	4.8860* \rightarrow (3.E-25)	4.2643* \rightarrow (2.E-20)	8.1746* \rightarrow (9.E-53)	3.1918* \rightarrow (2.E-12)	3.1083* \rightarrow (8.E-12)

MGH010

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	1.2906 (0.0897)	1.4608 (0.0225)			
ECG II	1.2241 (0.1421)	1.4560 (0.0235)	2.0112* (6.E-05)	1.6922* (0.0024)	1.8152* (0.0006)
ECG V	1.2631 (0.1088)	1.3919 (0.0406)	1.5093 (0.0145)	1.6529* (0.0035)	1.8584* (0.0004)

MGH030

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
45					
ECG I	6.80357* (3.E-40)	6.69719* (3.E-39)	16.6775* (3.E-126)	10.6880* (2.E-73)	11.7569* (1.E-82)
ECG II	9.29697* (5.E-60)	9.53410* (5.E-62)	8.45248* (6.E-53)	8.85198* (3.E-56)	19.4575* (9.E-148)
ECG V	4.39468* (6.E-21)	3.27079* (1.E-12)	17.1573* (2.E-130)	12.3559* (6.E-88)	12.5787* (7.E-90)

MGH016

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	5.81434* (9.E-33)	9.07583* (1.E-60)	8.58176* (2.E-56)	8.94331* (2.E-59)	6.14600* (2.E-35)
ECG II	5.51416* (3.E-30)	4.90756* (2.E-25)	6.58831* (3.E-39)	4.93960* (1.E-25)	4.42447* (1.E-21)
ECG V	3.86895* (3.E-17)	4.25168* (3.E-20)	4.58885* (7.E-23)	4.40791* (2.E-21)	3.79522* (9.E-17)

MGH038

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	34.1336* (8.E-288)	42.0905* (0.0000)	45.3102* (0.0000)	29.5296* (5.E-246)	31.7334* (5.E-266)
ECG II	18.9646* (1.E-149)	21.7894* (2.E-175)	24.6819* (7.E-202)	12.1942* (2.E-88)	13.3511* (9.E-99)
ECG V	23.5344* (2.E-191)	29.4159* (5.E-245)	30.9951* (2.E-259)	19.4842* (2.E-154)	23.2000* (2.E-188)

MGH019

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	13.1779 * (5.E-99)	63.8833* (0.0000)	37.2080* (0.0000)	15.3122* (2.E-116)	4.91764* (2.E-25)
ECG II	30.9990 * (2.E-259)	17.460 * (5.E-136)	32.044 * (7.E-269)	21.700 * (1.E-174)	19.270 * (2.E-152)
ECG V	36.4516* (0.0000)	37.4346* (0.0000)	31.4419* (2.E-263)	18.0569* (2.E-141)	17.6442* (1.E-137)

MGH040

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	8.36020* (2.E-54)	37.9324* (0.0000)	8.91593* (3.E-59)	274.813* (0.0000)	297.264* (0.0000)
ECG II			1.16756	1.71417*	
ECG V			1.88425*		

MGH025

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	18.9841* (6.E-150)	21.9002* (2.E-176)	20.9682* (5.E-168)	14.2303* (1.E-106)	14.2677* (5.E-107)
ECG II	16.8669* (1.E-130)	18.2168* (6.E-143)	17.6601* (7.E-138)	14.084* (8.E-105)	12.5292* (2.E-91)
ECG V	21.9698* (4.E-177)	37.8166* (0.0000)	37.6249* (0.0000)	34.7434* (2.E-293)	30.9402* (7.E-259)

MGH051

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	2.24987* (3.E-06)	2.95403* (9.E-11)	3.94570* (7.E-18)		1.77085* (0.0010)
ECG II	1.69168* (0.0024)		1.72074* (0.0017)	0.4536	1.30522 (0.0803)
ECG V	2.16370* (8.E-06)		2.28666* (2.E-06)	0.8496	1.57048* (0.0076)

MGH053

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	10.3098*	5.50973*	6.75286*	10.1978*	10.8550*
ECG I	(2.E-71)	(3.E-30)	(1.E-40)	(1.E-70)	(2.E-76)
ECG II	(6.E-24)	(1.E-18)	(4.E-28)	(0.0010)	(2.E-25)
ECG V	(4.E-77)	(8.E-51)	(1.E-117)	(1.E-204)	(3.E-201)

MGH089

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	73.1543*	95.5537*	31.9302*	31.0302*	23.8196*
ECG I	(0.000)	(0.000)	(8.E-268)	(1.E-259)	(5.E-194)
ECG II	(5.E-81)	(4.E-77)	(7.E-11)	(3.E-30)	(2.E-06)
ECG V	(3.E-197)	(9.E-285)	(1.E-208)	(1.E-207)	(1.E-147)

MGH057

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	4.67572*		3.39351*	7.15210*	3.57831*
ECG I	(2.E-23)	(0.1469)	(8.E-14)	(5.E-44)	(4.E-15)
ECG II	(2.E-23)	(6.E-06)	(7.E-16)	(3.E-16)	(0.0222)
ECG V	(4.E-26)	(0.0279)	(9.E-27)	(3.E-38)	(7.E-21)

MGH092

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	2.08356*	4.54662*	6.58337*	4.53687*	5.11720*
ECG I	(2.E-05)	(2.E-22)	(4.E-39)	(2.E-22)	(5.E-27)
ECG II	(0.0007)	(8.E-35)	(1.E-46)	(3.E-28)	(5.E-13)
ECG V	(0.0006)	(3.E-69)	(6.E-177)	(7.E-83)	(2.E-09)

MGH063

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	18.4866*	11.2375*	6.15746*	2.87877*	
ECG I	(2.E-145)	(8.E-80)	(1.E-35)	(3.E-10)	(0.0673)
ECG II	(0.3630)	(0.3460)	(0.0013)	(0.0069)	(2.E-09)
ECG V	(0.5226)	(0.0795)	(0.1631)	(0.4674)	(0.9996)

MGH100

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	4.91054*	16.0426*	3.79936*	20.7232*	3.24029*
ECG I	(2.E-25)	(4.E-123)	(8.E-17)	(9.E-166)	(1.E-12)
ECG II	(0.8393)	(2.E-50)	(0.2065)	(8.E-56)	(0.1532)
ECG V	(7.E-58)	(6.E-122)	(6.E-57)	(6.E-139)	(7.E-63)

MGH083

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	12.7866*	22.5566*	20.9038*	17.7196*	14.8111*
ECG I	(1.E-93)	(2.E-182)	(2.E-67)	(2.E-138)	(6.E-112)
ECG II	(6.E-48)	(2.E-168)	(2.E-67)	(6.E-99)	(3.E-61)
ECG V	(1.E-48)	(5.E-78)	(3.E-68)	(2.E-94)	(7.E-55)

MGH112

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46	4.15145*	3.49901*	11.9535*	12.3790*	3.28641*
ECG I	(2.E-19)	(1.E-14)	(3.E-86)	(5.E-50)	(4.E-13)
ECG II	(1.E-29)	(3.E-14)	(2.E-69)	(9.E-52)	(1.E-143)
ECG V	(6.E-294)	(7.E-187)	(9.E-245)	(3.E-193)	(0.0000)

MGH120

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
41					
ECG I	3.10504* (1.E-10)	18.4799* (4.E-130)	2.90835* (2.E-09)	0.0558 (0.0558)	2.97306* (6.E-10)
ECG II	1.91610* (0.0004)	8.35619* (9.E-49)		0.2494 (0.2494)	1.95470* (0.0003)
ECG V	5.81538* (2.E-29)	20.848* (2.E-149)	5.41456* (2.E-26)	2.19320* (2.E-05)	4.85186* (2.E-22)

MGH140

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	10.6366* (7.E-73)	16.0300* (2.E-120)	2.64371* (1.E-08)	5.33928* (3.E-28)	1.78006* (0.0010)
ECG II	2.74211* (3.E-09)	4.28183* (5.E-120)		0.1202 (0.1202)	17.6785* (4.E-135)
ECG V		1.47381 (0.0211)	0.55523 (0.9932)		53.3474* (0.0000)

MGH125

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	37.2982* (0.0000)	59.1995* (0.0000)	56.2916* (0.0000)	41.9906* (0.0000)	46.1347* (0.0000)
ECG II	23.9073* (8.E-195)	32.6219* (4.E-274)	34.3082* (2.E-289)	27.3919* (1.E-226)	26.0281* (4.E-214)
ECG V	30.9119* (1.E-258)	43.8797* (0.0000)	44.4954* (0.0000)	31.8713* (3.E-267)	36.9114* (0.0000)

MGH145

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	23.3972* (4.E-190)	37.4371* (0.0000)	6.08542* (5.E-35)	48.1748* (0.0000)	33.5794* (9.E-283)
ECG II	8.96339* (1.E-59)	29.8548* (5.E-249)	1.67581* (0.0028)	17.5093* (2.E-136)	10.5899* (5.E-74)
ECG V	4.27008* (2.E-20)	32.6098* (5.E-274)	1.29463 (0.0869)	28.2415* (3.E-234)	11.3783* (5.E-81)

MGH133

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	36.6303* (0.0000)	7.08807* (2.E-43)	20.1787* (8.E-161)	7.89099* (2.E-50)	33.9250* (7.E-286)
ECG II	26.6880* (4.E-220)	4.67989* (1.E-23)	18.5284* (9.E-146)	5.10445* (6.E-27)	26.7680* (7.E-221)
ECG V	11.8091* (7.E-85)	5.58807* (1.E-30)	11.1692* (3.E-79)	6.56718* (5.E-39)	10.2525* (5.E-71)

MGH149

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
42					
ECG I	11.4165* (1.E-74)	60.0942* (0.000)	50.2848* (0.000)	25.8305* (1.E-194)	(0.7282)
ECG II	4.17901* (4.E-18)	17.564* (2.E-125)	12.394* (1.E-82)	19.6183* (1.E-142)	2.0663* (6.E-05)
ECG V	5.30225* (3.E-26)	17.5014* (5.E-125)	14.5339* (2.E-100)	18.8263* (5.E-136)	2.81741* (4.E-09)

MGH138

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
45					
ECG I	3.12395* (1.E-11)	23.4754* (7.E-187)	11.4000* (1.E-79)	22.2300* (9.E176)	3.46775* (4.E-14)
ECG II	14.7510* (4.E-109)	7.75526* (4.E-48)	24.6622* (2.E-197)	7.27460* (4.E-44)	17.9733* (9.E-138)
ECG V	2.65184* (1.E-08)	30.2701* (2.E-247)	8.61800* (2.E-55)	22.8755* (2.E-181)	2.22336* (5.E-06)

MGH157

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	6.39863* (1.E-37)	44.7048* (0.0000)	42.9332* (0.0000)	70.5331* (0.0000)	35.5973* (5.E-301)
ECG II	20.2817* (1.E-161)	41.8912* (0.0000)	80.1427* (0.0000)	97.6992* (0.0000)	33.1709* (4.E-279)
ECG V	12.7252* (4.E-93)	23.8653* (2.E-194)	38.6965* (0.0000)	42.1619* (0.0000)	19.8184* (2.E-157)

MGH164

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
45					
ECG I	10.6244* (9.E-73)	38.4463* (0.000)	39.8908* (0.000)	3.08118* (2.E-11)	(0.9199)
ECG II	14.8957* (2.E-110)	30.153* (2.E-246)	25.192* (3.E-202)	24.0169* (9.E-192)	4.5827* (2.E-22)
ECG V	41.7183* (0.0000)	37.8544* (0.0000)	30.4166* (8.E-249)	62.3338* (0.0000)	32.2493* (4.E-265)

MGH186

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	27.0971* (7.E-224)	40.3905* (0.0000)	41.2741* (0.0000)	34.0191* (9.E-287)	26.6640* (6.E-220)
ECG II	4.67641* (2.E-23)	5.41086* (2.E-29)	6.47160* (3.E-38)	5.78547* (2.E-32)	4.84396* (7.E-25)
ECG V	21.0929* (4.E-169)	28.8383* (9.E-240)	29.2925* (7.E-244)	26.9987* (5.E-223)	22.4236* (3.E-181)

MGH172

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	29.6336* (5.E-247)	103.428* (0.0000)	98.9313* (0.0000)	14.0733* (3.E-105)	15.5381* (1.E-118)
ECG II	5.59478* (6.E-31)	17.9636* (1.E-140)	16.0905* (1.E-123)	9.22566* (6.E-62)	5.18213* (1.E-27)
ECG V	7.74507* (4.E-49)	5.19981* (1.E-27)	2.82488* (7.E-10)	9.66148* (8.E-66)	12.2956* (3.E-89)

MGH191

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	12.5219* (3.E-91)	1.99626* (7.E-05)	31.7273* (5.E-226)	24.0795* (2.E-196)	4.71440* (8.E-24)
ECG II	4.41125* (2.E-21)	1.80146* (0.0007)	10.9193* (6.E-77)	7.43139* (2.E-46)	(0.0418)
ECG V	8.60126* (2.E-56)	(0.0819)	30.7626* (3.E-257)	22.7601* (2.E-184)	(0.4265)

MGH177

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	1.63370* (0.0043)	1.95421* (0.0001)	1.63423* (0.0043)	1.62246* (0.0048)	5.68801* (1.E-31)
ECG II	14.7421* (2.E-111)	4.41430* (2.E-21)	11.2246* (7.E-80)	9.16150* (2.E-61)	7.20844* (2.E-44)
ECG V	0.96802 (0.5340)	(0.0250)	4.72939* (6.E-24)	(0.3668)	1.80505* (0.0007)

MGH195

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
45					
ECG I	18.5186* (1.E-145)	15.4394* (1.E-117)	13.7019* (6.E-102)	21.6494* (3.E-174)	16.2000* (1.E-124)
ECG II	41.2513* (0.0000)	10.1139* (8.E-70)	30.5860* (1.E-255)	9.51562* (2.E-64)	35.1716* (3.E-297)
ECG V	8.53683* (6.E-56)	10.1623* (3.E-70)	8.12275* (2.E-52)	24.5725* (7.E-202)	9.66749* (7.E-66)

MGH182

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	7.39968* (4.E-46)	9.08936* (9.E-61)	9.27866* (2.E-62)	9.78691* (6.E-67)	6.90695* (7.E-42)
ECG II	7.62345* (5.E-48)	7.9467* (8.E-51)	10.627* (2.E-74)	9.12096* (5.E-61)	8.97988* (8.E-60)
ECG V	5.74363* (4.E-32)	7.42181* (3.E-46)	8.01550* (2.E-51)	11.576* (8.E-83)	9.77919* (8.E-67)

MGH198

Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
46					
ECG I	11.4239* (2.E-81)	60.0530* (0.0000)	46.7532* (0.0000)	28.9611* (7.E-241)	7.84743* (6.E-50)
ECG II	7.34840* (1.E-45)	34.0190* (9.E-287)	28.3777* (1.E-235)	21.4622* (2.E-172)	4.70172* (1.E-23)
ECG V	8.90013* (4.E-59)	43.8040* (0.0000)	38.3062* (0.0000)	23.9416* (4.E-195)	3.79965* (8.E-17)

<u>MGH202</u>						<u>MGH227</u>					
Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂	Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
Lags 45						Lags 46					
ECG I	17.3587* (3.E-132)	26.6135* (7.E-215)	6.24928* (1.E-35)	9.14276* (6.E-60)	(0.8737)	ECG I	17.3587* (3.E-132)	26.6135* (7.E-215)	6.24928* (1.E-35)	9.14276* (6.E-60)	(0.8737)
ECG II	10.5459* (4.E-72)	15.500* (1.E-115)	7.10172* (1.E-42)	9.24585* (7.E-61)	13.1002* (9.E-95)	ECG II	7.11487* (1.E-43)	27.5168* (1.E-227)	26.1840* (1.E-215)	25.4145* (1.E-208)	6.04228* (1.E-34)
ECG V	85.9955* (0.0000)	67.0712* (0.0000)	71.9574* (0.0000)	3.19624* (3.E-12)	13.3631* (8.E-97)	ECG V	2.68736* (5.E-09)	32.9532* (4.E-277)	36.3138* (2.E-307)	33.3783* (6.E-281)	2.52247* (6.E-08)

<u>MGH203</u>						<u>MGH229</u>					
Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂	Lags	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
Lags 46						Lags 46					
ECG I	17.3531* (3.E-132)	26.6122* (7.E-215)	6.25575* (1.E-35)	9.14206* (6.E-60)	(0.8733)	ECG I	8.36020* (2.E-54)	37.9324* (0.000)	8.91593* (3.E-59)	274.813* (0.000)	297.264* (0.0000)
ECG II	10.5436* (4.E-72)	15.5002* (1.E-115)	7.09587* (1.E-42)	9.24600* (7.E-61)	13.1232* (1.E-94)	ECG II	(0.6825)	(0.1723)	1.16756 (0.2032)	1.71417* (0.0019)	(0.0258)
ECG V	86.0088* (0.0000)	67.0501* (0.0000)	71.9405* (0.0050)	3.19286* (3.E-12)	13.3568* (9.E-97)	ECG V	(0.1292)	(0.9809)	1.88425* (0.0003)	1.16677 (0.2042)	(0.2270)

III.3.6. Discussion

Notre analyse est censée traiter tous les patients au cas par cas, mais à cause de l'indisponibilité d'un médecin à plein temps pour nous aider à apporter une explication médicale de chaque résultat, nous avons discuté juste les résultats de quelques patients pris aléatoirement. Dans ce cadre, on remercie vivement Docteur HADDAM Amine pour son aide et son soutien.

Ces interprétations ont pour but de voir la correspondance entre la causalité de Granger et l'état actuel du malade.

Record: MGH001

```

PATIENT DATA:
AGE/SEX:
  80 year old female
DIAGNOSIS/SURGERY:
  Carotid endartarectomy
PERTINENT HISTORY:
  Congenital complete heart block
ELECTROCARDIOGRAPHIC DATA:
UNDERLYING RHYTHM:
  Third degree heart block with junctional escape rhythm and intra-ventricular
  conduction defect @ 40 bpm
RHYTHM DISTURBANCES:
  Unifocal ventricular ectopy
ECG INTERPRETATION:

```

```

Left atrial hypertrophy
Left ventricular hypertrophy
Intraventricular conduction defect
Possible old lateral myocardial infarction
Nonspecific ST segment and T wave abnormalities
HEMODYNAMIC DATA:
ART: 140/50
PAP: 56/16
RAP: 10
WAVEFORM PATTERNS:
"Cannon waves" in CVP due to A-V asynchrony with CHB
Retrograde cannon wave effect in pulmonary arterial trace.
Pulmonary hypertension.
RESPIRATORY DATA:
RATE: 16 bpm
MODE OF VENTILATION:
Spontaneous

```

Figure 3.4 : Fiche médicale du patient MGH001 [60].

MGH001 : Les mesures exposées dans la figure 3.4, montre que la pression sanguine pulmonaire a une relation bilatérale avec le signal cardiaque ECG II et que le taux de CO₂ et la respiration ont eux aussi une relation bilatérale due à l'hypertrophie du ventricule gauche du cœur qui a pour fonction d'envoyer le sang pauvre en oxygène au poumon afin d'y être oxygéné. L'hypertrophie de cette partie du cœur étant en fait une augmentation de la masse musculaire cardiaque ce qui augmente la puissance du jet de sang qui a pour incidence l'augmentation de la pression artérielle pulmonaire.

Record: MGH002

```

PATIENT DATA:
AGE/SEX:
71 year old male
DIAGNOSIS/SURGERY:
Resection and grafting of abdominal aortic aneurysm
Aorto-bifemoral graft
ELECTROCARDIOGRAPHIC DATA:
UNDERLYING RHYTHM:
Normal sinus rhythm with right bundle branch block @ 80 bpm
RHYTHM DISTURBANCES:
Junctional ectopy, occasional aberrant conduction
Onset of junctional rhythm @ 1 min
Conversion to NSR @ 24 min (carotid sinus massage and verapamil)
Unifocal ventricular ectopy
ECG INTERPRETATION:
Left atrial enlargement
Left anterior hemiblock
Old inferior infarct
TECHNICAL COMMENTS:
Chest lead = V2
HEMODYNAMIC DATA:
ART: 130/60          MEAN: 85
PAP: 32/8    PCW: 6 (@ 68 min)
RAP: 4
WAVEFORM PATTERNS:
Cannon waves in CVP with junctional rhythm due to A-V asynchrony
Ventricular ectopy produces "V waves" in the CVP trace
TECHNICAL COMMENTS:
Zero, cal and pop-tests @ 24 min - 377 min
RESPIRATORY DATA:
RATE: 14 bpm
MODE OF VENTILATION:
Spontaneous

```

Figure 3.5 : Fiche médicale du patient MGH002 [60].

MGH002 : Nous déduisons d'après les mesures que toutes les pressions sanguines ont une relation bilatérale avec les signaux cardiaques et que le taux de CO₂ et la respiration ont eux aussi une relation bilatérale seulement avec ECG I. Ceci peut s'expliquer par l'ectopie cardiaque qui provoque les troubles des tensions sanguines qui à son tour agissent sur le cœur accentuant les désordres.

Record: MGH019

```

PATIENT DATA:
AGE/SEX:
  79 year old male
DIAGNOSIS/SURGERY:
  Resection and grafting of abdominal aortic aneurysm
PERTINENT HISTORY:
  Smoking
ELECTROCARDIOGRAPHIC DATA:
UNDERLYING RHYTHM:
  Atrial fibrillation @ 90 bpm
RHYTHM DISTURBANCES:
  Multifocal ventricular ectopy
ECG INTERPRETATION:
  Non-specific sn wave changes
HEMODYNAMIC DATA:
  ART: 120/60           MEAN: 88
  PAP: 28/12           PCW: 8 (@ 23 min, 44 min, 52 min)
  RAP: 6               CO: 3.4
RESPIRATORY DATA:
RATE: 2/11 bpm
MODE OF VENTILATION:
  Intermittent mandatory ventilation

```

Figure 3.6 : Fiche médicale du patient MGH019 [60].

MGH019 : La fibrillation auriculaire est un phénomène grave, qui se caractérise par des contractions aiguës rapides et désordonnées de l'auricule du cœur, pouvant provoquer un arrêt cardiaque. Suite à ce phénomène, il se produit une augmentation dangereuse des pressions sanguines. Ce stress physique provoque une hyperventilation et cette augmentation de pression complique davantage la tâche du cœur qui est déjà affaiblie et perturbe le phénomène de l'absorption d'oxygène et d'expulsion du CO₂ des alvéoles pulmonaires, ce qui aggrave davantage la situation du cœur qui a une surcharge de travail couplée à une carence de ces éléments moteurs.

Nous allons présenter maintenant les résultats de causalité pour un panel de données incluant la majorité des patients sélectionnés (187 patients) sur le volet pour leurs représentativités caractéristiques, et le tableau 3.4, relate tous les résultats.

Tableau 3.4 : Représentation en % de la causalité entre nos signaux pour l'ensemble des patients (187 patients).

	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
ECG I	85.71% →	73.46% →	91.83% →	83.67% →	75.51% →
	← 97.91%	← 81.63%	← 93.87%	← 93.87%	← 93.87%
ECG II	87.75% →	75.51% →	87.75% →	85.71% →	81.63% →
	← 93.87%	← 79.59%	← 89.79%	← 97.95%	← 95.91%
ECG V	79.59% →	69.38% →	85.71% →	83.67% →	71.42% →
	← 87.75%	← 77.55%	← 91.83%	← 89.79%	← 91.83%

III.4. Conclusion

La causalité de Granger (GC) est l'une des méthodes les plus populaires pour révéler l'influence de causalité des séries chronologiques basées sur le modèle d'estimation de la régression linéaire. Elle est appliquée dans plusieurs domaines et disciplines en raison de sa fiabilité, sa clarté et sa robustesse.

Cette causalité a récemment reçu une attention croissante pour étudier les interactions causales de données surtout dans les domaines neurophysiologiques et un peu moins cardiologique; c'est la raison pour laquelle, nous avons développé un modèle causale multi-varié entre les signaux respiratoires, hémodynamiques et cardiaques et plus précisément, une étude basée sur la causalité de Granger entre trois leads d'électrocardiogramme, la tension artérielle, la pression veineuse centrale, la pression artérielle pulmonaire, l'impédance respiratoire et le CO₂ des voies aériennes.

Nous avons sélectionné 187 patients sur les 250 existants pour notre étude, provenant des bases de données de l'Hôpital Général de Montréal / MF (Massachusetts General Hospital / Marquette Foundation). Leurs données (signaux) sont idéales pour comprendre la causalité et le couplage unidirectionnel ou bidirectionnel. L'originalité de ce travail réside dans le nombre de variables sélectionnées pour l'étude, contrairement à la majorité des études qui ne sont conduites qu'avec deux variables.

La mesure des interactions entre les signaux d'un patient, permet de mieux comprendre les influences inter et intra signaux. Tout cela afin de guider les professionnelles de la santé de disposer d'une vue générale sur le patient et de prédire à l'avance ce qui va lui se passer. Donc il y a là une prévention avec une meilleure prévision.

Notre deuxième contribution permet de spécifier la responsabilité et l'implication des signaux hémodynamiques respiratoires sur les signaux cardiaques. Cette étude nous a pris beaucoup de temps et un travail intense pour faire face à plusieurs problèmes notamment la construction du modèle mathématique constituant la principale phase de notre contribution, ainsi que le problème de singularité des matrices utilisées et les problèmes de colinéarité. Il est important de noter que nous avons eu recours à plusieurs reprises, le besoin et l'obligation de consulter d'éminents professeurs en mathématiques et statistiques pour valider nos modèles.

Après la validation et l'application de notre modèle multivarié, nous avons exposé les résultats obtenus à plusieurs médecins notamment des cardiologues qui nous ont aidés à les interpréter. Ils ont trouvé nos résultats logiques et reflètent bien l'anatomie de l'être humain.

Finalement, la connaissance et la compréhension quantitative de ces interactions sont essentielles pour le suivi des personnes à risques (réveil de l'anesthésie, les pathologies associées, le suivi des femmes enceintes...). De plus, notre deuxième contribution constitue un réel progrès vers l'analyse causale des signaux physiologiques, à exploiter dans nos futures applications en télémédecine.

Dans le quatrième chapitre, on va élargir l'analyse des signaux physiologiques à base d'un autre modèle mathématique, appartenant à la même famille de Granger, qui est l'étude de la Cointégration de données panel et la quantification à court et à long terme si elle existe (Estimateurs FM-OLS et DOLS).

Nous proposons dans ce cadre, trois contributions empiriques centrées sur des phénomènes très répondus ces dernières années (interactions hémodynamiques cardiorespiratoires, l'étude de l'apnée de sommeil et l'analyse des interactions entre signaux chez des conducteurs).

Références

- [1] Arthur Schuster, “*On the Periodicities of Sunspots,*” Philosophical Transactions of the Royal Society a Mathematical Physical and Engineering Sciences, 1906.DOI:10.1098/rsta.1906.0016.
- [2] Gordon W. Groves, E. J. Hannan, “*Time series regression of sea level on weather,*” Review of Geophysics, 1968, DOI: 10.1029/RG006i002p00129.
- [3] Karashima, S, “*Some Observation on the autocorrelation curves and power spectra of EEG obtained on mentally deficient children,*” Nagasaki Igakkai, 1960, 35: 1089-1102.
- [4] <https://physionet.org/physiobank/database/mghdb/>
- [5] Schreiber T, “*Interdisciplinary application of nonlinear time series methods,*” Phys. Rep, 1999, 308, 1–64. Doi: 10.1016/S0370-1573(98)00035-0.
- [6] Kantz H, Schreiber T, “*Nonlinear time series analysis,*” Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2003.
- [7] Maraun D, Kurths J, “*Cross wavelet analysis: significance testing and pitfalls,*” Nonlin. Process. Geophys, 2004, 11, 505–514; doi : 10.5194/npg-11-505-2004.
- [8] Lacasa L, Toral R, “*Description of stochastic and chaotic series using visibility graphs,*” Phys. Rev, 2010, E 82, 036120, doi:10.1103/PhysRevE.82.036120.
- [9] Marwan N, Romano MC, Thiel M, Kurths J, “*Recurrence plots for the analysis of complex systems,*” Phys. Rep, 2007, 438, 237–329; doi:10.1016/j.physrep.2006.11.001.
- [10] Hoyer D, Frank B, Goetze C, et al, “*Interactions between short-term and long-term cardiovascular control mechanisms: a new aspect in risk stratification,*” Chaos, 2007, 17:015110-1-015110-8.5.
- [11] Schreiber T, “*Measuring information transfer,*” Phys. Rev. Lett, 2000, 85:461.
- [12] Romano Blasco MC, “*Synchronization analysis by means of recurrences in phase space. Dissertation, University of Potsdam,*” 2004, <http://opus.kobv.de/ubp/volltexte/2005/184/pdf/ROMANO.PDF>.
- [13] Rosenblum MG, Cimponeriu L, Bezerianos A, et al, “*Identification of coupling direction: application to cardiorespiratory interaction,*” Phys Rev , 2002, E. 65(4):041909.
- [14] Nollo G, Faes L, Porta A, et al, “*Exploring directionality in spontaneous heart period and systolic pressure variability interactions in humans: implications in the evaluation of baroreflex gain,*” Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2005, 288:H1777–H1785.
- [15] Marinazzo D, Pellicoro M, and Stramaglia S, “*Nonlinear parametric model for Granger causality of time series,*” Phys Rev, 2006, E 73:066216.
- [16] Olivier Gaudoin, “*Notes de cours : Statistique Inférentielle Avancée,*” Ensimag, 2 eme année.
- [17] F. Duheille, “*Processus stochastiques,*” ISFA2, Université Claude Bernard Lyon, 2007.
- [18] Sekkat, K., “*L’analyse de causalité comme méthode de détermination des filières industrielles,*” Annales d’Economie et de Statistique, 1989, Vol 14, pp 191-224.
- [19] Gourieroux, C., Monfort, A., “*Séries temporelles et modèles dynamiques,*” Economica, 1990.
- [20] Geweke, J., Meese, R., Dent, W., “*Comparing alternative tests of causality in temporal systems: analytic results and experimental evidence,*” Journal of Econometrics, 1983, Vol 21, pp 161-194.
- [21] Bancalari E, Jesse MJ, Gelband H, Garcia O, “*Lung mechanics in congenital heart disease with increased and decreased pulmonary blood flow,*” J Pediatr;90: 192–5.
- [22] Mokhov, I. I., Smirnov, D.A. “*El Nino-Southern oscillation drives North Atlantic oscillation as revealed with nonlinear techniques from climatic indices,*” Geophys, 2006.
- [23] Pierre-Olivier, A., Olivier, J.J. Michel. “*On directed information theory and Granger causality graphs,*” J. Comput. Neurosci, 2011, pp : 7–16.
- [24] Carolin Ligges, M., Ungureanu, M., Ligges, H., Witte, “*Understanding the time variant connectivity of the language network in developmental dyslexia: new insights using Granger causality,*” J. Neural. Transm, 2010, 529–543.
- [25] Xiang, Li., Kaiming, Li., Lei, G., Chulwoo, L., Tianming, L., “*Fiber-centered granger causality analysis. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2011,*” Lect. Notes. Comput. Sci, 2011, 251–259.
- [26] Pereda, E., Quiroga, R.Q., Bhattacharya, J, “*Nonlinear multivariate analysis of neurophysiological signals,*” Prog. Neurobiol , 2005, pp :1–37.

- [27] Ge, T., Feng, J., Grabenhorst, F., Rolls, E.T., “*Componential Granger causality and its application to identifying the source and mechanisms of the top-down biased activation that controls attention to affective vs sensory processing*,” *Neuroimage* 2012, 59, 1846–1858.
- [28] Faes, L., Nollo, G., Porta, A., “*Information based detection of nonlinear Granger causality in multivariate processes via a non-uniform embedding technique*,” *Phys. Rev.*, 2011, E. 83, 051112.
- [29] Palu, S.M., Stefanovska, A.: *Phys. Rev. E.* 67 055201R (2003).
- [30] Granger, C.W.J., “*Testing for causality. A personal viewpoint*,” *J. Econ. Dyn. Control* 2, 329–352, 1980.
- [31] Malliani, B., “*A principles of cardiovascular neural regulation in health and disease*,” Kluwer, Norwell, 2000.
- [32] Faes, L., Widesott, L., Del Greco, M., Antolini, R., Nollo, G., “*Causal cross-spectral analysis of heart rate and blood pressure variability for describing the impairment of the cardiovascular control in neurally mediated syncope*,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2006, 53, 65–73.
- [33] Nollo, G., Faes, L., Porta, A., Antolini, R., Ravelli, F., “*Exploring directionality in spontaneous heart period and systolic pressure variability interactions in humans: implications in the evaluation of baroreflex gain*,” *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, 2005, 288, 1777–1785.
- [34] Pereda, E., de La Cruz, D.M., De Vera, L., Gonzalez, J.J., “*Comparing generalized and phase synchronization in cardiovascular and cardiorespiratory signals*,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2005, 52, 578–583.
- [35] Laude, D., Elghozi, J.L., Girard, A., Bellard, F., Bouhaddi, M., Castiglioni, P., Cerutti, C., Cividjian, A., di Rienzo, M., Fortrat, J.O., Janssen, B., Karemaker, J.M., Leftheriotis, G., Parati, G., Persson, P.B., Porta, A., Quintin, L., Regnard, J., Rudiger, H., Stauss, H.M., “*Comparison of various techniques used to estimate spontaneous baroreflex sensitivity*,” *Am. J. Physiol.*, 2004, 286, 226–231.
- [36] Luca, F., Giandomenico, N., Chon, K.I.H., “*Assessment of granger causality by nonlinear model identification: application to short-term cardiovascular variability*,” *Ann. Biomed. Eng.*, 2008, 36(3), 381–395. doi:10.1007/s10439-008-9441-z.
- [37] Visualization of en: Granger causality. Regenerated from Liu and Bahadori, “*A Survey on Granger Causality, A Computational View*”.
- [38] Xiao, X., Mullen, T.J., Mukkamala, R., “*System identification: a multi signal approach for probing neural cardiovascular regulation*,” *Physiol. Meas.*, 2005, 26, 41–71.
- [39] Yelda, A., Tara, L., Alvarez, Suril, G., Paul, A., Taylor, Bharat, B., “*Functional connectivity in vergence and saccade eye movement tasks assessed using granger causality analysis*,” 2011, 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston August 30–September 3, 8114–8117.
- [40] Augmented Dickey- Fuller Unit Root Tests, <http://faculty.smu.edu/tfomby/eco6375/BJ%20Notes/ADF%20Notes.pdf>
- [41] Yifan Zhao, Steve A. Billings, Hua-Liang Wei and Ptolemaios G. Sarrigiannis, “*A parametric method to measure time-varying linear and nonlinear causality with Applications to EEG data*,” *IEEE*, pp. 1-7, 2013.
- [42] Florin E, Gross J, Pfeifer J, Fink GR and Timmermann L, “*Reliability of multivariate causality measures for neural data*,” *J Neurosci Methods*, pp. 344-358, 2011.
- [43] Winfried Schlee, Vera Leirer, Iris-Tatjana Kolassa, Nathan Weisz and Thomas Elbert, “*Age-related changes in neural functional connectivity and its behavioral relevance*,” *BMC Neuroscience*, pp. 2-11, 2012.
- [44] Ariane Schad, Jakob Nawrath, Michael Jachan, Kathrin Henschel, Linda Spindeler, Jens Timmer, and Bjorn Schelter, “*Approaches to the Detection of Direct Directed Interactions in Neuronal Networks*,” Springer Series in Computational Neuroscience, Vol.2, pp. 43-64, 2009.
- [45] C. Yang, R. Le Bouquin Jeannès, G. Faucon, and F. Wendling, “*Detecting causal interdependence in simulated neural signals based on pairwise and multivariate analysis*,” 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, pp. 162-169, 2010.
- [46] Laura Astolfi, Hovagim Bakardjian, Febo Cincotti, Donatella Mattia, Maria Grazia Marciani, Fabrizio, De Vico Fallani, Alfredo Colosimo, Serenella, Salinari, Fumikazu Miwakeichi, Yoko Yamaguchi, Pablo Martinez, Andrzej Cichocki, Andrea Tocci, Fabio Babiloni, “*Estimate of Causality Between Independent Cortical Spatial Patterns During Movement Volition in Spinal Cord Injured Patients*,” *Brain Topogr.*, Springer, pp. 107–123, 2007.
- [47] Guiomar Niso, Ricardo Bruña, Ernesto Pereda, Ricardo Gutiérrez, Ricardo Bajo, Fernando Maestú and Francisco del-Pozo, “*HERMES: Towards an Integrated Toolbox to Characterize Functional and Effective Brain Connectivity*,” *Neuroinform.*, Springer, 2013.

- [48] Olivier David, Isabelle Guillemain, Sandrine Sallet, Sebastien Reyt, Colin Deransart, Christoph Segebarth and Antoine Depaulis, “*Identifying Neural Drivers with Functional MRI: An Electrophysiological Validation*,” PLoS Biology, Vol. 6, pp. 2683-2697, 2008.
- [49] Paolo Zanatta, Gianna Maria Toffolo, Elisa Sartori, Anna Bet, Fabrizio Baldanzi, Nivedita Agarwal, Eugene Golanov, “*The human brain pacemaker: Synchronized infra-slow neurovascular coupling in patients undergoing non-pulsatile cardiopulmonary bypass*,” NeuroImage, Elsevier, pp. 10-19, 2013.
- [50] Ge, T., Kendrick, K and Feng, J, “*A novel extended granger causal model approach demonstrates brain hemispheric differences during face recognition learning*,” PLoS Comput. Biol. 5, e1000570. 2009.
- [51] P.F. Verdes Phys. Rev. E 72(2) 026222, 2005.
- [52] Faes, L, A. Porta, R. Cucino, S. Cerutti, R. Antolini, and G. Nollo, “*Causal transfer function analysis to describe closed loop interactions between cardiovascular and cardiorespiratory variability signals*,” Biol. Cybern. 90: pp. 390–399, 2004.
- [53] Faes, L, L. Widesott, M. Del Greco, R. Antolini and G.Nollo, “*Causal cross-spectral analysis of heart rate and blood pressure variability for describing the impairment of the cardiovascular control in neurally mediated syncope*,” IEEE Trans. Biomed. Eng. 53: pp. 65–73, 2006.
- [54] Nollo G, Faes L, Porta A, Antolini R, Ravelli F, “*Exploring directionality in spontaneous heart period and systolic pressure variability interactions in humans: implications in the evaluation of baroreflex gain*,” Am J Physiol Heart Circ Physiol 288: pp. 1777–1785, 2005.
- [55] Nollo, G., L. Faes, A. Porta, B. Pellegrini, F. Ravelli, M. Del Greco, M. Disertori, and R. Antolini, “*Evidence of unbalanced regulatory mechanism of heart rate and systolic pressure after acute myocardial infarction*,” Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. 283: pp. 1200–1207, 2002.
- [56] Pereda, E., D. M. de La Cruz, L. De Vera, and J. J. Gonzalez, “*Comparing generalized and phase synchronization in cardiovascular and cardiorespiratory signals*,” IEEE Trans. Biomed. Eng. 52: pp. 578–583, 2005.
- [57] Giandomenico Nollo, Michela Masè, Walter Mattei, Roberta Cucino, Luca Faes, “*Assessment of a prototype equipment for cuffless measurement of systolic and diastolic arterial blood pressure*,” Journal of Electrocardiology 01/2011, 44(2). DOI:10.1016/j.jelectrocard, 2010.
- [58] Riedl M, Suhrbier A, Stepan H, Kurths J and Wessel N, “*Short-term couplings of the cardiovascular system in pregnant women suffering from pre-eclampsia*,” Philosophical Transactions of the Royal Society A, 368, pp. 2237-2250, 2010.
- [59] Kaminski M, Ding M, Truccolo W.A and Bressler S, “*Evaluating causal relations in neural systems: Granger causality, directed transfer function and statistical assessment of significance*,” Biological Cybernetics, 85, 2001, pp. 145-157.
- [60] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng C-K, Stanley HE, “*PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*,” Circulation 101(23):e215-e220, <https://physionet.org/physiobank/database/mghdb/patient-guide.shtml>.

***CHAPITRE IV :
METHODES ET MODELES D'ANALYSE EN
PANEL DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES***

IV.1. Introduction

Ce chapitre présente notre troisième contribution, visant à mieux comprendre les interactions qui peuvent exister à court et à long termes entre plusieurs signaux physiologiques, à travers une étude en panel. L'objectif principal dans ce chapitre est de proposer des outils méthodologiques adaptés à l'analyse causale en panel entre des variables vitales issues de signaux physiologiques pour différents phénomènes, en vue d'apporter une aide médicale et faire des prévisions médicales à court et à long termes. Trois points de vue seront plus particulièrement soulignés.

Le premier point relève de la modélisation. Le développement et l'exploitation de modèles sont particulièrement prometteurs puisqu'ils permettent l'agrégation de connaissances concernant les systèmes cardiovasculaires, les systèmes nerveux autonome et respiratoire. La troisième contribution de cette thèse, portera justement sur le développement de modèles complets causaux sur des données de panel pour des patients sains et malades, afin de déterminer l'interaction de leurs signaux physiologiques.

Dans ce cadre, nous avons apporté trois contributions empiriques centrées sur des phénomènes très répandus ces dernières années. Il s'agit de :

- interactions hémodynamiques cardiorespiratoires en panel pour 187 patients.
- étude de l'apnée du sommeil et voir les interactions des signaux cardiologiques et neurologiques avec des signaux hémodynamiques pulmonaires pendant le sommeil.
- analyse des interactions entre les signaux physiologiques des conducteurs de véhicules à l'aide d'une modélisation des interactions entre les signaux cardiorespiratoires électromyographies galvaniques.

Le second point concerne la quantification des résultats obtenus afin de mieux les comprendre et les interpréter. Les approches FM-OLS (Fully Modified Ordinary Least Squares) et DOLS (Dynamic Ordinary Least Squares), sont des estimateurs de quantification évoqués dans ce chapitre.

Le troisième point de vue concerne le traitement du signal, consistant à mettre au point plusieurs algorithmes de traitement du signal sur un système embarqué pour apprécier ces interdépendances entre signaux physiologiques dans une même application. Notre but primordial est de transposer ces résultats sur les systèmes embarqués dans le cadre de la surveillance des patients et de déterminer les facteurs de risque pour éviter tout syndrome de mort subite inexplicée, tout cela en prévoyant à l'avance l'état du patient à l'aide de ces interactions.

En évaluant les facteurs de risque de manière globale, il est possible de déterminer les probabilités relatives à la souffrance ou à la mort d'un patient suite à une maladie donnée. Une telle évaluation ne constitue toutefois pas une garantie. Il arrive par exemple qu'une personne courant un risque élevé vive très longtemps, et inversement une personne courant un faible risque fasse un infarctus. Les personnes souffrant de diabète, d'arthrite rhumatoïde ou d'une maladie cardiovasculaire présentent toutefois un risque élevé.

Lorsque le médecin évalue les facteurs de risque, il peut déterminer les mesures à prendre par le patient, telles que par exemple, arrêter de fumer, maigrir, manger sainement et faire plus d'exercices physiques, pour réduire les risques.

Les symptômes des maladies surtout chroniques sont longtemps silencieux, c'est pour cette raison que nous proposons ce genre de tests afin de prédire l'état futur d'un patient à partir des interactions qui existent entre ses signaux physiologiques. Ensuite, nous consacrons une étude complète sur cette problématique, où nous avons évalué plusieurs tests de causalité pour plusieurs maladies avec plusieurs scénarios.

IV.2. Principales approches utilisées pour l'aide à la décision

Actuellement, les symptômes et les maladies se multiplient et nécessitent de plus en plus des connaissances spécialisées et des explorations complémentaires. Les médecins et les professionnels de santé, qu'ils soient généralistes ou spécialistes, n'ont pas la capacité de maîtriser la quantité importante d'informations médicales, permettant de distinguer les maladies ou de déterminer la meilleure prise en charge thérapeutique.

Donc, ils font souvent recours à des sources d'informations externes, pouvant être tirées à partir d'autres agents pour les aider dans la prise de décision [1]. De manière générale, les systèmes d'aide à la décision médicale (SADM) sont des outils informatiques fournissant en temps et en lieux utiles des informations décrivant la situation clinique d'un patient ainsi que les connaissances appropriées à cette situation, correctement filtrées et présentées afin d'améliorer la qualité des soins [2].

Dans ce cadre, cette section est dédiée à la présentation des fondements de l'ensemble des approches utilisées pour l'aide à la décision médicale. Les SADM peuvent être classifiés en deux catégories. On distingue les approches numériques basées essentiellement sur des données physiologiques ou paramétriques et les approches symboliques de l'aide à la décision utilisant des connaissances.

Dans la première catégorie, les SADM s'appuient essentiellement sur les modélisations mathématiques permettant de produire des probabilités, des estimations probabilistes et des causalités à court et à long termes à partir d'un ensemble de données (probabilité d'un diagnostic, de la survenue d'un événement grave, causalité entre signaux physiologiques, etc.).

Dans la seconde catégorie, les SADM mettent en œuvre un raisonnement logique pour résoudre le problème posé par un patient donné, qu'il soit de nature diagnostique ou thérapeutique, le tableau 4.1 résume ces différentes approches.

Tableau 4.1 : *Panorama des approches utilisées pour l'aide à la décision diagnostique et thérapeutique.*

	Aide au diagnostic	Aide à la thérapeutique
Approches numériques	<ul style="list-style-type: none"> • Modèles probabilistes • Calcul de scores 	<ul style="list-style-type: none"> • Modèles pronostiques • Systèmes experts (Mycin)

- Approches symboliques**
- Systèmes experts (DXplain)
 - Approches automatiques pour la mise en œuvre des recommandations de pratique clinique

IV.3. Théorie de la décision

La théorie de la décision présente le cadre mathématique général pour la comparaison d'objets par rapport à une relation de préférence. Si l'ensemble des alternatives ou des choix est X et si \geq est une relation de préférence pour le décideur, c'est à dire un opérateur mathématique exprimant la décision préférée de choix, on peut décider pour x et $y \in X$ les deux décisions $x \geq y$ ou $y \geq x$.

La théorie de la décision est généralement divisée en 3 paradigmes principaux :

- Décision sous incertitude.
- Décision dans le risque.
- MCDM pour plusieurs-critères de décision.

La décision sous incertitude se focalise sur la réponse à la question suivante : si x et y sont deux alternatives ou deux choix possibles, dépend des variables inconnues (state of the world), comment pouvons-nous décider si x ou y est la meilleure décision ?

Considérons un exemple, pour mieux clarifier les choses. Dans un cadre médical d'urgence, un médecin peut être amené à prendre une décision rapide sur un traitement sans avoir le temps d'exécution de l'ensemble des tests nécessaires. Dans ce cas, l'état du monde (state of the world) s se réfère à l'état réel du patient, les alternatives x et y font références aux traitements, et $x(s)$ et $y(s)$ se réfèrent aux résultats. La question se pose ainsi : qu'est ce qui va se passer au patient compte tenu des traitements x et y pour un état s ?

La décision dans le risque est similaire à la décision sous incertitude, à l'exception que nous connaissons la probabilité des différents états du monde $\in S$. Enfin, dans MCDM, nous visons à comparer des alternatives multidimensionnelles pour trouver la solution optimale. Par exemple nous comparons les objets de la forme (x_1, x_2, \dots, x_n) .

Afin de trouver cette solution optimale, on fait recours à ce qu'on appelle des tests de données de panel. Nous allons détailler dans ce qui suit, le choix des méthodes étudiées à savoir, la co-intégration en panel, les estimateurs FM-OLS et DOLS ainsi que l'étude de la causalité au sens de Granger mais cette fois-ci sur données de panel.

IV.4. Recours aux données de panel

Les modèles de données de panel ont connu ces vingt dernières années un très vif enthousiasme. Cet engouement s'est traduit par une véritable explosion du nombre de travaux académiques fondés sur les modèles de données de panel. Les aspects de la transposition des problématiques des séries temporelles aux panels sont détaillés dans ce qui suit.

Nommée aussi la structure à doubles dimensions, l'étude en panel apporte une information plus riche que celle disponible en séries temporelles [4]. En effet, elle constitue une source statistique particulièrement précieuse pour l'analyse des comportements dynamiques.

Le gain qui en résulte de tout cela, est la possibilité de modéliser des comportements individuels plus complexes et des dynamiques variantes. La distinction entre les effets micros/macros interactionnelles dynamiques, se fait par l'ajout d'une dimension temporelle, C'est l'un des avantages aux recours aux données de panel comme l'indique Hsiao [3].

Il est nécessaire de discuter deux facteurs importants tels que la décomposition de la variabilité totale des données et l'augmentation du nombre de degrés de liberté qui a pour objectif de diminuer la colinéarité entre les données.

IV.4.1. La décomposition de la variabilité totale

Il résulte de l'utilisation de la double dimension une précision accrue de l'interprétation des résultats car d'un côté, les individus se distinguent les uns par rapport aux autres (variabilité inter- individuelle), et d'un autre côté la situation propre à chaque individu change au cours du temps (variabilité intra individuelle et variabilité inter temporelle). Donc, la variabilité totale est composée de trois éléments, comme suit :

Variabilité totale

$$= \text{variabilité inter individuelle} + \text{variabilités intertemporelle} \\ + \text{variabilité intra individuelle Temporelle}$$

IV.4.2. L'augmentation de la taille de l'échantillon

Les données de panel ont un atout majeur concernant le nombre de données. Utiliser un nombre important de données augmente le degré de liberté et diminue la colinéarité entre les variables.

Les données de panel fournissent ainsi la possibilité de déduire le comportement individuel en se servant des comportements des autres individus. L'emploi de données de panel permet également de réduire les problèmes fréquents en séries temporelles de colinéarités entre les variables explicatives grâce à la possibilité d'introduire des différences interindividuelles. Ces effets individuels présentent le second avantage de pouvoir identifier et tenir compte des effets inobservables.

Bien évidemment, rien n'est parfait et chaque modèle contient des limites. Parmi les inconvénients des données de panel, on peut citer un panel incomplet, un panel dit non cylindré, des problèmes d'hétéroscédasticité et/ou d'autocorrélation des écarts aléatoires, mais il n'est pas toujours facile de corriger ou éviter ces inconvénients.

Pour cette configuration, nous nous sommes penchés sur des modèles sur données de panel, où nous avons considéré une double dimension : une dimension individuelle et une dimension temporelle. La dimension individuelle représente le patient et la dimension temporelle représente les signaux physiologiques étudiés.

La prise en compte de données biomédicales a également engendré un accroissement de la dimension temporelle qui se traduit par une transposition des questions habituellement posées

en séries temporelles, telles que la stationnarité, la non-linéarité ou la stabilité temporelle des relations.

Dans ce contexte, l'utilisation de modèles sur données de panel permet à la fois de conjuguer les avantages de travailler sur les données de panel et de résoudre les problèmes de non-linéarité, d'hétérogénéité et d'instabilité temporelle. Plus précisément, ces modèles autorisent l'existence de dynamiques individuelles distinctes pouvant évoluer dans le temps tout en tenant compte des asymétries.

Ces modélisations sont donc une solution intéressante pour répondre aux nouveaux enjeux posés par l'emploi de données de panel. Toutefois, ce champ est relativement récent ce qui implique que certains débats actuels de séries temporelles comme la non-stationnarité en fonction de la non-linéarité ne se pose pas encore en données de panel. La question de l'utilisation de ces modélisations à des fins de prévisions est également abordée dans cette thèse.

IV.4.3. Les panels temporels multi-variés non stationnaires

Certes les modèles de données de panel disposent de multiples avantages, mais ils ne semblent plus suffisants pour étudier tous les phénomènes, surtout pour notre cas réside en l'étude des signaux physiologiques. Nous devons donc considérer les dernières évolutions des données de panel en terme de multi-variété et de non-stationnarité afin d'estimer correctement nos résultats.

Il existe un certain nombre de modèles non linéaires pour données de panel, parmi lesquels on peut citer :

- Modèles poolés.
- Modèles à effets fixes.
 - Estimation des modèles à effets fixes.
 - Tests d'existence d'effets fixes.
- Modèles à effets aléatoires.
 - Estimation des modèles à effets aléatoires.
 - Tests d'Hausmann.
- Probit et Logit.
- Tobit I et II.
- Co-intégration sur données de panel.

Dans la suite de cette thèse, on va s'intéresser à cette dernière méthode afin d'évaluer nos contributions. Nous restreindrons notre étude aux modèles de co-intégration sur données de panel, aux estimateurs FM-OLS et DOLS ainsi qu'à la causalité de Granger en panel. Pour réaliser l'objectif fixé plus haut, nous avons fait appel à une stratégie pluri- méthodologique, une analyse par la méthode des données de panel qui nous a permis d'exploiter les dimensions individuelle et temporelle. La démarche d'analyse suivie suit les étapes suivantes.

- Tests de racine unitaires,
- Co-intégration en panel,
- FM-OLS et DOLS,
- Causalité de Granger en panel.

Avant d'entamer la partie empirique, il est nécessaire d'expliquer chaque démarche.

IV.4.3.1. Tests de racine unitaires

Les tests de racine unitaires en panel sont en effet plus puissants que leurs analogues sur séries temporelles individuelles. Une des questions centrales des tests de racine unitaires en panel est celle de la forme de l'hétérogénéité du modèle utilisé pour tester la racine unitaire.

La forme la plus simple d'hétérogénéité est celle qui consiste à postuler l'existence de constantes spécifiques à chaque individu. Il s'agit bien entendu du modèle à effets individuels, qui traduit une hétérogénéité uniquement du niveau moyen mais qui conserve l'hypothèse d'homogénéité des autres paramètres du modèle et en particulier de la racine autorégressive.

C'est notamment ce type de modélisation qu'utiliseront les premiers tests de racine unitaires de Levin et Lin [5].

La question est tout simplement de savoir si l'on autorise la présence d'éventuelles corrélations entre les résidus des différents individus du panel. Pour pouvoir répondre à cette question, on peut opposer deux générations de tests :

- La première génération de tests repose sur l'hypothèse d'indépendance interindividuelle des résidus, hypothèse qui permet d'établir très simplement les distributions statistiques de tests et d'obtenir généralement des distributions asymptotiques ou semi-asymptotiques normales.
- La seconde génération de tests, plus récente, tend à lever cette hypothèse d'indépendance. Ces tests renversent totalement la perspective jusqu'alors adoptée car, plutôt que de considérer les corrélations entre individus comme des paramètres de nuisance, ils proposent d'exploiter ces co-mouvements pour définir de nouvelles statistiques de tests.

Les travaux empiriques débutent fréquemment par une analyse de la stationnarité des séries temporelles considérées avec l'application de divers tests de racine unitaires. Dans un contexte multi-varié, les études cherchent souvent à mettre en évidence des relations d'équilibre à long terme entre les variables par l'application de tests de co-intégration. En revanche, l'analyse des données de panels non stationnaires ne s'est développée que très récemment, depuis les travaux pionniers de Levin et Lin [5].

IV.4.3.2. Les tests de racine unitaires en panel

Il existe deux principales différences entre les tests de racine unitaires en panel et en séries temporelles, la première concerne les distributions asymptotiques. Dans le cas des séries temporelles, les statistiques de tests usuels possèdent des distributions asymptotiques non standard (point a) et conditionnelles au modèle utilisé pour tester la racine unitaire (point b). Ainsi, par exemple, sous l'hypothèse nulle de racine unitaire, la t-statistique de Dickey-Fuller admet une distribution asymptotique qui est fonction du mouvement brownien associé à la marche aléatoire du processus générateur des données.

Dans le cadre des modèles de panel, les statistiques des tests de racine unitaires (à l'exception des tests de Fisher) admettent pour loi asymptotique des lois normales (point a). Les premiers à mettre en évidence ce résultat furent Levin et Lin [5]. Nous donnerons l'intuition de ce résultat

dans le cadre des tests de première génération en évoquant au passage les différentes notions de convergence en panel (Phillips et Moon [8]).

Dès lors, de façon générale, la première question centrale des tests de racine unitaires en panel devient celle de la forme de l'hétérogénéité du modèle utilisé pour tester la racine unitaire.

Ainsi, un premier mouvement s'est dessiné dans le contexte des tests de première génération allant vers une prise en compte d'une plus grande hétérogénéité de la dynamique de la série étudiée. Ce mouvement s'inscrit dans le contexte plus large de la littérature consacrée aux panels dynamiques dits hétérogènes (Pesaran et Smith [9]).

Les premiers tests de racine unitaire sur panels hétérogènes ont alors été proposés par Im, Pesaran et Shin [10] et Maddala et Wu [11]. Ces tests autorisent, sous l'hypothèse alternative, non seulement une hétérogénéité de la racine autorégressive, mais aussi une hétérogénéité quant à la présence même d'une racine unitaire dans le panel.

D'après Baltagi et Kao [27], l'étude des données de panel non stationnaires vise à combiner le meilleur des deux mondes : le traitement des séries non stationnaires à l'aide des méthodes des séries temporelles et l'augmentation du nombre de données et de la puissance des tests avec le recours à la dimension individuelle.

IV.4.3.2.1. L'hypothèse d'indépendance interindividuelle : vers une nouvelle génération de tests

La modélisation des dépendances interindividuelles est délicate dans la mesure où il n'existe pas a priori d'ordre naturel dans les observations individuelles. C'est pourquoi de nombreux tests sont aujourd'hui proposés. La plupart s'inscrivent dans la lignée des travaux fondateurs de Bai et Ng [12, 13] et retiennent le cadre d'un modèle à facteurs communs. Mais si Bai et Ng [13] proposent deux tests séparés de racine unitaire sur les composantes communes et individuelles de la série, les autres tests ne considèrent uniquement que la composante idiosyncratique.

Les approches diffèrent alors suivant la méthode retenue pour extraire de la série brute la composante idiosyncratique inobservable. Ainsi, nous illustrerons successivement ces approches en étudiant les tests de Moon et Perron [14], Choi [15] et Pesaran [16].

Tableau 4.2 : Tests de racine unitaires en Panel [27].

<u>Tests de première génération</u>	<u>Indépendance entre individus</u>
1- Spécification homogène de la racine autorégressive sous H1	<i>Levin et Lin [5, 6] Lin, Levin et Chu [7] Harris et Tzavalis [17]</i>
2- Spécification hétérogène de la racine autorégressive	<i>Im, pesaran et Shin [10, 18, 19] Maddala et Wu [11] Choi [20] Hadri [21]</i>
3- Tests séquentiel	<i>Hénin, Jolivaldt et Nguyen [22]</i>

Tests de deuxième générationDépendance entre individus**1- Tests fondés sur des modèles factoriels**

Bai et Ng [12, 13]
Moon et Perron [14]
Phillips et Sul [23]
Pesaran [16]
Choi [15]

2- Autres approches

O'Connell [24]
Chang [25, 26]

Dans le cadre de cette revue de la littérature, représentée dans le tableau 4.2, nous présenterons tout d'abord quatre tests de racine unitaires en panel de première génération afin de bien comprendre les enjeux de l'hypothèse d'indépendance interindividuelle. Puis nous présenterons de la même manière quatre autres approches des tests de deuxième génération.

IV.4.3.2.2. Présentation des tests de racine unitaire en panel

D'une façon générale, les tests de racine sur données de panel sont basés sur la régression suivante :

$$\Delta y_{i,t} = a_i + \rho_i y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (4.1)$$

Où a_i représente l'effet fixe pour l'individu i , ρ_i coefficient de la variance y retardé pour la l'individu i , $i = 1, \dots, N$, $t = 1, \dots, T$ et ε_{it} est une variable indépendante et identiquement distribuée (i.i.d sur $(0, \sigma_i^2)$).

Les premiers tests de racine unitaire sur données de panel sont à Levin et Lin [5, 6] comme nous avons mentionné précédemment. Un test plus général proposé par Levin et Lin [5, 6] qui autorise la présence d'effets spécifiques individuels et d'hétérogénéité entre les individus. Ce test propose aussi que N et T tendent vers l'infini, mais T augmente plus rapidement de sorte que $N/T \rightarrow 0$.

IV.4.3.2.3. Tests de première génération**IV.4.3.2.3.1. Les tests de Levin et Lin [5-7]**

Les auteurs ont suggérés le premier pas de racine unitaire en panel. Ils se sont inspirés dans leurs tests à partir des modèles de type Dickey-Fuller Augmentés (ADF) permettant de supprimer les résidus et de se ramener à des distributions connues pour les t-statistiques individuelles en imposant l'hypothèse d'homogénéité de la racine autorégressive.

$$\text{Modèle 1 : } \Delta y_{i,t} = \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (4.2)$$

$$\text{Modèle 2 : } \Delta y_{i,t} = a_i + \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (4.1)$$

$$\text{Modèle 3 : } \Delta y_{i,t} = a_i + B_{it} + \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (4.3)$$

D'une façon indépendante et selon les individus, le terme d'erreur ε_{it} se distribue et suit un processus ARMA inversible pour chaque individu.

$$\varepsilon_{it} = \sum_{k=1}^{\infty} \theta_{ik} \varepsilon_{it-k} + \mu_{it} \quad (4.4)$$

Les processus μ_{it} pour $i = 1, \dots, N$ sont indépendamment et identiquement distribués i.i.d sur $(0, \sigma_i^2)$.

À ce niveau, on peut faire deux remarques. La première est l'indépendance des termes d'erreur dans la dimension individuelle supposée par les trois modèles de Levin et Lin. Cette hypothèse, bien que particulièrement forte, est adoptée dans tous les tests de racine unitaires en panel de première génération.

La seconde critique porte sur la question de l'hétérogénéité du processus générateur des données retenues par les auteurs. Comme nous l'avons précisé en introduction, il s'agit d'un problème fondamental en données de panel.

Dans le cas présent, l'hypothèse d'homogénéité de la racine autorégressive imposée par les trois modèles de Levin et Lin permet de déterminer l'existence d'une racine unitaire dans la dynamique de la variable y [28].

Les procédures de tests ainsi que les étapes de constructions du modèle sont représentées dans l'annexe 4.1.

IV.4.3.2.3.2. Les tests d'Im, Pesaran et Shin (IPS) [10, 18, 19]

Les tests IPS, sont basés sur la moyenne des statistiques de Dickey-Fuller augmenté (ADF), calculée pour chaque individu du panel. Ils considèrent toutes les séries non-stationnaires, sous l'hypothèse nulle. Quoique, sous l'hypothèse alternative, quelques séries peuvent être stationnaires, alors que d'autres ne le sont pas. L'avantage de ce test IPS, c'est qu'il laisse un certain degré d'hétérogénéité aux individus. Supposons un échantillon de N individus, observé au cours de T périodes. IPS suppose que le processus y_{it} à un effet individuel sans tendance déterministe, en absence d'autocorrélation des résidus. Le modèle peut s'écrire :

$$y_{i,t} = (1 - \Phi_i)\mu_i + \Phi_i y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (4.5)$$

$$i = 1, \dots, N, \quad t = 1, \dots, T$$

Dans ce cas, sous le test de l'hypothèse nulle de la racine unitaire $\Phi=1$ pour tout i , on peut exprimer ce modèle de la façon suivante :

$$\Delta y_{i,t} = a_i + \rho_i y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (4.6)$$

$$\text{Avec } a_i = (1 - \Phi_i)\mu_i, \quad \rho_i = -(1 - \Phi_i), \quad \Delta y_{it} = y_{it} - y_{it-1}$$

La formulation des hypothèses ainsi que la mise en œuvre du test dans le cas général, sont représentées dans l'annexe 4.2.

IV.4.3.2.3.3. Le test de Maddala et Wu [11]

Le troisième test de cette première génération est un test non paramétrique, le principe repose sur une combinaison des niveaux de significativité de N tests de racine unitaire. Pour qu'on soit plus concret, on va présenter le modèle mathématique du test.

Soit P_i le niveau de significativité (c'est-à-dire la ($p - value$) correspondant à la statistique du test relatif à l'individu $i = 1, \dots, N$. La statistique de test est donnée par :

$$P_{MW} = -2 \sum_{i=1}^N L_n(p_i) \quad (4.7)$$

Sous l'hypothèse nulle de racine unitaire, la statistique P_{MW} suit une loi uniforme sur $[0, 1]$ [29]. Les hypothèses ainsi que les avantages de ce test sont représentés dans l'annexe 4.3.

IV.4.3.2.3.4. Le test de Hadri [21]

Se démarquant des trois tests de racine unitaire de première génération, présentés précédemment, et qui reposent sur l'hypothèse nulle de non-stationnarité, Le test de Hadri se base sur l'hypothèse nulle de stationnarité. Il fait partie des tests les plus robustes. Il repose sur le multiplicateur de Lagrange visant à tester l'hypothèse nulle de stationnarité des séries [73].

IV.4.3.2.4. Tests de deuxième génération

IV.4.3.2.4.1. Le test de Bai et Ng [12]

Bai et Ng ont proposé le premier test de l'hypothèse nulle de racine unitaire prenant en compte la présence d'une corrélation interindividuelle des séries. Le problème consiste alors à spécifier une forme particulière de ces dépendances. Bai et Ng adoptent une démarche très simple et considèrent un modèle factoriel :

$$y_{i,t} = D_{i,t} + \omega_i' F_t + e_{i,t} \quad (4.8)$$

Où $D_{i,t}$ est une fonction polynomiale du temps d'ordre t , F_t est un vecteur de dimension $(r,1)$ de facteurs communs et ω_i un vecteur de paramètres. Ainsi, la série individuelle $y_{i,t}$ se décompose en une composante déterministe hétérogène $D_{i,t}$, une composante commune $\omega_i' F_t$ et un terme d'erreur $e_{i,t}$ idiosyncratique. C'est donc la présence des facteurs communs F_t , par rapport auxquels chaque individu a une élasticité ω_i propre, qui est à l'origine des dépendances interindividuelles.

Par conséquent on peut évaluer la stationnarité des séries à partir des facteurs communs du vecteur F_t , en d'autres termes $y_{i,t}$ est dite non stationnaire si les facteurs F_t sont non stationnaires.

IV.4.3.2.4.2. Le test de Choi [15]

Ce test de racines permet d'éliminer les corrélations interindividuelles et les éventuelles composantes de tendance déterministes. Cette approche diffère de celle de plusieurs autres modèles de tests de deuxième génération. Choi [15] considère un modèle à erreur composé :

$$y_{i,t} = \mu_o + x_{it} \quad (4.9)$$

$$x_{i,t} = a_i + \theta_t + \varphi_{i,t} \quad (4.10)$$

$$v_{i,t} = \sum_{j=1}^{P_i} d_{i,j} \varphi_{i,t-j} + \varepsilon_{it} \quad (4.11)$$

Où μ_o est la moyenne commune pour tous les i , a_i est l'effet inobservable de chaque individu, θ_t est l'effet temporel, représenté par un processus stationnaire qui agit de manière homogène avec ε_{it} [30]. La différence fondamentale avec les autres modèles déjà vus, c'est la manière d'orthogonaliser les séries individuelles $y_{i,t}$ afin de supprimer les dépendances interindividuelles. Le reste de l'analyse est introduit dans l'annexe 4.4.

IV.4.3.2.4.3. Le test de Pesaran [16]

De la même façon, le test proposé par Pesaran prend en évidence les éventuelles dépendances entre individus. Il ne suit plus des distributions asymptotiques standards [31]. En effet, le test de racine unitaire de Pesaran se fait directement sur les séries brutes y_{it} en augmentant le modèle DF ou ADF par l'introduction de moyennes individuelles $y_{i,t-1}$ et des différences premières $\Delta y_{i,t}$. Ce modèle devient donc un modèle augmenté du type CADF (Cross Sectionnally Augmented Dickey-Fuller), représenté comme suit :

$$\Delta y_{i,t} = a_i + \rho_i y_{i,t-1} + c_i \bar{y}_{t-1} + d_i \Delta \bar{y}_t + v_{i,t} \quad (4.12)$$

Avec :

$$\bar{y}_{t-1} = \sum_{i=1}^N y_{i,t-1} \quad (4.13)$$

$$\Delta \bar{y}_t = \sum_{i=1}^N \Delta y_{i,t} \quad (4.14)$$

$v_{i,t}$ dévoile l'erreur de régression

Pesaran montre que l'introduction de ces deux nouvelles variables, a pour objectif de filtrer les effets de la composante commune inobservable dès lors que N tend vers un nombre très important d'individus. La remarque faite par Pesaran, c'est qu'il faut s'assurer qu'aucun effet ne puisse transiter via le niveau de la moyenne individuelle à la valeur initiale \bar{y}_0 . Ceci peut être obtenu en appliquant le test non pas directement à y_{it} , mais à la différence $y_{i,t} - \bar{y}_0$, lorsque T et N tendent vers l'infini. La statistique CADF individuelle $t_i(N, T)$ converge vers la même distribution asymptotique, qui est une généralisation de celle de Dickey-Fuller.

En ajoutant la notion d'auto-corrélation des résidus, la même procédure doit être appliquée dans un modèle dit doublement augmenter : augmenté dans la dimension interindividuelle et augmenté par les termes habituels des spécifications *ADF* standards.

Le modèle *CADF* s'écrit alors de la manière suivante :

$$\Delta y_{i,t} = \alpha_i + \rho_i y_{i,t-1} + c_i \bar{y}_{t-1} + \sum_{j=0}^p d_{ij} \Delta \bar{y}_t + \sum_{j=0}^p \delta_{ij} \Delta y_{i,t-j} + e_{i,t} \quad (4.15)$$

IV.4.3.2.4.4. Les tests de Phillips et Sul [23], Moon et Perron [14]

Les tests de Phillips et Sul [23], Moon et Perron [14], contrairement à Bai et Ng [12], testent directement la présence d'une racine unitaire dans la série observable $y_{i,t}$ et non pas de façon séparée dans les composantes individuelles et communes. Au-delà de cette différence fondamentale, il existe certaines similitudes entre les deux approches qui reposent sur l'utilisation d'un modèle factoriel. Nous ne présenterons en détail que le test de Moon et Perron [14] qui admet la spécification la plus générale des composantes communes.

Moon et Perron [14] considèrent un modèle autorégressif standard avec effets individuels fixes dans lequel les résidus satisfont un modèle factoriel. La structure du modèle est donc différente de celle de Bai et Ng [12]. Leur modèle s'écrit :

$$y_{i,t} = \alpha_i + y_{i,t}^0 \quad (4.16)$$

$$y_{i,t}^0 = \varphi_i y_{i,t-1}^0 + \mu_{i,t} \quad (4.17)$$

$$\mu_{i,t} = \omega_i' F_t + e_{i,t} \quad (4.18)$$

L'intuition de la démarche de Moon et Perron [14] est alors la suivante : il s'agit de transformer le modèle de sorte à éliminer les composantes communes de la série $y_{i,t}$, puis de tester la racine unitaire sur les séries en écarts aux facteurs communs. Ainsi, on supprime les dépendances interindividuelles et l'on peut se ramener à des distributions asymptotiques normales.

On retrouve alors des distributions normales comme chez IPS ou Levin et Lin, mais la différence fondamentale est que les statistiques de tests sont construites ici à partir de données transformées, prises en écarts aux composantes communes et donc indépendantes dans la dimension individuelle.

Dans ce travail, nous nous sommes attachés à dresser une revue de la littérature des principaux tests de racine unitaires en panel et plus récemment, une évolution vers une prise en compte des dépendances interindividuelles.

Cette évolution vers la seconde génération de tests est aujourd'hui en pleine construction, étant donné la diversité des formes possibles de corrélations interindividuelles.

À côté des deux générations de tests présentés ici, il convient de mentionner aussi qu'une troisième catégorie de tests se développe depuis le début de la décennie actuelle, les tests de racine unitaires en panel incluant la possibilité de ruptures structurelles. Dans ce qui suit, on va présenter la deuxième étape d'analyse qui est la co-intégration en panel en s'appuyant beaucoup plus sur leurs tests et leurs techniques.

IV.4.3.3. Co-intégration sur données de panel

La littérature relative aux données de panel non stationnaires et, en particulier, aux tests de co-intégration connaît un développement considérable. Elles constituent la deuxième étape de la méthodologie, conditionnée par la présence de racines unitaires en panel, testées au niveau de la première étape. Les tests de co-intégration, développés par Engle et Granger [32], permettent d'estimer la relation à long terme entre des variables présentant une tendance stochastique de même nature.

Ces tests peuvent être classés en deux catégories : d'une part, les tests à la Engle et Granger [32] dans lesquels le rang de l'espace de co-intégration et la forme de la relation de co-intégration sont connus (Pedroni [33, 34, 36, 37, 38] ; Kao [35] ; Bai et Ng [14]).

Ces tests reviennent alors à tester l'hypothèse de racine unitaire des résidus de co-intégration et sont donc par conséquent extrêmement proches dans leur structure des tests de racines unitaires en panel de première et deuxième générations.

D'autre part, sont aujourd'hui développés des tests de co-intégration multiples à la Johansen [39] dans lesquels le rang de co-intégration est a priori inconnu (Larsson et al [40]; Groen et Kleibergen [41]; Breitung [42]).

Il existe en outre dans cette littérature un deuxième clivage similaire à celui que l'on avait pu observer en séries temporelles entre les tests admettant pour hypothèse nulle l'absence de relation de co-intégration et les tests à la Shin [43] reposant au contraire sur l'hypothèse nulle de co-intégration (McCoskey et Kao [44]).

La dimension de panel apporte ainsi non seulement un enrichissement à l'analyse de la co-intégration, mais aussi une modification des conséquences statistiques de la situation de non co-intégration entre variables non stationnaires. Cet enrichissement de l'analyse, lié au passage en panel nécessite la proposition d'un certain nombre de définitions, de notions ou de concepts propres à la co-intégration. C'est pour cela et avant de présenter les tests de l'hypothèse de co-intégration, il convient de préciser un certain nombre de notions spécifiques à la co-intégration en panel.

IV.4.3.3.1. Relations de co-intégration intra et interindividuelles

Dans une telle représentation, on peut envisager deux types de relations de co-intégration. On peut tout d'abord envisager l'existence de relations de co-intégration parmi les variables du vecteur x_{it} que l'on pourrait qualifier de relations de co-intégration intra-individuelles.

Formellement, si l'on souhaite tester à la fois des relations de co-intégration entre des variables différentes observées pour un même individu et des relations de co-intégration faisant intervenir des variables observées sur plusieurs individus, la solution consiste à considérer le vecteur empilé x_t des variables individuelles.

IV.4.3.3.2. Hétérogénéité / homogénéité des relations de co-intégration

Une autre problématique spécifique à la co-intégration en panel est celle de l'homogénéité ou de l'hétérogénéité des paramètres de la relation de long terme et plus généralement de la représentation VECM. Il est généralement utile dans un modèle de co-intégration homogène de suggérer que les forces de rappel sont hétérogènes, *i.e.* $\alpha_i \neq \alpha_j, \forall i \neq j$: Si tous les individus présentent la/ou les mêmes relations de long terme, la dynamique d'ajustement de ces relations communes peut être différente suivant les individus.

IV.4.3.3.3. Approches de co-intégration

Il existe un certain nombre de tests pour la co-intégration en panel. On peut citer, Kao [35], Bai et Ng [13], Mackoskey et Kao [44], Westerlund [47, 51, 52, 53], Westerlund et Edgerton [54], Hank [55, 56], Banerjee et Carrion-i-Silvestre [48], Gengenbach, Palm et Urbain [49], Gutierrez [50] ainsi que les tests de Pedroni [33, 34, 36, 37, 38].

Dans notre étude et compte tenu de la longueur de la dimension temporelle importante des données, nous avons choisi d'appliquer les approches de Pedroni.

IV.4.3.3.6.1. Tests de Pedroni

Pedroni [33, 34] a proposé divers tests visant à appréhender l'hypothèse nulle d'absence de co-intégration intra-individuelle à la fois pour des panels homogènes et hétérogènes. Les valeurs critiques figurant dans ces travaux étant relatives à la présence d'un seul régresseur dans les relations de co-intégration.

Pedroni [36, 38] propose une extension au cas où les relations de co-intégration comprennent plus de deux variables. C'est à partir de ces derniers tests qu'on se concentre plus, parce que notre étude prend en considération plusieurs paramètres à la fois pour le modèle en panel. Les tests de Pedroni prennent en compte l'hétérogénéité par le biais de paramètres qui peuvent différer entre les individus. Ainsi, sous l'hypothèse alternative, il existe une relation de co-intégration pour chaque individu, et les paramètres de cette relation de co-intégration ne sont pas nécessairement les mêmes pour chacun des individus du panel. La prise en compte d'une telle hétérogénéité constitue un avantage indéniable puisqu'en pratique, il est rare que les vecteurs de co-intégration soient identiques d'un individu à l'autre du panel. La mise en œuvre des tests nécessite d'estimer en premier lieu la relation de long terme :

$$y_{it} = a_i + \delta_{it} + \beta_{1i}x_{1it} + \beta_{2i}x_{2it} + \dots + \beta_{mi}x_{mit} + \varepsilon_{it} \quad (4.19)$$

Où t désigne le nombre d'observations dans le temps. $t = 1, \dots, T$, i désigne le nombre des individus dans le panel $i = 1, \dots, N$ et m représente le nombre de variables de régression $m = 1, \dots, M$.

Pedroni suggère sept tests : quatre sont basés sur la dimension intra individuelle et trois sur la dimension interindividuelle. Les deux catégories de tests reposent sur l'hypothèse nulle

d'absence de co-intégration $\rho_i = 1 \forall i$, ρ_i désignant le terme autorégressif des résidus estimés tels que mentionnés dans [46] :

$$\hat{\varepsilon}_{it} = \rho_i \hat{\varepsilon}_{it-1} + u_{it} \quad (4.20)$$

La différenciation entre la dimension intra et interindividuelles s'effectue au niveau de la formulation de l'hypothèse alternative. Les tests basés sur la dimension intra-individuelle sont formulés sous l'hypothèse alternative $H1 : \rho_i = \rho < 1, \forall i$ et pour chaque membre du panel, il existe un coefficient autorégressif unique et identique. Cette première catégorie comprend les statistiques dites « intra-dimension » ou « Within ».

Dans la dimension interindividuelle, ce test permet de prendre en compte l'hétérogénéité entre les individus sous l'hypothèse alternative. Les statistiques comprises dans cette seconde catégorie sont dites : « inter-dimensions » ou « Between ».

Dans ces sept tests, les statistiques sont construites sur la base des résidus des relations de co-intégration et d'un certain nombre d'estimateurs de paramètres de nuisance. À titre d'exemple, le paramètre de nuisance correspond à la variance conditionnelle de long terme individuelle des résidus. Notons enfin que le nombre de retards retenus dans les régressions du type ADF (Dickey-Fuller Augmenté) peut varier entre les individus.

Afin de mettre en œuvre les différents tests, Pedroni suggère une procédure en quatre étapes :

- **Étape 1** : On estime la relation de long terme et on récupère les résidus estimés.
- **Étape 2** : Pour chaque individu, on différencie la série y_{it} et on calcule les résidus issus de la régression suivante.
- **Étape 3** : On estime la variance de long terme.
- **Étape 4** : En utilisant les résidus estimés, on choisit la régression appropriée.

Les sept statistiques sont présentées dans l'annexe 4.5.

IV.4.3.4. Estimation de la relation de long terme

L'affirmation de l'existence d'une relation de co-intégration entre les séries doit être suivie, par l'estimation de la relation de long terme. Plusieurs techniques existent dans ce sens, Pedroni [37] a montré que les deux méthodes FM-OLS (Fully Modified Ordinary Least Squares) et aussi la méthode des moindres carrés dynamiques DOLS (Dynamic Ordinary Least Squares), sont les méthodes adéquates à l'évaluation d'une telle relation et qui permettent l'estimation convergente des paramètres dans un panel présentant un problème d'endogénéité et de non-stationnarité.

IV.4.3.4.1. Estimateurs FM-OLS

Cette procédure permet de tenir compte des problèmes d'endogénéité du second ordre des régresseurs (engendrés par la corrélation entre le résidu de co-intégration et les innovations des variables I (1) présentes dans la relation de co-intégration) et des propriétés d'auto-corrélation et d'hétéroscédasticité des résidus.

Il convient par ailleurs de noter que ce modèle d'estimation de la relation de long terme est beaucoup utilisé dans le cas où nous avons un nombre important de données, tels signaux physiologiques dans le domaine médical.

IV.4.3.4.2. Estimateurs DOLS

L'approche DOLS a été initialement suggérée dans le cas des séries temporelles, puis adaptée au cas des données de panel. Cette technique consiste à inclure des valeurs avancées et retardées dans la relation de co-intégration, afin d'éliminer la corrélation entre les variables explicatives et le terme d'erreur. L'estimateur DOLS a la même distribution asymptotique que l'estimateur FM-OLS. Ce dernier montre aussi une légère supériorité par rapport à la méthode DOLS. Il est considéré comme étant la technique la plus robuste dans l'estimation des relations de co-intégration sur données de panel dans le cas d'un grand nombre de données pour le test.

La représentation de ces deux méthodes est illustrée dans [74].

IV.4.3.5. Causalité de Granger en données de Panel

Comme nous avons vu dans la section précédente, la co-intégration en données de panel est une méthode qui permet de vérifier l'existence ou l'absence de la relation à long terme entre les variables. Elle ne précise pas le sens de la causalité. Lorsqu'une relation de co-intégration existe entre les variables, elle doit être modélisée dans un modèle à correction d'erreur dynamique.

Le but principal de chaque étude est d'établir des liens de causalité entre la variable endogène et l'ensemble des variables exogènes. Les tests de causalité de Granger sont basés sur les régressions suivantes :

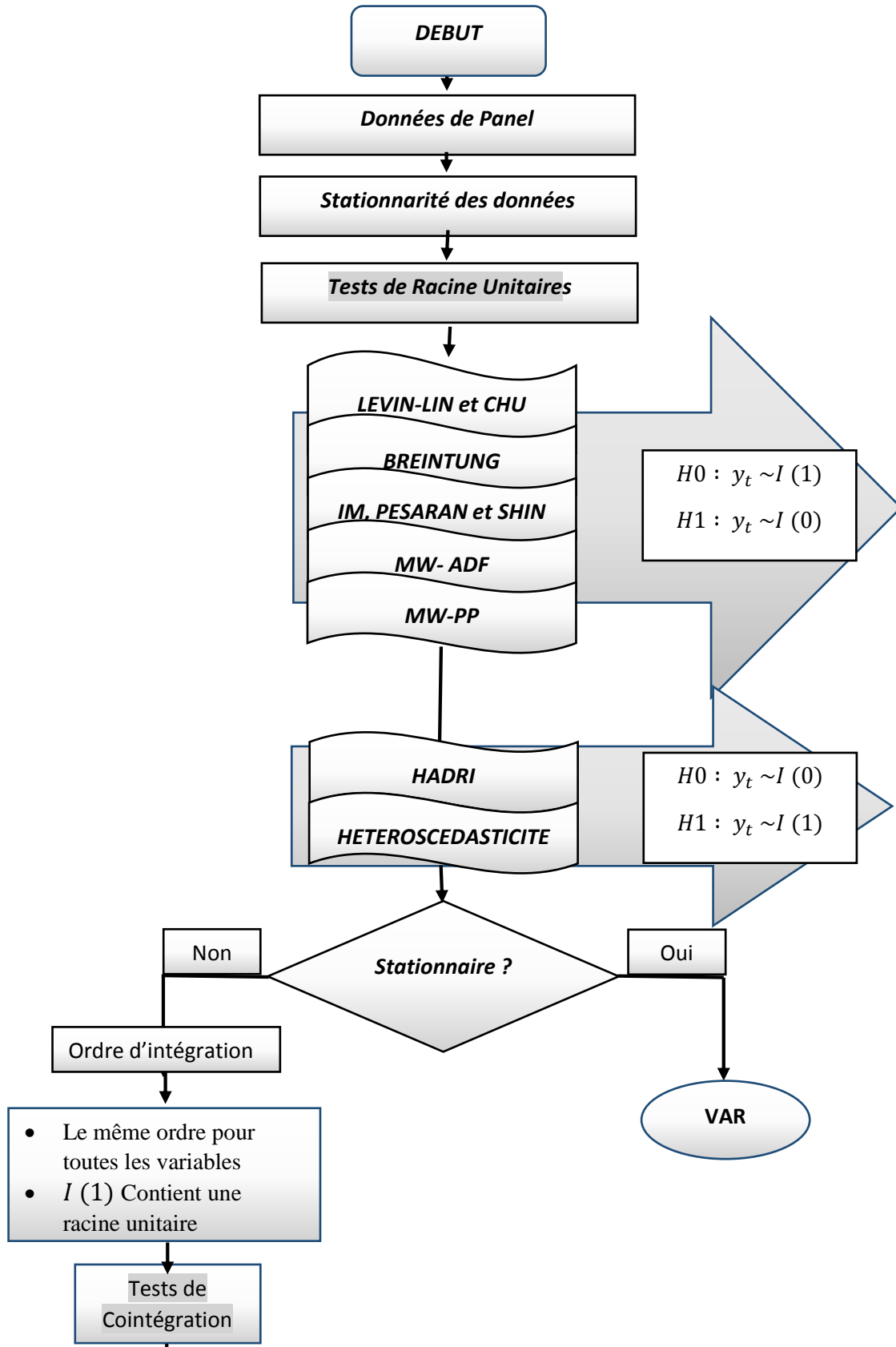
$$(1-L) \begin{bmatrix} X1_{it} \\ X2_{it} \\ X3_{it} \\ X4_{it} \\ \vdots_{it} \\ Xn_{it} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{iX1} \\ a_{iX2} \\ a_{iX3} \\ a_{iX4} \\ \vdots \\ a_{iXn} \end{bmatrix} + \sum_{i=1}^p (1-L) \begin{bmatrix} \vartheta_{11ip} & \vartheta_{12ip} \\ \vartheta_{21ip} & \vartheta_{22ip} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X1_{it-p} \\ X2_{it-p} \\ X3_{it-p} \\ X4_{it-p} \\ \vdots \\ Xn_{it-p} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \beta_{X1i} \\ \beta_{X2i} \\ \beta_{X3i} \\ \beta_{X4i} \\ \vdots \\ \beta_{Xni} \end{bmatrix} Y_{t-1} + \begin{bmatrix} \varepsilon_{1t} \\ \varepsilon_{2t} \end{bmatrix} \quad (4.21)$$

Où $X1, X2, \dots, Xn$ représentent les variables explicatives, p le Lag (la longueur de retard), $(1-L)$ est le premier opérateur de différence et Y_{t-1} signifie le terme décalé de correction d'erreur provenant de la relation de co-intégration.

Afin d'illustrer tout cela, on procède à la partie empirique relative à l'aspect théorique. On s'intéresse tout d'abord aux généralités sur la spécification du modèle utilisé, concernant les différentes variables traitées ainsi que les différents panels de notre étude. Ensuite, on suit dans cette partie, les étapes de la méthode de la co-intégration en données de panel, en commençant par les tests des racines unitaires et en finissant par le test de causalité de Granger en panel, tout ceci pour les trois panels considérés dans notre cas.

IV.5. Récapitulatif de la procédure d'Analyse

Dans cette section, on va présenter un organigramme (Figure 4.1) résumant les méthodes utilisées. Ces techniques sont les plus efficaces pour simplifier l'analyse.



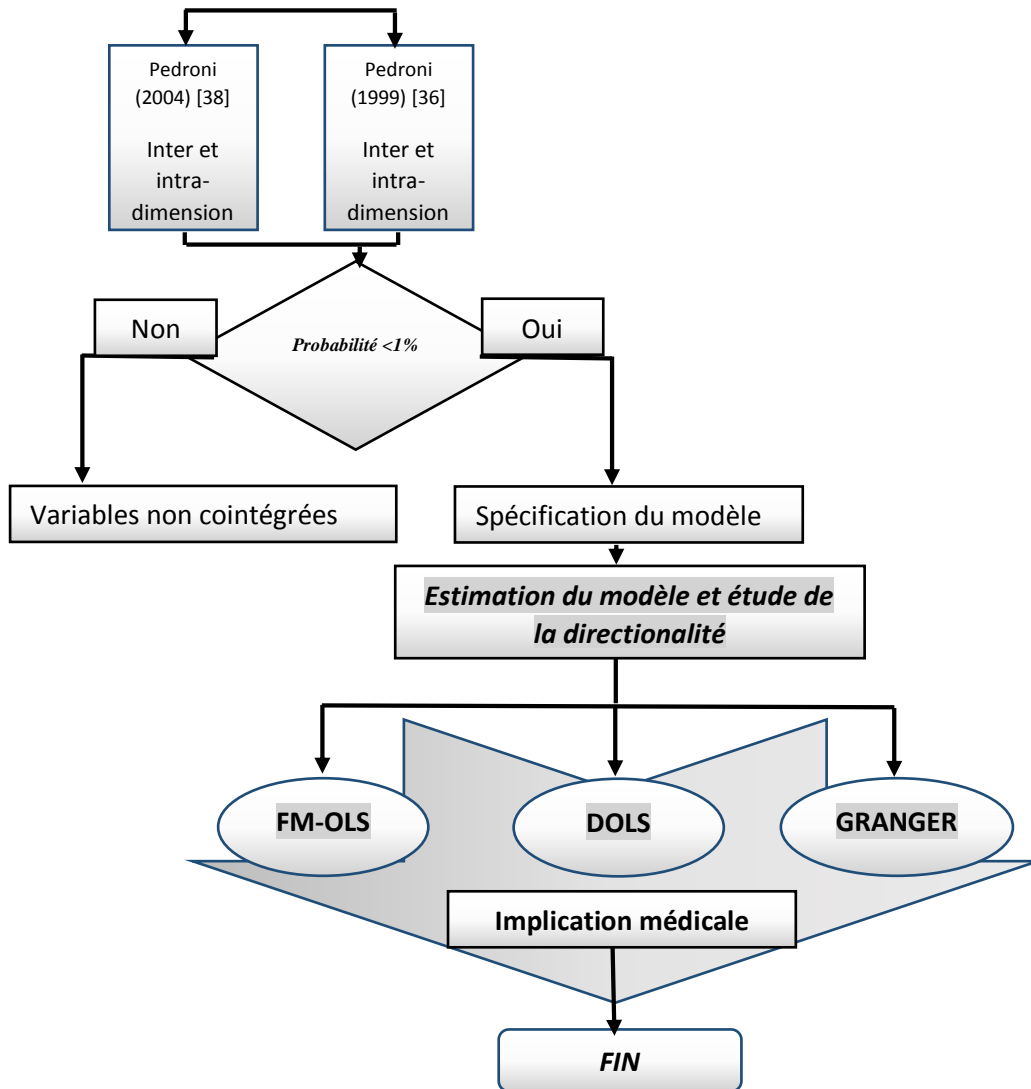


Figure 4.1 : Organigramme décrivant la méthode d'analyse.

IV.6. Etudes empirique

Les progrès récents de la modélisation mathématique ont enthousiasmé les chercheurs, en particulier dans l'analyse utilisant des données de panel. La méthodologie que nous appliquons ici est principalement basée sur les quatre parties fondamentales de l'analyse des données de panel, exposées précédemment. Nous avons appliqué en premier lieu des tests de racines unitaires pour évaluer la stationnarité des séries. La deuxième étape consiste à appliquer les tests de co-intégration et quantifier plus tard cette relation à long terme à l'aide des modèles FM-OLS et DOLS. Enfin, nous avons appliqué les tests de causalité de Granger à l'ensemble des panels étudiés.

IV.6.1. Etude de l'apnée du sommeil

IV.6.1.1. Contexte médical

Les patients atteints de troubles du sommeil doivent avoir une description claire de leur comportement de sommeil. L'interaction entre l'activité autonome cardiaque et le sommeil a été étudiée pour expliquer cette incidence accrue [57, 58]. Le problème lié au sommeil est appelé apnée du sommeil.

C'est un trouble qui se caractérise par une interruption de la respiration qui dérange le sommeil. C'est l'une des affections les plus fréquentes chez les adultes car elle touche jusqu'à 5% des femmes et 15% des hommes dont l'âge est compris entre 30 et 60 ans.

Au cours d'une attaque d'apnée, la concentration d'oxygène dans le corps peut diminuer de façon significative et celle du dioxyde de carbone augmente. Le cœur doit donc travailler plus dur pour compenser ce déséquilibre. Ainsi, l'apnée du sommeil est considérée comme une maladie mortelle.

Chaque fois qu'il y a une interruption de la respiration, le cerveau envoie un signal pour réveiller la personne et il commence de nouveau à respirer. Ces personnes n'arrivent jamais à passer une bonne nuit et cela leur provoque une somnolence excessive, une hypoxémie et une hypercapnie d'Olten [59].

L'hypoxie et la fragmentation du sommeil déclenchent une variété de mécanismes pathophysiologiques, comme l'activation sympathique [60], le dysfonctionnement endothélial [57] et une inflammation pouvant conduire à l'hypertension artérielle [58], la dyslipidémie [61], l'obésité [62] et l'augmentation de la mortalité cardiovasculaire [63].

Le lien de causalité entre le syndrome d'apnée du sommeil et la morbidité cardiovasculaire est demeuré controversé depuis de nombreuses années [61, 62]. Les facteurs favorisant l'apnée du sommeil sont le sexe masculin, l'âge (plus de 60 ans), le surpoids (IMC supérieur à 27kg/m²), l'alcool ou la prise de somnifères avant le coucher, le tabagisme et les maladies respiratoires. Certaines caractéristiques anatomiques des os de la tête peuvent également favoriser l'apnée du sommeil telles que des mâchoires et palais trop étroits, trop profonds, une cavité nasale trop petite, un menton placé trop loin en arrière, etc. En outre, le diabète du type 2, l'hypertension ou hypothyroïdie sont plus fréquents chez les personnes qui souffrent d'apnée du sommeil, des maladies cardiovasculaires (AVC) et des maladies neurodégénératives. La surveillance ECG/EEG pendant le sommeil peut être prometteuse.

Pour cette raison, une analyse parfaite des données physiologiques est nécessaire. L'analyse est réalisée en deux dimensions. La première dimension est la plus connue, consiste à utiliser les théories de l'information et les algorithmes de traitement du signal pour évaluer les paramètres physiologiques (voir chapitre 2). La deuxième dimension de l'examen est de trouver la causalité à long terme (co-intégration) entre signaux physiologiques.

Notre objectif dans ce travail est d'aider les médecins et le personnel de la santé à prendre toutes les précautions pour faciliter le choix d'une intervention appropriée et les décisions nécessaires permettant de sauver des vies.

Nous avons mené dans cette partie empirique, une enquête utilisant un modèle mathématique pour vérifier s'il existe une relation à long terme entre les aspects cardiologiques et

neurologiques avec les signaux hémodynamiques pulmonaires pendant le sommeil. Ce panel est composé de dix-huit patients pris à partir de la base de données polysomnographiques du MIT-BIH (MIT-BIH Polysomnographic database (SLPDB)) [69, 70]. Nous avons examiné la causalité des données de panel d'un certain nombre de signaux physiologiques, dérivées de la base de données décrite précédemment. L'approche a ensuite été appliquée à ECG, EEG (C4-A1), BP (tension artérielle) et RESP (impédance respiratoire). Ces signaux sont idéaux pour la compréhension de la causalité.

IV.6.1.2. Description de la base de données

La base de données polysomnographiques MIT-BIH est une collection d'enregistrements de signaux physiologiques multiples pendant le sommeil. Les sujets ont été suivis pour évaluer le syndrome d'apnée du sommeil et pour tester les effets de la pression positive constante des voies aériennes (CPAP).

La base de données contient plus de 80 heures d'enregistrements polysomnographiques pour 18 patients, chacun avec un signal ECG annoté battement par battement, des signaux EEGs et de la respiration.

IV.6.1.3. Variables utilisées

La Figure 4.2 présente plusieurs signaux physiologiques sur une durée de 10s à partir de la base de données SLPDB [69, 70].

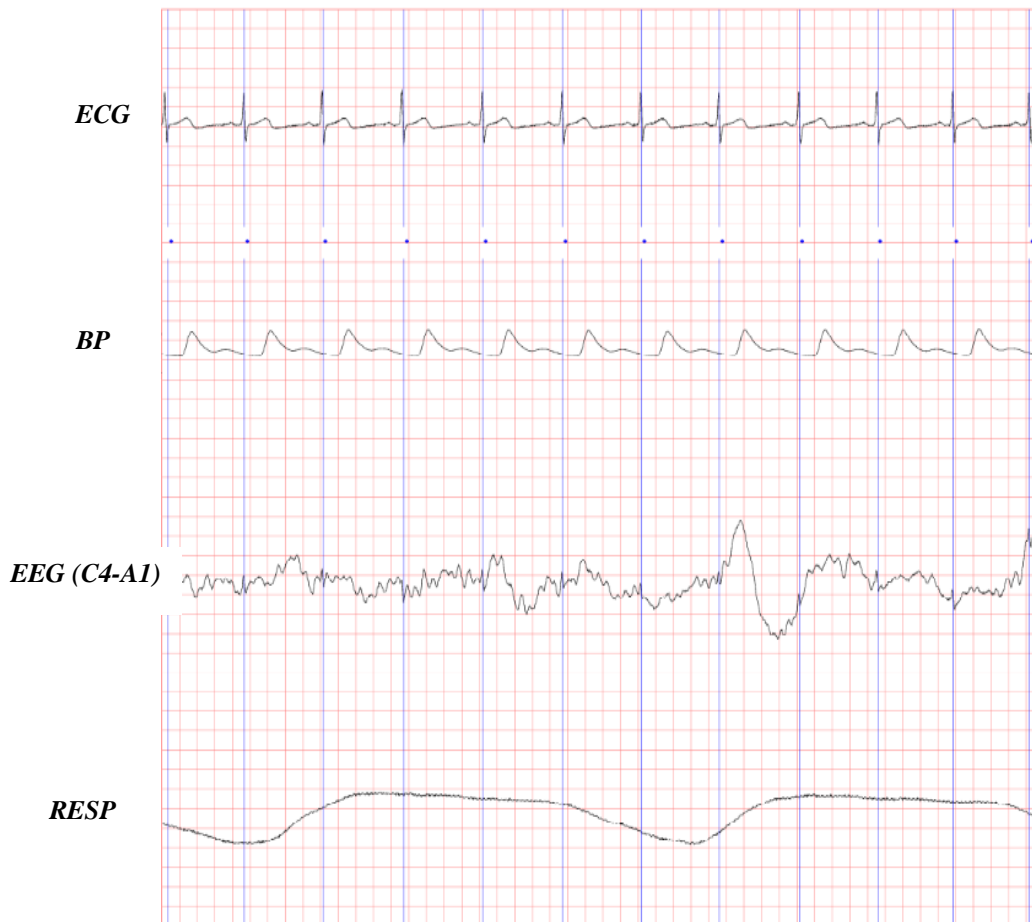


Figure 4.2 : Présentation pour 10 s des signaux physiologique à partir de la base de données SLPDB [69, 70].

Ces signaux sont :

ECG : C'est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur.

BP (Blood Pressure ou en français pression/tension artérielle) : C'est la pression du sang dans les artères. On parle aussi de tension artérielle car cette pression est aussi la force exercée par le sang sur la paroi des artères.

EEG (C4-A1) : C'est une méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu souvent représentée sous la forme d'un tracé appelé électroencéphalogramme. Il existe un certain nombre de dérivées encéphalographiques et le choix du C4-A1 est envisagé pour analyser les troubles du sommeil, et de plus il balaye l'ensemble des autres régions (du lobe central droit au point auriculaire gauche). Les figures 4.3 et 4.4 représentent respectivement l'emplacement des électrodes EEG ainsi que la zone balayées C4-A1. Ces représentations sont à la base du logiciel open source de visualisation/analyse des signaux EEG OpenVIBE [354].

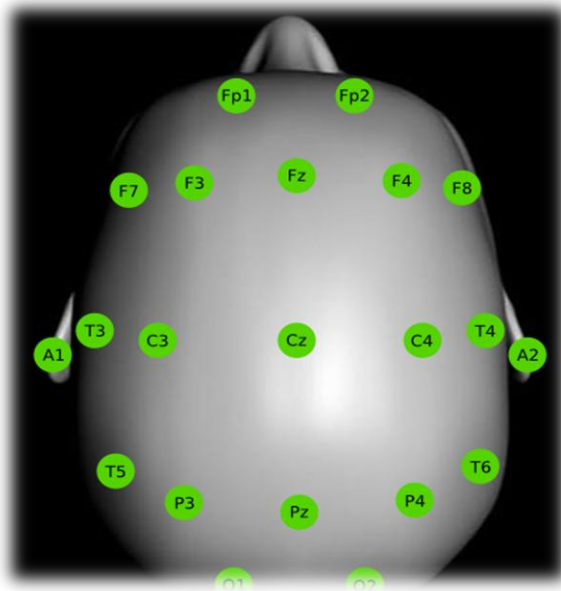


Figure 4.3 : Emplacement des électrodes EEG [71].

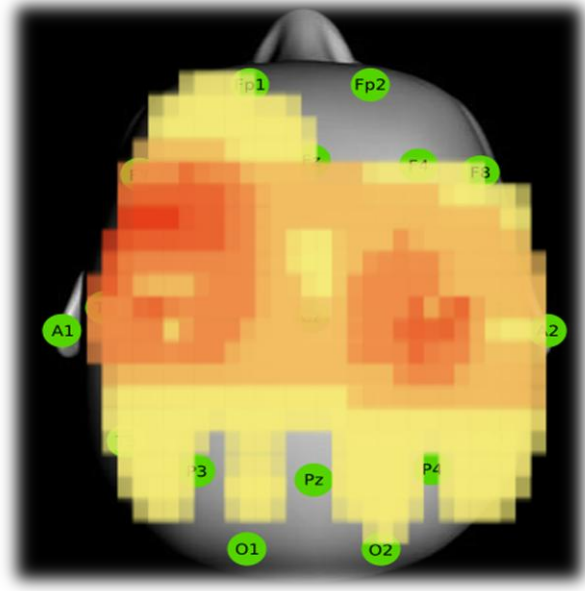


Figure 4.4 : Zone C4-A1 balayée [71].

RESP : La respiration désigne à la fois les échanges gazeux résultant de l'aspiration et de l'expiration de l'air.

IV.6.1.4. Méthodologie

IV.6.1.4.1. Tests de racine unitaires

Pour étudier la stationnarité des séries utilisées, nous avons eu recours aux tests de racine unitaire sur données de panel (Levin Lin et Chu, IM Pesaran et Shin, Breitung, Maddala et Wu ainsi que le test de Hadri et le test d'Heteroscedasticité). Les résultats de ces tests sont présentés dans le tableau 4.3.

Tableau 4.3 : Tests de Racine unitaire en panel.

METHODES	IL EXISTE UNE RACINE UNITAIRE					PAS DE RACINE UNITAIRE	
	Levin, Lin and Chu (LLC)	Breitung	Im, Pesaran et Shin (IPS) W-stat	MW-ADF Fisher Chi-square	MW-PP Fisher Chi-square	Hadri Z-stat	Heteroscedastic consistent Z-stat
LEVEL (NIVEAU) <i>ECG</i>	-131.044 (0.0000)*	-76.6627 (0.0000)*	-127.739 (0.0000)*	4678.75 (0.0000)*	1817.32 (0.0000)*	-6.39640 (1.0000)	-6.42736 (1.0000)
<i>BP</i>	-0.47476 (0.3175)	-44.0067 (0.0000)*	-72.9367 (0.0000)*	3869.49 (0.0000)*	1769.89 (0.0000)*	3.52221 (0.0002)*	2.77725 (0.0027)*
<i>EEG</i>	-3.33515 (0.0004)*	-16.7929 (0.0000)*	-37.1939 (0.0000)*	1411.64 (0.0000)*	2056.79 (0.0000)*	-4.38817 (1.0000)	-3.87780 (0.9999)
<i>RESP</i>	-19.8876 (0.0000)*	-18.8498 (0.0000)*	-40.3481 (0.0000)*	1356.28 (0.0000)*	730.194 (0.0000)*	-1.98227 (0.9763)	-0.84135 (0.7999)
Δ <i>ECG</i>	232.513 (1.0000)	-12.8228 (0.0000)*	-168.019 (0.0000)*	4741.03 (0.0000)*	2536.30 (0.0000)*	-5.45009 (1.0000)	-4.96752 (1.0000)
Δ <i>BP</i>	13.2090 (1.0000)	-63.8575 (0.0000)*	-109.732 (0.0000)*	4741.03 (0.0000)*	4104.16 (0.0000)*	-6.46844 (1.0000)	-6.46628 (1.0000)

DIFFERENCE PREMIERE	ΔEEG	224.961 (1.0000)	-8.90259 (0.0000)*	-177.956 (0.0000)*	4741.03 (0.0000)*	637.306 (0.0000)*	-6.17149 (1.0000)	-5.12420 (1.0000)
	$\Delta RESP$	35.1808 (1.0000)	-8.33079 (0.0000)*	-50.8232 (0.0000)*	1948.61 (0.0000)*	587.657 (0.0000)*	-5.43328 (1.0000)	-5.06301 (1.0000)

Les tests de stationnarité appliqués sur nos séries physiologiques représentés dans le tableau 4.3 permettent de déterminer l'état de stationnarité/non stationnarité de notre panel. Pour pouvoir quantifier cela, il existe un certain nombre de tests basés sur les valeurs de la probabilité correspondante pour chaque signal.

Notant que durant nos analyses, on va s'appuyer beaucoup plus sur les deux tests LLC et Hadri à cause de leurs performances par rapports aux autres. Ainsi, on peut parler de la non stationnarité du panel, si l'un de ces deux tests vérifie la condition (probabilité <0.01 en level, probabilité > 0.01 en différence première) pour LLC et inversement pour Hadri parce qu'il stimule les hypothèses inverses.

Dans le tableau 4.3, nous pouvons constater que toutes les variables sont intégrées d'ordre 1 suivant le modèle LLC. Lorsque ces conditions sont vérifiées, on parle ainsi d'un panel non-stationnaire, et on entame la deuxième partie relative à la co-intégration en panel.

IV.6.1.4.2. Co-intégration

Après la vérification des propriétés de non-stationnarité pour toutes les variables du panel nous amène à étudier l'existence d'une relation à long terme entre ces variables, et ce en appliquant les tests de co-intégration de Pedroni qui sont basées sur des tests de racine unitaires sur des résidus estimés, essayant maint de tester la co-intégration pour les signaux ECG et EEG. Les tableaux 4.4 et 4.5 représentent respectivement, la co-intégration au sens de Pedroni pour les signaux ECG et EEG.

Tableau 4.4 : Tests de co-intégration en panel pour l'ECG.

	WITHIN DIMENSION (PANEL STATISTICS)			BETWEEN DIMENSION (INDIVIDUALS STATISTICS)		
	Test	Statistique	Prob	Test	Statistique	Prob
METHODES						
	Panel v-statistic	33.08050	0.0000	Group p-statistic	-145.7978	0.0000
PEDRONI (1999)	Panel rho-statistic	-290.7709	0.0000	Group pp-statistic	-58.83045	0.0000
	Panel PP-statistic	-88.35383	0.0000	Group ADF-statistic	-137.3478	0.0000
	Panel ADF-statistic	-97.02370	0.0000			
PEDRONI (2004)	Panel v-statistic	15.88081	0.0000			
WEIGHTED STATISTIC	Panel rho-statistic	-109.5049	0.0000			
	Panel PP-statistic	-52.30408	0.0000			
	Panel ADF-statistic	-117.2825	0.0000			

Tableau 4.5 : Tests de Co-intégration en panel pour l'EEG.

	WITHIN DIMENSION (PANEL STATISTICS)			BETWEEN DIMENSION (INDIVIDUALS STATISTICS)		
	Test	Statistique	Prob	Test	Statistique	Prob
METHODES						
	Panel v-statistic	53.95472	0.0000	Group p-statistic	-7960.843	0.0000
PEDRONI (1999)	Panel rho-statistic	-5387.902	0.0000	Group pp-statistic	-422.3723	0.0000
	Panel PP-statistic	-385.6036	0.0000	Group ADF-statistic	-35.02034	0.0000
	Panel ADF-statistic	-15.23803	0.0000			
PEDRONI (2004)	Panel v-statistic	20.59964	0.0000			
WEIGHTED STATISTIC	Panel rho-statistic	-9425.909	0.0000			
	Panel PP-statistic	-514.7113	0.0000			
	Panel ADF-statistic	-21.76301	0.0000			

Pedroni propose deux familles de tests, une faite en 1999 reposant sur sept tests (quatre basés sur la dimension intra individuelle et trois sur la dimension interindividuelle) et une autre famille de tests réalisée en 2004, suggérant 4 tests à base de statistique pondérés. Les deux catégories de tests reposent sur l'hypothèse nulle d'absence de co-intégration. La co-intégration des variables dépend de la valeur de la probabilité associée à chaque statistique (probabilité <0.01).

Les tableaux 4.4 et 4.5 résument les résultats des statistiques de co-intégration de Pedroni. A partir des résultats des tests de co-intégration de Pedroni, nous pouvons remarquer que sur l'ensemble des tests statistiques, toutes les valeurs de probabilité sont inférieures à 1 % (elles sont toutes à 0.0000). De ce fait, l'ensemble de ces tests montre l'existence d'une relation de co-intégration. Dans ce qui suit, nous allons estimer la relation à long terme de la co-intégration en utilisant les méthodes les plus adéquates pour ce type d'approche.

IV.6.1.4.3. Estimation de la relation à long terme avec FM-OLS et DOLS

L'estimation d'une relation de co-intégration, si elle existe, qui relie les variables du modèle en double indice est établie par la méthode appropriée (FM-OLS et/ou DOLS). Les paramètres estimés par l'une de ces méthodes seront interprétés comme étant les élasticités de long terme. Il est important de souligner que la méthode DOLS présente l'inconvénient de réduire le nombre de degrés de liberté des variables étudiées, ce qui conduit à des estimations moins fiables. Les résultats d'estimation sont rapportés dans les tableaux 4.6 et 4.7.

Tableau 4.6 : Estimation FM-OLS et DOLS de la relation à long terme pour l'ECG.

VARIABLE DEPENDANTE ECG	FM-OLS			DOLS			
	Variables indépendante						
	VARIABLES	BP	EEG	RESP	BP	EEG	RESP
INTRA- INDIVIDUELLE		[-0.000258	[0.636812	[-0.000661	[-0.000267	[0.899761	[-0.0010
		-6.396131	14.40809	-0.207017	-6.195763	18.38183	-0.30556
		(0.0000)*	(0.0000)*	(0.8360)	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.7599)
INTER- INDIVIDUELLE		[-0.000360	[0.946189	[-0.158511	[-0.000393	[1.684584	[-0.0694
		-9.034251	19.29055	-1.123774	-8.779509	22.25036	-0.25507
		(0.0000)*	(0.0000)*	(0.2611)	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.7987)

Tableau 4.7 : Estimation FM-OLS et DOLS de la relation à long terme pour l'EEG.

VARIABLE DEPENDANTE EEG	FM-OLS			DOLS			
	Variables indépendante						
	VARIABLES	BP	EEG	RESP	BP	EEG	RESP
INTRA- INDIVIDUELLE		[1.80E-05	[0.007110	[0.002684	[1.91E-05	[0.008531	[0.002714
		1.530271	6.599660	2.877364	3.374540	12.73472	6.271880
		(0.1260)	(0.0000)*	(0.0040)	(0.0007)*	(0.0000)*	(0.0000)*
INTER- INDIVIDUELLE		[2.44E-05	[0.006811	[-0.000652	[2.22E-05	[0.007134	[-0.01553
		1.964065	4.866931	0.006750	3.709818	8.048417	-0.30825
		(0.0495)	(0.0000)*	(0.9946)	(0.0002)*	(0.0000)*	(0.7579)

Les tableaux 4.6 et 4.7 établissent l'élasticité à long terme entre les différentes variables du modèle à partir des estimateurs FM-OLS et DOLS. La modélisation de la dimension Within nous permet de prendre en compte l'hétérogénéité des coefficients dans leur dimension temporelle et/ou individuelle.

L'estimateur Within élimine les effets spécifiques individuels. Les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables BP, EEG et RESP, augmentent le ECG, respectivement de -0.000258% ; 0.636812% et -0.000661% suivant le modèle FM-OLS, ainsi que de -0.000267%, 0.899761% et -0.0010% suivant le modèle DOLS, ces résultats sont pour l'intra-individuelle.

Pour l'inter-individuelle, une augmentation de 1% des variables BP, EEG et RESP augmente le EEG, respectivement de 0.000360%, 0.946189% et -0.158511% suivant FM-OLS et 0.000393%, 1.684584%, -0.0694 % suivant DOLS.













Pour le signal EEG, une augmentation de 1% des variables BP, EEG et RESP augmente le EEG, respectivement de 1.80E-05 % ; 0.007110% et 0.002684 % suivant le modèle FM-OLS, ainsi que de 1.91E-05%, 0.008531% et 0.002714% suivant le modèle DOLS. Ces résultats sont déduits pour l'intra-individuelle.




Pour l'inter-individuelle, une augmentation de 1% des variables BP, ECG et RESP augmente le EEG, respectivement de 2.44E-05%, 0.006811% et -0.000652% suivant FM-OLS et 2.22E-05% , 0.007134%, -0.01553% suivant DOLS.

IV.6.1.4.4. Causalité de Granger en données de Panel

Cette partie a pour but de tester les liens de causalité entre ces variables en utilisant le test de causalité de Granger en Panel. Une analyse de causalité de Granger est effectuée afin de déterminer si il y'a une puissance de prévisibilité potentielle d'un indicateur à l'autre. Les résultats du test pour toutes les variables sont résumés dans le tableau 4.8. Il convient de noter que le retard optimal (Lag) a été établi en utilisant les critères d'information d'Akaike et Schwarz [75, 76].

Tableau 4.8 : Test de Causalité de Granger en Panel.

Lag= 46	ECG	BP	EEG	RESP
	/	109.348*	16.0010*	1.42665
ECG				
	/	(0.0000) 	(1E-111) 	(0.0374) 
EEG	45.6406*	5.64210*	/	0.98476
				
	(0.0000) 	(2.E-28) 	/	(0.4982) 

Les signes , ,  représentent respectivement la direction entre ECG/ EEG vers BP/RESP, BP/RESP vers ECG/ EEG et la non directionnalité entre ces variables. Les résultats montrent, que pour ses dix-huit patients atteints d'apnée de sommeil, qu'il y a une relation bilatérale entre ECG-BP, ECG-EEG, EEG-BP. Ces informations concernant la direction de la causalité ainsi que le taux de cette causalité, sont essentielles pour le suivi des personnes à risques. La connaissance et la compréhension quantitative de ces interactions permettent une meilleure intervention par les spécialistes de la santé.

Le but de cette étude est de proposer l'étude de la direction de causalité entre les signaux mentionnés précédemment et le test de co-intégration. On peut résumer notre contribution dans les points suivants :

- Analyser bidimensionnelle du cœur et du cerveau pendant le sommeil.
- Vérifier s'il existe une relation à long terme entre l'ECG/EEG et les signaux respiratoires hémodynamiques BP et RESP.
- Modéliser et quantifier le taux de convergence de cette relation à long terme, si elle existe.
- Définir la direction de causalité entre l'ECG/EEG et les signaux respiratoires hémodynamiques pendant le sommeil sur la base de la causalité de Granger en panel.

- Essayez de comprendre l'impact des signaux respiratoires hémodynamiques sur l'ECG/EEG pendant le sommeil pour nos dix-huit patients à long terme.

IV.6.2. Interactions des signaux Cardiorespiratoire Electromyographie Galvanique durant la conduite

IV.6.2.1. Contexte et conséquences

Le trafic routier est devenu une activité humaine majeure. Son développement a abouti à d'énormes projets d'infrastructures de communications utiles pour une variété d'utilisations et au déploiement d'un nombre très important de véhicules. Tout cela a engendré un nombre excessif d'accidents dont la cause principale est liée directement à un manque de vigilance du conducteur.

Ce manque de vigilance est en fait le résultat de nombreux facteurs qui sont identifiés comme l'inattention, la somnolence, les erreurs liées à la fatigue, les drogues, l'alcool, etc. Ces causes méritent d'être traitées spécifiquement parce qu'elles sont devenues la principale source d'accidents de la route [64].

Pour le cas de l'Algérie et selon les statistiques du centre national de prévention et de sécurité routière (CNPSR), 1 919 personnes ont perdu la vie dans des accidents de la route et 21 290 autres ont été blessées durant le premier semestre 2016 [65].

Depuis près de vingt ans, de nombreuses équipes de recherche, ont été mobilisées pour mieux comprendre les origines de cette somnolence et de la détecter le plus tôt possible afin de prendre les dispositions de sécurité nécessaires du type freinage, arrêt, etc. Cet objectif vise à réduire l'étendue des dommages en cas d'accidents. La situation actuelle est que de nombreuses approches ont été explorées, conduisant à des développements scientifiques et technologiques importants avec l'intégration des capteurs embarqués et des méthodes de diagnostic employés [77, 78, 79].

Cependant, on peut dire que ces développements ne sont pas encore arrivés à un stade entièrement opérationnel, principalement à cause des erreurs de diagnostic (fausses alarmes, détection de défauts,...) qui restent présents et entravent la mise en œuvre des dispositifs fiables.

L'analyse de telle situation montre trois directions d'urgence :

- Poursuivre les travaux de validation nécessaires pour multiplier le test.
- Développer des méthodes et des outils pour la détection.
- Perfectionner les procédures d'évaluation pour une comparaison précise des résultats avec l'expertise des systèmes de référence embarqués à partir de signaux physiologiques.

C'est sur ce dernier point que nous activons en essayant d'enrichir l'analyse existante des signaux physiologiques de deux façons :

- L'extraction des caractéristiques du signal physiologique.
- L'automatisation des processus mis en œuvre afin de fournir aux experts médicaux de multiples tests et diagnostics du conducteur du véhicule afin d'anticiper l'occurrence d'un danger [66].

Pour cela, nous allons étudier et analyser en premier lieu les systèmes multi-variés à base des signaux physiologiques, en développant des modèles mathématiques puissants d'un ensemble de données physiologiques pour mieux comprendre les phénomènes, assimiler et expliquer le comportement temporel des variables physiologiques d'une personne durant la conduite.

L'une des principales raisons de l'utilisation des modèles causaux en panel et de la co-intégration est d'obtenir une bonne puissance statistique pour améliorer l'interprétation des résultats.

Dans la suite de cette contribution causale, nous allons examiner la causalité des données de panel d'un certain nombre de signaux physiologiques dérivés de la base de données Stress Recognition in Automobile Drivers dataset (drivedb) [72]. Cette approche exploite l'électrocardiogramme (ECG), l'électromyographie (EMG), la résistance galvanique (GSR) mesurée sur la main et le pied, la fréquence cardiaque (HR) et la respiration (RESP). Ces signaux sont idéaux pour comprendre la causalité.

L'application de la co-intégration et de la causalité au sens de Granger en données de panel nous permet de quantifier les interactions entre les changements des signaux électromyogalvaniques respiratoires.

IV.6.2.2. Description de la base de données

La base de données PhysioBank [67] contient une collection d'enregistrements de données multiparamétriques provenant de volontaires sains, prises pendant qu'ils conduisaient sur un itinéraire prescrit, y compris les rues de la ville et les autoroutes de Boston, Massachusetts.

L'objectif pour laquelle ces données ont été collectées était d'étudier la faisabilité de la reconnaissance automatisée du stress sur la base des signaux enregistrés (drivedb), qui comprennent l'électrocardiogramme (ECG), l'électromyographie (EMG), la résistance galvanique cutanée (GSR) des mains et des pieds, la fréquence cardiaque (HR) et la respiration.

L'ensemble des données concernent 17 pilotes, nous allons utiliser ces données physiologiques, pour tester le taux de causalité entre les signaux prédéfinis pour ces 17 conducteurs.

IV.6.2.3. Variables utilisées

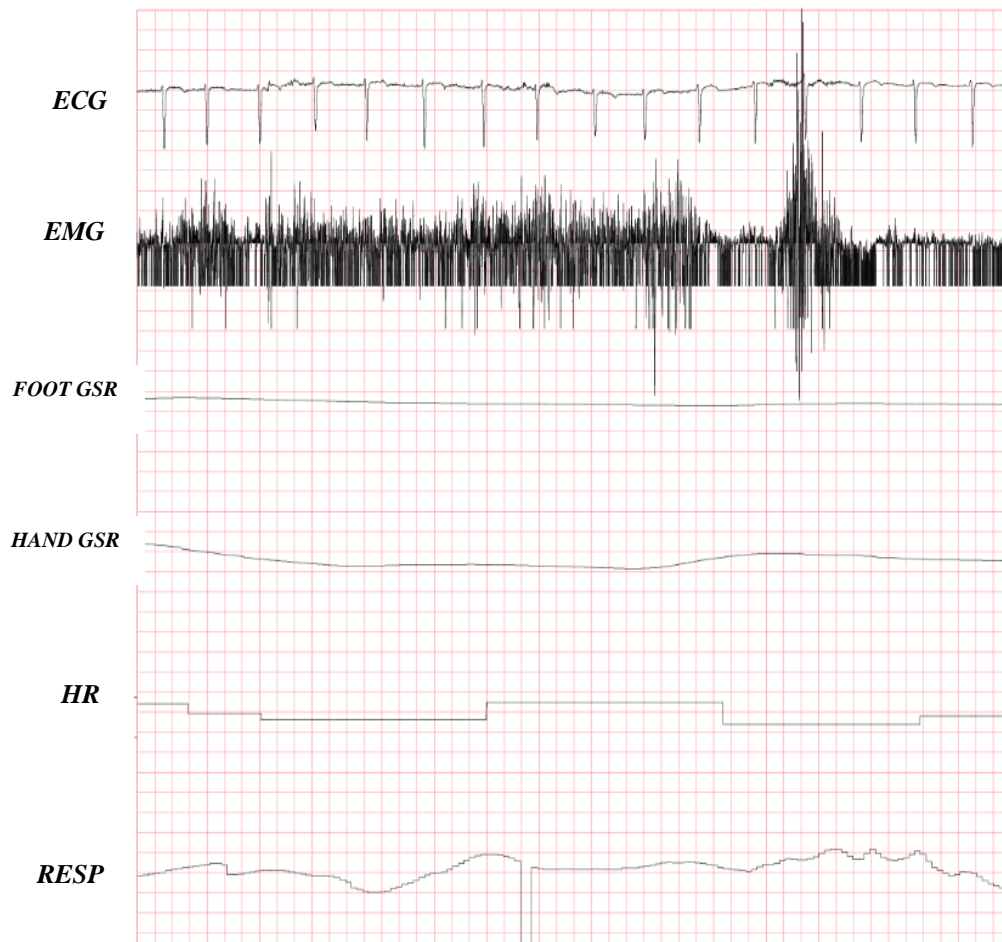


Figure 4.5 : Visualisation pour 10 s des signaux physiologique à partir de la base de données drivedb [72].

ECG : C'est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur.

EMG : L'électromyographie est une technique médicale qui permet d'étudier la fonction des nerfs et des muscles.

FOOT/HAND GSR : La réponse galvanique mesurée sur la main et le pied, est un changement dans les propriétés électriques de la peau en réponse au stress ou à l'anxiété. Elle peut être mesurée soit par l'enregistrement de la résistance électrique de la peau ou en enregistrant de faibles courants générés par le corps.

HR : Heart rate ou en français fréquence/battement cardiaque, est un indicateur de l'intensité de l'effort cardiaque. Elle représente le nombre de battements du cœur par minutes.

RESP : La respiration désigne à la fois les échanges gazeux résultant de l'aspiration et de l'expiration de l'air.

IV.6.2.4. Méthodologie

IV.6.2.4.1. Tests de racine unitaires

De la même façon, nous étudierons la stationnarité à partir des tests de racine unitaires sur des données de panel. Les résultats de ces tests sont présentés dans le tableau 4.9.

Tableau 4.9 : Tests de racine unitaire en panel.

METHODES	IL EXISTE UNE RACINE UNITAIRE						PAS DE RACINE UNITAIRE	
	Levin, Lin and Chu (LLC)	Breitung	Im, Pesaran And Shin (IPS) W-stat	MW-ADF Fisher Chi-square	MW-PP Fisher Chi-square	Hadri Z-stat	Heteroscedastic consistent Z-stat	
LEVEL (NIVEAU)	<i>ECG</i>	-52.5125 (0.0000)*	-43.6067 (0.0000)*	-71.1076 (0.0000)*	2591.36 (0.0000)*	812.773 (0.0000)*	36.1913 (0.0000)*	9.27779 (0.0000)*
	<i>EMG</i>	33.4565 (1.0000)	-12.5455 (0.0000)*	-40.2990 (0.0000)*	1532.69 (0.0000)*	2189.96 (0.0000)*	57.4750 (0.0000)*	30.7857 (0.0000)*
	<i>FOOT GSR</i>	-12.8674 (0.0000)*	-3.32375 (0.0004)*	-5.87925 (0.0000)*	149.867 (0.0000)*	108.329 (0.0000)*	127.259 (0.0000)*	182.146 (0.0000)*
	<i>HAND GSR</i>	-20.0153 (0.0000)*	-4.06244 (0.0000)*	-8.12529 (0.0000)*	142.240 (0.0000)*	63.2917 (0.0000)*	178.794 (0.0000)*	169.315 (0.0000)*
	<i>HR</i>	0.30013 (0.6180)	-7.37877 (0.0000)*	-7.37235 (0.0000)*	103.097 (0.0000)*	104.499 (0.0000)*	49.5135 (0.0000)*	51.5518 (0.0000)*
	<i>RESP</i>	-22.0040 (0.0000)*	-4.41180 (0.0000)*	-15.5069 (0.0000)*	362.178 (0.0000)*	95.2507 (0.0000)*	50.8103 (0.0000)*	35.0329 (0.0000)*
DIFFERENCE PREMIERE	Δ <i>ECG</i>	0.57629 (0.7178)	-23.9409 (0.0000)*	-142.309 (0.0000)*	2897.30 (0.0000)*	2477.53 (0.0000)*	-4.72288 (1.0000)	-4.51542 (1.0000)
	Δ <i>EMG</i>	-289.449 (0.0000)*	-11.2505 (0.0000)*	-181.702 (0.0000)*	2890.63 (0.0000)*	202.627 (0.0000)*	-5.11532 (1.0000)	-5.15059 (1.0000)
	Δ <i>FOOT GSR</i>	-21.2175 (0.0000)*	-0.98840 (0.1615)	-51.8195 (0.0000)*	1102.81 (0.0000)*	202.627 (0.0000)*	-1.12761 (0.8703)	99.9694 (0.0000)*
	Δ <i>HAND GSR</i>	-0.32452 (0.3728)	-0.42064 (0.3370)	-43.3007 (0.0000)*	957.051 (0.0000)*	202.627 (0.0000)*	-0.91585 (0.8201)	76.5740 (0.0000)*
	Δ <i>HR</i>	-1069.35 (0.0000)*	-536.808 (0.0000)*	-685.215 (0.0000)*	184.207 (0.0000)*	184.207 (0.0000)*	-3.88205 (0.9999)	-3.69089 (0.9999)
	Δ <i>RESP</i>	-20.5498 (0.0000)*	-0.61971 (0.2677)	-33.6965 (0.0000)*	1022.79 (0.0000)*	202.627 (0.0000)*	5.42103 (0.0000)*	24.0474 (0.0000)*

Le tableau 4.9 synthétise les résultats des tests LLC, BRT, IPS, MW, HADRI et Z-stat appliqués aux variables de notre modèle. Notre analyse des résultats est principalement basée sur le test de Hadri, reconnu par sa robustesse, sa puissance et sa précision. Ces résultats nous montrent sans ambiguïté que les variables sont non stationnaires en niveau (Level).

IV.6.2.4.2. Co-intégration

Après la vérification des propriétés de non-stationnarité pour toutes les variables du panel nous amène à étudier l'existence d'une relation à long terme entre ces variables, Le tableau 4.10 représente la co-intégration au sens de Pedroni.

Tableau 4.10 : Tests de co-intégration en panel pour l'ECG.

METHODES	WITHIN DIMENSION (PANEL STATISTICS)			BETWEEN DIMENSION (INDIVIDUALS STATISTICS)		
	Test	Statistique	Prob	Test	Statistique	Prob
PEDRONI (1999)	Panel v-statistic	27.52606	0.0000	Group p-statistic	-43.57195	0.0000
	Panel rho-statistic	-48.9354	0.0000	Group pp-statistic	-24.29321	0.0000
	Panel PP-statistic	-24.7533	0.0000	Group ADF-statistic	-68.54084	0.0000
PEDRONI (2004) WEIGHTED STATISTIC	Panel ADF-statistic	-46.7641	0.0000			
	Panel v-statistic	18.80569	0.0000			
	Panel rho-statistic	-45.0907	0.0000			
	Panel PP-statistic	-23.7351	0.0000			
	Panel ADF-statistic	-46.4090	0.0000			

À partir des résultats des tests de co-intégration de Pedroni, nous pouvons remarquer que sur l'ensemble des tests statistiques, toutes les valeurs de probabilité sont inférieures à 1 % (sont toutes à 0.0000). De ce fait, l'ensemble de ces tests montre l'existence d'une relation de co-intégration.

IV.6.2.4.3. Estimation de la relation à long terme avec FM-OLS et DOLS

L'existence d'une relation de co-intégration, nous permet d'estimer la relation à long terme. Cette relation relie les variables du modèle en double indice par la méthode appropriée (FM-OLS et/ou DOLS). Les résultats d'estimation sont rapportés dans les tableaux 4.11 pour FM-OLS et 4.12 pour DOLS.

Tableau 4.11 : Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG.

VARIABLE DEPENDENTE ECG	Variables indépendante				
	EMG	FOOT GSR	HAND GSR	HR	RESP
INTRA-INDIVIDUELLE	[-0.016248]	[0.007241]	[-0.028366]	[0.000511]	[-0.000110]
	{0.003222}	{0.007033}	{0.005027}	{0.000387}	{0.001251}
	-5.042276	1.029656	-5.643077	1.321070	-0.088084
	(0.0000)*	(0.3032)	(0.0000)*	(0.1865)	(0.9298)
INTER-INDIVIDUELLE	[0.065684]	[0.014534]	[0.032800]	[0.000304]	[-0.005986]
	{0.017788}	{0.094826}	{0.168461}	{0.000402}	{0.002573}
	3.692641	0.153274	0.194703	0.755944	-2.326718
	(0.0002)*	(0.8782)	(0.8456)	(0.4497)	(0.0200)

Pour le modèle FM-OLS, les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables EMG, FOOT GSR, HAND GSR, HR et RESP augmente l'ECG, respectivement de -0.016248% ; 0.007241%, -0.028366%, 0.000511% et -0.000110% pour toutes les variables suivant le modèle FM-OLS. Ces résultats correspondent au cas de l'intra-individuelle. Pour l'interindividuelle, on trouve respectivement 0.065684%, 0.014534%, 0.0328%, 0.000304% et -0.005986%.

Tableau 4.12 : Estimation DOLS de la relation à long terme pour l'ECG.

VARIABLE DEPENDENTE ECG	Variables indépendante				
	EMG	FOOT GSR	HAND GSR	HR	RESP
INTRA- INDIVIDUELLE	[-0.008268]	[0.011119]	[-0.028238]	[0.000366]	[-0.000348]
	{0.001557}	{0.003388}	{0.002420}	{0.000187}	{0.000602}
	-5.309399	3.282318	-11.66741	1.960664	-0.578059
	(0.0000)*	(0.0010)*	(0.0000)*	(0.0499)	(0.5632)
INTER- INDIVIDUELLE	[-0.008414]	[0.011257]	[-0.028268]	[0.000373]	[-0.000363]
	{0.001553}	{0.003385}	{0.002422}	{0.000187}	{0.000602}
	-5.417621	3.325155	-11.67275	2.001192	-0.603074
	(0.0000)*	(0.0009)*	(0.0000)*	(0.0454)	(0.5465)

Pour le modèle DOLS, les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables EMG, FOOT GSR, HAND GSR, HR et RESP augmente l'ECG, respectivement de -0.008268% ; 0.011119%, -0.028238%, 0.000366% et -0.000348%, ces résultats sont pour l'intra-individuelle. Pour l'interindividuelle, on trouve respectivement 0.001553%, 0.011257%, -0.028268%, 0.000373% et -0.000363%.

IV.6.2.4.4. Causalité de Granger en données de panel

De la même façon, une analyse de causalité de Granger est effectuée, les résultats du test pour toutes les variables sont résumés dans le tableau 4.13. Il convient de noter aussi que le retard optimal (Lag) a été établi en utilisant les critères d'information d'Akaike et Schwarz.

Tableau 4.13 : Test de Causalité de Granger en panel.

LAG= 49

	ECG	EMG	FOOT GSR	HAND GSR	HR	RESP
ECG	/	1.01343 (0.4462)	3.76621 (2.E-13)*	3.76640 (2.E-13)*	0.93217 (0.5853)	3.17198 (5.E-10)*
EMG	2.08195 (0.0001)*	/	0.23925 (1.0000)	0.22863 (1.0000)	0.07047 (1.0000)	0.34500 (0.9999)
FOOT GSR	6.73692 (2.E-32)*	0.30623 (1.0000)	/	446.983 (0.0000)*	0.08348 (1.0000)	943.990 (0.0000)*
HAND GSR	6.82513 (5.E-33)*	0.05842 (1.0000)	450.845 (0.0000)*	/	0.46971 (0.9972)	1002.34 (0.0000)*
HR	0.80450 (0.7912)	0.16269 (1.0000)	1.95451 (0.0005)*	1.85638 (0.0014)*	/	2.43276 (3.E-06)*
RESP	5.61495 (5.E-25)*	0.10165 (1.0000)	1.19212 (0.1989)	15.5611 (3.E-95)*	1.09573 (0.3185)	/

Notre étude a pour but de démontrer les relations interactives entre l'ensemble des signaux, mais cela ne fait pas obstacle à l'étude de toutes les relations possibles. A partir des résultats des tests de causalité présentés dans le tableau 4.13, on peut en déduire le sens des relations causales qui figurent entre les variables au seuil critique (probabilité d'erreur) de 1%. Pour être plus explicite, si la probabilité est inférieure à 1%, on parle d'une relation causale, dans le cas inverse, on parle d'une relation non causale entre variables.

IV.6.3. Relations causale en panel entre les signaux hémodynamiques cardiorespiratoires

IV.6.3.1. Contexte

La motivation principale est d'aboutir à un modèle relativement simple et précis, afin de rendre compte des effets majoritaires de l'influence hémodynamiques cardiorespiratoires sur le fonctionnement cardiaque. L'étude en panel de ces interactions peut conduire à la détection des changements abrupts des pressions, la prévision potentielle d'attaque du cœur et fournit au médecin une gamme étendue de l'état du patient, conduisant à un diagnostic précoce.

L'avantage de ce diagnostic est la détection et la prise de décisions pour atténuer les risques de problèmes cardiovasculaires. Toujours dans la même optique de co-intégration et de

causalité, nous examinerons la causalité des données de panel d'un certain nombre de signaux physiologiques dérivés de la base de données MGH/MF [68]. L'approche a été appliquée à trois dérivations ECG, ART (Pression Artérielle), PAP (Pression Artérielle pulmonaire), CVP (Pression veineuse centrale), RESP (Impédance Respiratoire) et CO₂, extraits de la base de données MGH / MF (Massachusetts General Hospital / Fondation Marquette). Ces signaux sont idéaux pour la compréhension de la causalité.

IV.6.3.2. Description de la base de données

La base de données MGH/MF (Massachusetts General Hospital / Foundation Marquette) est une collection complète de dossiers électroniques de signaux hémodynamiques et électrocardiographiques de patients stables et instables dans différentes unités de soins et de salles opératoires. Elle est le résultat d'une collaboration entre 124 médecins, des ingénieurs biomédicaux et des infirmières au sein de Massachusetts General Hospital.

Cette base comprend les trois leads ECG, la pression artérielle, la pression artérielle pulmonaire, la pression veineuse centrale, l'impédance respiratoire et le CO₂ des voies respiratoires. La base contient un ensemble de 250 patients dont chacun contenant 12 à 86 minutes d'enregistrement. Nous avons sélectionné 187 personnes sur 250 pour notre simulation et nous les étudierons en panel.

IV.6.3.3. Méthodologie

IV.6.3.3.1. Tests de racine unitaires

Nous commençons par l'étude de la stationnarité à partir des tests de racines unitaires sur données de panel. Les résultats de ces tests sont présentés dans le tableau 4.14.

Tableau 4.14 : Tests de racine unitaire en panel.

METHODES	IL EXISTE UNE RACINE UNITAIRE						PAS DE RACINE UNITAIRE	
	Levin, Lin and Chu (LLC)	Breitung	Im, Pesaran And Shin (IPS) W-stat	MW-ADF Fisher Chi-square	MW-PP Fisher Chi-square	Hadri Z-stat	Heteroscedastic consistent Z-stat	
LEVEL (NIVEAU)	<i>ECG I</i>	12.4478 (1.0000)	-28.4826 (0.0000)*	-187.290 (0.0000)*	28890.0 (0.0000)*	27747.6 (0.0000)*	176.146 (0.0000)*	192.404 (0.0000)*
	<i>ECG II</i>	-58.8768 (0.0000)*	-44.6482 (0.0000)*	-255.852 (0.0000)*	38443.1 (0.0000)*	24279.0 (0.0000)*	181.815 (0.0000)*	131.642 (0.0000)*
	<i>ECG V</i>	-0.72163 (0.2353)	-34.1592 (0.0000)*	-262.221 (0.0000)*	40570.8 (0.0000)*	24423.5 (0.0000)*	166.571 (0.0000)*	148.879 (0.0000)
	<i>ART</i>	-29.2508 (0.0000)*	-11.5720 (0.0000)*	-131.165 (0.0000)*	18304.3 (0.0000)*	9555.60 (0.0000)*	8.17865* (0.0000)	8.14917* (0.0000)
	<i>CVP</i>	2.77551 (0.9972)	-3.14799 (0.0008)*	-115.065 (0.0000)*	15288.9 (0.0000)*	14252.3 (0.0000)*	370.432 (0.0000)*	1457.72 (0.0000)*
	<i>PAP</i>	4.76406 (1.0000)	-5.27230 (0.0000)*	-145.712 (0.0000)*	19006.7 (0.0000)*	13352.0 (0.0000)*	345.136 (0.0000)*	799.665 (0.0000)*
	<i>RESP</i>	-22.4540 (0.0000)*	-31.8073 (0.0000)*	-72.9855 (0.0000)*	7440.10 (0.0000)*	5275.31 (0.0000)*	60.5534 (0.0000)*	93.9812 (0.0000)*

	CO_2	-15.9551 (0.0000)*	-18.4740 (0.0000)*	-148.417 (0.0000)*	15977.0 (0.0000)*	8348.22 (0.0000)*	152.061 (0.0000)*	299.573 (0.0000)*
DIFFERENCE PREMIERE	$\Delta ECG I$	1944.82 (1.0000)	-13.7880 (0.0000)*	-499.918 (0.0000)*	48738.2 (0.0000)*	24045.8 (0.0000)*	-10.5433 (1.0000)	-13.8230 (1.0000)
	$\Delta ECG II$	459.068 (1.0000)	-54.3651 (0.0000)*	-516.276 (0.0000)*	48990.7 (0.0000)*	31206.4 (0.0000)*	-20.4687 (1.0000)	-14.1867 (1.0000)
	$\Delta ECG V$	542.805 (1.0000)	-41.3332 (0.0000)*	-482.546 (0.0000)*	48990.7 (0.0000)*	30604.8 (0.0000)*	-4.72288 (1.0000)	-15.9242 (1.0000)
	ΔART	455.965 (1.0000)	-28.2642 (0.0000)*	-488.820 (0.0000)*	47579.2 (0.0000)*	32980.9 (0.0000)*	-16.4671 (1.0000)	-0.75484 (0.7748)
	ΔCVP	1458.30 (1.0000)	-0.68700 (0.2460)	-361.356 (0.0000)*	37815.2 (0.0000)*	13406.7 (0.0000)*	2.24131 (0.0125)	-2.41285 (0.9921)
	ΔPAP	913.961 (1.0000)	-4.32952 (0.0000)*	-455.204 (0.0000)*	43393.5 (0.0000)*	15867.7 (0.0000)*	-6.82929 (1.0000)	-1.96903 (0.9755)
	$\Delta RESP$	1542.42 (1.0000)	-16.5830 (0.0000)*	-244.023 (0.0000)*	31706.0 (0.0000)*	7423.42 (0.0000)*	-17.3418 (1.0000)	-8.68555 (1.0000)
	ΔCO_2	1660.49 (1.0000)	-21.8927 (0.0000)*	-375.826 (0.0000)*	42652.1 (0.0000)*	21289.4 (0.0000)*	-14.0289 (1.0000)	-3.49778 (0.9998)

Le tableau 4.14 synthétise les résultats des tests LLC, BRT, IPS, MW à l'aide de plusieurs méthodes appliquées aux variables de notre modèle. Notre analyse des résultats est basée principalement sur le test de Hadri à cause de sa forte précision, où il montre que les variables sont non stationnaires en niveau.

IV.6.3.3.2. Co-intégration

Après la vérification des propriétés de non stationnarité pour toutes les variables du panel, nous cherchons à déterminer l'existence d'une relation à long terme entre ces variables. Les tableaux 4.15, 4.16 et 4.17 représentent respectivement la co-intégration au sens de Pedroni pour ECG I, ECG II et ECG V.

Tableau 4.15 : Tests de Co-intégration en panel pour l'ECG I.

	WITHIN DIMENSION (PANEL STATISTICS)			BETWEEN DIMENSION (INDIVIDUALS STATISTICS)		
	Test	Statistique	Prob	Test	Statistique	Prob
METHODES						
	Panel v-statistic	69.19013	0.0000	Group p-statistic	-5591.268	0.0000
PEDRONI (1999)	Panel rho-statistic	-8672.167	0.0000	Group pp-statistic	-351.4859	0.0000
	Panel PP-statistic	-602.5878	0.0000	Group ADF-statistic	-348.1382	0.0000
	Panel ADF-statistic	-186.8195	0.0000			
PEDRONI (2004)	Panel v-statistic	33.48845	0.0000			

WEIGHTED STATISTIC	Panel rho-statistic	-4405.941	0.0000
	Panel PP-statistic	-424.4667	0.0000
	Panel ADF-statistic	-202.7119	0.0000

Tableau 4.16 : Tests de Co-intégration en panel pour l'ECG II.

	WITHIN DIMENSION (PANEL STATISTICS)			BETWEEN DIMENSION (INDIVIDUALS STATISTICS)		
	Test	Statistique	Prob	Test	Statistique	Prob
METHODES						
	Panel v-statistic	55.21736	0.0000	Group p-statistic	-263.9111	0.0000
PEDRONI (1999)	Panel rho-statistic	-188.6854	0.0000	Group pp-statistic	-83.67155	0.0000
	Panel PP-statistic	-71.95658	0.0000	Group ADF-statistic	-339.9897	0.0000
	Panel ADF-statistic	-172.3291	0.0000			
PEDRONI (2004)	Panel v-statistic	23.56756	0.0000			
WEIGHTED STATISTIC	Panel rho-statistic	-253.1904	0.0000			
	Panel PP-statistic	-86.51492	0.0000			
	Panel ADF-statistic	-248.0303	0.0000			

Tableau 4.17 : Tests de Co-intégration en panel pour l'ECG V.

	WITHIN DIMENSION (PANEL STATISTICS)			BETWEEN DIMENSION (INDIVIDUALS STATISTICS)		
	Test	Statistique	Prob	Test	Statistique	Prob
METHODES						
	Panel v-statistic	50.73377	0.0000	Group p-statistic	-512.1304	0.0000
PEDRONI (1999)	Panel rho-statistic	-781.5241	0.0000	Group pp-statistic	-101.8669	0.0000
	Panel PP-statistic	-165.2944	0.0000	Group ADF-statistic	-315.2784	0.0000
	Panel ADF-statistic	-181.1601	0.0000			
PEDRONI (2004)	Panel v-statistic	17.28101	0.0000			
WEIGHTED STATISTIC	Panel rho-statistic	-287.3267	0.0000			
	Panel PP-statistic	-92.75331	0.0000			
	Panel ADF-statistic	-276.9094	0.0000			

Tous ces résultats montrent qu'il existe une relation à long terme entre les variables dans les modèles étudiés. Cette relation est caractérisée par une force statistiquement significative et

exceptionnelle, puisque toutes les probabilités statistiques sont égales à 0.000. Donc, on peut affirmer avec certitude de l'existence d'une relation à long terme entre ces variables.

IV.6.3.3.3. Estimation de la relation à long terme avec FM-OLS

À cause de la grande capacité de données utilisées pour cette analyse, nous n'estimons juste les taux de causalité avec le modèle FM-OLS. Les résultats d'estimation sont rapportés dans les tableaux 4.18, 4.19 et 4.20.

Tableau 4.18 : Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG I.

VARIABLE DEPENDENTE ECG I	Variables indépendante				
	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
INTRA- INDIVIDUELLE	[-9.69E-05	[0.001016	[0.000566	[-0.005169	[7.98E-05
	-3.206955	17.70624	11.03433	-2.110036	0.039990
	(0.0013)*	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.0349)	(0.9681)
INTER- INDIVIDUELLE	[-0.070483	[-0.024849	[0.019325	[-0.668945	[1.567996
	-7.284933	-2.475751	2.333831	-2.497008	3.859577
	(0.0000)*	(0.0133)	(0.0196)	(0.0125)	(0.0001)*

Tableau 4.19 : Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG II.

VARIABLE DEPENDENTE ECG II	Variables indépendante				
	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
INTRA- INDIVIDUELLE	[0.000620	[0.000551	[0.000149	[-0.018735	[-0.002433
	29.27830	13.70295	4.141831	-10.90717	-1.737896
	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.0822)
INTER- INDIVIDUELLE	[-0.036778	[-0.036938	[-0.089637	[0.252080	[0.395186
	-1.532915	-1.607492	-3.433341	1.658449	1.805124
	(0.1253)	(0.1079)	(0.0006)*	(0.0972)	(0.0711)

Tableau 4.20 : Estimation FM-OLS de la relation à long terme pour l'ECG V.

VARIABLE DEPENDENTE ECG V	Variables indépendante				
	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
INTRA- INDIVIDUELLE	[0.000637	[0.000150	[0.000364	[-0.001881	[-0.017879
	30.46935	3.782564	10.25381	-1.109068	-12.93848
	(0.0000)*	(0.0002)*	(0.0000)*	(0.2674)	(0.0000)*
INTER- INDIVIDUELLE	[0.029096	[0.057728	[0.06423	[-0.984886	[-2.079635
	1.247277	3.382016	5.086209	-5.999932	-10.88475
	(0.2123)	(0.0007)*	(0.0000)*	(0.0000)*	(0.0000)*

Les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables ART, CVP, PAP, RESP et CO₂, augmente l'ECG I, ECG II et ECG V intra-individuellement, respectivement de -9.69E-05%, 0.001016%, 0.000566%, -0.005169%, 7.98E-05% ; 0.000620%, 0.000551%, 0.000149%, -0.018735%, -0.002433% ; 0.000637%, 0.000150%, 0.000364%, -0.001881%, -0.017879%.

IV.6.3.3.4. Causalité de Granger en données de panel

Le but principal est d'établir les liens causaux entre les signaux cardiorespiratoires hémodynamiques en panel pour les 187 patients. Les tests de causalité de Granger seront basés sur les régressions suivantes :

$$(1-L) \begin{bmatrix} X_{it} \\ ART_{it} \\ CVP_{it} \\ PAP_{it} \\ RESP_{it} \\ CO2_{it} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{iX} \\ a_{iART} \\ a_{iCVP} \\ a_{iPAP} \\ a_{iRESP} \\ a_{iCO2} \end{bmatrix} + \sum_{i=1}^p (1-L) \begin{bmatrix} \theta_{11iP} & \theta_{12iP} & \theta_{13iP} & \theta_{14iP} & \theta_{15iP} & \theta_{16iP} \\ \theta_{21iP} & \theta_{22iP} & \theta_{23iP} & \theta_{24iP} & \theta_{25iP} & \theta_{26iP} \\ \theta_{31iP} & \theta_{32iP} & \theta_{33iP} & \theta_{34iP} & \theta_{35iP} & \theta_{36iP} \\ \theta_{41iP} & \theta_{42iP} & \theta_{43iP} & \theta_{44iP} & \theta_{45iP} & \theta_{46iP} \\ \theta_{51iP} & \theta_{52iP} & \theta_{53iP} & \theta_{54iP} & \theta_{55iP} & \theta_{56iP} \\ \theta_{61iP} & \theta_{62iP} & \theta_{63iP} & \theta_{64iP} & \theta_{65iP} & \theta_{66iP} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_{it-P} \\ ART_{it-P} \\ CVP_{it-P} \\ PAP_{it-P} \\ RESP_{it-P} \\ CO2_{it-P} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \beta_{Xi} \\ \beta_{ARTi} \\ \beta_{CVPi} \\ \beta_{PAPi} \\ \beta_{RESPi} \\ \beta_{CO2i} \end{bmatrix} X_{t-1} + \begin{bmatrix} \varepsilon_{1t} \\ \varepsilon_{2t} \\ \varepsilon_{3t} \\ \varepsilon_{4t} \\ \varepsilon_{5t} \\ \varepsilon_{6t} \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

X_{it} Peut prendre l'une des ECG I, ECG II ou ECG V.

Les résultats du test pour tous les patients sont résumés dans le tableau 4.21.

Tableau 4.21 : Test de causalité de Granger en panel.

LAG=46	ART	CVP	PAP	RESP	CO ₂
ECG I	56.2561 *	301.51 *	118.567*	7.6858 *	0.82267
	→	→	→	→	→
	(0.0000)	(0.0000)	(0.0000)	(5 E-49)	(0.7984)
ECG II	16.7803 *	39.797 *	20.417 *	13.8728*	7.09313*
	→	→	→	→	→
	(2 E-132)	(0.0000)	(2 E-167)	(3 E-105)	(7 E-44)
ECG V	20.3208*	61.2560*	46.8816*	44.6187*	7.69566*
	→	→	→	→	→
	(6 E-166)	(0.0000)	(0.0000)	(0.0000)	(4 E-49)

Les résultats du tableau 4.21 montrent qu'il existe une relation « cause/effet » entre les variables, à l'exception de l'ECG I avec le CO₂ où il n'y a pas de causalité. Cette analyse démontre que les trois Leads ECG conduit à des signaux respiratoires hémodynamiques pour différents individus et vice-versa. En d'autres termes, la relation de rétroaction, traduite par une relation bidirectionnelle entre trois Leads ECG et les signaux hémodynamiques respiratoires, est confirmée pour ces individus. Par conséquent, l'impact des signaux respiratoires hémodynamiques affectera les trois voies ECG et vice versa.

Ces résultats étendus à l'ensemble des panels peuvent par conséquent aider la compréhension quantitative des interactions entre signaux physiologiques. Ces résultats ainsi que ces analyses statistiques constitueront à la fois un socle de prédiction ainsi qu'un début d'action vers de nouveaux axes de recherche traitant quantitativement les interactions physiologiques. Dans ce chapitre, nous nous sommes concentrés beaucoup plus sur les aspects techniques et nous laissons les explications médicales aux spécialistes de la santé pour clarifier cette convergence/divergence, causalité/non causalité les signaux physiologiques.

IV.7. Conclusion

Ce chapitre a proposé en premier lieu un état de l'art sur les méthodes consacrées aux principaux tests de racines unitaires, de co-intégration sur données de panel, de modèles d'estimations ainsi que l'emploi de la causalité au sens de Granger en panel. Ces recherches ont connu un grand développement depuis les travaux pionniers de Levin et Lin et font aujourd'hui l'objet de multiples applications au niveau empirique. Le cadre théorique, qui est le fondement de toute étude empirique, apporte un contenu de légitimité à notre problématique, comme il sert à clarifier les concepts et permet de définir chaque notion.

Dans cette optique, nous avons contribué par l'étude de trois phénomènes importants, à savoir l'étude de l'apnée du sommeil, l'interaction entre signaux physiologiques pour un ensemble de conducteurs afin de stimuler leur comportement biophysique durant la conduite et enfin l'étude des interactions entre les signaux cardiorespiratoires hémodynamiques.

À la lumière des avancées réalisées en séries temporelles non stationnaires, les estimateurs de données de panel non stationnaires peuvent encore résoudre un certain nombre de problèmes, notamment au niveau de l'estimation et de l'inférence. Pour estimer des systèmes de variables co-intégrées, tout comme pour effectuer des tests sur les vecteurs de co-intégration, il est nécessaire d'utiliser des méthodes d'estimation efficaces. Les modèles FM-OLS et DOLS sont utilisés dans ce chapitre afin de valoriser quantitativement nos résultats.

Les tests en panel effectués dévoilent plusieurs complications. Tout d'abord le problème d'hétérogénéité d'un grand nombre de données, engendrant une étude multi-variée, rend les paramètres très difficiles à modéliser.

Les résultats trouvés, de plusieurs études, montrent l'interaction à long terme entre les signaux physiologiques, et peuvent aider le médecin à comprendre les risques qui en découlent de ces interactions.

Références

- [1] Brigitte Séroussi, Jacques Bouaud, “*Systèmes informatiques d’aide à la décision en médecine : panorama des approches utilisant les données et les connaissances Computerized decision support systems: overview of data and knowledge based approaches*”, *Pratique Neurologique- FMC*, 2014, 5 (4), pp.303-316. <http://www.journals.elsevier.com/pratique-neurologique-fmc>. Doi :10.1016/j.praneu.2014.09.006.
- [2] Berner ES, “*Clinical decision support systems: State of the Art*”, AHRQ Publication No. 09-0069-EF. Rockville, Maryland : Agency for Healthcare Research and Quality. June 2009.
- [3] Hsiao, C, “*Analysis of panel data*”, Cambridge University Press, 2003.
- [4] Sami Khedhiri, “*cours d’économétrie méthodes et applications*”, Lavoisier 2007 paris page 93.
- [5] Levin A, Lin C.F, “*Unit Root Test in Panel Data: Asymptotic and Finite Sample Properties*”, University of California at San Diego, 1992, Discussion Paper 92-93.
- [6] Levin A, Lin C.F, “*Unit Root Test in Panel Data: New Results*”, University of California at San Diego, 1993, Discussion Paper 93-56.
- [7] Levin A., Lin C.F, Chu C.S.J, “*Unit Root Test in Panel Data: Asymptotic and Finite Sample Properties*”, 2002, *Journal of Econometrics*, 108, pp. 1-24.
- [8] Phillips P.C.B, Moon H, “*Linear Regression Limit Theory for No stationary Panel Data*”, 1999, *Econometrica*, 67, pp. 1057-1111.
- [9] Pesaran H.M, Smith R, “*Estimating Long-Run Relationships from Dynamic Heterogeneous Panels*”, 1995, *Journal of Econometrics*, 68, pp. 79-113.
- [10] Im K.S., Pesaran M.H. et Shin Y, “*Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panels*”, DAE, 1997, Working Paper 9526, University of Cambridge.
- [11] Maddala G.S. et Wu S, “*A Comparative Study of Unit Root Tests with Panel Data and a New Simple Test*”, 1999, *Oxford Bulletin of Economics and Statistics*, special issue, pp. 631-652.
- [12] Bai J, Ng S, “*A panic Attack on Unit Roots and Cointegration*”, 2001, Boston College, Department of Economics.
- [13] Bai J, Ng S, “*A panic Attack on Unit Roots and Cointegration*”, 2004, *Econometrica*, 72(4), pp. 1127-1178.
- [14] Moon H. R, Perron B, “*Testing for a Unit Root in Panels with Dynamic Factors*”, 2004, *Journal of Econometrics*, 122, pp. 81-126.
- [15] Choi I, “*Combination Unit Root Tests for Cross-Sectionally Correlated Panels*”, 2002, Mimeo, Hong Kong University of Science and Technology.
- [16] Pesaran H.M, “*A Simple Panel Unit Root Test in the Presence of Cross Section Dependence*”, 2003, Mimeo, University of Southern California.
- [17] Harris R.D.F, Tzavalis E, “*Inference for Unit Roots in Dynamic Panels where the Time Dimension is Fixed*”, 1999, *Journal of Econometrics*, 91, pp. 201-226.
- [18] Im K.S., Pesaran M.H. et Shin Y, “*Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panels*”, revised version of the DAE, 2002, Working Paper 9526, University of Cambridge.
- [19] Im K.S., Pesaran M.H. et Shin Y, “*Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panels*”, 2003, *Journal of Econometrics*, 115,1, pp. 53-74.
- [20] Choi I, “*Unit Root Tests for Panel Data*”, 2001, *Journal of International Money and Finance*, 20, pp. 249-272.
- [21] Hadri K, “*Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panel Data*”, 2000, *Econometrics Journal*, 3, pp. 148-161.
- [22] Hénin P-Y., Jolivaldt P. et Nguyen A, “*Testing for Unit Root on Heterogeneous Panels: A Sequential Approach*”, 2001, Couverture Orange CEPREMAP, 2001-08.
- [23] Phillips P.C.B. et Sul D, “*Dynamic Panel Estimation and Homogeneity Testing Under Cross Section Dependence*”, 2003, *Econometrics Journal*, 6(1), pp. 217-259.
- [24] O’Connell P, “*The Overvaluation of Purchasing Power Parity*”, 1998, *Journal of International Economics*, 44, pp. 1-19.
- [25] Chang Y, “*Nonlinear IV Unit Root Tests in Panels with Cross-Sectional Dependency*”, 2002, *Journal of Econometrics*, 110, pp. 261-292.
- [26] Chang Y, “*Bootstrap Unit Root Tests in Panels with Cross-Sectional Dependency*”, 2004, *Journal of Econometrics*, 120, pp. 263-293.

- [27] Baltagi, B.H. et Kao, C, “*No stationary Panels, Co-integration in Panels and Dynamic Panels: a Survey*”, 2000, *Advances in Econometrics*, vol 15, Elsevier Science, 7-51.
- [28] Christophe Hurlin, Valérie Mignon, “*Une Synthèse des Tests de Racine Unitaire sur Données de Panel*”, *Economie et Prévision*, Minefi - Direction de la prévision, 2006, n°169-170-171, pp. 253-294.
- [29] Mignon, V, “*Tests de racine unitaire et de co-intégrations sur données de panel : une revue de la littérature*”, Document de travail THEMA, Université Paris X – Nanterre, 2004.
- [30] Laura Barbier, “*panel unit root tests: a review*”, quadernideldipartimento di scienzserie rossa : *Economica-quaderno* N°43 octobre 2006 pp. 39.
- [31] Destais, G., Fouquau, J. & Hurlin, C, “*Energy development and energy intensity : A panel data analysis*”, in J. Keppeler, R. Bourbonnais & J. Girod, eds, *The Econometrics of Energy Systems*, Palgrave, chapter 5, pp. 98–120, 2007.
- [32] Engle R.F. et Granger C.W.J, “*Co-integration and Error-Correction: Representation, Estimation and Testing*”, 1987, *Econometrica*, 64, pp. 813-836.
- [33] Pedroni P, “*Panel Cointegration, Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis*”, 1995, Working Paper in Economics, 92-013, Indiana University.
- [34] Pedroni P, “*Panel Cointegration, Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis: New Results*”, 1997, Working Paper in Economics, Indiana University.
- [35] Kao C, “*Spurious Regression and Residual-Based Tests for Co-integration in Panel Data*”, 1999, *Journal of Econometrics*, 90, pp. 1-44.
- [36] Pedroni P, “*Critical Values for Co-integration Tests in Heterogenous Panels with Multiple Regressors*”, 1999, *Oxford Bulletin of Economics and Statistics*, S1, 61, pp. 653-670.
- [37] Pedroni P, “*Panel Cointegration, Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis*”, 2001, Working Paper in Economics, Indiana University.
- [38] Pedroni P, “*Panel Cointegration. Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis*”, 2004, *Econometric Theory*, 20(3). pp. 597-625.
- [39] Johansen S, “*Estimation and Hypothesis Testing of Co-integration Vectors in Gaussian Vector Autoregressive Models*”, 1991, *Econometrica*, 59, pp. 1551-1580.
- [40] Larsson R., Lyhagen J. et Löthgren M, “*Likelihood-Based Co-integration Tests in Heterogenous Panels*”, 2001, *Econometrics Journal*, 4, pp. 109-142.
- [41] Groen J.J.J. et Kleibergen F, “*Likelihood-based Co-integration Analysis in Panels of Vector Error Correction Models*”, 2003, *Journal of Business and Economic Statistics*, 21(2). pp. 295-318.
- [42] Breitung J, “*A Parametric Approach to the Estimation of Co-integration Vectors in Panel Data*”, 2005, *Econometric Reviews*, pp. 151-174.
- [43] Shin Y, “*A Residual-Based Test of the Null of Co-integration against the Alternative of No Cointegration*”, 1994, *Econometric Theory*, 19, pp. 91-115.
- [44] McCoskey S. et Kao C, “*A Residual-Based Test of the Null of Co-integration in Panel Data*”, 1998, *Econometric Reviews*, 17, pp. 57-84.
- [45] Dees S., di Mauro F, Pesaran M.H. et Smith L.V, “*Exploring the International Linkages of the Euro Area: A Global VAR Analysis*”, 2005, CESifo Working Paper 1425.
- [46] Peter pedroni, “*critical values for Co-integration tests in heterogenous panels with multiple regressions*”, *Oxford Bulletin of economics and statistics*, Blackwell publishers 1999 page 656.
- [47] Westerlund, J, “*Testing for error correction in panel data*”, 2007, *Oxford Bulletin of Economics and Statistics* 69: 709–748.
- [48] <https://ideas.repec.org/e/pca33.html>.
- [49] Christian Gengenbach, Franz C. Palm, Jean-Pierre Urbain, “*Co-integration Testing in Panels with Common Factors*”, *Oxford Bulletin of Economics and Statistics*, Volume 68, Issue s1, December 2006 Pages 683–719, DOI: 10.1111/j.1468-0084.2006.00452.x.
- [50] L. Gutierrez, “*Simple tests for Co-integration in panels with structural breaks*”, *Applied Economics Letters*, 2008.
- [51] J. Westerlund, “*New simple tests for panel Cointegration*”, *Econometric Reviews*, 24:297–316, 2005.
- [52] J. Westerlund, “*Testing for panel Co-integration with a level break*”. *Economics Letters*, 91:27–33, 2006.
- [53] J. Westerlund, “*Panel Co-integration tests of the Fisher Hypothesis*”, *Journal of Applied Econometrics*, 23:193–233, 2008.

- [54] J. Westerlund and D. L. Edgerton, “Simple tests for Co-integration in dependent panels with structural breaks”, Lund University, Department of Economics, January 2007.
- [55] C. Hanck, “Cross-sectional correlation robust tests for panel Cointegration”, Universität Dortmund, SFB 475 Technical Report 44/06, Ruhr Graduate School in Economics, November 2006.
- [56] C. Hanck, “A meta analytic approach to testing for panel Cointegration”, Universität Dortmund, SFB 475 Technical Report 02/07, Ruhr Graduate School in Economics, January 2007.
- [57] Mathers CD, Loncar D, “Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030”. PLoS Med 2006; 3(11):e442.
- [58] U. Triacca, “Is Granger causality analysis appropriate to investigate the relationships between atmospheric concentration of carbon dioxide and global surface air temperature?”. Theor. Appl. Climatol. 81 (2005) pp. 133–135.
- [59] Ala Alwan, “Rapport sur la situation mondiale des maladies non transmissibles”, OMS, Geneva, Suisse, 2010-2011.
- [60] Shanthi Mendis, Pekka Puska et Bo Norrving, “Global atlas on cardiovascular disease prevention and control”, Geneva: WHO; 2011.
- [61] Ming-Chi Chen and Kanak Patel, “House Price Dynamics and Granger Causality: An Analysis of Taipei New Dwelling Market”, Asian Real Estate Society, 1998, Vol. 1, pp. 101 – 126.
- [62] Pierre-Olivier Amblard and Olivier J. J. Michel, “On directed information theory and Granger causality graphs”, J Comput Neurosci (2011), pp. 7–16.
- [63] Carolin Ligges, M. Ungureanu, M. Ligges and H. Witte, “Understanding the time variant connectivity of the language network in developmental dyslexia: new insights using Granger causality”, J Neural Transm (2010), pp. 529–543.
- [64] E Bekiaris, S Nikolaou, “State of the Art on Driver Hypovigilance Monitoring and Warning Systems, AWAKE System for effective Assessment of driver vigilance and Warning According to traffic risk Estimation” (IST-2000-28062). 2001 Nov; 20.
- [65] <http://www.aps.dz/societe/45308-accidents-de-la-route-un-fléau-face-auquel-les-pouvoirs-publics-entendent-agir>
- [66] J A Horne, Reyner L A, “Counteracting driver sleepiness: effects of napping, caffeine and placebo. Psychophysiology”, 1996 May; 33 (3): 306-309. doi: 10.1111/j.1469-8986.1996.tb00428.x.
- [67] <http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.
- [68] <https://physionet.org/physiobank/database/mghdb/>
- [69] <https://www.physionet.org/physiobank/database/slpdb/>
- [70] Ichimaru Y, Moody GB, “Development of the polysomnographic database”, Psychiatry and Clinical Neurosciences 53:175-177, 1999.
- [71] <http://openvibe.inria.fr/downloads/>
- [72] <https://physionet.org/physiobank/database/drivedb/>
- [73] Tom Doan, “Hadri: Rats procedure to implement Hadri test for unit roots in panel data,” http://www.estima.com/procs_perl/hadri.src.
- [74] Roberto Basile, Mauro Costantini, Sergio Destefanis, “Unit root and cointegration tests for cross-sectionally correlated panels. Estimating regional production functions,”
- [75] Renaud Lacelot, Matthieu Lesnoff, “Sélection de modèles avec l’AIC et critères d’information dérivés,” Version 3, Novembre 2005.
- [76] Henry de-Graft Acquah, “Comparison of Akaike information criterion (AIC) and Bayesian information criterion (BIC) in selection of an asymmetric price relationship,” Journal of Development and Agricultural Economics Vol. 2(1) pp. 001-006, January 2010, Available online at <http://www.academicjournals.org/JDAE> ISSN 2006- 9774.
- [77] Ritika R. Harjani, Janaki Manur Gururajachar, Umamaheswari Krishnaswamy, “Comprehensive assessment of Somnolence Syndrome in patients undergoing radiation to the brain,” Reports of Practical Oncology & Radiotherapy, Elsevier, November–December 2016.
- [78] Montserrat González-Cuevas, Odile Romero, Manuel Toledo, Manuel Quintana, Roser Cambrodí, Estevo Santamarina, Maria José Jurado, Alex Ferrer, Xavier Salas-Puig, “Effect of adjunctive perampanel on the quality of sleep and daytime somnolence in patients with epilepsy,” Epilepsy & Behavior Case Reports, Elsevier, 2017.

- [79] Damien Leger, , Arnaud Metlaine, Catherine Didier-Marsac, Virginie Bayon, Elisabeth Prevot-Balensi, “*Conséquences de l’arrêté du 18 décembre 2015 sur syndrome d’apnées du sommeil, somnolence, insomnie et obtention et maintien du permis de conduire des véhicules lourds : le test de maintien d’éveil (TME),*” Archives des Maladies Professionnelles et de l’Environnement, Volume 77, Issue 3, June 2016, Pages 565, 34e Congrès National de Médecine et Santé au Travail.

Conclusion Générale

Les acteurs de la santé ont le rôle d'échanger des informations, d'effectuer des consultations, d'interpréter des images médicales, etc., et cela grâce aux moyens de télécommunications. Ces nouvelles technologies (TICs) permettent d'abolir les distances, d'éviter des déplacements inutiles, afin de réaliser l'acte médical le plus approprié dans un environnement favorable.

C'est la raison pour laquelle la télémédecine a vu le jour et les applications en télémédecines mobiles se sont multipliées par l'usage des smartphones. La télémédecine est destinée à pallier partiellement les déserts médicaux, à améliorer l'efficacité du parcours de soin, à réduire le temps de prise en charge des patients et enfin à favoriser le transfert des informations médicales.

Parmi les principaux enjeux de la recherche dans le domaine de la télémédecine, on peut citer l'aide au diagnostic. Il existe deux manières pour établir un meilleur diagnostic précoce. La première façon est de développer des applications de télésurveillance médicale en temps réel de l'état de santé du patient. La deuxième procédure, complémentaire à la première, consiste à élaborer et exploiter des modèles mathématiques rigoureux de traitement des données physiologiques d'un patient pour mieux comprendre le comportement temporel de ses variables physiologiques et établir un diagnostic fiable par la suite.

Les travaux menés dans cette thèse s'inscrivent dans ces problématiques et comportent deux finalités distinctes. La première vise la conception, le développement et le déploiement de services en télémédecine adaptés aux environnements mobiles. La deuxième propose des processus causaux intégrés dans des systèmes embarqués afin de mieux prédire toutes anomalies inattendues.

Les apports de la thèse se situent aussi bien au niveau traitement du signal ECG qui est très largement utilisé comme l'un des outils les plus importants dans la pratique clinique afin d'évaluer l'état cardiaque des patients, la revue de littérature illustre l'importance de la classification des battements cardiaques de ce signal en différents cas pathologiques mais juste en mettant l'accent sur les durées des ondes sont considérés comme des signes indicateurs de certaines anomalies cardiaques.

Dans notre thèse on a voulu étudier ça mais on prenant en compte un autre champ de vision qui se réside sur la forme des ondes, pour cela le calcul de surface est inévitable.

Par conséquent, nous avons développé dans notre thèse les points suivants :

Dans le premier chapitre, nous avons exposé toutes les évolutions relatives aux applications mobiles en télémédecine. Dans une première étape, nous avons commencé par l'étude et l'analyse des travaux connexes dans les domaines du e-health et m-health. Nous avons évoqué les systèmes et les défis de la santé mobile, le déploiement du m-health, tout en présentant un état de l'art détaillé sur les services et les applications spécialisées de la télémédecine mobile, ainsi que la détection et la transmission des signaux ECGs.

Dans le deuxième chapitre, nous avons présenté notre première contribution relative à la télésurveillance d'un patient cardiaque, après avoir établi un état de l'art complet concernant les solutions récentes dans ce domaine. Dans ce cadre, nous avons divisé ce chapitre en trois parties essentielles. La première partie regroupe une description du signal ECG et un état de l'art sur la détection et la transmission de ce signal. La deuxième partie se concentre sur le choix de la plateforme de développement d'applications mobiles et les démarches à suivre pour son développement sous le système embarqué Android version 2.3.3, disponible dans la majorité des smartphones actuels. L'exécution de notre application « DIAGNOSE ECG » a permis l'évaluation du paramètre QRSTA du signal ECG. Ce paramètre reste un indicateur de plusieurs anomalies cardiaques (PVC pour notre cas) ainsi que la mort subite. À l'aide de notre application, le médecin pourra prendre une meilleure décision car notre analyse est nettement performante puisqu'elle exploite la largeur et la surface des segments QRS et T.

En réalité le signal ECG n'est pas indépendant des autres signaux physiologiques et des explications médicales peuvent en témoigner. Ainsi, cette notion d'interactions entre les signaux physiologiques doit être bien formulée et analysée. Dans ce cadre, le troisième chapitre a été dédié à la présentation d'une stratégie d'analyse des interactions entre signaux biomédicaux cardiorespiratoires hémodynamiques afin d'élaborer une démarche d'aide au diagnostic, intégrée dans des smartphones. Le choix des modèles mathématiques, issus des signaux physiologiques, pour la caractérisation de telle ou telle pathologie, devient alors crucial. Afin d'élargir la détection de ces anomalies, nous avons proposé une analyse statistique des signaux physiologiques à la recherche de facteurs de causalité entre eux. La causalité de Granger est l'une des méthodes les plus populaires pour révéler l'influence de causalité des séries basées sur le modèle d'estimation de la régression linéaire. C'est la raison pour laquelle, nous avons apporté une deuxième contribution pour développer un modèle causal multi-varié entre les signaux respiratoires, hémodynamiques et cardiaques et plus précisément, une étude basée sur la causalité de Granger entre trois leads d'électrocardiogramme, la tension artérielle, la pression veineuse centrale, la pression artérielle pulmonaire, l'impédance respiratoire et le CO₂ des voies aériennes. Pour valider notre modèle, nous avons sélectionné 187 patients provenant des bases de données de l'Hôpital Général de Montréal/ MF (Massachusetts General Hospital / Marquette Foundation). L'originalité de cette contribution, réside dans le nombre de variables sélectionnées pour l'étude, permettant de mieux comprendre les influences inter et intra signaux, et de spécifier l'implication des signaux hémodynamiques respiratoires sur les signaux cardiaques.

S.GHOUALI

Notre modèle constitue un outil efficace aux professionnelles de la santé pour disposer d'une vue générale sur l'état de santé d'un patient et permet de prédire à l'avance les éventuelles complications pouvant survenir.

Dans le quatrième chapitre, nous avons élaboré l'analyse des signaux physiologiques à base d'un autre modèle mathématique en panel, appartenant à la même famille de Granger. Ce modèle exploite la co-intégration sur données panel et permet la quantification à court et à long termes si elle existe à l'aide des estimateurs FM-OLS et DOLS. Dans ce cadre, nous avons apporté trois contributions empiriques centrées sur des phénomènes très répondus ces dernières années. Il s'agit des scenarios suivants :

- Les interactions hémodynamiques cardiorespiratoires en panel pour 187 patients.
- L'étude de l'apnée du sommeil et voir les interactions des signaux cardiologiques et neurologiques avec des signaux hémodynamiques pulmonaires pendant le sommeil.
- L'analyse des interactions entre les signaux physiologiques des conducteurs de véhicules à l'aide d'une modélisation des interactions entre les signaux cardiorespiratoires électromyographies galvaniques.

Pour le premier scenario d'analyse, les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables ART, CVP, PAP, RESP et CO₂, augmente l'ECG I, ECG II et ECG V intra-individuellement, respectivement de -9.69E-05%, 0.001016%, 0.000566%, -0.005169%, 7.98E-05% ; 0.000620%, 0.000551%, 0.000149%, -0.018735%, -0.002433% ; 0.000637%, 0.000150%, 0.000364%, -0.001881%, -0.017879%.

Pour le deuxième scenario, les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables BP, EEG et RESP, augmentent le ECG, respectivement de -0.000258% ; 0.636812% et -0.000661% suivant le modèle FM-OLS, ainsi que de -0.000267%, 0.899761% et -0.0010% suivant le modèle DOLS, ces résultats sont pour l'intra-individuelle. Pour l'inter-individuelle, une augmentation de 1% des variables BP, EEG et RESP augmente le EEG, respectivement de 0.000360%, 0.946189% et -0.158511% suivant FM-OLS et 0.000393%, 1.684584%, -0.0694 % suivant DOLS. Pour le signal EEG, une augmentation de 1% des variables BP, ECG et RESP augmente le EEG, respectivement de 1.80E-05 % ; 0.007110% et 0.002684 % suivant le modèle FM-OLS, ainsi que de 1.91E-05%, 0.008531% et 0.002714% suivant le modèle DOLS. Ces résultats sont déduits pour l'intra-individuelle. Pour l'inter-individuelle, une augmentation de 1% des variables BP, ECG et RESP augmente le EEG, respectivement de 2.44E-05%, 0.006811% et -0.000652% suivant FM-OLS et 2.22E-05% , 0.007134%, -0.01553% suivant DOLS.

Pour le troisième scenario et en analysant le modèle par le régresseur FM-OLS, les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables EMG, FOOT GSR, HAND GSR, HR et RESP augmente l'ECG, respectivement de -0.016248% ; 0.007241%, -0.028366%, 0.000511% et -0.000110% pour toutes les variables suivant le modèle FM-OLS. Ces résultats correspondent au cas de l'intra-individuelle. Pour

S.GHOUALI

l'interindividuelle, on trouve respectivement 0.065684%, 0.014534%, 0.0328%, 0.000304% et -0.005986%. Pour le modèle DOLS, les résultats obtenus pour le signal ECG indiquent qu'une augmentation de 1% des variables EMG, FOOT GSR, HAND GSR, HR et RESP augmente l'ECG, respectivement de -0.008268% ; 0.011119%, -0.028238%, 0.000366% et -0.000348%, ces résultats sont pour l'intra-individuelle. Pour l'interindividuelle, on trouve respectivement 0.001553%, 0.011257%, -0.028268%, 0.000373% et -0.000363%.

Ces résultats ainsi que ces analyses statistiques constitueront à la fois un socle de prédiction ainsi qu'un début d'action vers de nouveaux axes de recherche traitant quantitativement les interactions physiologiques. Dans ce chapitre, nous nous sommes concentrés beaucoup plus sur les aspects techniques et nous laissons les explications médicales aux spécialistes de la santé pour clarifier cette convergence/divergence, causalité/non causalité les signaux physiologiques.

Le fait d'étudier ces interactions, peut-être on peut remédier et empêcher la mort subite qui est quasi imprévisible et implacable, impliquant des manifestations soudaines de quelques interactions indésirables dans le corps humain, par conséquent elle est devenu un véritable syndrome dans la plupart des cas insoupçonnés pour la majorité de la population (Nourrissants, adultes, ...).

Comme perspectives à ces travaux de recherche, nous suggérons l'intégration de plusieurs algorithmes de traitement du signal, tels que les processus causaux, sur un système embarqué pour apprécier ces interdépendances entre signaux physiologiques dans une même application.

Les résultats obtenus dans cette thèse ont souligné l'importance d'améliorer les modèles existant afin de mieux décrire les différents phénomènes. Cependant, afin d'en comprendre les mécanismes et pouvoir prévenir et traiter plus efficacement ces maladies, nos modèles étudiés demandent à être améliorés par l'intégration des facteurs qualitatifs comme l'âge, le sexe, historiques des maladies... et cela grâce à un certain nombre de modèles mathématiques comme le Logit, Probit et Tobit.

Nous envisageons aussi d'élaborer un modèle embarqué pour étudier des panels plus élargis et avec un très grand nombre de patients regroupés en blocs ayant les mêmes symptômes, ou le même intervalle d'âge, ou le même genre 'sexe' ...

ANNEXES

Annexes

Annexe 3.1 : *Concepts et rappels de statistique mathématique*

Cette partie a pour but de mettre en place les définitions indispensables à la compréhension des informations statistiques. Nous commençons par donner des concepts généraux sur l'inférence statistique, en introduisant la notion de modèle statistique.

Variables aléatoires

On considère un ensemble Ω muni d'une probabilité \mathbb{P} .

Définition 0.1 : Une variable aléatoire X est une fonction de l'ensemble fondamentale Ω à valeurs dans \mathbb{R} , $X : \Omega \rightarrow \mathbb{R}$.

1. Lorsque la variable X ne prend que des valeurs discrètes, on parle alors d'une **variable aléatoire discrète**.
2. Lorsque la variable X ne prend que des valeurs continues, on parle alors d'une **variable aléatoire continue**.
3. Un vecteur aléatoire $X : \Omega \rightarrow \mathbb{R}^d$ est une fonction $X = (X_1, \dots, X_d)$ à valeurs dans \mathbb{R}^d telle que les coordonnées X_i soient des variables aléatoires [1].

Processus stochastiques

Le calcul des probabilités concerne des épreuves où chaque résultat possible est mesuré par un nombre, ce qui conduit à la notion de variable aléatoire. Un processus stochastique ou processus aléatoire ou fonction aléatoire représente une évolution probabilistique, discrète ou à temps continu, d'une variable aléatoire [2].

Stationnarité

Une des grandes questions dans l'étude de séries temporelles (chronologiques) est de savoir si celles-ci suivent un processus stationnaire. On entend par là le fait que la structure du processus sous-jacent supposé, évolue ou non avec le temps. Si la structure reste la même, le processus est dit alors stationnaire.

Par définition, un processus temporel à valeurs réelles et en temps discret X_1, X_2, \dots, X_n est dit stationnaire si pour toute fonction f mesurable nous avons :

$F(X_1, X_2, \dots, X_n)$ et $F(X_{1+k}, X_{2+k}, \dots, X_{n+k})$ Ont la même loi de distribution.

On peut même estimer cette relation de stationnarité par une autre définition dite « en covariance » par :

$$E[X_i] = \varepsilon \quad (\text{A.3.1})$$

$$\text{Var}[X_i] = \sigma^2 \neq \infty \quad (\text{A.3.2})$$

$$\text{Cov}[X_i, X_{i-k}] = f(k) = \partial_k \quad (\text{A.3.3})$$

$$\forall i = 1 \dots \dots t \quad ; \quad \forall k = 1 \dots \dots t$$

1. La première condition stipule que l'espérance est constante au cours du temps, il n'y a donc pas de tendance.
2. La seconde condition stipule que la variance est constante au cours du temps et non infinie.
3. Troisième condition : l'autocorrélation $\partial_{t,t-k}$ entre la variable X_i et X_{t-i} dépend-elle seulement de l'ampleur d'un décalage [3].

Processus Ergodique

Un processus ergodique est un processus stochastique pour lequel les statistiques peuvent être approchées par l'étude d'une seule réalisation suffisamment longue.

Matrice de variance covariance d'un vecteur aléatoire

Soit X une variable aléatoire à valeurs dans \mathbb{R}^d . On note $X = (X_1, \dots, X_d)^t$ les variables aléatoires réelles, X_1, \dots, X_d sont appelées les composantes de X et leurs lois sont les lois marginales de la loi de X . on définit son espérance par :

$$E[X] = \begin{pmatrix} E[X_1] \\ \vdots \\ E[X_d] \end{pmatrix} \quad (\text{A.3.4})$$

Et aussi, si X_1, \dots, X_d sont de carré intégrable, sa variance est : $Var[X] = \sigma^2 = E[(X - E[X])(X - E[X])^t] = Cov(X_i, X_j)_{1 \leq i, j \leq d}$

La matrice de covariance se calcule de la manière suivante :

$$C_X = \begin{pmatrix} Var(X_1) & Cov(X_1, X_2) & \dots & Cov(X_1, X_d) \\ Cov(X_2, X_1) & Var(X_2) & \dots & Cov(X_2, X_d) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ Cov(X_d, X_2) & Cov(X_d, X_2) & \dots & Var(X_d) \end{pmatrix} \quad (A.3.5)$$

Où on rappelle que, pour toute variables aléatoire U et V , $Cov(U, V) = E[(U - E[U])(V - E[V])] = E[UV] - E[U]E[V]$ [4].

Annexe 4.1 : Mise en œuvre du test de Levin et Lin

Dans le cas général, en présence d'une éventuelle autocorrélation des résidus, le test de Levin et Lin est construit à partir de modèles de type Dickey-Fuller Augmentés (ADF). En générale, on peut écrire ce test en trois façons :

$$\Delta y_{i,t} = \rho y_{i,t-1} + \sum_{s=1}^{p_i} \gamma_{i,s} \Delta y_{i,t-s} + \mu_{i,t} \quad (A.4.1)$$

$$\Delta y_{i,t} = a_i + \rho y_{i,t-1} + \sum_{s=1}^{p_i} \gamma_{i,s} \Delta y_{i,t-s} + \mu_{i,t} \quad (A.4.2)$$

$$\Delta y_{i,t} = a_i + B_i t + \rho y_{i,t-1} + \sum_{s=1}^{p_i} \gamma_{i,s} \Delta y_{i,t-s} + \mu_{i,t} \quad (A.4.3)$$

Où $\mu_{i,t}$ est *i. i. d.* $(0, \sigma_{\mu,i}^2)$, la façon dont Levin et Lin ont construit leur test implique qu'il existe trois étapes afin de construire leurs modèles, ces étapes sont présentées dans ce qui suit :

Etape 1 : Construction d'un estimateur de la racine autorégressive

Le but de cette première étape consiste à construire un estimateur $\hat{\rho}$ de la racine autorégressive commune, pour cela, il convient tout d'abord de déterminer, l'ordre des retards optimal, puisque à ce niveau, on pense sur la base de régressions individuelles indépendantes

les unes des autres. Les méthodes de sélection du retard p_i sont les mêmes qu'en séries temporelles.

Il est aussi possible de faire appel à une technique de vraisemblance pénalisée consistant à estimer plusieurs processus pour différentes valeurs de p et à retenir le modèle minimisant les critères d'information tels que ceux d'Akaike ou de Schwarz.

Une fois que l'on possède pour tous les individus du panel de l'ordre optimal des retards $p_i ; i = 1, \dots, N$; on peut alors estimer le paramètre ρ . Levin et Lin n'estiment pas directement cette racine autorégressive à partir des modèles ADF.

Enfin, préférablement que d'estimer directement les modèles (A. 4.1), (A. 4.2), ou (A. 4.3), Levin et Lin estiment de façon équivalente deux régressions auxiliaires individu par individu.

Equation auxiliaire n°1 :

$$\Delta y_{i,t} = \hat{a}_i + \sum_{s=1}^{p_i} \hat{b}_{i,s} \Delta y_{i,t-s} + \hat{e}_{i,t} \quad (\text{A. 4.4})$$

$$\forall t = p_i + 2, \dots, T$$

Equation auxiliaire n°2 :

$$\Delta y_{i,t-1} = \hat{a}_i + \sum_{s=1}^{p_i} \hat{d}_{i,s} \Delta y_{i,t-s} + \hat{v}_{i,t} \quad (\text{A. 4.5})$$

$$\forall t = p_i + 2, \dots, T$$

Dans le cas du modèle

$$\Delta y_{i,t} = \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it}$$

Les équations auxiliaires sont semblables à la différence près qu'il n'y a pas de constante dans la régression. Dans le cas du modèle $\Delta y_{i,t} = a_i + B_{it} + \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it}$, il convient au contraire de rajouter une différence aux régressions (A.4.4) et (A.4.5). On dispose alors de N séries de réalisations des résidus individuels $\{(\hat{e}_{i,t})\}_{t=1}^{T_i}$ et $\{(\hat{v}_{i,t})\}_{t=1}^{T_i}$ où $T_i = T - p_i - 1$ désigne le nombre d'observations disponibles pour l'individu i .

Pour vérifier l'hétéroscédasticité interindividuelle, on construit au préalable des séries de résidus normalisés :

$$\hat{e}_{i,t} = \frac{\hat{e}_{i,t}}{\hat{\sigma}_{u,i}} \quad (\text{A.4.6})$$

$$\hat{v}_{i,t} = \frac{\hat{v}_{i,t}}{\hat{\sigma}_{u,i}} \quad (\text{A.4.7})$$

Où l'estimateur de la variance individuelle des résidus $\hat{\sigma}_{u,i}^2$ correspond à l'estimateur standard de la variance des résidus du modèle ADF (équation (A. 1.1), (A. 1.2), ou (A. 1.3) suivant les cas).

Pour un individu i donné, cet estimateur peut être simplement obtenu sans procéder à l'estimation du modèle ADF, de la manière suivante :

$$\hat{\sigma}_{u,i}^2 = \frac{1}{T - p_i - 1} \sum_{t=p_i+2}^T (\hat{e}_{i,t} - \hat{\rho}_i \hat{v}_{i,t})^2 \quad (\text{A. 4.8})$$

$\forall t = p_i + 2, \dots, T$

Où $\hat{\rho}_i$ désigne l'estimateur des MCO du paramètre ρ_i dans la régression $\hat{e}_{i,t} = \hat{\rho}_i \hat{v}_{i,t-1} + S_{i,t}$ pour l'individu i [12].

Etape 2 : Estimation des ratios de variances individuelles

L'objectif de la deuxième étape consiste à estimer la moyenne des N ratios, sous l'hypothèse nulle de racine unitaire, la variance à long terme pour le modèle peut être estimée comme suite :

$$\hat{\sigma}_{yi}^2 = \frac{1}{T-1} \sum_{t=2}^T \Delta y_{i,t}^2 + 2 \sum_{s=1}^{\bar{K}} w_{\bar{k}_s} \left[\frac{1}{T-1} \sum_{t=2+s}^T \Delta y_{i,t} \Delta y_{i,t} - S \right] \quad (\text{A. 4.9})$$

Où $w_{\bar{k}_s} = 1 - \frac{s}{k+1}$

Pour le modèle $\Delta y_{i,t} = a_i + \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it}$, on remplace $\Delta y_{i,t}$ par $\Delta y_{i,t} - \overline{\Delta y_{i,t}}$ c'est la valeur moyenne de $\Delta y_{i,t}$ pour l'individu i .

Si les données comprennent une tendance temporelle (Modèle $\Delta y_{i,t} = a_i + B_{it} + \rho y_{i,t-1} + \varepsilon_{it}$), la tendance doit être enlevée avant d'estimer la variance de long terme.

Maintenant on calcule la moyenne de N nations si la variance à long terme des résidus individuelles $\hat{\sigma}_{ui}^2$, pour $i = 1, \dots, N$

$$\hat{S}_N = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \hat{S}_i = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{\hat{\Omega}_i}{\hat{\sigma}_{u,i}} \quad (\text{A. 4.10})$$

C'est précisément cette moyenne des ratios de variances individuelles qui va nous servir dans la dernière étape à ajuster la moyenne de la distribution de la statistique de Student du test de racine unitaire.

Etape 3 : Construction de la statistique de test de Levin et Lin

A partir de l'estimateur des MCO $\hat{\rho}$ obtenu à l'étape 1, on construit la statistique associée au test $H_0 : \rho = 0$. De façon traditionnelle, on devrait utiliser pour cela la statistique de Student définie par :

$$t_{\rho=0} = \frac{\hat{\rho}}{\hat{\sigma}_{\hat{\rho}}} \quad (\text{A. 4.11})$$

Où

$$\hat{\rho} = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{t=2+p_i}^T \hat{v}_{i,t-1} \hat{e}_{it}}{\sum_{i=1}^N \sum_{t=2+p_i}^T \hat{v}_{i,t-1}^2} \quad (\text{A. 4.12})$$

$\sigma_{\hat{\rho}}^2$ désigne un estimateur de la variance de $\hat{\rho}$ défini de façon standard par la quantité :

$$\sigma_{\hat{\rho}}^2 = \frac{\hat{\sigma}_{\varepsilon}}{\left[\sum_{i=1}^N \sum_{t=2+p_i}^T \hat{v}_{i,t-1}^2 \right]^{1/2}} \quad (\text{A. 4.13})$$

Où $\hat{\sigma}_{\varepsilon}$ représente la variance des perturbations ε_{it} supposée être homosédastiques, elle pourra s'écrire de la manière suivante :

$$\hat{\sigma}_{\hat{\varepsilon}}^2 = \frac{1}{N\tilde{T}} \sum_{i=1}^N \sum_{t=2+p_i}^T (\hat{\varepsilon}_{it} - \hat{\rho} \check{v}_{i,t-1})^2 \quad (\text{A.4.14})$$

De manière générale, la statistique de test de racine unitaire de Levin et Lin s'écrit comme une statistique de Student modifiée:

$$\text{Statistiques LL : } t_{\rho=0}^* = \frac{1}{\sigma_{m,\tilde{T}}^*} (t_{\rho=0} - N\tilde{T} \times \frac{\hat{S}_N}{\hat{\sigma}_{\hat{\varepsilon}}^2} \times \hat{\sigma}_{\hat{\rho}} \times \mu_{m,\tilde{T}}^*) \quad (\text{A.4.15})$$

Où $\mu_{m,\tilde{T}}^*$ représente la composante d'ajustement de la moyenne ; et $\sigma_{m,\tilde{T}}^*$ stimule la composante d'ajustement de la variance [5-7].

Annexe 4.2 : Tests d'Im, Pesaran et Shin (IPS)

Im, Pesaran et Shin considèrent un modèle avec effets individuels et sans tendance déterministe (Equivalent du deuxième modèle chez Levin et Lin), le modèle IPS s'écrit :

$$\Delta y_{i,t} = a_i + \rho_i y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (\text{B.4.1})$$

Avec $a_i = (1 - \Phi_i)\mu_i$, $\rho_i = -(1 - \Phi_i)$, $\Delta y_{it} = y_{it} - y_{it-1}$

La reformulation des hypothèses suivant IPS se faite comme suit :

$$\mathbf{H}_0: \rho_i = 0, \forall i = 1, \dots, N$$

$$\mathbf{H}_1: \rho_i < 0, i = 1, \dots, N_1$$

$$\rho_i = 0, i = N_1 + 1, N_1 + 2 \dots, N.$$

Différemment dit, sous l'hypothèse alternative, peuvent coexister deux types d'individus: des individus indicés $i = 1, \dots, N_1$ pour lesquels la variable $y_{i,t}$ est stationnaire et des individus indicés, $i = N_1 + 1, N_1 + 2 \dots, N$.

Pour lesquels la variable $y_{i,t}$ est stationnaire et des individus indicés $i = N_1 + 1, N_1 + 2 \dots, N$. La dynamique de la variable $y_{i,t}$ admet une racine unitaire : La taille N_1 de l'ensemble des individus stationnaires est a priori inconnue mais vérifie $0 < N_1 < N$, puisque si $N_1 = 0$ on retrouve alors l'hypothèse nulle.

On admet en outre que le ratio $\frac{N_1}{N}$ vérifie $\lim_{N \rightarrow \infty} \frac{N_1}{N} = \delta$ avec $0 < \delta \leq 1$.

Mise en œuvre du test dans le cas général

Actuellement, plaçons-nous dans le cas général, IPS s'écrit :

$$\Delta y_{it} = a_i + \rho_i y_{i,t} + \sum_{j=1}^{p_i} B_{i,j} \Delta y_{i,t-1} + \varepsilon_{it} \quad (B.4.2)$$

Où l'effet individuel $a_i = -\rho_i \mu_i$ avec $\mu_i \in R$ est ε_{it} *N. i. d.* $(0, \sigma_{\varepsilon_i}^2)$. La mise en œuvre de ce test se passe en deux étapes :

- La recherche des retards optimaux : en d'autres terme celui qui rend minimal le critère AIC et SC dans les tests Dickey et Fuller Augmenté.
- On effectue, ensuite les tests IPS.

Pour effectuer ce test, IPS proposent deux statistiques. La première statistique standardisée $Z_{t-bar}(p; B)$ est centrée sur l'espérance de la distribution asymptotique de la statistique individuelle ADF et réduite par la variance de cette même distribution :

$$Z_{t-bar}(p; B) = \frac{\sqrt{N} [t_{-bar_{NT}} - E(t_{iT})]}{\sqrt{V(t_{iT})}} \quad (B.4.4)$$

Avec

$$t_{-bar_{NT}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N t_{iT}(p_i, B_i)$$

Où t_{iT} désigne la statistique de Student associée à l'hypothèse nulle de racine unitaire. Les moments $E(t_{iT}) = -1.533$ et $V(t_{iT}) = 0,706$ correspondent à l'espérance et à la variance de la distribution asymptotique (quand $T \rightarrow \infty$). Cette statistique $Z_{t-bar}(p; B)$ converge séquentiellement vers une loi normale centrée réduite lorsque T puis N tendent vers l'infini.

Il est clair cependant qu'un problème dans des panels de petite taille T peut être posé par cette approche fondée sur la distribution asymptotique. C'est pourquoi IPS propose une seconde statistique standardisée, notée $W_{t-bar}(p, B)$; qui asymptotiquement possède la même distribution que $Z_{t-bar}(p; B)$; mais qui en outre possède l'intérêt d'être beaucoup plus puissante à distance finie.

Cette statistique normalisée est définie de la même façon que $Z_{t-bar}(p; B)$ à la différence près que l'on centre et l'on réduit à partir des moments de la statistique ADF obtenue sous l'hypothèse nulle de racine unitaire (comme pour $Z_{t-bar}(p; B)$) et sous l'hypothèse que les paramètres β_i des termes ADF sont nuls pour tous les individus, ces moments sont respectivement notés $E(t_{iT}(\rho_i, 0)/\rho_{i=0})$ et $var(t_{iT}(\rho_i, 0)/\rho_{i=0})$.

Asymptotiquement, cette statistique d'IPS standardisée converge vers la même distribution que la statistique $Z_{t-bar}(p; B)$.

$$W_{t-bar}(p, B) = \frac{\sqrt{N} [t_{-bar_{NT}} - N^{-1} \sum_{i=1}^N E[t_{iT}(\rho_i, 0)/\rho_{i=0}]]}{\sqrt{N^{-1} \sum_{i=1}^N var[t_{iT}(\rho_i, 0)/\rho_{i=0}]}} \quad (B.4.5)$$

Où les valeurs de $E[t_{iT}(\rho_i, 0)/\rho_{i=0}]$ et $var[t_{iT}(\rho_i, 0)/\rho_{i=0}]$ ont été tabulé pour différents ordres de retards et différents tailles T par les auteurs.

D'autre part, ces simulations montrent que le choix du nombre de retards P_i dans les régressions ADF individuelles est critique, on connaît traditionnellement ce problème en séries temporelle [8-10].

Annexe 4.3 : *Test de Maddala et Wu*

L'hypothèse de non stationnarité est rejetée lorsque la statistique calculée est supérieur à la statistique. Le test est donc très simple à administrer. Comme Im, pesaran et Shin, le test Maddala et Wu ne retient pas l'hypothèse alternative restrictive du coefficient autorégressive semblable à tous les individus du test de Levin et Lin.

Ce test de présente un certain nombre d'avantage :

- La dimension temporelle T peut être différente pour chaque individu i du panel.
- La dimension individuelle N peut être finie ou infinie.
- Différents retards P_i peuvent être utilisés dans la régression individuelle de type ADF.
- Les individus peuvent avoir différents types de composantes stochastiques et déterministes.

Pour des valeurs élevées de N , ils suggèrent d'utiliser la statistique standardisée suivante :

$$Z = \frac{N^{-1/2} \sum_{i=1}^N (-2 \ln p_i - 2)}{2} \quad (\text{C. 4.1})$$

En conclusion, les probabilités P_i sont indépendamment et identiquement distribuées, la statistique Z suit une loi normale centrée réduite sous l'hypothèse nulle pour $T_i \rightarrow \infty$ suivit $N \rightarrow \infty$ [11, 12].

Annexe 4.4 : Test de choi

Choi considère un modèle à erreur composée :

$$y_{i,t} = \mu_o + x_{it} \quad (\text{D. 4.1})$$

$$x_{i,t} = a_i + \theta_t + \varphi_{i,t} \quad (\text{D. 4.2})$$

$$v_{i,t} = \sum_{j=1}^{p_i} d_{i,j} \varphi_{i,t-j} + \varepsilon_{it} \quad (\text{D. 4.3})$$

Où μ_o est la moyenne commune pour tous les i , a_i est l'effet inobservable à chaque individu, θ_t l'effet temporel est représenté par un processus stationnaire qui agit de manière homogène avec ε_{it} est $i, i, d(0, \sigma_{\varepsilon,i}^2)$ et indépendamment distribués entre les individus. Pour tester la présence de racine unitaire dans la composante idiosyncratique, l'hypothèse à tester est alors la suivante :

$$\begin{aligned} \mathbf{H0}: \quad & \sum_{j=1}^{p_i} d_{ij} = 1 \quad \forall i = 1, \dots, N \\ \mathbf{H1}: \quad & \sum_{j=1}^{p_i} d_{ij} < 1 \quad \forall i = 1, \dots, N \end{aligned}$$

Donc pour effacer les dépendances interindividuelles, Choi isole v_{it} en éliminant la constante (effet individuel) a_i , mais aussi et particulièrement le terme d'erreur commun θ_t (effet temporel). Pour supprimer ces composantes déterministes, Choi procède en deux marches :

- Élimination de la constante.
- l'élimination de l'effet temporel par centrage sur la moyenne individuelle.

En effet, si la composante v_{it} est stationnaire, un estimateur efficace du terme constant est obtenu par l'application des MCO. Cependant, si v_{it} est intégrée d'ordre un ou présente en quasi racine unitaire.

Etape1 : Si l'on présume que la plus grande racine du processus $v_{i,t}$ est $1 + \frac{c}{T}$, processus de quasi racine unitaire, pour chaque individu $i = 1, \dots, N$; on construit deux séries $\tilde{y}_{i,t}$ et $\tilde{\varepsilon}_{i,t}$ quasi différenciées telles que pour $t \geq 2$.

$$\tilde{y}_{i,t} = y_{i,t} - \left(1 + \frac{c}{T}\right) y_{i,t-1} \quad (\text{D. 4.4})$$

$$\tilde{\varepsilon}_{i,t} = 1 - \left(1 + \frac{c}{T}\right) \quad (\text{D. 4.5})$$

Ne reste donc plus qu'à éliminer la composante commune θ_t ; source de corrélation entre individus, c'est précisément l'objet de la deuxième étape.

Etape2 : La variable $y_{it} - \hat{\alpha}_i$ proposé par Choi est centré sur sa moyenne individuelle et de définir ainsi une nouvelle variable $z_{i,t}$ comme suit [13-15]:

$$z_{i,t} = (y_{i,t} - \hat{\alpha}_i) - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_{i,t} - \hat{\alpha}_i) \quad (\text{D. 4.6})$$

En effet, en tenant compte des résultats précédents, pour tout individu $i = 1, \dots, N$; on peut montrer que :

$$z_{i,t} \approx (v_{i,t} - \bar{v}_t) - (v_{i,1} - \bar{v}_1) \quad (\text{D. 4.7})$$

Où $\bar{v}_t = (1/N) \sum_{i=1}^N v_{i,t}$ ainsi, les composantes déterministes α_i et θ_t sont éliminées.

A partir des séries $\{z_{i,t}\}_{t=2}^T$ on retient :

$$\Delta z_{i,t} = \rho_i z_{i,t-1} + \sum_{j=1}^{p_i-1} B_{i,j} \Delta z_{i,t-j} + \mu_{i,t} \quad (\text{D. 4.8})$$

Annexe 4.5 : Tests de pedroni

pedroni a proposé divers tests visant à appréhender l'hypothèse nulle d'absence de Co-intégration intra-individuelle à la fois pour des panels homogènes et hétérogènes. Sous l'hypothèse alternative, il existe une relation de co-intégration pour chaque individu, et les paramètres de cette relation de relation ne sont pas nécessairement les mêmes pour chacun des individus du panel.

Sur les sept tests proposés par pedroni, quatre sont basés sur la dimension within (intra) et trois sur la dimension between (inter). Les deux catégories de tests reposent sur l'hypothèse nulle d'absence de co-intégration. Les sept tests développés par Pedroni sont les suivants :

Tests basés sur la dimension within (panel Cointegration statistics) :

- Test non paramétrique de type rapport de variance (panel $v - Statistics$) :

$$Z_v \equiv T^2 N^{\frac{3}{2}} \left(\sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^T \hat{L}_{\frac{T-1}{T}}^2 \hat{\varepsilon}_{i,t-1}^2 \right)^{-1} \quad (\text{E. 4.1})$$

- Test non paramétrique du type de la statistique rho de Phillips-Perron (panel ρ – *Statistics*) :

$$Z_\rho = \left(\sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^T \hat{L}_{\mathbb{T}\mathbb{T}_i^2} \hat{e}_{i,t-1}^2 \right) \quad (\text{E. 4.2})$$

- Test non paramétrique du type de la statistique t de Phillips-Perron (panel t – *Statistique*) :

$$Z_t = \left(\bar{\sigma}_{N,T}^2 \sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^T \hat{L}_{\mathbb{T}\mathbb{T}_i^2} \hat{e}_{i,t-1}^2 \right)^{-\frac{1}{2}} \sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^T \hat{L}_{\mathbb{T}\mathbb{T}_i^2} (\hat{e}_{i,t-1} \Delta \hat{e}_{i,t} - \hat{\lambda}_i) \quad (\text{E. 4.3})$$

- Test paramétrique du type de la statistique t de Dickey-Fuller Augmenté (panel t – *Statistique*) :

$$Z_t^* \equiv \left(\bar{S}_{N,T}^{*2} \sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^T \hat{L}_{\mathbb{T}\mathbb{T}_i^2} \hat{e}_{i,t-1}^{*2} \right)^{-\frac{1}{2}} \sum_{i=1}^N \sum_{t=1}^T \hat{L}_{\mathbb{T}\mathbb{T}_i^2} \hat{e}_{i,t-1}^* \Delta \hat{e}_{i,t}^* \quad (\text{E. 4.4})$$

Tests basés sur la dimension between (group mean panels Cointegration statistics):

- Test non paramétrique du type de la statistique rho de Phillips-Perron (Group ρ – *Statistics*):

$$\tilde{Z}_\rho \equiv TN^{-\frac{1}{2}} \sum_{i=1}^N \left(\sum_{t=1}^T \hat{e}_{i,t-1}^2 \right)^{-1} \sum_{t=1}^T (\hat{e}_{i,t-1} \Delta \hat{e}_{i,t} - \hat{\lambda}_i) \quad (\text{E. 4.5})$$

- Test non paramétrique du type de la statistique t de Phillips-Perron (Group t – *Statistique*):

$$\tilde{Z}_t \equiv N^{-\frac{1}{2}} \sum_{i=1}^N \left(\hat{\sigma}_i^2 \sum_{t=1}^T \hat{e}_{i,t-1}^2 \right)^{-\frac{1}{2}} \sum_{t=1}^T (\hat{e}_{i,t-1} \Delta \hat{e}_{i,t} - \hat{\lambda}_i) \quad (\text{E. 4.6})$$

- Test paramétrique du type de la statistique t de Dickey-Fuller Augmenté (Group t – *Statistique*):

$$\tilde{Z}_t^* \equiv N^{-\frac{1}{2}} \sum_{i=1}^N \left(\sum_{t=1}^T \hat{S}_i^{*2} \hat{e}_{i,t-1}^{*2} \right)^{-\frac{1}{2}} \sum_{t=1}^T \hat{e}_{i,t-1}^* \Delta \hat{e}_{i,t}^* \quad (\text{E. 4.7})$$

Avec

$$\hat{\lambda}_i = \frac{1}{T} \sum_{s=1}^{K_i} \left(1 - \frac{S}{K_i + 1}\right) \sum_{t=s+1}^T \hat{\mu}_{i,t} \hat{\mu}_{i,t-s} \quad (\text{E. 4.8})$$

$$\hat{S}_i^2 \equiv \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \hat{\mu}_{i,t}^2 \quad (\text{E.4.9})$$

$$\hat{\sigma}_i^2 = \hat{S}_i^2 + 2\hat{\lambda}_i \quad (\text{E.4.10})$$

$$\hat{\sigma}_{N,T}^2 \equiv \frac{1}{T} \sum_{i=1}^N \hat{L}_{11_i}^2 \hat{\sigma}_i^2 \quad (\text{E. 4.11})$$

$$\hat{S}_i^{*2} \equiv \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \hat{\mu}_{i,t}^{*2} \quad (\text{E. 4.12})$$

$$\hat{S}_{N,T}^{*2} \equiv \frac{1}{T} \sum_{i=1}^N \hat{S}_i^{*2} \quad (\text{E. 4.13})$$

$$\hat{L}_{11_i}^2 = \frac{1}{T} \sum_{t=1}^T \hat{n}_{i,t}^2 + \frac{2}{T} \sum_{s=1}^{K_i} \left(1 - \frac{S}{K_i + 1}\right) \sum_{t=s+1}^T \hat{n}_{i,t} \hat{n}_{i,t-s} \quad (\text{E. 4.14})$$

On remarque que les statistiques «between» diffèrent de celles dites «within» puisqu'elle ne comporte pas de terme $\hat{L}_{11_i}^2$ (la variance conditionnelle de long terme individuelle des résidus) [16-20].

Références

- [1].F. Carrat, A. Mallet, V. Morice, “ *Biostatistique*, ” Université Pierre et Marie Curie PACES - UE4 2013 , 2014 , pp.1-179 ; <http://www.chups.jussieu.fr/polys/biostats/poly/stats.pdf>
- [2].“ *Processus stochastique*, ” M2 Mathématiques Jean-Christophe Breton Université de Rennes 1 Septembre-Décembre 2013 ; https://perso.univ-rennes1.fr/jean-christophe.breton/Fichiers/processus_M2.pdf
- [3].<https://samos.univ-paris1.fr/archives/membres/perraudin/ST/resumechap2.pdf>
- [4].<https://www.math.univ-paris13.fr/~tourner/fichiers/agreg/statistiques.pdf>
- [5].Levin A, Lin C.F, “ *Unit Root Test in Panel Data: Asymptotic and Finite Sample Properties*”, University of California at San Diego, 1992, Discussion Paper 92-93.
- [6].Levin A, Lin C.F, “ *Unit Root Test in Panel Data: New Results*”, University of California at San Diego, 1993, Discussion Paper 93-56.
- [7].Levin A., Lin C.F, Chu C.S.J, “ *Unit Root Test in Panel Data: Asymptotic and Finite Sample Properties*”, 2002, Journal of Econometrics, 108, pp. 1-24.
- [8].Im K.S., Pesaran M.H. et Shin Y, “ *Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panels*”, DAE, 1997, Working Paper 9526, University of Cambridge.
- [9].Im K.S., Pesaran M.H. et Shin Y, “ *Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panels*”, revised version of the DAE, 2002, Working Paper 9526, University of Cambridge.
- [10]. Im K.S., Pesaran M.H. et Shin Y, “ *Testing for Unit Roots in Heterogeneous Panels*”, 2003, Journal of Econometrics, 115,1, pp. 53-74.
- [11]. Maddala G.S. et Wu S, “ *A Comparative Study of Unit Root Tests with Panel Data and a New Simple Test*”, 1999, Oxford Bulletin of Economics and Statistics, special issue, pp. 631-652.
- [12]. Nam T. Hoang et Robert F. Mcnown, “ *Panel Data Unit Roots Tests Using Various Estimation Methods*, ” University of Colorado at Boulder.
- [13]. Choi I, “ *Combination Unit Root Tests for Cross-Sectionally Correlated Panels*”, 2002, Mimeo, Hong Kong University of Science and Technology.
- [14]. Choi I, “ *Combination Unit Root Tests for Cross-Sectionally Correlated Panels*, ” In D Corbae, SN Durlauf, BE Hansen (eds.), Theory and Practice: Frontiers of Analysis and Applied Research, chapter 12, pp. 311–333. Cambridge University Press, Cambridge.
- [15]. Choi I, “ *Nonstationary Panels*, ” In TC Mills, K Patterson (eds.), Econometric Theory, volume 1 of Palgrave Handbook of Econometrics, chapter 13, pp. 511–539. Palgrave MacMillan, New York.
- [16]. Pedroni P, “ *Panel Cointegration, Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis*”, 1995, Working Paper in Economics, 92-013, Indiana University.
- [17]. Pedroni P, “ *Panel Cointegration, Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis: New Results*”, 1997, Working Paper in Economics, Indiana University.
- [18]. Pedroni P, “ *Critical Values for Co-integration Tests in Heterogenous Panels with Multiple Regressors*”, 1999, Oxford Bulletin of Economics and Statistics, S1, 61, pp. 653-670.
- [19]. Pedroni P, “ *Panel Cointegration, Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis*”, 2001, Working Paper in Economics, Indiana University.
- [20]. Pedroni P, “ *Panel Cointegration. Asymptotic and Finite Sample Properties of Pooled Time Series Tests with an Application to the PPP Hypothesis*”, 2004, Econometric Theory, 20(3). pp. 597-625.

Publications

Les résultats de cette thèse sont présentés dans les publications suivantes :

-Revue internationale

- Samir Ghouali, Yassine Zakarya Ghouali and Mohammed Feham. An Investigation of Analytic Decision during Driving Test. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA)*, Vol.8, No.2, 2017.
- Samir Ghouali, Mohammed Feham and Yassine Zakarya Ghouali. The Direction of Information between Cardiorespiratory Hemodynamic Signals: Test Analysis using Granger Causality. *GSTF Journal of Mathematics, Statistics and Operations Research (JMSOR)*, Vol.2, No.2, October 2014. DOI: 10.5176/2251-3388_2.2.52.
- Samir Ghouali, Mohammed Feham and Yassine Zakarya Ghouali. Revealing the Dynamic Correlation between Cardiac and Respiratory Hemodynamic Signals Using Time-Dependent Panel Co-Integration Analysis. *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering* Vol.3, Issue 11, November 2014. DOI: 10.15662/ijareeie.2014.0311091.
- Samir Ghouali, Yassine Zakarya Ghouali and Mohammed Feham. A study of the Dynamic Interactions between ECG, EEG, BP and Respiration during Sleep: Test analysis-using panel Co-integration. (*Soumis*)
- Samir Ghouali, Yassine Zakarya Ghouali and Mohammed Feham. Predict the causes of road Accidents: A survey based on Logit, Probit and Tobit models (en cours de preparation).
- Samir Ghouali, Yassine Zakarya Ghouali and Mohammed Feham. Investigation of key factors for Sleep Apnea Syndrome (SAS): Multiple discriminant Analysis, logit and Probit models (en cours de preparation).

-Chapitre d'ouvrage

- Ghouali S., Feham M., Ghouali Y.Z. (2016) The Granger Causality Effect between Cardiorespiratory Hemodynamic Signals. In: Chen K., Ravindran A. (eds) Forging Connections between Computational Mathematics and Computational Geometry. Springer Proceedings in Mathematics & Statistics, vol 124. Springer, Cham; DOI: 10.5176/2251-1911_CMCGS14.50_23 ; Online ISBN: 978-3-319-16139-6

-Conférence internationale avec comité de lecture

- Samir Ghouali, Mohammed Feham and Yassine Zakarya Ghouali. Causal relationships between Cardiorespiratory Hemodynamics signals: Test Analysis using panel cointegration. The World Congress on Computer Applications and Information Systems (WCCAIS'2014); 2014 January 17-19, Tunisia, IEEE Tunisia, pp 1-8, DOI: 10.1109/WCCAIS.2014.6916591; ISBN: 978-1-4799-3351-8/14.

-Conférences nationales

- Samir Ghouali and Mohammed Feham. Conception and implementation of an ECG Application system based on android smartphones. Conférence Nationale sur les Technologies de l'Information et les Télécommunications CNTIT'13 ; 2013 Décembre 10-11.

Résumé :

Cette thèse s'inscrit dans le cadre général de développement des applications embarquées en télémédecine. Nous avons commencé par une étude approfondie du signal ECG à travers une analyse complète du paramètre QRSTA (QRS-T-area) de ce signal. Cette étude a conduit au développement de notre première application «DIAGNOSE ECG», embarquée sur un smartphone, pour la détermination du paramètre QRSTA considéré comme un indicateur de la mort subite. Ensuite, nous avons étudié les interactions cardiorespiratoires hémodynamiques afin d'analyser leurs impacts sur l'apnée du sommeil et sur l'état des conducteurs. Dans ce cadre, nous avons contribué par le développement d'un modèle causal multi-varié, basé sur la causalité de Granger entre les signaux respiratoires, hémodynamiques et cardiaques. Enfin, nous avons élaboré une nouvelle approche d'analyse des signaux physiologiques à base d'un modèle de co-intégration sur données panel, permettant la quantification à court et à long termes à l'aide des estimateurs FM-OLS et DOLS.

Mots clés : Services de Télémédecine, QRSTA, étude multi-variée, Causalité au sens de Granger, co-intégration en Panel, FM-OLS, et DOLS.

Abstract:

This thesis is a part of the general development framework for embedded applications in telemedicine. We started with a thorough study of the ECG signal through a full analysis of QRSTA (QRS-T-area) parameter of this signal. This study led to the development of our first application "DIAGNOSE ECG", embedded on a smartphone, for the determination of the QRSTA parameter, which is considered as an indicator of sudden death. Then, we studied the hemodynamic cardiorespiratory interactions in order to analyze their impact on sleep apnea and the condition of the drivers. In this context, we have contributed on the development of a multi-varied causal model, based on Granger's causality analysis between respiratory, hemodynamic and cardiac signals. Finally, we developed a new approach of analyzing physiological signal based on panel co-integration approach, allowing short- and long-term quantification using FM-OLS and DOLS estimators.

Keywords: Telemedicine services, QRSTA, Multivariate study, Granger Causality, Panel co-integration, FM-OLS, and DOLS.

ملخص:

تمت هذه الأطروحة في إطار تطوير التطبيقات المتخصصة في التطبيب عن بعد. انطلقنا من دراسة وافية لإشارات تخطيط القلب وذلك من خلال تحليل شامل للمعامل QRSTA وتوصلنا بفضل هذه الدراسة إلى تطوير أول تطبيق "DIAGNOSE ECG" الذي يشتغل على أنظمة الهواتف الذكية، بغية تحديد المعامل QRSTA الذي يعتبر مؤشرا مهما في حالات الموت المفاجئ.

في هذا الصدد، ساهمنا في تطوير نموذج السببية متعدد المتغيرات مستندين في ذلك إلى تحليل سببية Granger بين إشارات الجهاز التنفسي، الدورة الدموية والقلب. وأخيرا، وضعنا مقارنة جديدة لتحليل الإشارات الفيزيولوجية باستخدام تقنية التكامل المشترك لبيانات ال Panel ، الأمر الذي يتيح تقدير هذه العلاقة في المدى القصير والطويل بمساعدة المقدرات FM-OLS و DOLS.

كلمات البحث: خدمات الطب عن بعد، QRSTA، دراسة المتغيرات المتعددة، سببية Granger، التكامل المشترك على لوحة البيانات، FM-OLS، DOLS.