

Université Abou Bekr Belkaid
Tlemcen Algérie



جامعة أبي بكر بلقايد

تلمسان الجزائر

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



THESE



Présentée

**À L'UNIVERSITE DE TLEMCCEN
FACULTÉ DE TECHNOLOGIE**

Pour l'obtention du diplôme de

DOCTORAT

Spécialité : " Génie Biomédical "

Par

RERBAL Souhila (ep) ZIANI CHERIF

TRAITEMENT NUMERIQUE DU SIGNAL PHYSIOLOGIQUE

EN TELEMEDECINE

Soutenu en 2014 devant le Jury:

N. GHOUALI	Professeur à l'Université de Tlemcen	Président
A. KADDOUR	Professeur à l'U.S.T.Oran	Examineur
G. NASSAR	Professeur à l'Université de Valenciennes	Examineur
M. BENABDELLAH	Professeur à l'Université de Tlemcen	Directeur de Thèse

Traitement Numérique du signal physiologique
en Télé médecine

Auteur : RERBAL Souhila

Prof. Responsable : BENABDELLAH Mohammed

à la mémoire de mon père....

à ma famille,

à tous ceux qui me sont chers.

REMERCIEMENTS

Monsieur le Professeur M. BENABDELLAH, qu'il trouve ici mes remerciements pour son soutien scientifique, son aide et sa disponibilité.

Je remercie particulièrement Monsieur le Professeur N. GHOUALI, de m'avoir fait l'honneur de bien vouloir accepter de présider le jury de ma soutenance.

Je tiens vivement à exprimer ma profonde reconnaissance aux Professeurs A. KADDOUR et G. NASSAR, qui m'ont fait l'honneur de bien vouloir juger ce travail.

المخلص

الملخص

في هذه الأطروحة ، نقدم تطوير واجهة انسان- آلة للمعلومات الطبية و الاتصالات عن بعد HMI ICTM المسؤولة عن:

- اخذ إشارات متعددة الأبعاد للمريض و الممثلة للحالة المرضية في جسمه.
- مراقبة الأنظمة الطبية لذوي الأعضاء الفسيولوجية المريضة.
- لدعم نقل البيانات من خلال شبكات المعلوماتية الطبية.

هذه الواجهة صممت في بيئة Visual Basic المسؤولة عن إدارة عملية الاستقبال، المعالجة الفضائية الطيفية الزمنية، الأرشفة و نقل البيانات الطبية عن طريق الشبكات الطبية باستخدام بروتوكول الاتصال TCP / IP التسجيل المتزامن للإشارات الثلاث ECG –PPG –PTG يسمح بتوفير أحسن تشخيص، علاج و مراقبة أمراض القلب والتنفس عن طريق رصد المعالجة الفضائية الطيفية الزمنية متعددة العناصر و التداخلين الالي و البيئي .

كلمات مفتاحية : - ECG - PTG - PPG - الطب عن بعد- PDRF - ADRP - FII - EDRA - التداخل الالي- التداخل البيئي - FFT- DSP

Résumé

RESUME

Dans le cadre de cette thèse, Nous présentons le développement d'une interface homme machine d'information et de communication télé médicale IHM-ICTM ayant pour mission :

- de prélever sur le patient des signaux multidimensionnels représentatifs de son état physiopathologique.
- de contrôler des systèmes médicaux de suppléance d'organes physiologiques déficients.
- de prendre en charge le transfert des données à travers des réseaux informatiques médicaux.

Cette interface soft développée sous environnement Visual Basic chargée de piloter l'acquisition, le traitement spatio-spectro temporel, l'archivage et le transfert des données médicales à travers des réseaux médicaux sous le protocole TCP/IP.

L'enregistrement simultané des trois signaux physiologiques ECG, PPG et PTG , permet une meilleure prise en charge de la défaillance cardio-respiratoire sur le plan diagnostic, thérapeutique et une surveillance grâce au traitement numérique spatio-spectro temporel multi paramétrique et corrélatrice de ces signaux.

Mots clés : *ECG – PTG –PPG – Télémedecine– EDRA- EDRF- PDRA- PDRF- Autocorrelation – Inter-correlation – FFT – DSP.*

Abstract

ABSTRACT

We propose in this thesis to present the development of a man machine telemedical interface of information and communication telemedical HMI-ICTM. This allows respectively:

- To measure on the patient multidimensional signals representing its pathophysiological state.
- To Control substitution medical systems of physiological defective organs.
- To support the transfer of data through computer medical networks.

The Software interface developed in Visual Basic environment responsible for controlling the acquisition, processing spatial and temporal spectroscopy, archiving and transferring of the medical data through medical networks in the TCP / IP.

The simultaneous recording of these signals (ECG, PPG and PTG) allows a better management of cardio respiratory failure. This management is on a diagnostic bases, the processing and the monitoring through digital processing, and multi parametric spatial, temporal, spectral and correlation of these signals.

Keywords: ECG, PTG, PPG, Telemedicine, EDRA, EDRF, PDRA, PDRF, Autocorrelation, Intercorrelation, FFT, DSP.

TABLE DES MATIERES

DEDICACE.....	3
REMERCIEMENT.....	5
RESUME EN ARABE	7
RESUME	9
ABSTRACT.....	11
TABLE DES MATIERES.....	13
TABLE DES FIGURES.....	17
LISTE DES TABLEAUX.....	21
GLOSSAIRE.....	22
FONCTIONS MATHEMATQUES	25
INTRODUCTION GENERALE	27
CHAPITRE I : Présentation des signaux physiologiques objets de notre traitement.....	30
I.INTRODUCTION	30
II. Electrocardiographie.....	31
II.I. Physiologie du cœur	31
II.2. Propriétés du muscle myocardique	33
II.3.Cycle cardiaque	34
II.4. Electrocardiogramme.....	35
II.4.1. Dérivations électrocardiographiques	35
II .4.2. Tracé électrocardiographique sous la dérivation D1	38
II .4.3.Pathologies cardiaques.....	41
III.Pneumotachographie	47
III.1. Système respiratoire	47
III.2. Physiologie de l'appareil respiratoire.....	49
III.2.1. La mécanique ventilatoire	50
III.3. Représentation spirographique de la respiration	51
III.4. Trajet de l'O ₂ dans le sang	54
IV.Mesure de la saturation d'O ₂	56
IV.1. Pléthysmographie.....	57
IV.2. Spectrophotométrie	57

V. Photoplethysmographie	57
VI. Conclusion.....	58
CHAPITRE II : Description des capteurs biomédicaux générateurs des signaux traités.....	59
I. Introduction.....	59
II. Généralités sur les capteurs.....	60
II.1. Modes de fonctionnement des capteurs	60
II.2. Choix d'un capteur	61
III. Les capteurs biomédicaux	62
III.1. Capteurs électro-cardiographiques	62
III.1.1. Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal électro-cardiographique	64
III.2. Capteurs de respiration	64
III.3. La Pneumotachographie de Fleish.....	66
III.4.1. Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal respiratoire	67
III.4. Capteur optique	67
IV. L'Oxymètre de pouls.....	68
IV.3. Principe de fonctionnement du capteur Photopléthysmographique	69
IV .3.1. La loi de Beer-Lambert	69
IV.4. Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal Photopléthysmographique	70
V. Conclusion.....	72
CHAPITRE III : Traitement numérique du signal physiologique.....	73
I. Introduction.....	73
II. Analyse temporelle	74
II.1. Implémentation du filtrage rejeteur du 50Hz	74
II.2. Analyse corrélatore.....	76
II.2.1. Définition de l'auto-corrélation	76
II.2.2. La fonction d'auto-corrélation	76
II.2.3. Les propriétés mathématiques de la fonction d'auto-corrélation	76
II.2.4. La fonction d'auto-corrélation temporelle	76
III. Analyse spectrale.....	77
III.1. Approche dite Radix 2.....	78
III.2. Approche dite INDEX MAPPING	81
III.2.1. Notion du papillon :.....	85
III.2.2. Les algorithmes de la FFT.....	86
III.3. Contenu spectral de l'ECG	88

III.4. Densité spectrale de puissance moyenne d'un signal.....	89
IV.La Transformée en ondelettes	90
IV.1. Transformée en ondelette continue - Transformée en ondelette discrète.....	92
IV.1.1. Implémentation par banc de filtres.....	93
IV.1.2. Analyse multi-résolution.....	94
IV.3. Résultats et discussions	96
V.Conclusion.....	101
CHAPITRE III : Interface du traitement numérique du signal physiologique.....	102
I.Introduction.....	102
II.Présentation de l'interface de traitement numérique du signal physiologique.....	103
III.Acquisition du signal physiologique	103
III.1. Le Microsoft Comm Control 6.0.....	104
III.1.1. Les propriétés de base du Microsoft Comm Control.....	104
III.1.2. La communication par événements	105
IV.Filtrage numérique	106
V.Traitement numérique	108
V.1.Analyse spatiale.....	108
V.2. Analyse temporelle.....	109
V.2.1. Détection des pics.....	110
V.2.2. Tracé des signaux EDRA et PDRA.....	111
V.2.3. Tracé des signaux EDRF et PDRF	112
V.2.4. Tracé des signaux HRV et VFPPG.....	113
V.2.5. Tracé de la variabilité ECG- PPG.....	113
V.3. Analyse corrélatoire.....	114
V.4. Analyse spectrale.....	117
V.4. 1. Algorithmes de l'analyse spectrale.....	117
V.6. Densité inter-spectrale de puissance moyenne.....	126
V.7. Résultats et discussions.....	129
V.7.1. Analyse Spatiale	129
V.7.2. Analyse Temporelle.....	129
V.7.3. Analyse Spectrale	130
V.7.4. Densité spectrale de puissance moyenne.....	130
V.7.5. Densité inter-spectrale de puissance moyenne	130
VI. Conclusion.....	131

CHAPITRE V : Introduction de notre application dans les réseaux télé-médicaux.....	134
I.INTRODUCTION	134
II.Télémédecine.....	135
III.Evolution de la télémédecine.....	135
IV.Apports et enjeux de la télémédecine.....	137
V.Applications de la télémédecine	137
VI.Contextes d'utilisation de la télémédecine pré-enregistrée.....	138
VII.Contextes d'utilisation de la télémédecine en temps réel	139
VIII.Bénéfices de la Télémédecine	141
VIII.1. Bénéfices pour les professionnelles de la santé.....	141
VIII.2. Bénéfices pour le système de santé	142
VIII.3. Bénéfices pour les patients	142
IX.Télémédecine à domicile.....	143
X.Concept d'Habitat Intelligent pour la Santé.....	143
X.1. Objectifs du HIS	144
X.2. Principe de fonctionnement du HIS.....	144
X.3. Enjeux du HIS	145
X.4. Applications de laTélésurveillance médicale	146
X.4.1. Le systèmed'acquisitionautomatique de donnéesphysiologiques	146
X.4.2. Le systèmed'acquisitionautomatique de donnéesphysiologiques	146
XI.Etude de la Chaîne Télémédicale	147
XII- Implémentation de l'architecture client –serveur pour le transfert des données sous protocole TCP/IP :.....	149
XII.1. protocole TCP/IP	149
XII.2. L'interface logicielle de communication.....	149
XII.2.1. Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin.....	149
XIII.Conclusion.....	153
CONCLUSION GENERALE.....	154
REFERENCES.....	156

TABLE DES FIGURES

Figure I.1-Anatomie du cœur	31
Figure I.2-Dépolarisation et repolarisation d'une cellule.....	32
Figure I.3- Innervation cardiaque.....	33
Figure I.4-Circulation sanguine dans le cœur lors d'une révolution cardiaque.....	34
Figure I.5- Les 12 dérivations de l'ECG	35
Figure I.6-Dérivations bipolaires DI, DII, DIII.....	36
Figure I.7- Dérivations unipolaires aVL, aVR, aVF.....	36
Figure I.8 - Dérivations unipolaires précordiales.....	37
Figure I.9 -Production du signal ECG.....	38
Figure I.10 - Tracé électrocardiographique.....	39
Figure I.11– Extrasystole Ventriculaire (ESV)	42
Figure I.12 – Extrasystoles Auriculaires (ESA).....	43
Figure I.13 - Extrasystoles Jonctionnelles (ESJ).....	44
Figure I.14– Tachycardie ventriculaire	45
Figure I.15 -Appareil respiratoire.....	48
Figure I.16-Les alvéoles pulmonaires	49
Figure I. 17 - Inspiration et expiration.....	50
Figure I. 18 - Représentation d'un cycle respiratoire.....	51
Figure I.19 -Volume et la capacité pulmonaire chez l'homme.....	52
Figure I.20 - Circulation du sang.....	54
Figure I.21- Composition d'une molécule de l'hémoglobine.....	56
Figure I.22 - Forme de signal PPG	57
Figure II.1 - Schéma synoptique d'un capteur	60
Figure II.2 -Electrodes de surface	63
Figure II.3 -Exemple de différentes électrodes d'ECG.....	63
Figure II.4 -Electrodes de l'ECG.....	64
Figure II.5 - Schéma bloc du système ECG.....	64
Figure II.6 -Pneumotachographe de type Lilly.....	65

Figure II.7- Le pneumotachographe de type Fleisch.....	66
Figure II.8 -Capteur à pression différentielle [19].....	67
Figure II.9 -schéma bloc du capteur de pression différentielleà reluctance variable.	67
Figure II.10 - Capteur de l'oxymétrie.....	68
Figure II.11 -Schéma explicite d'une cellule d'absorption.	70
FigureII.12 -Représentation du capteur duPPG.....	71
Figure II.13 - Représentation du capteur du PPG.....	71
Figure II.14 -Photo illustrant le système de traitement numérique du signal physiologique en Télémédecine.....	72
Figure III.1-Interférences du champ magnétique à 50Hz venant du secteur sur le tracé électro- cardiographique.....	74
Figure III.2 -Interférences d'origine électro-myographique.....	75
Figure III.3 -ECG contaminé par les différents bruits.....	75
Figure III.4 -ECG Filtré[24].	76
Figure III.6 - Les papillons de la FFT	86
Figure III.8 - Graphe d'écoulement pour N=8.	88
Figure III.9 - Contenu spectral de l'ECG.	89
Figure III.10 - Plan temps-fréquence ou temps -échelle	93
Figure III.11 - Algorithme d'analyse.....	96
Figure III.12 -Algorithme de reconstitution.	96
Figure III.13 - Tracé d'ECG bruité.....	97
Figure III.14: Analyse par Ondelette chapeau mexicain	97
Figure III.15 - Signal ECG temporairement bruité.....	98
Figure III.16 - Analyse par ondelette chapeau Mexicain.	98
Figure III.17 - Coefficients détails d'ondelette Debauchie.	99
Figure III.18 -Signal ECG bruité.....	99
Figure III.19 - Signal débruité.....	100
Figure III.20 - Signal ECG filtré par filtrage récursif.....	100
Figure III.21 -Tracé des deux ECG filtré par le filtre récursif (tracé bleu) et par ondelettes de Db1(tracé rouge).....	101

Figure IV.1 – Interface de traitement numérique des signaux physiologiques.	103
Figure IV.2 - Acquisition des trois signaux physiologiques	105
Figure IV.3 - ECG contaminé par le 50 Hz.....	106
Figure IV.4 -Spectre d'un ECG contaminé par le 50 Hz.....	107
Figure IV.5 - Tracé de l'ECG filtré.	107
Figure IV.6 - Tracé du spectre de l'ECG filtré.....	108
Figure IV.7 - Affichage des amplitudes (ECG-PPG-PTG).....	109
Figure IV.8 - Affichage des durées.	110
FigureIV.9–Organigrammede l'algorithme de détection des pics.....	111
Figure IV.10 - Détection des pics- EDRA-PDRA-PTG.....	112
Figure IV.11 - Détection des pics- EDRF-PDRF-PTG.	113
Figure IV.12 - Tracé du signal HRV- VFPPG.	114
Figure IV.13 - Variabilité ECG-PPG.	115
Figure IV.14 - Fonction d'autocorrélation ECG.	116
Figure IV.15 - Fonction d'autocorrélation PTG.....	116
Figure IV.16 - Fonction d'autocorrélation PPG.	117
Figure IV.17 - Fonction d'inter-corrélation PPG-PTG.	118
Figure IV.18 -Algorithme de d'analyse spectrale.	119
Figure IV.19 - Forme générale du papillon de la FFT.....	120
Figure IV.20- Spectre de l'ECG.....	123
Figure IV.20 - Spectre du PPG.....	124
Figure IV.22 - Spectre du PTG.....	124
Figure IV.23 - Densité spectrale de puissance moyenne de l'ECG.....	125
Figure IV.24 - Densité spectrale de puissance moyenne du PPG.	126
Figure IV.25 - Densité spectrale de puissance moyenne du PTG.	127
Figure V.26 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PTG.	128
Figure IV.27 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PPG.....	129
Figure IV.28 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux PPG-PTG.	130
Figure V.1 -Première Télé-électrocardiographie réalisé par Einthoven.....	136
Figure V.2 - EnregistrementTéléométrique.....	139
Figure V.3 -Exemple de Télé-chirurgie.....	140
FigureV.4 -Contrôle à distance du praticien: Télémanipulation.	141
Figure V.5 -Système d'information de la télésurveillance médicale à domicile.	144
Figure V.6 -La chaine télé-médicale	148

Figure V.7 – Fenêtre de transfert des données médicales.	150
Figure V.8-Donnée de l'ECG sous forme archivée (*. DAT).....	151
Figure V.9 -L'organigramme de transfert de fichier (coté serveur).....	152
Figure V.10- L'organigramme de réception de fichier (coté client)	153

TABLE DES FIGURES

Figure I.1-Anatomie du cœur	31
Figure I.2-Dépolarisation et repolarisation d'une cellule.....	32
Figure I.3- Innervation cardiaque.....	33
Figure I.4-Circulation sanguine dans le cœur lors d'une révolution cardiaque.....	34
Figure I.5- Les 12 dérivations de l'ECG	35
Figure I.6-Dérivations bipolaires DI, DII, DIII.....	36
Figure I.7- Dérivations unipolaires aVL, aVR, aVF.....	36
Figure I.8 - Dérivations unipolaires précordiales.....	37
Figure I.9 -Production du signal ECG.....	38
Figure I.10 - Tracé électrocardiographique.....	39
Figure I.11– Extrasystole Ventriculaire (ESV)	42
Figure I.12 – Extrasystoles Auriculaires (ESA).....	43
Figure I.13 - Extrasystoles Jonctionnelles (ESJ).....	44
Figure I.14– Tachycardie ventriculaire	45
Figure I.15 -Appareil respiratoire.....	48
Figure I.16-Les alvéoles pulmonaires	49
Figure I. 17 - Inspiration et expiration.....	50
Figure I. 18 - Représentation d'un cycle respiratoire.....	51
Figure I.19 -Volume et la capacité pulmonaire chez l'homme.....	52
Figure I.20 - Circulation du sang.....	54
Figure I.21- Composition d'une molécule de l'hémoglobine.....	56
Figure I.22 - Forme de signal PPG	57
Figure II.1 - Schéma synoptique d'un capteur	60
Figure II.2 -Electrodes de surface	63
Figure II.3 -Exemple de différentes électrodes d'ECG.....	63
Figure II.4 -Electrodes de l'ECG.....	64
Figure II.5 - Schéma bloc du système ECG.....	64
Figure II.6 -Pneumotachographe de type Lilly.....	65

Figure IV.1 – Interface de traitement numérique des signaux physiologiques.	103
Figure IV.2 - Acquisition des trois signaux physiologiques	105
Figure IV.3 - ECG contaminé par le 50 Hz.....	106
Figure IV.4 -Spectre d'un ECG contaminé par le 50 Hz.....	107
Figure IV.5 - Tracé de l'ECG filtré.	107
Figure IV.6 - Tracé du spectre de l'ECG filtré.....	108
Figure IV.7 - Affichage des amplitudes (ECG-PPG-PTG).....	109
Figure IV.8 - Affichage des durées.	110
FigureIV.9–Organigrammede l'algorithme de détection des pics.....	111
Figure IV.10 - Détection des pics- EDRA-PDRA-PTG.....	112
Figure IV.11 - Détection des pics- EDRF-PDRF-PTG.	113
Figure IV.12 - Tracé du signal HRV- VFPPG.	114
Figure IV.13 - Variabilité ECG-PPG.	115
Figure IV.14 - Fonction d'autocorrélation ECG.	116
Figure IV.15 - Fonction d'autocorrélation PTG.....	116
Figure IV.16 - Fonction d'autocorrélation PPG.	117
Figure IV.17 - Fonction d'inter-corrélation PPG-PTG.	118
Figure IV.18 -Algorithme de d'analyse spectrale.	119
Figure IV.19 - Forme générale du papillon de la FFT.....	120
Figure IV.20- Spectre de l'ECG.....	123
Figure IV.20 - Spectre du PPG.....	124
Figure IV.22 - Spectre du PTG.....	124
Figure IV.23 - Densité spectrale de puissance moyenne de l'ECG.....	125
Figure IV.24 - Densité spectrale de puissance moyenne du PPG.	126
Figure IV.25 - Densité spectrale de puissance moyenne du PTG.	127
Figure V.26 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PTG.	128
Figure IV.27 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PPG.....	129
Figure IV.28 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux PPG-PTG.	130
Figure V.1 -Première Télé-électrocardiographie réalisé par Einthoven.....	136
Figure V.2 - EnregistrementTéléométrique.....	139
Figure V.3 -Exemple de Télé-chirurgie.....	140
FigureV.4 -Contrôle à distance du praticien: Télémanipulation.	141
Figure V.5 -Système d'information de la télésurveillance médicale à domicile.	144
Figure V.6 -La chaine télé-médicale	148

Figure V.7 – Fenêtre de transfert des données médicales.	150
Figure V.8-Donnée de l'ECG sous forme archivée (*. DAT).....	151
Figure V.9 -L'organigramme de transfert de fichier (coté serveur).....	152
Figure V.10- L'organigramme de réception de fichier (coté client)	153

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1.a – (a) et (b) : Valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque.....	40
Tableau I.2 – Différentsvolumes pulmonaires.	53
Tableau I.3 -Capacités pulmonaires.	53
Tableau III.1 -Les valeurs de W_8^{nk}	49
Tableau III.2 - Valeur de n	52
Tableau III.3 -Valeur de k	52
Tableau III.4 - Valeur de n	57
Tableau III.5 - Valeur de k	57
Tableau IV.1-Les valeurs de i et n.....	121
Tableau IV.2- Les valeurs de n pour q=2.....	122
Tableau IV.3- Les valeurs de n pour q=3.....	122
Tableau IV.4- Les valeurs de n pour q=4.....	122
Tableau IV.5 - Résultats de l’analyse spatiale.....	130
Tableau IV.6 -Résultats de l’analyse temporelle.....	131
Tableau IV.7 - Résultats de l’analyse spectrale.....	131
Tableau IV.8 - Résultats de l’ densité spectrale de puissance moyenne	131
Tableau IV.9 - Résultats de la densité inter-spectrale de puissance moyenne	132

Glossaire

A

Amp : Amplitude.

Amp. Per. Resp. : Amplitude d'une période respiratoire.

aVR(right), aVL(left), aVf(foot): Dérivations unipolaires.

B

BMP: Battements par minutes.

BPCO : broncho-pneumopathie chronique obstructive.

C

CI : Capacité Inspiratoire.

CPT : Capacité pulmonaire totale.

CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle.

CV : Capacité vitale.

D

D.C.E: Data Communication Equipment.

D_{\max} : Débit maximum.

D.T.E: Data Terminal Equipment.

E

ECG: Electrocardiogramme.

EDRA : Extraction du signal respiratoire en amplitude à partir de l'ECG.

EDRF : Extraction du signal respiratoire à partir de l'ECG par démodulation de fréquence.

EMG : Electromyogramme.

ESA: ExtraSystoles Auriculaires.

ESJ: ExtraSystoles Nodales ou Jonctionnelles.

ESV: ExtraSystole Ventriculaire.

Exp : Expiration.

F

FFT : Fast Fourier Transform.

FTP: File Transfer Protocol.

H

Hb : Hémoglobine.

HbO₂ : Oxyhémoglobine.

HIS : Habitat Intelligent pour la Santé.
HRV: Heart Rate Variability.
HTTP: Hypertext Transfer Protocol.

I

Insp : Inspiration.

N

NTIC : Nouvelles technologies de l'information et des télécommunications.

P

PEF : Pic maximum d'une expiration.
PIF: Pic maximum d'une inspiration.
PTG: Pneumotachogramme.
PPG: Photopléthysmogramme.
PDRA : Extraction du signal respiratoire en amplitude à partir de l'PPG.
PDRF : Extraction du signal respiratoire à partir de l'PPG par démodulation de fréquence.

R

RTC: Réseau Téléphonique Commuté.

S

SAMU : Service d'Aide Médicale Urgente.
SaO₂ : Saturation artérielle en oxygène.
SMTP: Simple Mail Transfer Protocol.
SpO₂ : Saturation pulsée en oxygène.
STIC : Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication.

T

TCP: Transport Control Protocol.
Te : temps d'une expiration.
TFD : Transformée de Fourier discrète.
TFDI : Transformée de Fourier discrète inverse.
TFR : Transformée de Fourier rapide.
Rt : Temps pour expirer 65% du volume total.

V

V1, V2, V3, V4, V5, V6, V3R, V4R : Dérivations unipolaires précordiales.
VC : Volume courant.
VFPPG : Variation fréquentielle du PPG.

VR : Volume résiduel.

VRE : Volume de réserve expiratoire.

VRI : Volume de réserve inspiratoire.

Fonctions mathématiques

$m(t)$: Variable au cours du temps.

$s(t)$: Signal.

$b(t)$: Bruit externe

D : Débit d'écoulement;

k : Constante de proportionnalité

Δp : Différence de pression entre les deux 1 et 2 points

A : Absorbance (sans unité),

L : Epaisseur de la solution traversée (en mètre),

C : Concentration molaire (en $mol.l^{-1}$)

ε : Coefficient d'extinction molaire de l'absorption du sang à une longueur d'onde λ .

λ : Longueur d'onde

C : Concentration de la substance dont l'absorption est constante dans le milieu,

L : Longueur du chemin optique à travers le support.

I_0 : Intensité incidente.

I : Intensité transmise.

$x(n)$: Signal discret.

$y(n)$: Sortie du filtre.

$K_x(\tau)$: Fonction d'auto-corrélation temporelle du signal $x(t)$.

$K_{xy}(\tau)$: Fonction d'inter-corrélation temporelle des signaux $x(t)$ et $y(t)$

$X_N[k]$: Transformée de Fourier discrète d'ordre N .

$G[k]$: Transformée de Fourier des points pairs

$H[k]$: Transformée de Fourier des points impairs.

n : Indexation temporelle de la TFD.

k : Indexation fréquentielle de la TFD.

W_N^{kn} : Facteur de tours.

$s_x(\nu)$: Densité spectral de puissance moyenne.

$T_0(a, b)$: Coefficient en ondelette.

$\psi(t)$: Ondelette mère.

$\hat{\psi}(\omega)$: Transformée de Fourier de $\psi(t)$

$f(k)$: Séquence d'entrée.

V_{moy} : Valeur moyenne de la séquence d'entrée $f(k)$.

V_{seuil} : Valeur seuil.

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

Problématique de la thèse

La problématique du thème de recherche que nous développons dans le cadre de cette thèse de doctorat intitulée : « Traitement numérique du signal physiologique en Télémédecine » s'inscrit dans le cadre général de l'axe de recherche pris en charge par l'équipe de Télémédecine du laboratoire de Génie Biologique et Médical et dont la préoccupation principale est un travail de développement technique Hardware et Software de plateformes techniques, dédiées à la conception d'interfaces Homme-Machine d'informations et de communications télé-médicales.

Objectifs de la thèse

Les objectifs du travail que nous développons dans le cadre de cette thèse sont les suivants :

- ✓ La mise en œuvre d'une biométrie in vivo-in situ, en temps réel et simultanément de plusieurs signaux physiologiques, au moyen de capteurs conçus et réalisés au sein du laboratoire par les différents chercheurs de l'équipe. Dans le cadre de cette thèse, **trois signaux physiologiques** ont fait l'objet de cette biométrie puis de son traitement. Il s'agit de l'**Electrocardiogramme (ECG)** représentatif de l'activité électrique du myocarde, du **Photopléthysmogramme (PPG)** représentatif de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire, et enfin du **Pneumotachogramme (PTG)** représentatif de l'activité ventilatoire de l'appareil respiratoire.
- ✓ De faire parvenir ces données biométriques prélevées sur le patient aux moyens de capteurs appropriés à un terminal informatique local. **A ce niveau, notre contribution personnelle a été la suivante:** une fois le signal physiologique hébergé sous forme de fichier de données (.DAT), par le biais d'une interface Hardware microcontrôlée,

programmée en langage Assembleur, nous procédons à l'implémentation logicielle sous environnement Visual Basic **d'une application réalisant le traitement numérique du signal physiologique en télémédecine** proprement dite, capable de réaliser les fonctionnalités suivantes:

- 1- l'affichage isolé ou simultané et en temps réel des trois signaux physiologiques (ECG-PPG et PTG).
- 2- leur archivage en vue d'un transfert éventuel de données à travers les réseaux télémedicaux, sous protocole TCP-IP.
- 3- les traitements numériques dont bénéficient ces signaux s'articulent autour de leurs analyses spatio-spectro-temporelle qui comporte:
 - l'analyse spectrale des signaux, au moyen de l'implémentation d'un algorithme de calcul de la transformée de Fourier rapide FFT, basée sur le procédé combiné Index-Mapping-Radix 2.
 - le calcul de la densité spectrale et inter-spectrale des différents signaux au moyen de l'établissement de leurs fonctions d'auto et d'inter-corrélation temporelle, conformément au théorème de Wiener Kintchine.
 - le calcul et l'affichage de l'amplitude des différentes ondes constituant le signal par simple sélection de celle-ci.
 - le calcul et l'affichage de la durée entre les différentes ondes constituant le signal par simple sélection de celle-ci (en particulier celles qui permettent l'affichage de la fréquence cardiaque et de la durée des cycles respiratoires).
 - la détection des pics des différents signaux par la mise en œuvre d'un moyennage, un seuillage et un fenêtrage des différents signaux.
 - grâce à l'algorithme de détection des pics, nous avons procédé à la dérivation du signal respiratoire à partir de l'ECG, dénommé EDRA (ECG derived respiration) par démodulation d'amplitude ou à partir du PPG dénommé PDRA (Photoplethysmogram derived respiration).
 - Les signaux EDRA et PDRA sont superposés au signal respiratoire obtenu par pneumotachographie en vue d'exploitation clinique de la fonction cardio-circulo-respiratoire. Ce même algorithme permet aussi l'extraction du signal respiratoire à partir du signal ECG et PPG. Cette extraction se fait par démodulation de fréquences dénommées respectivement EDRF et PDRF. Ces deux signaux sont superposés au signal respiratoire. La variabilité ECG-PPG nous permet de tracer le signal HRV (Heart Rate Variability) et de tracer la

variabilité fréquentielle du PPG puis d'estimer la fréquence cardiaque et la fréquence du PPG.

- l'analyse corrélative nous a permis le calcul et le tracé de la fonction d'auto-corrélation de ces trois signaux, puis les fonctions d'inter-corrélation ECG-PPG, ECG-respiration et PPG-respiration.

Aspect télé-médical du traitement numérique du signal physiologique

L'application que nous avons développée dans le cadre de cette thèse a été conçue pour être hébergée au niveau du terminal informatique local et au niveau du terminal informatique distant avec possibilité de transfert des données sous le protocole TCP/IP.

Organisation de cette thèse

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse et les résultats obtenus sont organisés en cinq chapitres.

Dans le premier chapitre nous présentons les signaux physiologiques ; objets de notre traitement. Le premier signal est l'Electrocardiogramme (ECG) représentatif de l'activité électrique du myocarde, le second est le Pneumotachogramme (PTG) représentatif de l'activité ventilatoire de l'appareil respiratoire et enfin le Photopléthysmogramme (PPG) représentatif de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire au niveau des territoires alvéolo-capillaires.

Le second chapitre est consacré à la description des capteurs biomédicaux, générateurs des signaux traités.

Dans le troisième chapitre, nous présentons les méthodes de traitement numérique du signal par analyse spatiale, temporelle, corrélatoire, inter-corrélatoire et spectrale. Une analyse par ondelette a été introduite dans le but d'éliminer le bruit du réseau du signal ECG.

Le quatrième chapitre est consacré à la présentation de l'interface de traitement numérique du signal physiologique.

Et enfin, le cinquième chapitre est consacré à l'introduction de notre application dans les réseaux Télé médicaux.

Chapitre I

Présentation des signaux physiologiques objets de notre traitement

I. INTRODUCTION

Les signaux physiologiques sont des grandeurs physiques prélevés sur le corps humain au moyen de capteurs appropriés. Ils sont détenteurs d'informations relatives à l'état physiopathologique du patient. Leur traitement revêt un caractère informationnel primordial, permettant d'éclairer le médecin dans son diagnostic et de le guider dans sa thérapeutique.

Nous présentons dans ce chapitre une description des signaux physiologiques suivants : l'Electrocardiogramme (ECG) représentatif de l'activité électrique du myocarde, le Pneumotachogramme (PTG) représentatif de l'activité ventilatoire de l'appareil respiratoire et le Photopléthysmogramme (PPG) représentatif de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire au niveau des territoires alvéolo-capillaires.

II. Electrocardiographie

Compte tenu de son caractère anodin, non invasif et de la richesse des informations présentes dans le signal électro-cardiographique, l'électrocardiographie représente une méthode de choix pour l'exploration du myocarde. Ce dernier fait partie du système cardiovasculaire. Sa principale fonction est d'assurer aux organes et aux tissus un flux sanguin adéquat, continu et sous pression suffisante afin de satisfaire à la fois leurs besoins énergétiques et leurs renouvellement cellulaire[1].

II.I. Physiologie du cœur

Le cœur est un muscle creux (figure I.1) dont la fonction est d'assurer la petite circulation (grâce au ventricule droit) et la grande circulation (grâce au ventricule gauche). Il doit remplir cette fonction sans défaillir une seule minute, de la naissance à la mort, jour et nuit, au rythme de 60 à 80 contractions par minutes. A chaque contraction, le cœur éjecte environ 5 à 6 litres de sang à la minute[2].

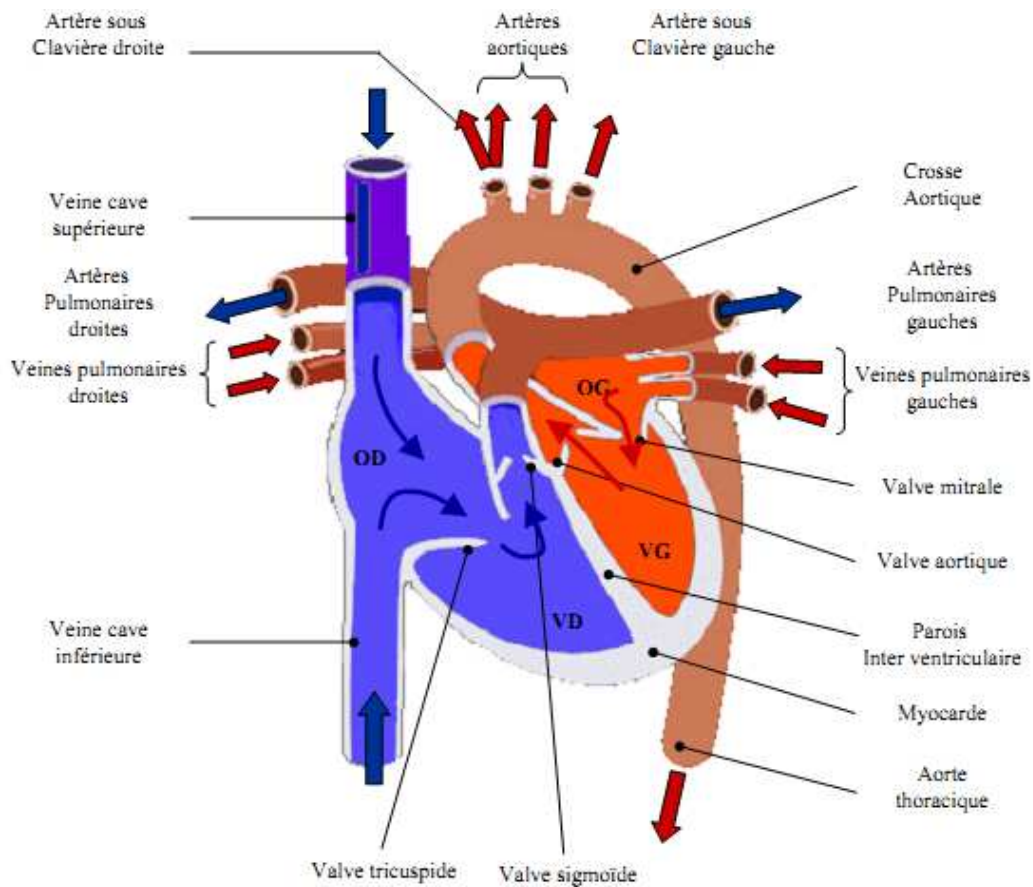


Figure I.1-Anatomie du cœur

La physiologie du cœur est complexe. Son fonctionnement fait appel à des notions à la fois mécaniques (par son effet d'irrigation de l'organisme), électriques (par le fait qu'il soit activé et contrôlé par les influx nerveux) et chimiques (vu la mise en jeu de substances chimiques). De plus, son étude doit tenir compte de son milieu intracellulaire et extracellulaire qui sont totalement indépendants. Chacun de ces milieux est électriquement neutre (la quantité des charges électronégatives est égale à celle des charges électropositives), mais leur composition est différente : il ya par exemple du calcium dans le milieu extracellulaire, et du potassium dans le milieu intracellulaire. Cette répartition de charges crée une différence de potentiel électrique de part et d'autre de la membrane qui sépare les deux milieux. Au niveau de la cellule myocardique, la différence de potentiel entre l'intérieur et l'extérieur, que l'on appelle potentiel de repos ou potentiel diastolique de l'ordre de - 90 mV (figure I.2). Quant au potentiel d'action, il est dû à une modification de la perméabilité de la membrane cellulaire aux ions de calcium, de potassium et de sodium. Il indique la contraction musculaire qui survient lorsqu'un stimulus suffisamment puissant est appliqué. Cela se traduit électriquement par une inversion brutale du potentiel de repos : l'extérieur de la cellule devient électronégatif par rapport à l'intérieur. Le retour au potentiel de repos se fait lentement.

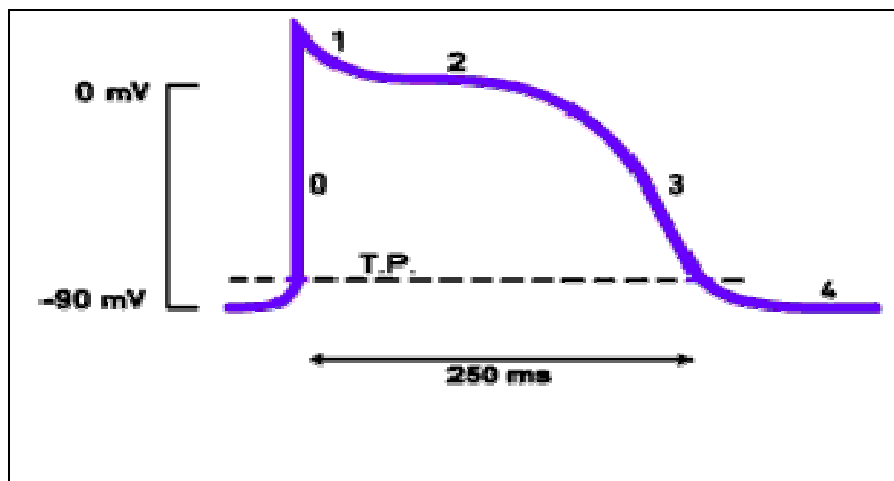


Figure I.2-Dépolarisation et repolarisation d'une cellule

Toutes les cellules du muscle cardiaque agissent de la même façon. Cependant, les cellules appartenant au nœud sinusal de Keith et flack (figure I.3) se dépolarisent plus vite que les autres et vont imposer leur rythme de fonctionnement aux différentes régions myocardiques. La décharge du nœud sinusal de keith et flack est contrôlée par le système nerveux.

II.2. Propriétés du muscle myocardique

A. Excitabilité et la contractilité du myocarde

Au repos, la cellule myocardique est excitable et répond au stimulus par une dépolarisation (inversion des charges positives et négatives).

On appelle « seuil », l'intensité minimale du stimulus pour l'obtention de la dépolarisation. Pendant la durée du potentiel d'action, la cellule myocardique du ventricule n'est plus excitable : c'est la phase réfractaire absolue.

B. Automatisme

Les cellules du nœud de Keith et Flack donnent naissance à un stimulus, au rythme de 80 dépolarisations par minute. Il se propage dans tout le cœur par le faisceau de His et le réseau de Purkinje (figure I.3). Ce centre automatique prend la commande du cœur, et inhibe les autres centres de cet organe.

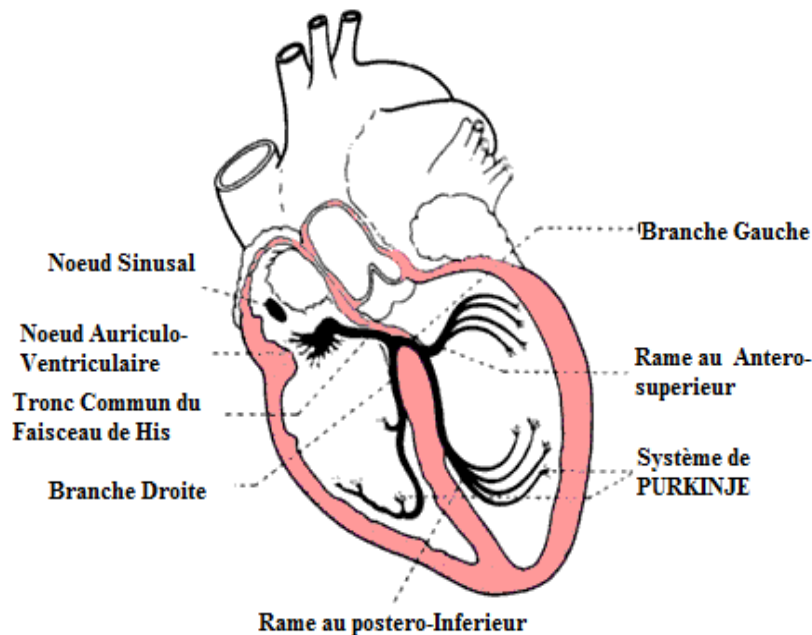


Figure I.3- Innervation cardiaque

II.3.Cycle cardiaque

Le cycle cardiaque est dénommé révolution cardiaque. C'est l'ensemble des phénomènes qui se produisent de façon cyclique au niveau du cœur. Pendant ce cycle qui dure à peine une seconde, il se crée successivement des différences de pression dans les cavités cardiaques, provoquant l'ouverture ou la fermeture des différentes valves, et permettent l'éjection du sang ou le remplissage des cavités. Il se décompose en trois phases (figure I.4)[3]:

a) La diastole

C'est la phase de repos, pendant laquelle le cœur se remplit de sang en provenance de la veine cave et de la veine pulmonaire.

b) La systole auriculaire

C'est le début de la phase de contraction, au cours de laquelle les oreillettes chassent le sang dans les ventricules.

c) La systole ventriculaire

C'est la phase de contraction des ventricules, qui suit immédiatement la contraction des oreillettes.

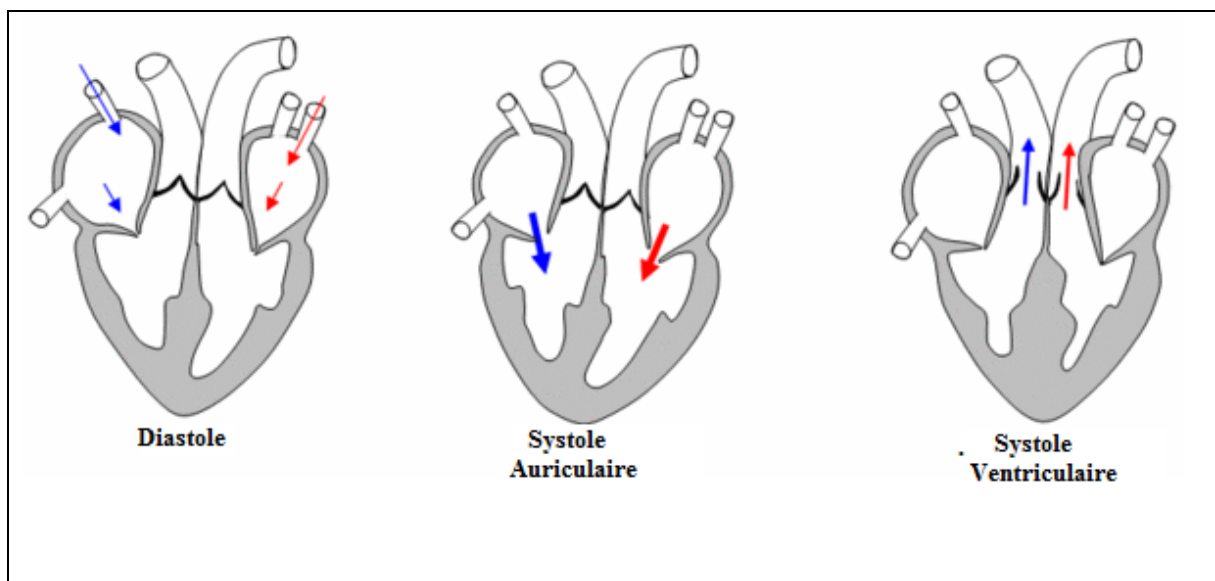


Figure I.4-Circulation sanguine dans le cœur lors d'une révolution cardiaque.

II.4. Electrocardiogramme

L'électrocardiogramme est un signal physiologique représentatif de l'activité électrique du muscle cardiaque. Cette activité se propage dans le corps humain, jusqu'à la peau. Cela permet de faire des enregistrements de signaux électro-cardiographiques, au moyen d'électrodes positionnées sur plusieurs endroits de la surface du corps, en particulier au niveau du thorax.

II.4.1. Dérivations électrocardiographiques

La dérivation du courant d'action du cœur se fait toujours entre deux points reliés aux bornes de l'électrocardiographe. Selon les différentes dérivations, l'électrocardiogramme se présente différemment. C'est en confrontant ces différentes dérivations que l'on arrive à avoir une représentation significative. Il existe classiquement douze dérivations, donc douze points d'observation différents de l'activité électrique du cœur (figure I.5) [3].

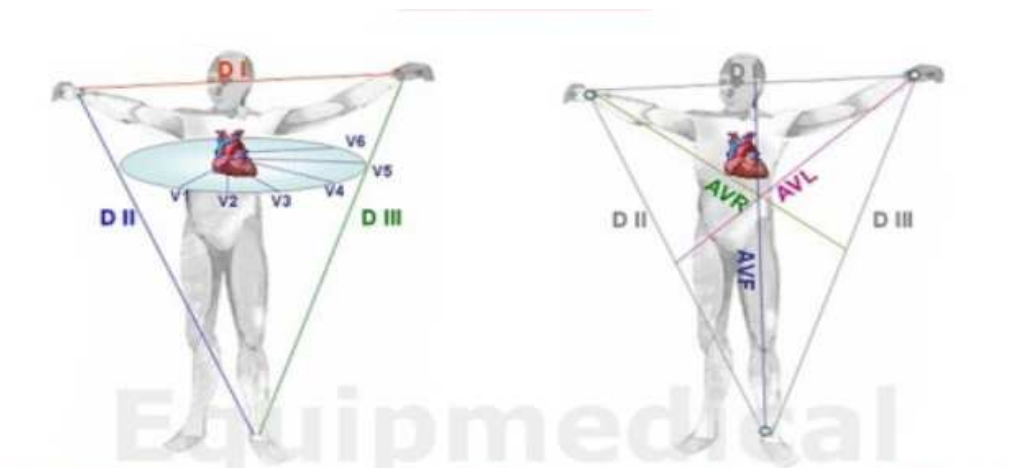


Figure I.5- Les 12 dérivations de l'ECG

A. Dérivations bipolaires: DI, DII, DIII

Les dérivations bipolaires : DI, DII, DIII sont représentées sur la figure I.6 :

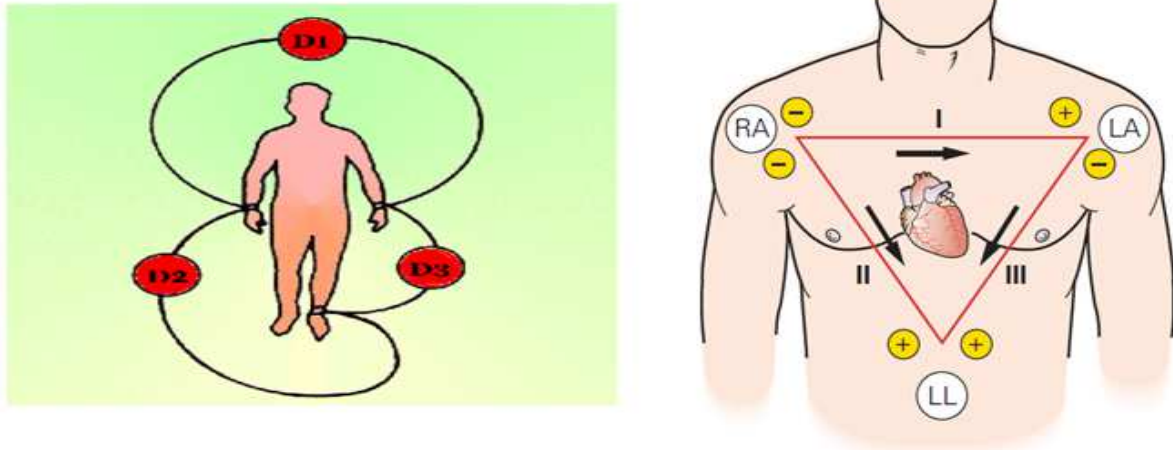


Figure I.6-Dérivations bipolaires DI, DII, DIII.

DI reliant : poignet droit - poignet gauche.

DII reliant : poignet droit - jambe gauche.

DIII reliant : poignet gauche - jambe gauche.

Ces dérivations sont bipolaires puisqu'elles enregistrent une différence de potentiel entre deux électrodes par rapport à une électrode de référence.

DI explore la paroi latérale gauche du ventricule gauche.

DII suit la cloison inter-ventriculaire et l'apex.

DIII explore la région ventriculaire droite et diaphragmatique du cœur.

B. Dérivations unipolaires: aVR, aVL, aVF

Les dérivations unipolaires : aVR, aVL, aVF sont représentées sur la figure I.7 :

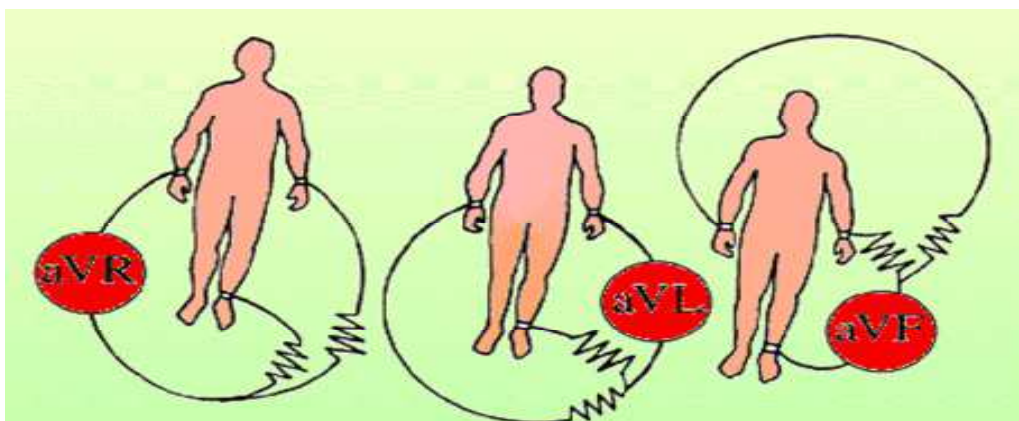


Figure I.7- Dérivations unipolaires aVL, aVR, aVF.

Comme le montre la figure I.7, en plus de l'électrode de référence, les deux autres électrodes sont utilisées comme suit: la première explore les variations de potentiel d'un des membres. La deuxième est reliée soit à une borne de potentiel zéro (VR, VL, VF), soit aux deux autres membres réunis (aVR, aVL, aVF) tels que :

aVR (poignet droit): explore le potentiel endo-cavitaire.

aVL (poignet gauche) : explore la paroi latérale supérieure du ventricule gauche.

aVF (jambe gauche) : correspond à la partie inféro-diaphragmatique du cœur.

C. Dérivations unipolaires précordiales : V1, V2, V3, V4, V5, V6

Les dérivations unipolaires précordiales (figure I.8.) n'utilisent qu'une seule électrode exploratrice sur la paroi thoracique antérieure. Elles apportent six nouveaux aspects électriques de l'activité cardiaque. Elles sont définies comme suit :

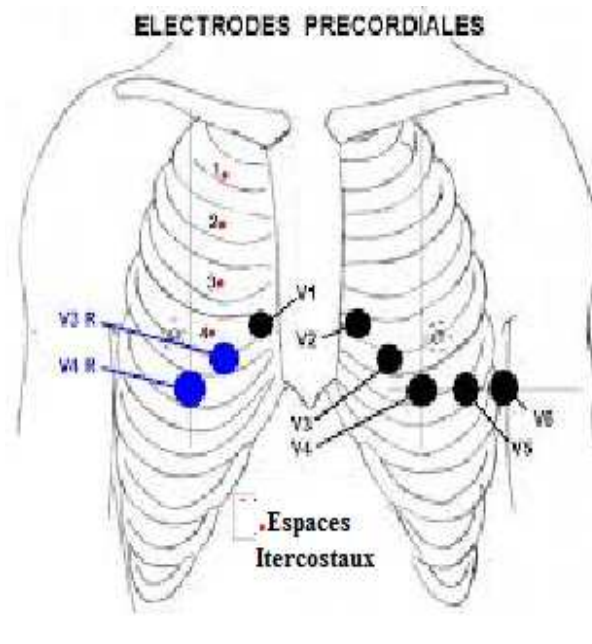


Figure I.8 - Dérivations unipolaires précordiales.

V1 – extrémité interne du 4^e E.I.C.D.

V2 – extrémité interne du 4^e E.I.C.G.

V3 – au milieu de la ligne V2, V4.

V4 – intersection de la ligne médio-claviculaire et 5^e E.I.C.G.

V5 – intersection de la ligne axillaire antérieure gauche et de l'horizontale passant par V4.

V6 – intersection de la ligne médio-axillaire gauche et de l'horizontale passant par V4.

On peut être amené à utiliser des électrodes précordiales postéro-gauches : V7, V8, ainsi que des unipolaires précordiales à droite du sternum :

V3R (right) symétrique à droite de V3 par rapport au sternum.

V4R (right), V4 sternum.

V1, V2, V3 explorent les cavités droites du cœur et la cloison inter-ventriculaire.

V4, V5, V6 explorent la paroi latérale du ventricule gauche et l'apex.

II .4.2. Tracé électrocardiographique sous la dérivation D1

Chaque partie du cœur (figure I.9) est le siège d'une dépoliarisation (perte de potentiel de repos) et d'une re-polarisation ultérieure (récupération du potentiel de repos)[5].

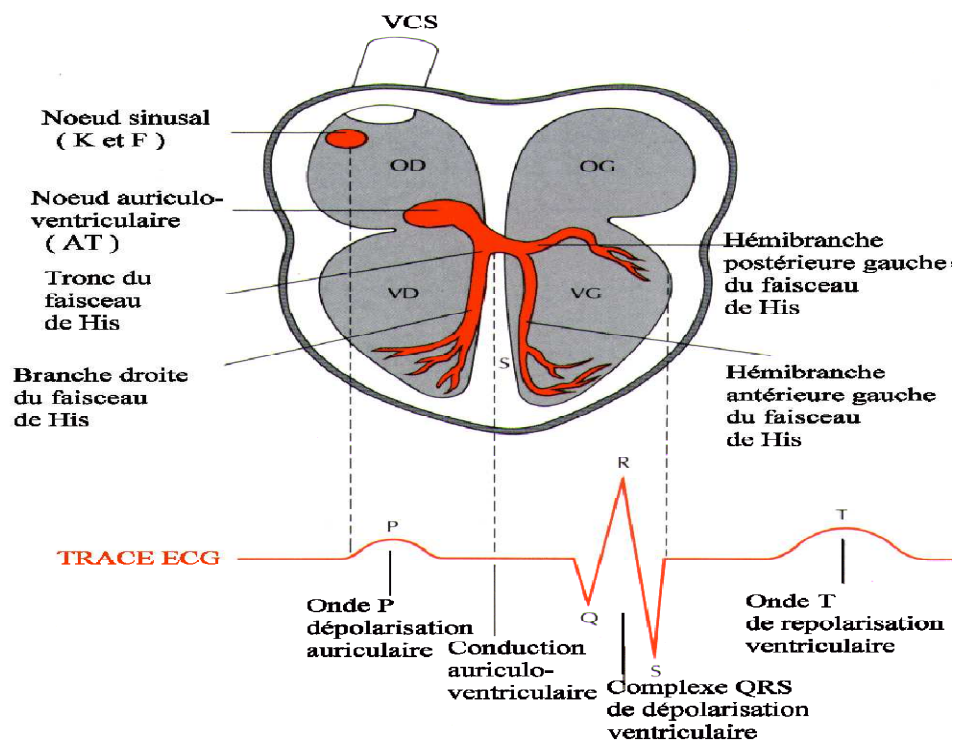


Figure I.9 -Production du signal ECG

La figure I.10 représente un tracé électrocardiographique normal sur la dérivation DI :

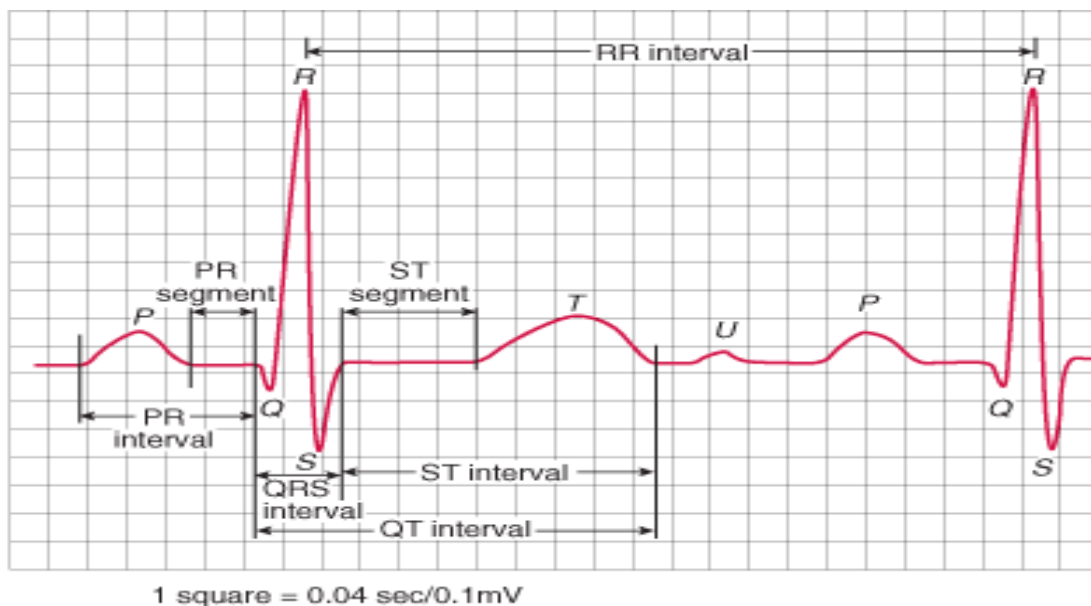


Figure I.10 - Tracé électrocardiographique.

L'onde P : elle traduit la contraction de l'oreillette, c'est une onde auriculaire de dépolarisation [2]. Son amplitude ne dépasse pas 2mm en DII et sa durée est comprise entre 0.08 et 0.11 sec. Elle est habituellement positive dans toutes les dérivations sauf en VR. Elle peut être négative en DIII [4].

L'onde QRS : elle traduit l'activité électrique du ventricule, c'est l'onde ventriculaire rapide de dépolarisation. En regard du ventricule gauche, elle regroupe une petite onde négative Q inférieure à 0.04s, une onde positive R plus ample et, éventuellement une petite onde négative S[2]. Le complexe QRS est inférieur à 0.1s habituellement compris entre 0.06 et 0.08s[4].

L'onde T : C'est une onde lente de repolarisation ventriculaire. Elle survient après un léger intervalle de temps [2]. Elle est asymétrique avec une partie ascendante lente et un versant descendant plus abrupt. Elle se développe en général dans le même sens que QRS par rapport à la ligne isoélectrique[4].

L'onde U : elle succède à l'onde T. Habituellement positive, son origine est mal précisée. Il ne faut pas la confondre avec l'onde P. Elle est souvent bien visible en V3, V4[4].

Les tableaux I.1.a et I.1.b résument les différentes valeurs des paramètres de l'ECG d'un adulte en bonne santé :

	Onde P	Intervalle PQ	Complexe QRS	Intervalle ST	Intervalle QT	Onde T
Durée (sec)	0.08-0.1	0.12-0.2	0.08	0.20	0.36	0.2
Amplitude (mV)	(Pa) 0.25	Isoélectrique : 0	Q<0, R>0, S<0	Isoélectrique : 0	-	Ta>0

Tableau I.1.a

Type d'onde	Origine	Amplitude (mV)	Durée (sec)
L'onde P	Dépolarisation artérielle	$\leq 0.2\text{mV}$	Intervalle : P-R 0.12 – 0.22
L'onde R	Repolarisation et dépolarisation ventriculaire	1.60	0.07 – 0.1
L'onde T	Repolarisation des ventricules	0.1 – 0.5	Intervalle : Q-T 0.35 – 0.44
Intervalle S – T	Contraction ventriculaire		Intervalle : S-T 0.015 – 0.5

Tableau I.1.b

Tableau I.1 (a) - (b) : Valeurs habituelles des différents paramètres caractérisant un battement cardiaque [6].

II .4.3.Pathologies cardiaques

L'électro-cardiologie est une discipline qui a pour objectif de décrire les anomalies de fonctionnement du cœur en étudiant la forme, la fréquence et l'évolution des signaux électriques cardiaques.

Cette partie décrit brièvement les différentes pathologies cardiaques susceptibles d'être repérées en étudiant le signal ECG. L'objectif, ici, n'est pas d'analyser précisément leurs origines et leurs conséquences sur le fonctionnement cardiaque, ni de décrire les traitements que ces pathologies nécessitent, mais simplement de mettre en relation certaines observations anormales du tracé ECG avec les pathologies les plus courantes. Il s'agit ainsi, d'effectuer un diagnostic à partir de l'étude des caractéristiques des ondes P, Q, R, S et T (formes, durée relatives...), au-delà d'une simple analyse de rythme.

L'analyse de l'électrocardiogramme comprend la mesure des amplitudes et durées ainsi que l'examen de la morphologie de l'onde P, du complexe QRS, de l'onde T, de l'intervalle PR, du segment ST, de l'intervalle QT...

Les paramètres liés à l'étude du rythme et de la forme des ondes de l'ECG sont :

II .4.3.a. Rythme cardiaque

Le repérage des ondes R, nous permet d'étudier le rythme cardiaque. Ce rythme est caractérisé par deux propriétés : la fréquence des ondes R, exprimée en nombre de battements par minute (bpm) et leur régularité.

En l'absence de toute pathologie, le rythme est régulier et sa fréquence est en moyenne de 70 battements par minute chez l'adulte [7]. Cette fréquence diminue avec l'âge et l'entraînement physique. Il peut y avoir des problèmes liés au trouble du rythme en dehors de ces limites. Ce problème doit faire l'objet d'une étude approfondie pour définir une éventuelle pathologie dépendante.

En effet, l'accélération du rythme est liée à l'activité du patient (période de stress, période d'effort...). Pour cela, il est indispensable de prendre en compte cette activité avant d'effectuer un diagnostic.

II .4.3.b. Battement cardiaque standard et ses caractéristiques

L'étude d'un seul battement ne fournit que peu d'indications pour établir un diagnostic, mais les variations des paramètres caractéristiques de chaque battement le long d'un signal ECG constituent une source d'information primordiale (tableaux I.1.a-I.1.b)

Cet outil de diagnostic permet de détecter les pathologies cardiaques rythmiques, musculaires, les problèmes extracardiaques métaboliques, médicamenteux, hémodynamiques et autres.

II .4.3.c. Caractéristiques et types de l'extrasystole

L'extrasystole est une excitation ventriculaire prématurée par rapport à la dépolarisation attendue, d'origine auriculaire, nodale ou ventriculaire. Parfois physiologique, elle peut cependant traduire une pathologie sous-jacente plus ou moins grave.

▪ Extra Systole Ventriculaire (ESV)

Les ESV sont des battements anormaux, ils s'observent sur quasiment tous les enregistrements. La présence d'un ESV n'indique aucune pathologie particulière, mais si, de façon récurrente, leur nombre par minute est supérieur à 6, elles peuvent être un signe précurseur d'une tachycardie ventriculaire, ce qui constitue une pathologie majeure [5].

Le tracé d'un battement ESV est représenté sur la figure (figure I.11) où la durée du complexe est supérieure à la durée d'un complexe QRS normal.

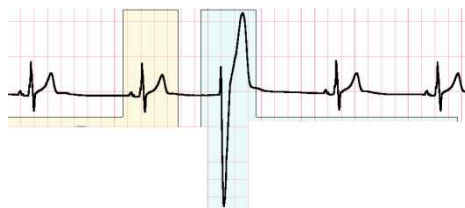


Figure I.11– Extrasystole Ventriculaire (ESV)

▪ Extra Systoles Auriculaires (ESA)

La pathologie ESA n'est pas aussi inquiétante que la précédente (ESV) mais l'apparition fréquente de celle-ci sur le signal ECG, peut être gênante. Elle est interprétée sur un tracé par le fait de non régularité des distances entre les pics R. Qui veut dire donc, que la distance (nombre d'échantillons) entre deux pics R successifs soit supérieure aux autres distances (nombre d'échantillons) compris entre les autres pics (figure I.12).



Figure I.12 – Extrasystoles Auriculaires (ESA)

Les complexes QRS extrasystoliques restent fins et normaux.

- **Extra Systoles Nodales ou Jonctionnelles (ESJ)**

On dit qu'il y a une présence d'une ESJ si le complexe QRS est très fins, de morphologie identique au tracé en rythme sinusal, sans onde P ou avec une onde P dite rétrograde.

Le tracé de l'ESJ est donné sur la figure (figure I.13).



Figure I.13 - Extrasystoles Jonctionnelles (ESJ)

Elle peut être située avant le complexe QRS, noyée dedans ou placée juste après, entre le QRS et l'onde T [8].

II .4.3.d. Diagnostic à partir du rythme

Le repérage des ondes R permet d'analyser le rythme qui fut l'un des premiers traitements automatiques du signal cardiaque. Cette technique est basée sur l'extraction des deux paramètres caractéristiques: la fréquence des battements et leur régularité.

Les deux sections suivantes traitent respectivement des troubles de la fréquence et de la régularité, sachant que certaines pathologies induisent ces deux anomalies rythmiques.

- **Fréquence**

Un rythme cardiaque est dit normal s'il est en moyenne de 70 bpm chez l'adulte (en journée : entre 60-100 bpm et entre 40-80 bpm pendant la nuit). Hors de ces limites, on parle de bradycardie lorsqu'il est trop lent, et de tachycardie lorsque qu'il est trop rapide [5].

- **Bradycardie**

La fréquence cardiaque peut être modifiée par de multiples facteurs, la plupart non cardiaque: alimentation, sportivité, etc. Chez un sportif entraîné en endurance la fréquence cardiaque peut être proche de 30 battements/mn sans que cela soit anormal. Pour le reste de la

population on parle de *bradycardie*. Dans ce cas, le rythme cardiaque est inférieur à 60 battements par minute [8].

▪ Tachycardie

Comme il a été mentionné auparavant, la présence d'un battement ESV n'indique aucune pathologie particulière mais leurs nombres successifs peuvent créer une tachycardie ventriculaire (figure I.14). Elle est caractérisée par le fait que la fréquence soit supérieure à 100 bpm.

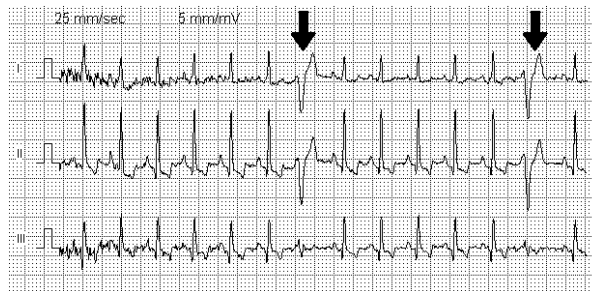


Figure I.14– Tachycardie ventriculaire

Rythme: On parle de doublet (2 ESV de suite), de triplet (3 ESV de suite); au-delà, on parle de salve d'ESV ou de tachycardie ventriculaire non soutenue. Celle-ci peut causer la mort subite. Elles peuvent être bigéminées (une ESV après chaque complexe normal), ou trigéminées (une ESV tous les deux complexes normaux).

La durée QRS est normalement comprise entre 0.06-0.10 au-delà de 0.12 seconde on évoque un trouble majeur.

▪ Arythmies, ou troubles de la régularité

L'absence de régularité des battements cardiaques est une caractéristique importante du rythme pour le diagnostic. Ce problème, appelé *arythmie*, est souvent associé à un trouble de la production ou de la conduction de l'impulsion électrique (foyers ectopiques, blocs, boucles...).

Notons qu'il existe des variantes de l'arythmie, tels que, les foyers ectopiques (auriculaire ou ventriculaire), les fibrillations et les blocs; le lecteur intéressé pourra se reporter à [5], [8].

II .4.3.e. Diagnostic à partir des ondes

L'analyse (outre le rythme) de la forme des ondes de chaque battement a vu le jour grâce à la puissance des calculateurs modernes et les nouvelles techniques de traitement du signal. Ce type d'analyse reste pour l'instant essentiellement limité à la forme de l'onde R [8]. L'étude individuelle de chacune des ondes permet de réaliser un véritable pré-diagnostic. Ce diagnostic est effectué sur la base de la connaissance experte, grâce à la localisation de l'origine du problème lorsque les battements cardiaques, le complexe QRS et l'onde T, ne sont pas normaux.

Ainsi, les méthodes, que nous cherchons à proposer, permettent un repérage précis et continu de la plupart des ondes caractéristiques (Q, R...) du battement. Elles devront permettre de localiser plus précisément les zones du signal susceptibles de porter la trace d'un comportement anormal du cœur sur les 24 heures d'enregistrement.

- **Onde P**

Forme de l'onde P

L'onde P a une forme variable qui peut révéler la présence d'un (ou plusieurs) foyer(s) ectopique(s) auriculaire(s). La forme de l'onde P est différente au cours d'une période, le rythme introduit par le foyer ectopique rend la détection de ce type d'anomalie difficile par la seule étude du rythme [8].

Généralement, dans le cas normal, la durée de l'onde P est de 80 ms. La forme des ondes P anormalement larges interprètent une dilatation d'une des oreillettes.

Intervalle PQ

L'intervalle PQ est calculé entre le début de l'onde P et le début de l'onde Q. Cette distance est normalement comprise entre 120 ms et 200 ms, et reste fixe quelle que soit la fréquence. Hors de ces limites on peut avoir une variante de pathologies [5].

- **Complexe QRS**

Le complexe QRS est la partie du battement la plus simple à repérer, en raison de l'amplitude dominante (supérieure) de l'onde R. C'est pour cette raison que la détection automatique des ondes R est celle qui a été réalisée en premier et c'est aujourd'hui l'analyse la plus aboutie [8].

Forme du complexe

On peut observer par exemple, sur un ECG, une onde R plus large qui correspond à un problème de conduction de l'impulsion électrique [5]. Généralement, la QRS est comprise entre 0,06s et 0,10s au-delà de 0,12 seconde on évoque un trouble majeur.

Intervalle QT

La distance entre le complexe QRS et l'onde T est mesurée entre le début de l'onde Q et la fin de l'onde T.

Cet intervalle doit être compris entre 350 ms et 430 ms [8]. En dehors de cet intervalle, le patient peut être atteint d'hypocalcémie, par exemple.

▪ **Onde T**

Comme l'onde R, l'analyse et l'interprétation précise de la forme de l'onde T, en termes de pathologies, nécessite un enregistrement sur 12 dérivations [5].

Forme de l'onde T

Les amplitudes de l'onde T anormalement grandes peuvent provoquer une hyperkaliémie. Cette pathologie est caractérisée par une faible amplitude de l'onde T et nécessite parfois un traitement d'urgence [5].

Par contre, l'établissement d'un «diagnostic automatique» à partir de l'analyse de l'onde T n'est pas possible à cause de l'absence de critères objectifs sur la normalité ou non de l'amplitude de l'onde T. Pour cela, il est nécessaire d'effectuer une analyse sur un suivi temporel des paramètres descriptifs de la forme de cette onde [8].

Intervalle ST

La distance est calculée entre la fin de l'onde S et le début de l'onde T. En absence de pathologie, cet intervalle doit correspondre à un segment linéaire d'amplitude constante et nulle. Un sur-décalage ou un sous-décalage par rapport à une référence, nommée «ligne de base» sont en général associées à une souffrance cardiaque [8]. Ainsi, le suivi temporel des caractéristiques de ce segment, en particulier sa position par rapport à la ligne de base, constitue un élément d'information tout à fait majeur.

Enfin, l'étude de cet intervalle est fondamentale pour attirer l'attention du praticien sur le risque d'apparition de pathologies potentiellement majeures.

L'analyse et la caractérisation du signal ECG permet de déceler un grand nombre de pathologies cardiaques et par conséquent dresser un diagnostic précis, fiable et efficace.

III. Pneumotachographie

La pneumotachographie est l'une des méthodes les plus utilisées dans l'exploration fonctionnelle respiratoire.

La fonction respiratoire peut être définie comme l'ensemble des processus aboutissant aux échanges gazeux entre un organisme et son environnement. Chez l'homme la respiration se subdivise en quatre composantes : la ventilation, le débit sanguin, la diffusion et le contrôle ventilatoire. Les explorations fonctionnelles respiratoires comprennent classiquement [9] :

- la mesure des volumes pulmonaires et des débits ventilatoires forcés,
- la mesure des gaz du sang,
- l'étude de la mécanique respiratoire, de la fonction des muscles respiratoires et de la commande ventilatoire,
- la mesure de la capacité de transfert de l'oxyde de carbone,
- les épreuves d'exercice physique,
- le cathétérisme cardiaque droit.

III.1. Système respiratoire

Le système respiratoire (voies aériennes et poumons) et le système cardiovasculaire (cœur et vaisseaux sanguins) assurent, d'une part l'acheminement de l'oxygène O_2 jusqu'aux muscles et organes vitaux et d'autre part l'évacuation du dioxyde de carbone CO_2 (déchet musculaire issu de l'activité énergétique)[5]. Nous voyons donc que la fonction cardiaque et la fonction respiratoire sont intimement liées et que par conséquent leur étude conjointe au moyen d'un enregistrement simultané permet au clinicien de mieux appréhender les défaillances du système cardio-respiratoire.

Le système respiratoire est composé des voies aériennes supérieures (nez, bouche, larynx) et des voies aériennes inférieures (endo-trachéennes, broncho pulmonaire)(figure I.15).

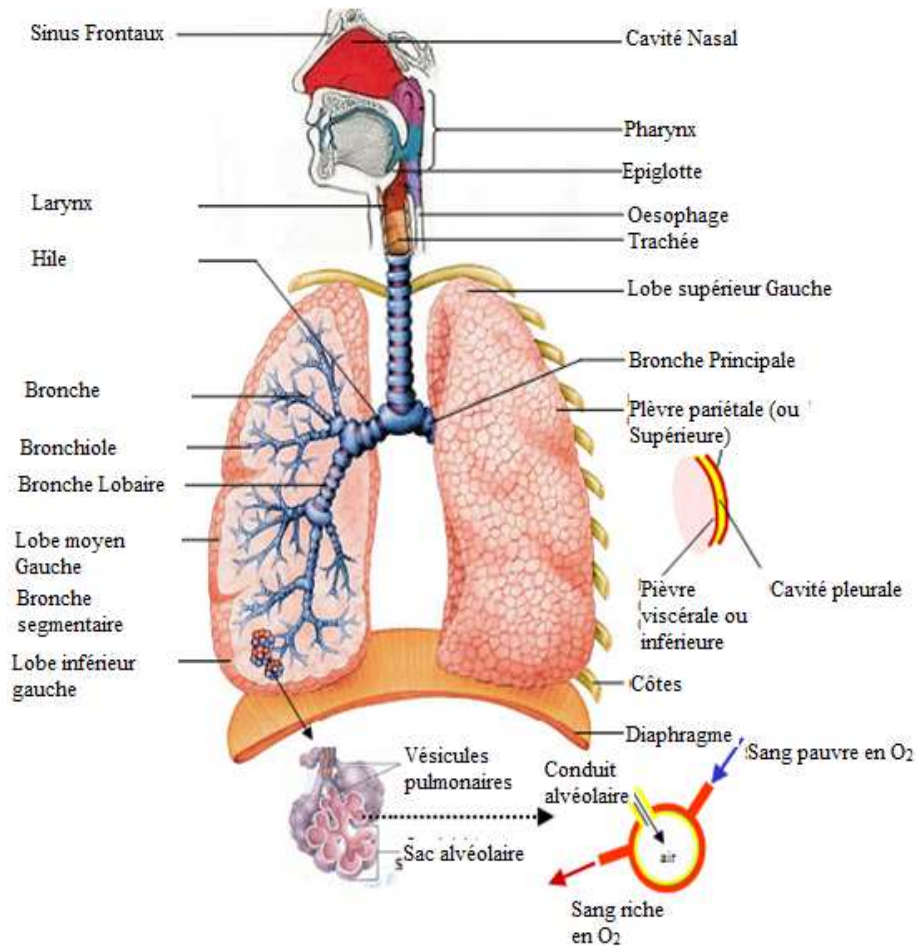


Figure I.15 -Appareil respiratoire

L'intérieur des poumons ressemble à un arbre à l'envers, appelé arbre bronchique: ce dernier est composé des bronches, ramifiés ensuite en bronchioles, qui à leur tour se ramifient en alvéoles.

Lors d'une inspiration, l'air ambiant est aspiré par les voies aériennes supérieures (nez-bouche) pour arriver jusqu'aux poumons. L'air est composé de 21% d'oxygène et de 79% d'azote (environ 0.03% de CO₂). Seul l'oxygène se retrouvera dans le sang, car l'organisme ne consomme pas l'azote [5].

Les alvéoles pulmonaires ressemblent à de petits ballonnets qui se remplissent d'air et présentent une paroi très fine au niveau de laquelle a lieu les échanges gazeux respiratoires. C'est donc une surface d'échange entre l'air et le sang. Le très grand nombre d'alvéoles (environ 200 millions) permet une surface totale d'échange absolument astronomique d'environ 100m². Les alvéoles se gonflent d'air à l'inspiration et se vident lors de l'expiration. La fine paroi des alvéoles est recouverte de très nombreuses et très fines petites veines : les

capillaires (5 à 10 fois plus fins qu'un cheveu), au travers de la paroi desquels se réalise le véritable échange gazeux (figure I.16).

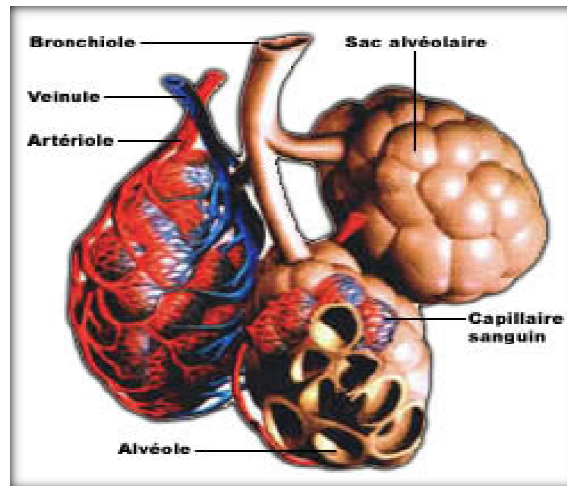


Figure I.16-Les alvéoles pulmonaires

III.2. Physiologie de l'appareil respiratoire

La respiration correspond à deux mécanismes : l'inspiration qui fournit l'oxygène de l'air à l'organisme et l'expiration qui permet d'éliminer le CO_2 . Cet échange gazeux se produit au niveau des poumons, dans les alvéoles pulmonaires grâce au phénomène de diffusion.

Le terme de respiration a aussi un autre sens lorsqu'il correspond aux réactions chimiques oxydatives à l'intérieur des cellules de l'organisme : c'est la respiration cellulaire (elle correspond à la consommation d'oxygène au niveau cellulaire pour dégrader le glucose ou les lipides en produisant du CO_2 qui est un déchet de cette dégradation).

Le phénomène ventilatoire se fait grâce aux muscles respiratoires intercostaux et diaphragmatiques (muscle fin à la base des poumons qui sépare la cage thoracique de l'abdomen).

La respiration est un phénomène automatique et spontané. Au repos, le rythme ou fréquence respiratoire d'un adulte moyen est de 16 respirations par minute.

Chaque jour, un adulte inspire environ 8000 litres d'air (à raison de 0,5 litre d'air environ par inspiration).

III.2.1. Mécanique ventilatoire

Lors de l'inspiration, le diaphragme s'abaisse et les muscles des côtes se contractent, ce qui a pour effet d'augmenter le volume de la cage thoracique et ainsi de diminuer la pression dans les poumons. Cela crée une dépression faisant entrer l'air dans les poumons. C'est une phase active.

Lors de l'expiration, les muscles se relâchent (ceux des côtes et du diaphragme) qui baisseront la cage thoracique. Cela a pour effet d'augmenter la pression dans les poumons. L'air sera donc chassé vers l'extérieur. Cette phase est passive. Cette dernière phase peut devenir active s'il y a contraction des muscles abdominaux (figure I.17).

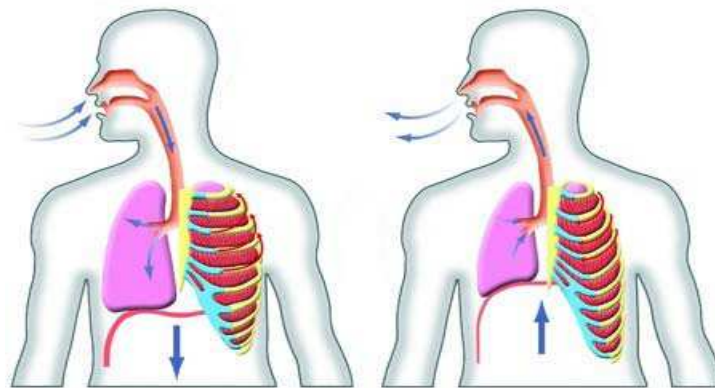


Figure I. 17 - Inspiration et expiration

La figure I.18 représente le tracé pneumo-tachographique constitué d'une phase inspiratoire et d'une phase expiratoire lors d'un cycle respiratoire [11].

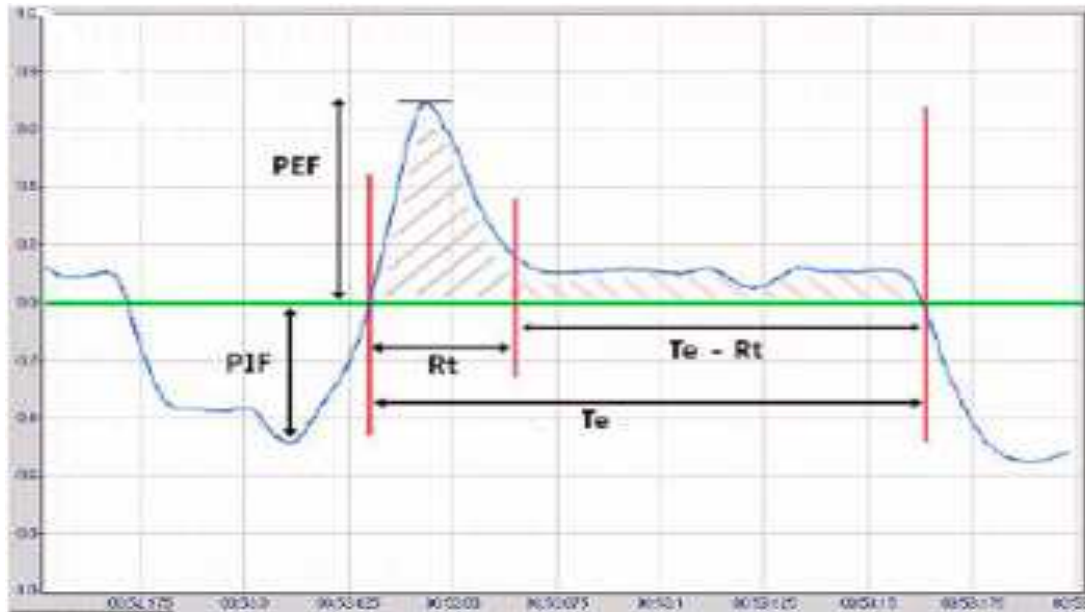


Figure I. 18 - Représentation d'un cycle respiratoire.

T_e : temps d'une expiration. R_t : Temps pour expirer 65% du volume total.
PIF: Pic maximum d'une inspiration. PEF : Pic maximum d'une expiration [9].

Lorsque l'organisme a des besoins plus importants en O_2 , le cœur accélère son rythme pour maintenir un flux circulatoire adapté dans les deux sens.

III.3. Représentation spirométrique de la respiration

La spirométrie est un test de mesure de la respiration. C'est le plus fréquent des tests de contrôle de la fonction pulmonaire. Elle consiste en une série d'exams des fonctions respiratoires, selon des paramètres et dans des conditions précises. Le but d'une spirométrie est de contrôler la fonction ventilatoire en mesurant les volumes d'air mobilisés par les mouvements respiratoires et les débits ventilatoire.

Ces tests visent à déterminer de manière relativement simple, à la fois les paramètres de différentes capacités pulmonaires, les volumes pulmonaires et les débits d'air (inspiration, expiration) d'un patient. Cela se fait dans le but de diagnostiquer certaines pathologies respiratoires (asthmes, BPCO entre autres) et de suivre leur évolution.

La spirométrie apporte des informations très précises concernant les maladies respiratoires, et spécialement les maladies dites restrictives et obstructive (broncho-pneumopathie chronique obstructive - BPCO).

Il existe deux principaux types de spirométrie: simple et forcée.

Les résultats sont représentés sous forme graphique et montrent l'évolution du volume d'air et de son débit en fonction du temps.

La figure I.19 montre les différents volumes et capacités pulmonaires explorés par pneumotachographie.

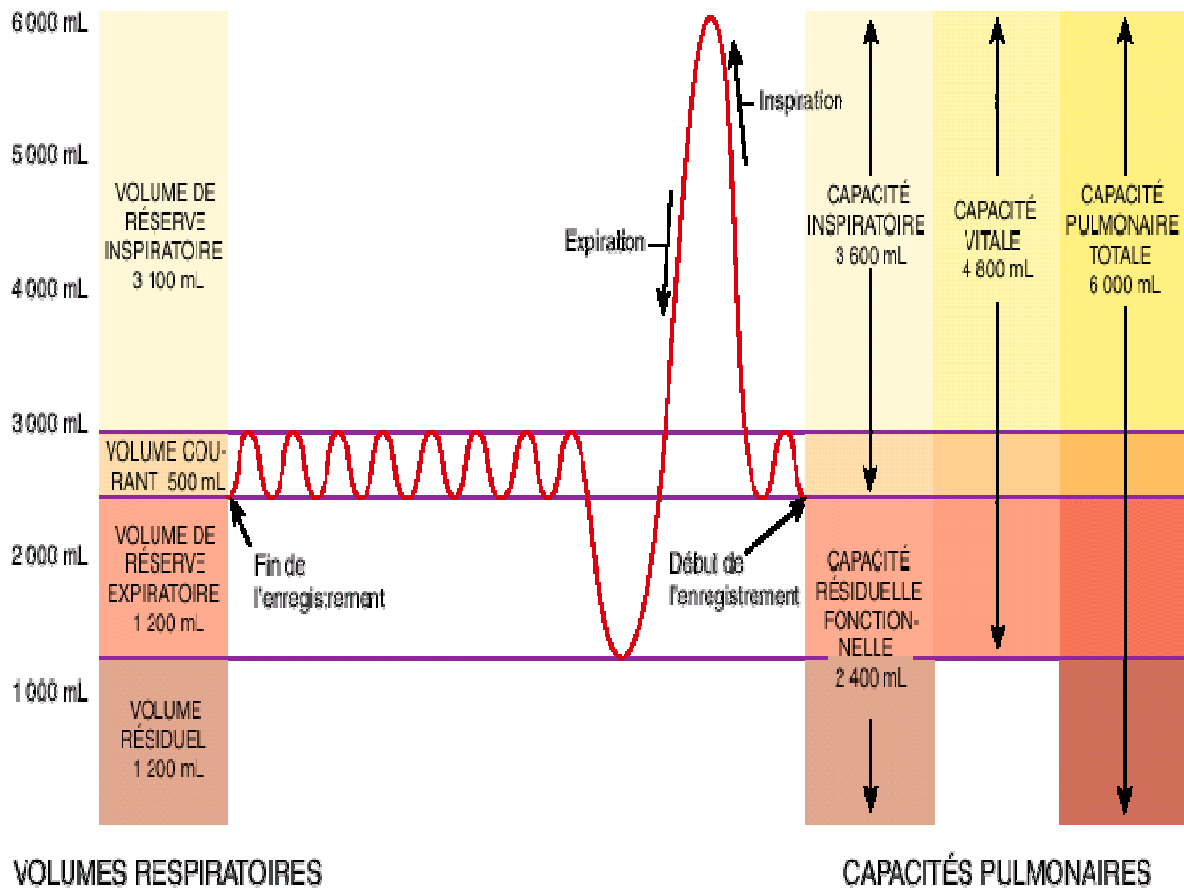


Figure I.19 -Volume et la capacité pulmonaire chez l'homme.

Le tableau I.2 résume les différents volumes mis en jeu par l'appareil respiratoire.

Volume	Abréviation	Définition
Volume courant	VC	Volume mobilisé à chaque cycle respiratoire pendant une respiration normale. Valeur : 0,5 l d'air (500 ml)
Volume de réserve inspiratoire	VRI	Volume maximum pouvant être inspiré en plus du VC à l'occasion d'une inspiration profonde. Valeurs : chez l'homme, $3,1\text{ l} + 0,5\text{ l (VC)} = \mathbf{3,6\text{ l}}$ et chez la femme, $2\text{ l} + 0,5\text{ l (VC)} = \mathbf{2,5\text{ l}}$
Volume de réserve expiratoire	VRE	Volume maximum pouvant être rejeté en plus du volume courant à l'occasion d'une expiration profonde
Volume résiduel	VR	Volume d'air se trouvant dans les poumons à la fin d'expiration forcée. Autrement dit qu'il est impossible d'expirer. Il est impossible de mesurer ce volume avec des tests de spiromètre. Pour mesurer le VR, des tests plus sophistiqués, comme la méthode dilution à l'hélium ou la pléthysmographie, sont nécessaires

Tableau I.2 – Différents volumes pulmonaires.

Le tableau I.3 résume les différentes capacités pulmonaires mises en jeu par l'appareil respiratoire.

Capacité	Abréviation	Définition
Capacité vitale	CV	$VRI + VC + VRE$
Capacité inspiratoire	CI	$VC + VRI$
Capacité résiduelle fonctionnelle	CRF	$VRE + VR$
Capacité pulmonaire totale	CPT	$CV + VR$

Tableau I.3 -Capacités pulmonaires.

III.4. Trajet de l'O₂ dans le sang

Avant de retourner dans le sang et durant la phase d'inspiration, l'O₂ va traverser deux minces parois: la paroi des alvéoles et la paroi des capillaires pulmonaires. Une fois dans le sang, l'O₂ est alors transporté en se fixant directement sur l'hémoglobine, une protéine contenue dans les globules rouges (hématies) du sang.

Le sang qui s'est chargé en oxygène au niveau des poumons va rejoindre la partie gauche du cœur. Une fois cette partie gauche remplie de sang, le cœur va se contracter et va éjecter ce sang dans une grosse artère (l'aorte), avant de rejoindre les autres vaisseaux sanguins. Ainsi le sang va passer des artères aux vaisseaux pour arriver enfin au niveau des cellules musculaires par le biais des capillaires musculaires (figure I.20).

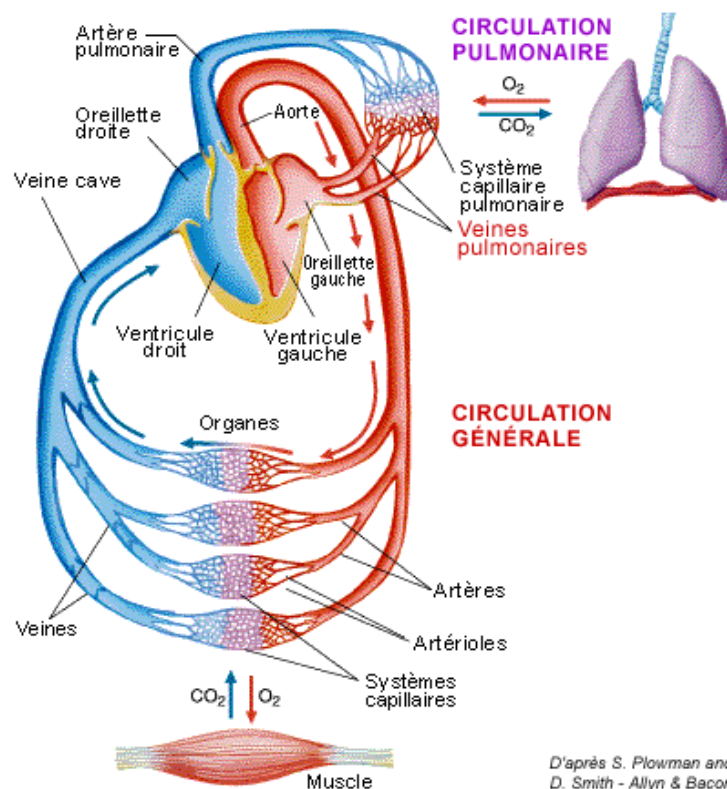
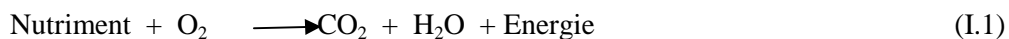


Figure I.20 - Circulation du sang.

En effet, ces capillaires musculaires traversent les muscles et les approvisionnent en O₂. Comme ces derniers vaisseaux sont très fins, le sang circule plus lentement et l'oxygène va avoir le temps de se détacher de l'hémoglobine pour ensuite pénétrer librement dans les cellules musculaires. Une partie de cet oxygène reste toujours dans le sang, accroché à l'hémoglobine [5].

Une fois à l'intérieur de la fibre musculaire, l'oxygène est transporté par la myoglobine, une sorte d'hémoglobine intramusculaire. Celle-ci va amener l'oxygène dans la mitochondrie qui est une véritable " centrale énergétique", une structure organique à l'intérieur desquelles sont brûlés des nutriments (glucides, lipides, ou plus rarement acide aminé) dans un but énergétique. Les fibres musculaires contiennent des milliers de mitochondries qui assurent la combustion aérobie (en présence d'O₂) des nutriments. Les mitochondries assurent exclusivement les mécanismes énergétiques aérobie. Une fois dans la mitochondrie, l'oxygène va être utilisé pour brûler les nutriments et libérer ainsi de l'énergie nécessaire à la re-synthèse de l'ATP.

Dans les mitochondries il se produit la réaction suivante :



Dans cette réaction, le mot nutriment désigne le carburant utilisé (glucose ou lipide ou plus rarement acide aminé), quant à l'énergie dégagée, elle va servir à la contraction du muscle (qui génère le mouvement).

La myoglobine est capable de stocker une petite quantité d'oxygène, ce qui lui permet lors d'un effort de fournir la mitochondrie sans attendre que le système cardiovasculaire ait atteint sa pleine mesure.

Après avoir approvisionné les muscles en O₂, le sang récupère le CO₂ produit durant la combustion des carburants énergétiques (nutriments) puis, il remonte jusqu'à la partie droite du cœur. Le sang est alors pauvre en O₂ et riche en CO₂. Une fois dans la partie droite du cœur, il va être expulsé vers les poumons où il va pouvoir rejeter le CO₂ dans l'air et se réapprovisionner en O₂. Le sang aura alors fait le tour de tout l'organisme [5].

L'oxygène est présent dans le sang sous deux formes :

- la forme dissoute (PaO₂) (environ : 2% du volume total d'oxygène).
- la forme combinée à l'hémoglobine (HbO₂), sachant que l'O₂ dissout est très faible par rapport à l'O₂ combiné.

IV. Mesure de la saturation d'O₂

L'oxymétrie de pouls ou saturation en oxygène est une méthode de mesure non invasive de la saturation en oxygène de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins. On parle de saturation pulsée en oxygène SpO₂ [11].

Les hématies ou globules rouges sont composées d'environ 33 % d'hémoglobine.

Chaque molécule d'hémoglobine porte quatre atomes de fer relié à une molécule d'oxygène (figure I.21).

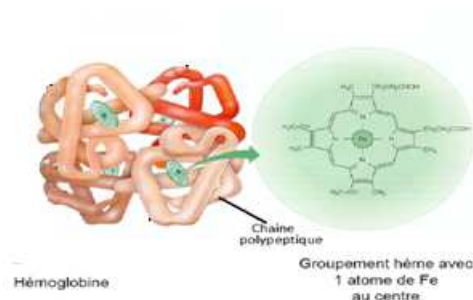


Figure I.21- Composition d'une molécule de l'hémoglobine

Lorsque l'oxygène se lie au fer, le globule rouge se charge en oxygène et prend une couleur rouge vif. L'hémoglobine oxygénée s'appelle l'oxyhémoglobine. Cette forme de transport représente 98% du contenu total en O₂ dans le sang,

Lorsque l'oxygène est distribué aux tissus, le globule rouge est quasi déchargé en oxygène. L'hémoglobine désoxygénée s'appelle, la déoxyhémoglobine.

L'oxymétrie de pouls s'est imposée comme un élément indispensable de la surveillance des patients. Aux yeux du personnel soignant, la SpO₂ mesurée par l'oxymétrie est le reflet fidèle de la saturation artérielle en oxygène (SaO₂), garante de la sécurité des patients [12].

Cette mesure de la saturation de l'O₂ dans le sang vise à surveiller l'oxygénation du sang et à détecter, de manière fiable et précoce, toute hypoxie. Elle sert également à surveiller la fréquence cardiaque.

L'oxymétrie de pouls se base sur deux principes optiques :

IV.1. Pléthysmographie

La pléthysmographie utilise la technologie de l'absorbance lumineuse pour reproduire les ondes produites par le sang pulsatile.

IV.2. Spectrophotométrie

La spectrophotométrie mesure quantitativement l'absorption lumineuse à travers des substances données à des longueurs d'onde variées.

V. Photoplethysmographie

La photopléthysmographie est une technique d'exploration fonctionnelle vasculaire non invasive permettant de diagnostiquer des affections telles que la tachycardie ventriculaire qui est souvent secondaire à un infarctus du myocarde ou une lésion de fibrose dans une cardiomyopathie. Souvent une tachycardie est causée par une hypoxémie qui est la diminution de la quantité d'oxygène transportée dans le sang. La pression artérielle en O_2 diminue (synonyme généralement d'un mauvais échange entre les alvéoles pulmonaires et les capillaires sanguins).

La photopléthysmographie est une méthode optique qui permet de relever le signal photopléthysmographique PPG (figure I.22) [13]. Ce tracé découle de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée [14]. Le principe de fonctionnement est détaillé dans le deuxième chapitre.



Figure I.22 - Forme de signal PPG [14]

VI. Conclusion

L'exploration fonctionnelle du système cardio-respiratoire met en jeu trois signaux physiologiques : l'Electrocardiogramme caractérisant l'activité électrique du myocarde, le Pneumotachogramme caractérisant le système respiratoire et le Photopléthysmogramme caractérisant l'efficacité hémodynamique. Ils ont pour effets de diagnostiquer et de confirmer une affection, d'apprécier sa sévérité et de garantir l'efficacité du traitement.

En procédant au traitement numérique de ses signaux physiologiques, nous mettons à la disposition du médecin un plateau technique qui lui permettra de développer des protocoles d'exploration, capables de répondre à des problématiques spécifiques.

Dans ce premier chapitre, nous avons présenté les différents signaux physiologiques unidimensionnels, objet de notre traitement.

Dans le deuxième chapitre nous aborderons les principes physiques permettant la mise en œuvre de capteur physiologique et l'acquisition du signal électrique.

Chapitre II

Description des capteurs biomédicaux générateurs des signaux traités

I. Introduction

Dans le domaine médical, les capteurs peuvent être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ils sont disposés sur la peau pour faciliter le diagnostic de maladies par la mesure continue des battements cardiaque, de la tension artérielle, de la fonction respiratoire, etc.

Dans ce chapitre nous présentons les principes de fonctionnement des différents capteurs mis œuvre par l'équipe de recherche en Télémédecine du laboratoire de l'Université de Tlemcen.

II. Généralités sur les capteurs

Le capteur est toujours associé à un circuit de mise en forme. Son rôle est de transformer la valeur d'une mesurande, en signal électrique exploitable par d'instrument de mesure.

Une information est une grandeur abstraite (grandeur physique à mesurer M) qui précise un événement. Pour pouvoir être traitée, cette information sera portée sur un support physique (énergie) ; c'est le signal en question (signal électrique de mesure S)[15].

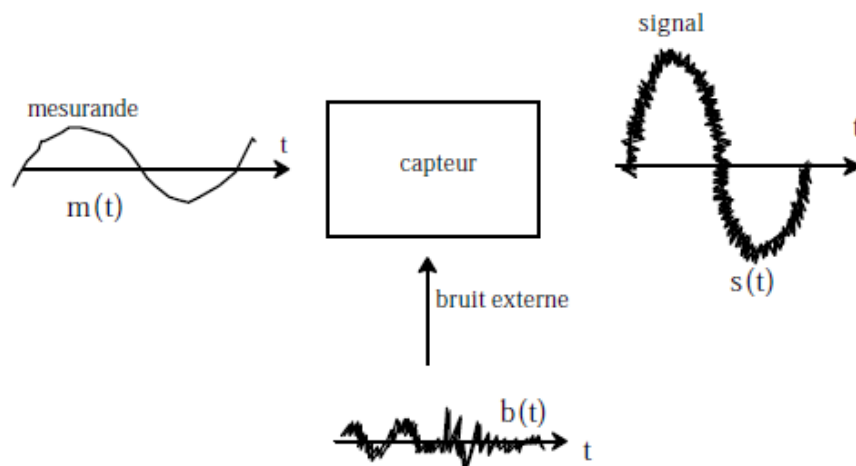


Figure II.1 - Schéma synoptique d'un capteur

Soit $m(t)$ la mesurande variable au cours du temps. Le but assigné au capteur est de convertir $m(t)$ en une grandeur électrique que l'on appellera $s(t)$ (figure II.1).

La mesure $s(t)$ peut être une impédance, une charge électrique, un courant ou une différence de potentiel. La relation qui lie $s(t)$ à $m(t)$ est :

$$s(t) = m(t) + b(t) ; [1] \quad (II.1)$$

où $s(t)$ est le signal de sortie, $m(t)$ est la variation de mesurande et $b(t)$ est le bruit externe (grandeur d'influence).

La grandeur d'influence est définie comme grandeur physique autre que celle à mesurer.

II.1.Modes de fonctionnement des capteurs

On classifie les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de sortie.

A. Les capteurs actifs

Un capteur actif est un capteur pour lequel la grandeur de sortie est une tension ou un courant électrique. Cette grandeur est directement utilisable par l'instrumentation de mesure. L'énergie physique prélevée sur la mesurande est transformée directement en énergie électrique qui constitue le signal de sortie. Ce signal se présente sous la forme d'un courant ou d'une tension. Lors de la phase de traitement, ce signal est filtré (nettoyé), amplifié et converti dans un format compatible et exploitable. Ainsi, le capteur doit non seulement mesurer des propriétés physiques mais doit également effectuer des tâches additionnelles au travers de circuits de traitement et de communication intégrés.

B. Les capteurs passifs

Un capteur passif est un capteur qui ne fournit pas d'énergie. Sa grandeur électrique de sortie est généralement une impédance qui varie avec la grandeur à mesurer. Afin de pouvoir obtenir un signal utilisable, ce type de dispositif nécessite la mise en œuvre d'un conditionneur qui transforme ces variations en une différence de potentiel ou en un courant. Ce type de capteur est utilisé dans des applications spécifiques qui nécessitent des unités de mesure de grande précision [16].

II.2. Choix d'un capteur

Les capteurs présentent deux parties distinctes. Une première partie ayant pour rôle la détection d'un événement et une deuxième partie servant à la conversion de cet événement en un signal analogique ou numérique. Les critères de choix d'un capteur sont les suivantes :

- ✓ le type d'événement à détecter,
- ✓ la nature de l'événement,
- ✓ La grandeur de l'événement,
- ✓ l'environnement de l'événement.

En fonction de ces paramètres on pourra effectuer un ou plusieurs choix pour un type de détection.

D'autres éléments viennent compléter la pertinence du choix du capteur comme [15]:

- ✓ ses performances,
- ✓ son encombrement,
- ✓ sa fiabilité,
- ✓ son prix.

III. Les capteurs biomédicaux

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à recueillir les signaux physiologiques générés par le patient. Ils créent un dialogue entre le patient et la machine. Ils doivent obéir aux critères suivant:

- ✓ Très haute sensibilité.
- ✓ Supportant la stérilisation.
- ✓ Possibilité d'usage unique.
- ✓ Non invasivité.
- ✓ Bio- compatibilité.
- ✓ Résistance aux agressions du corps humain.
- ✓ Provocation d'un minimum de perturbation du signal physiologique mesuré.
- ✓ Fiabilité et stabilité de leurs caractéristiques.
- ✓ Haute sécurité.

Par ailleurs, on rencontre deux types de capteurs ; les capteurs invasifs et les capteurs non invasifs. Les capteurs invasifs sont implantés en partie ou en totalité à l'intérieur du corps humain, Ces capteurs délivrent des mesures de bonne qualité (très peu bruitées) parce qu'ils sont placés très près de la source des signaux qu'ils mesurent. A l'inverse, les capteurs non invasifs sont placés à l'extérieur du corps humain. Cependant, les mesures qu'ils génèrent sont plus bruitées que celles des capteurs invasifs parce qu'ils sont plus éloignés que ces derniers de la source des signaux qu'ils mesurent.

Les grandeurs physiques mises en jeu dans le cadre de ce projet sont classées en trois familles :

- ✓ Electrique avec les capteurs de l'ECG (électrodes)
- ✓ de pression avec les capteurs de respiration (Inductance à reluctance variable)

✓ optique avec les capteurs Photopléthysmographique (photodiodes)

III.1. Capteurs électro-cardiographiques

L'électrode la plus utilisée est celle en Ag/AgCl. Cette électrode de surface (Figure II.2) est une simple plaque métallique reliée à la peau du patient par une pâte électrolytique (gel conducteur). Afin de réduire les artefacts du mouvement, une isolation est réalisée au niveau de la périphérie de l'électrode [17].

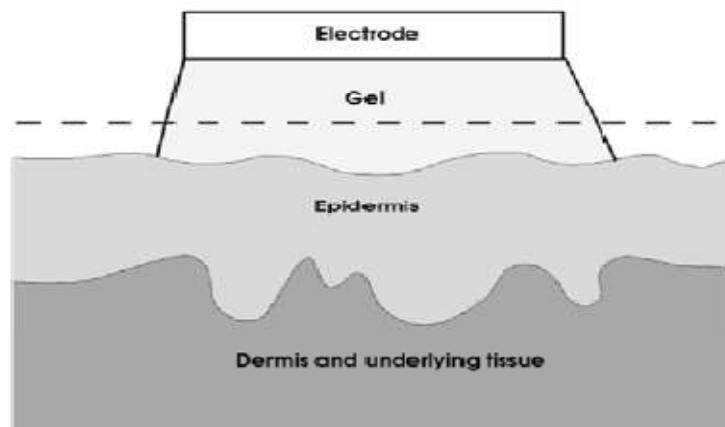


Figure II.2 -Electrodes de surface

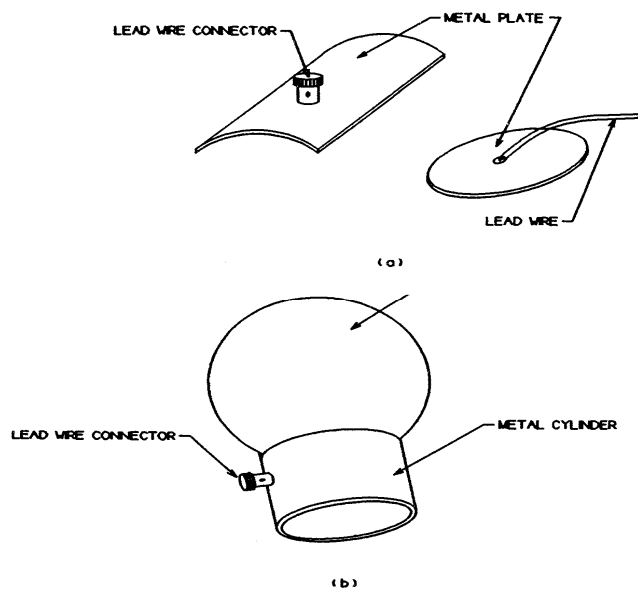


Figure II.3 -Exemple de différentes électrodes d'ECG



Figure II.4 -Electrodes de l'ECG.

Le principe d'une mesure électro-cardiographique consiste à capter, amplifier, mettre en forme et visualiser l'électrocardiogramme.

III.1.1. Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal électro-cardiographique

La figure (II.5) montre le schéma de principe de la réalisation pratique d'un électrocardiogramme ECG. On distingue à travers ce schéma bloc deux grandes parties : la partie des électrodes et la partie d'amplification différentielle.

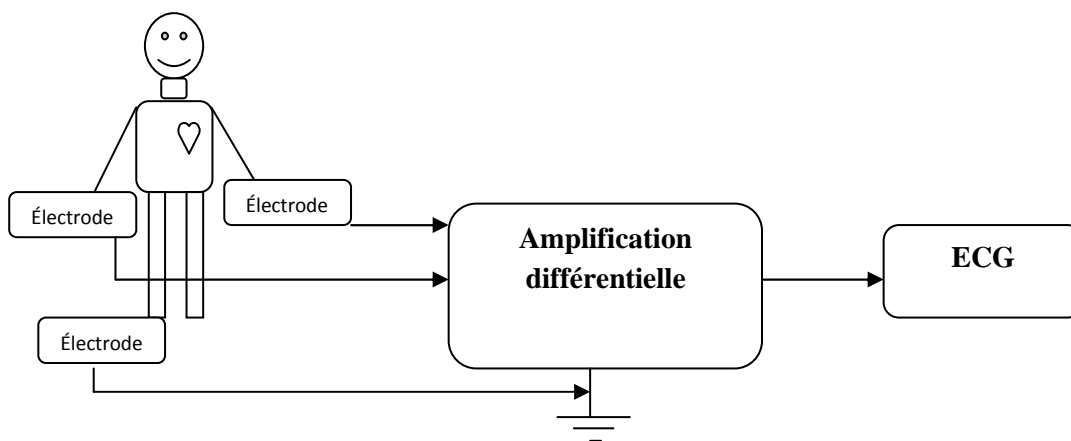


Figure II.5 - Schéma bloc du système ECG.

Les tensions à mesurer sont très faibles (de l'ordre de 1 mV) et la fréquence du cycle cardiaque très basse. Pour cela, on doit réaliser un amplificateur différentiel avec un gain important (plus de 500) et fonctionnant aux très basses fréquences (bande passante à partir de

0,1 Hz ou moins). Les entrées “e+” et “e-” de l’amplificateur sont reliées aux sondes des poignets. La masse du montage est reliée à la cheville gauche [18].

III.2. Capteurs de respiration

Le pneumo-tachographe (PTG) permet de mesurer les débits ventilatoires. On en rencontre différents types :

a) Les pneumotachographes de type Lilly (figure II.6). Ils mesurent les débits aériens par la mesure de pressions différentielles, de part et d’autre d’une grille de résistances placée dans le circuit ventilatoire.

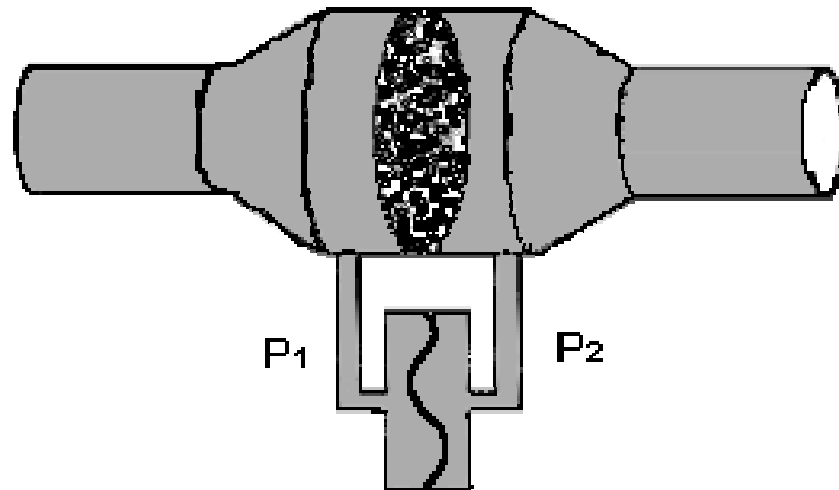


Figure II.6 -Pneumotachographe de type Lilly

b) Les pneumotachographes à fils chauds mesurent la résistance électrique d’un fil en fonction de la température. Ils ne donnent pas d’information sur le sens du flux sauf dans le cas où un écoulement permanent sinusoïdal est superposé au flux ventilatoire.

c) Le pneumotachographe de type Fleisch (figure II.7) est essentiellement constitué d’un tube en métal contenant une série de feuillets ondulés, faits d’une tôle très fine et enroulés sur eux-mêmes de manière à créer de très nombreux canaux de forme grossièrement cylindrique, disposés suivant le plus grand axe du tube. Ce système a été étudié pour provoquer une résistance tout en maintenant l’écoulement de l’air « laminaire » à travers une

pièce appelée tête de Fleisch. La présence d'une résistance détermine l'apparition d'une différence de pression entre deux points situés à distance L , le long de la tête de Fleisch. Il mesure la chute de pression durant la respiration. Cette chute est proportionnelle au débit produit par le patient soufflant dans l'appareil.

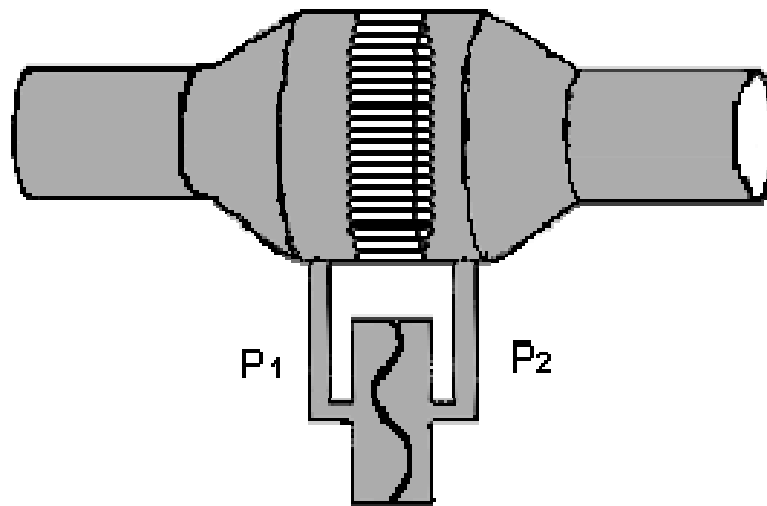


Figure II.7- Le pneumotachographe de type Fleisch

La pneumotachographie de Fleisch est le capteur que nous avons choisi est réalisé dans le cadre de ce travail.

III.3. La Pneumotachographie de Fleish

Comme nous l'avons déjà vu, la pneumotachographie de Fleish consiste à mesurer la différence de pression entre deux points d'un écoulement laminaire. La loi de Poiseuille détermine le débit de l'écoulement de l'air:

$$D = k. \Delta p \quad (\text{II.3})$$

où :

D est le débit d'écoulement; k est une constante de proportionnalité et Δp est la différence de pression entre les deux 1 et 2 points ($\Delta p = p_1 - p_2$).

Ce capteur utilise deux tubes soumis à une pression dans deux endroits différents à l'intérieur la tête de Fleish. Une membrane située à l'intérieur d'un circuit magnétique à reluctance

variable se déplace au rythme de la variation ΔP c'est-à-dire en fonction du débit d'écoulement d'air D généré par la respiration (figure II.8).

Un circuit de conditionnement permettra de transformer la différence de pression en grandeur électrique.

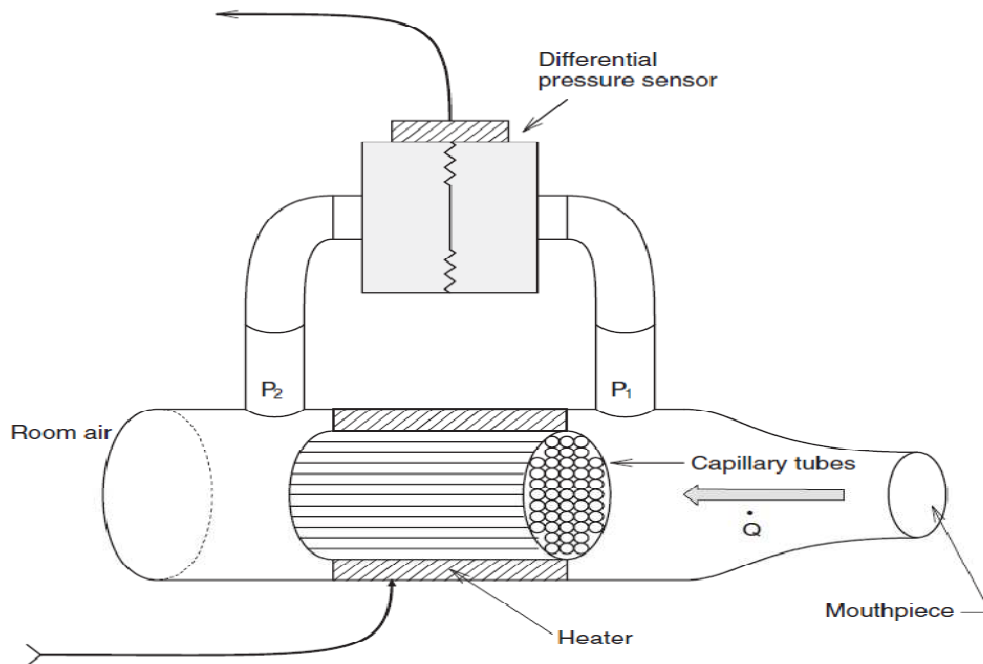


Figure II.8 -Capteur à pression différentielle [19].

III.4.1.Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal respiratoire

La figure II.9montre le schéma de principe d'un capteur de pression différentielle à reluctance variable.

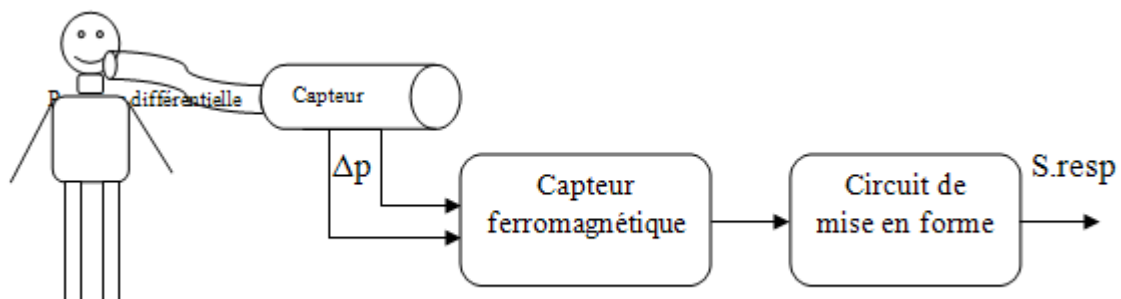


Figure II.9 -schéma bloc du capteur de pression différentielle à reluctance variable.

III.4. Capteur optique

Un capteur optique est un dispositif capable de détecter l'intensité ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière et d'un récepteur. La mesure de la grandeur de sortie par ces capteurs optiques est un courant qui est exploité [15].

IV. L'Oxymètre de pouls

Un oxymètre de pouls est toujours muni d'un capteur photoélectrique. Son principe de fonctionnement est basé sur l'émission lumineuse de deux diodes émettant dans le rouge et l'infrarouge (respectivement de 660 nm et 940 nm). Le photo-détecteur mesure l'intensité de la lumière transmise à travers les artérioles. L'absorption de la lumière rouge et infrarouge est variable selon qu'elle rencontre de l'oxyhémoglobine (HbO_2) ou de l'hémoglobine non oxygénée (l'hémoglobine réduite).

L'oxymètre de pouls calcule la saturation du flux pulsatile, en éliminant les valeurs correspondant au sang veineux et capillaire.

La lumière infrarouge est absorbée par le flux sanguin saturé en oxygène qui laisse alors passer plus de lumière rouge. Le capteur enregistre alors la partie qui n'a pas été absorbée et l'analyse se fait en fonction de l'absorption de la lumière par l'hémoglobine (figure II.10). On obtient la quantité de la saturation du sang au niveau des capillaires en oxygène ou SPO_2 [20].

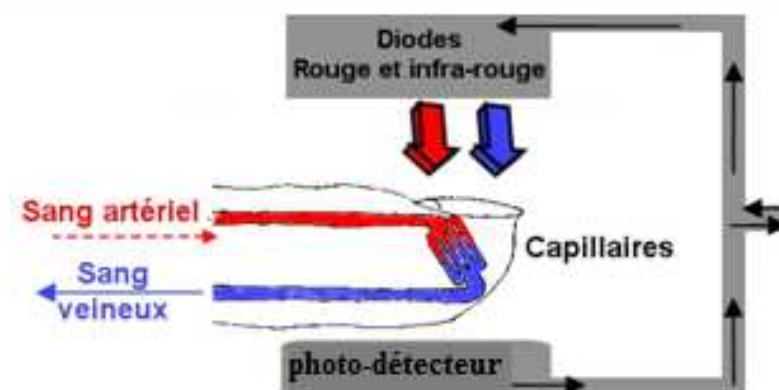


Figure II.10 - Capteur de l'oxymétrie.

IV.3. Principe de fonctionnement du capteur Photopléthysmographique

La Photopléthysmographie (PPG) est une technique non-invasive, mettant en jeu l'utilisation d'un oxymètre de pouls qui mesure les changements d'absorption de la lumière dans des vaisseaux sanguins [21].

La Loi de Beer stipule que l'intensité de la lumière transmise diminue de manière inversement proportionnelle à la présence de la matière absorbante (August Beer, (1825-1863)).

La Loi de Lambert stipule que plus la distance parcourue au travers d'une substance absorbante est grande, et moins l'intensité de la lumière transmise sera importante (Johann Lambert, (1728-1777)).

La loi de Beer-Lambert décrit l'absorption d'une lumière monochromatique à travers la substance qu'elle traverse.

IV .3.1. La loi de Beer-Lambert

La mesure de l'absorbance de la lumière dans le tissu biologique est l'élément de base pour la détermination de la saturation en oxygène et de la courbe pléthysmographique. La loi de Beer-Lambert est utilisée avec précision pour déterminer la concentration en oxygène de l'hémoglobine du sang. Ce modèle permet de développer une compréhension de l'absorbance de la lumière qui passe dans le tissu vivant.

Quand la lumière traverse une solution colorée, une partie de la lumière est absorbée. La grandeur qui mesure cette absorption s'appelle l'absorbance A .

La loi de Beer-Lambert relie la quantité de lumière traversant une solution (absorbance) avec sa concentration par le biais de la formule :

$$A = \varepsilon \cdot L \cdot C \quad (\text{II.4})$$

où:

A est l'absorbance (sans unité),

L est l'épaisseur de la solution traversée (en mètre),

C est la concentration molaire (en $\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$) ou massique (en $\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$).

ε : le coefficient d'extinction molaire qui dépend de la longueur d'onde λ et de la nature du soluté (en $(\text{l} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{m}^{-1})$ ou $(\text{l} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{m}^{-1})$).

Si la lumière monochromatique d'une intensité I_0 irradie la peau, une partie de cette lumière est transmise par le sang tandis qu'une autre partie est absorbée. L'intensité I de la lumière qui traverse le sang diminue exponentiellement avec la distance selon l'équation ci-dessous:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda).C.L} \quad (\text{II.5})$$

où :

$\varepsilon(\lambda)$ est le coefficient d'extinction molaire de l'absorption du sang à une longueur d'onde λ .

C est la concentration de la substance dont l'absorption est constante dans le milieu,

L est la longueur du chemin optique à travers le support.

La figure II.11 ci-dessous est un schéma explicite d'une cellule d'absorption [22].

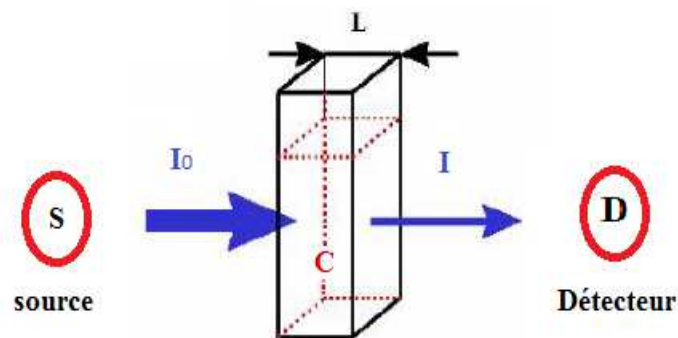


Figure II.11 -Schéma explicite d'une cellule d'absorption.

IV.4. Réalisation pratique de la chaîne de mesure du signal Photopléthysmographique

Le principe de fonctionnement des photopléthysmogrammes repose sur l'émission de deux lumières (rouge et infrarouge) et de la mesure de leur absorption par le flux pulsatile du sang [23]:

- ✓ L'**oxyhémoglobine** absorbe plus de **lumière infrarouge** et laisse passer plus de lumière rouge.
- ✓ La **déoxyhémoglobine** absorbe plus de **lumière rouge** et laisse passer plus de lumière infrarouge.

La partie non absorbée est recueillie par le capteur photoélectrique puis analysée. L'analyse est effectuée suivant la valeur d'absorption de l'oxyhémoglobine et de la déoxyhémoglobine.

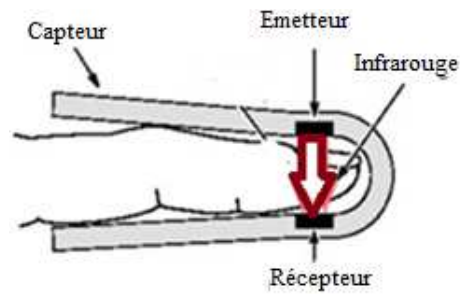


Figure II.12 -Représentation du capteur du PPG.

Le capteur de l'oxymétrie réalisé est constitué d'une diode émettrice de lumière infrarouge à 920 nm. Un photo-détecteur (un phototransistor), placé à l'opposé de la diode, mesure l'intensité de lumière transmise à travers le lit vasculaire. Les variations de l'intensité lumineuse transmises au photo-détecteur, dues aux variations dans l'absorption de la lumière par les hémoglobines oxygénées dans ce lit vasculaire permettent de déterminer la variation pulsée de l'oxygène dans le sang.

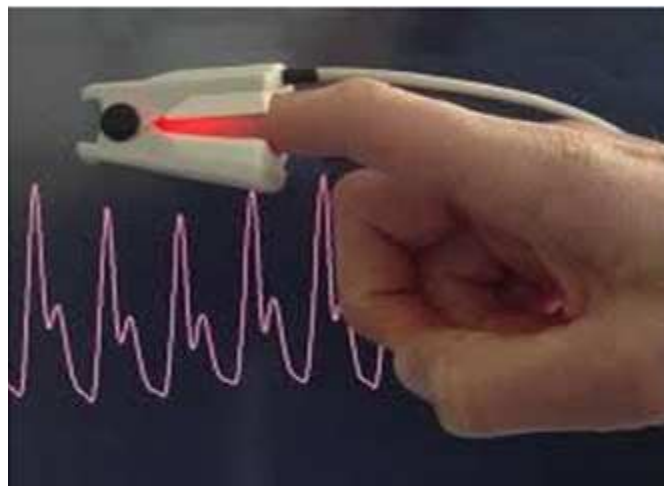


Figure II.13 - Représentation du capteur du PPG

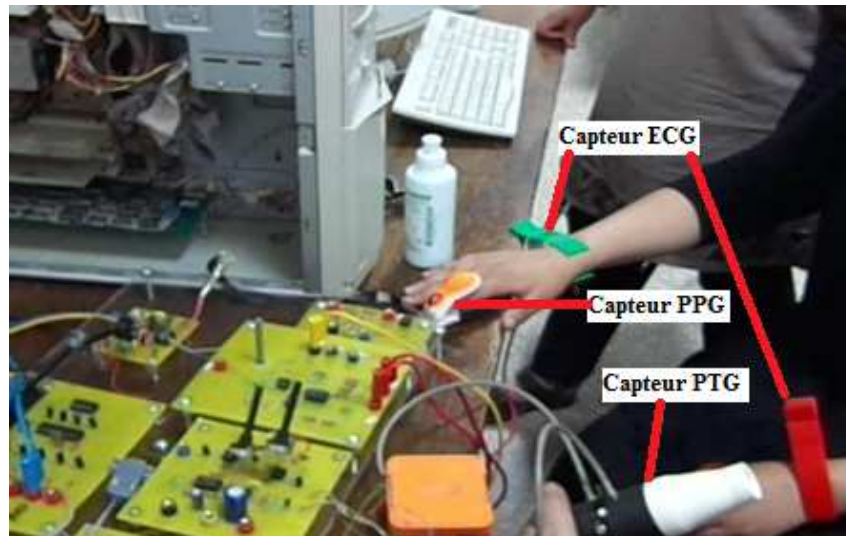


Figure II.14 -Photo illustrant le système de traitement numérique du signal physiologique
En Télémédecine.

La figure II.14 est une photo illustrant la plate-forme d'acquisition des données biomédicales au moyen de capteurs : capteurs ECG, capteur PPG et capteur PTG.

V. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté dans un premier temps, les principes de fonctionnement des différents capteurs utilisés dans le cadre de ce travail de thèse et, dans un deuxième temps les principaux dispositifs électroniques permettant de mettre en forme le signal issu du capteur.

Nous aborderons dans le chapitre suivant les différents traitements numériques qui ont été réalisés pour une exploration cardio-vasculaire. Les différents signaux recueillis après numérisation parviennent à un terminal local pour être visualisés, traités, analysés et archivés.

Chapitre III

Traitement numérique du signal physiologique

I. Introduction

L'interprétation des signaux physiologiques reste du domaine médical. Cependant, grâce aux techniques du traitement du signal, il est possible d'aborder l'analyse de ces signaux de manière simple et fiable afin de faciliter au praticien son diagnostic et de guider sa thérapeutique.

Ce travail vise donc à implémenter des méthodes de traitement numérique du signal physiologique par analyse spatiale, spectro-temporelle, corrélatoire et inter-corrélatoire de ces signaux (ECG, PPG et respiration). Une analyse par ondelette a été introduite dans le but d'éliminer principalement les fréquences autour du 50 Hz du signal ECG.

II. Analyse temporelle

II.1. Implémentation du filtrage rejecteur du 50Hz

Les signaux physiologiques varient de manière continue au cours du temps. Leur recueil se fait grâce à des capteurs, associés à un circuit transformant le signal d'entrée en un signal électrique, qui peut être amplifié avant d'être visualisé.

Ces signaux numériques sont représentés par des suites de nombres du type $x[n]$, où n représente le numéro d'échantillon.

Lors du traitement du signal numérique, la notion de filtrage est primordiale.

A tout signal biologique, vient se greffer des phénomènes qui peuvent le polluer jusqu'à le rendre méconnaissable. Ces signaux parasites sont les bruits. Ils peuvent être d'origines diverses :

- ✓ des artefacts dus aux potentiels de la peau et aux mouvements du corps.
- ✓ la présence de champs électromagnétique due à la proximité d'émetteurs, de transformateurs, de moteurs et de générateurs d'ondes (Figure III.1).



Figure III.1-Interférences du champ magnétique à 50Hz venant du secteur sur le tracé électro-cardiographique.

- ✓ l'interdépendance des signaux biologiques qui se révèle gênante pour les mesures. A titre d'exemple, les contractions musculaires et les mouvements respiratoires sont des bruits gênants pour l'ECG (figure III.2).

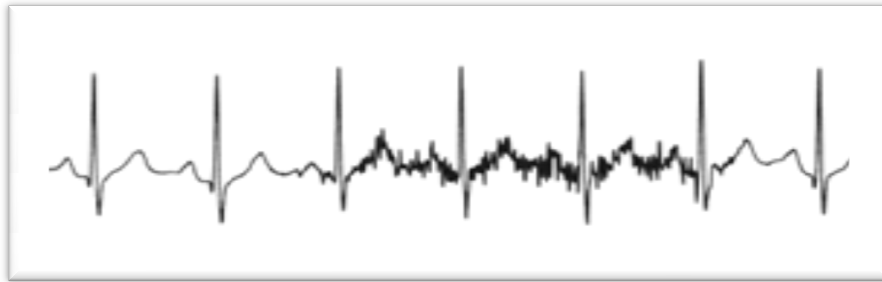


Figure III.2 -Interférences d'origine électro-myographique.

Afin de pouvoir éliminer tous ces signaux parasites, l'utilisation des filtres analogiques et des filtres numériques est indispensable. Le rapport signal sur bruit (S/B) peut être amélioré de la façon suivante :

- ✓ amplification du signal à la source, au niveau de l'électrode, et transmission sur ligne basse impédance (insensibilité aux perturbations extérieures).
- ✓ filtrage du signal transmis (filtre rejeteur du 50 Hertz, filtre passe-bas, passe-haut) avec un risque de perte d'information.

L'exemple suivant est celui d'un ECG contaminé par les bruits cités précédemment [24]:

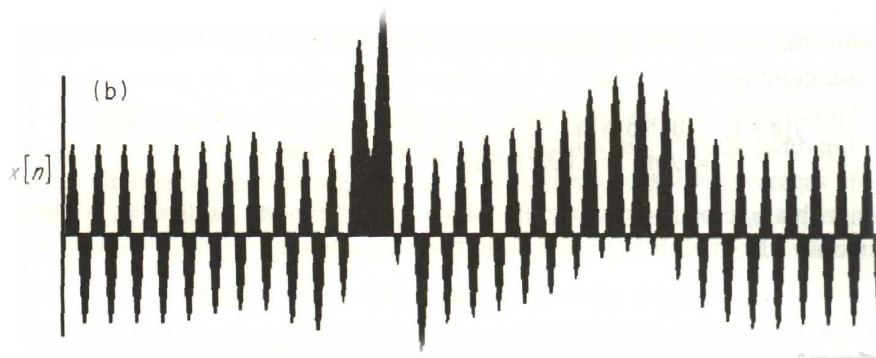


Figure III.3 -ECG contaminé par les différents bruits.

Dans ce cas nous n'utiliserons pas une conception de lissage mais une conception de filtre rejeteur à bande étroite, centrée sur la fréquence du secteur. Un tel filtre est appelé filtre de Notch. Nous avons utilisé la formule de récurrence suivante [24] :

$$y(n) = 1,7281 \times y(n - 1) - 0,9381 \times y(n - 2) + x(n) - 1,7842 \times x(n - 1) + x(n - 2) \quad (\text{III.1})$$

La figure III.4 montre l'effet de ce filtre récursif :

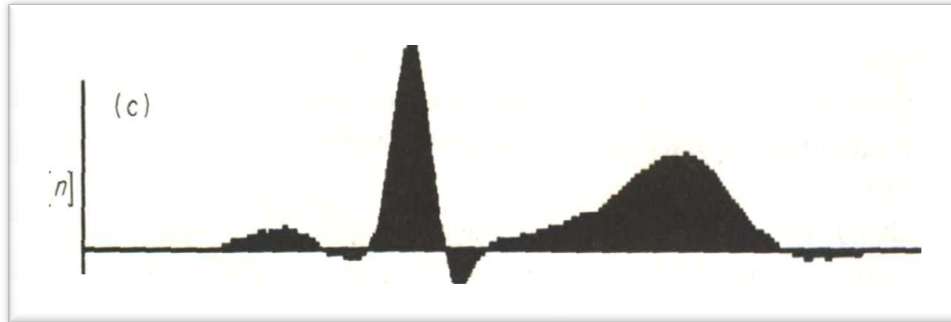


Figure III.4 -ECG Filtré[24].

II.2. Analyse corréatoire

II.2.1. Définition de l'auto-corrélation

L'auto-corrélation d'un signal mesure les dépendances internes de ce signal. Cette auto-corrélation s'applique dans le cas d'un signal à variable entière [25].

II.2.2. Fonction d'auto-corrélation

La fonction d'autocorrélation d'un signal aléatoire $x(t)$ est définie par [26]:

$$K_x(\tau) = E(x(t) \cdot x^*(t - \tau)) \quad (\text{III.2})$$

En pratique, le signal est fini : $\{x(i)\}$ pour $0 \leq i \leq N$ et réel: $x^* = x$. (III.3)

Nous sommes donc amenés à estimer la fonction d'autocorrélation à partir des échantillons qui sont à notre disposition.

II.2.3. Propriétés mathématiques de la fonction d'autocorrélation

Nous pouvons remarquer la simplicité mathématique de la fonction d'autocorrélation [27]:

- ✓ elle admet un maximum global à l'origine.
- ✓ si elle admet un maximum local en un autre point différent de l'origine, elle est périodique et admet une infinité de maximums.

II.2.4. Fonction d'auto-corrélation temporelle

Cette fonction est définie par :

$$K_x(\tau) = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} \int_T x(t) \cdot x(t - \tau) \cdot dt \quad (\text{III.4})$$

Soit pour une séquence temporelle discrète:

$$K_x(\tau) = \frac{1}{2^q} \sum_{i=\tau}^{2^q} x(i) \cdot x(i - \tau) \quad (\text{III.5})$$

Pour τ variant de 1 à $N=2^q$ où q est l'ordre de la fonction d'auto-corrélation.

III. Analyse spectrale

L'analyse spectrale constitue un élément clef du traitement du signal. Elle a pour objet d'améliorer la connaissance d'un signal en s'intéressant à sa variation dans le domaine fréquentiel.

Pour la détermination du contenu spectral, nous avons développé un algorithme basé sur la transformée de Fourier discrète d'ordre N :

$$X_N[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j \frac{2\pi}{N} kn} \quad (\text{III.6})$$

Où N est la longueur de la séquence d'entrée

$$0 \leq n \leq N-1, \text{ et } 0 \leq k \leq N-1$$

Pour une évaluation du contenu spectral du signal, nous avons implémenté un algorithme basé sur deux procédés dénommé Index-Mapping et Radix2 [24].

La transformée de Fourier discrète (TFD) fournit une relation entre deux ensembles de N nombres complexes, qui peut s'écrire sous la forme matricielle, en posant :

$$W = e^{-j\frac{2\pi}{N}} \quad (\text{III.7})$$

on peut écrire :
$$W^k = e^{-j2\pi\frac{k}{N}} \quad (\text{III.8})$$

d'où :
$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \cdot W^{nk} \quad (\text{III.9})$$

avec $n = 0, \dots, N-1$, $k = 0, \dots, N-1$ et $W^N = 1$

Cette TFD possède une propriété importante: elle se prête à des techniques de calculs efficaces et rapides en traitement numérique du signal d'où le nom de transformation de Fourier rapide: TFR [24].

III.1. Approche dite Radix 2

La TFD d'un signal N est définie par :

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j2\pi kn/N}$$

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot W_N^{kn} \quad (\text{III.10})$$

où :
$$W_n = e^{-j2\pi/N}$$

Il s'avère que pour les mêmes valeurs de $x(n) \cdot W_n^{kn}$ sont évalués plusieurs fois pendant le processus de calcul et, plus particulièrement si la transformation est longue.

Cette redondance dans les calculs est due au fait que W_N^{kn} est une fonction périodique avec un nombre limité de valeurs distinctes. La même remarque s'applique à la transformée de Fourier discrète inverse (TFDI).

Le but des algorithmes de la transformée de Fourier rapide (FFT) est d'éliminer la redondance des calculs.

Il est utile de démontrer le caractère périodique de la matrice W_n^{kn} .

Prenons pour exemple une TFD courte ($N=8$). Dans ce cas, les valeurs de k et n mises en jeu varient entre 0 et 7 inclus, donnant le produit $k \times n$ variant entre 0 et 49.

Cependant, il y a seulement huit valeurs distinctes de W_8^{kn} , comme le montre le tableau N°1 :

Les valeurs horizontales sont les valeurs de n variant de 0 à 7.

Les valeurs verticales sont les valeurs de k variant de 0 à 7.

1	1	1	1	1	1	1	1
1	$\frac{1-j}{\sqrt{2}}$	-j	$\frac{-(1+j)}{\sqrt{2}}$	- 1	$\frac{-(1-j)}{\sqrt{2}}$	+j	$\frac{(1+j)}{\sqrt{2}}$
1	-j	- 1	+j	1	- j	- 1	+j
1	$\frac{-(1+j)}{\sqrt{2}}$	+j	$\frac{(1-j)}{\sqrt{2}}$	- 1	$\frac{(1+j)}{\sqrt{2}}$	-j	$\frac{-(1-j)}{\sqrt{2}}$
1	-1	1	- 1	1	- 1	1	- 1
1	$\frac{-(1-j)}{\sqrt{2}}$	-j	$\frac{(1+j)}{\sqrt{2}}$	- 1	$\frac{(1-j)}{\sqrt{2}}$	+j	$\frac{-(1+j)}{\sqrt{2}}$
1	+j	- 1	-j	1	+j	- 1	-j
1	$\frac{1+j}{\sqrt{2}}$	+j	$\frac{-(1-j)}{\sqrt{2}}$	- 1	$\frac{-(1+j)}{\sqrt{2}}$	-j	$\frac{(1-j)}{\sqrt{2}}$

Tableau III.1 -Les valeurs de W_8^{nk} .

Puisque la moitié des valeurs sont les conjugués de l'autre moitié, nous pouvons dire qu'il n'y a que quatre valeurs distinctes.

Supposons que nous ayons un signal de N valeurs échantillonnées où N est une puissance de 2.

Nous commençons par séparer x(n) en 2 sous-séquences, chacune avec N/2 échantillons.

La première sous-séquence comprend les points numérotés pairs, et la deuxième comprend les points numérotés impairs.

Ecrivons : $n=2r$, quand n est pair et $n=2r+1$, quand n est impair.

Ainsi la TFD peut être réécrite comme suit :

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{kn} \quad , \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (\text{III.11})$$

$$X[k] = \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r] W_N^{2rk} + \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r+1] W_N^{(2r+1)k} \quad (\text{III.12})$$

$$X[k] = \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r] (W_N^2)^{rk} + W_N^k \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r+1] (W_N^2)^{rk} \quad (\text{III.13})$$

Notons que :

$$W_N^2 = e^{-j \frac{2\pi}{N} \cdot 2} = e^{-j \frac{4\pi}{N}} = W_{N/2} \quad (\text{III.14})$$

soit :

$$X[k] = \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r] W_{N/2}^{rk} + W_N^k \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r+1] W_{N/2}^{rk} \quad (\text{III.15})$$

$$X[k] = G[k] + W_N^k H[k] \quad (\text{III.16})$$

nous avons maintenant exprimé la DFT originale à N points en 2 DFT à N/2 points, $G[k]$ et $H[k]$.

$G[k]$ est la transformée des points pairs et $H[k]$ est la transformée de points impairs.

Notons que malheureusement nous devons multiplier $H[k]$ par un terme additionnel W_N^k avant de l'ajouter à $G[k]$.

Si nous supposons que la longueur N de la transformée est une puissance de 2, cela implique que N/2 est pair.

Par conséquent nous pouvons encore entamer une nouvelle décomposition en divisant chaque sous-séquence de N/2 points en deux sous-séquences plus courtes de N/4 points. Ainsi le processus peut continuer jusqu'à ce que nous obtenions une série de sous-séquences de 2 points.

Une telle décomposition complète génère un des algorithmes de la FFT communément utilisé, sous le nom de RADIX 2, avec entrelacement temporel :

Nous pouvons illustrer le processus d'entrelacement dans des transformations courtes.

Par exemple pour N=8, le signal $x(n)$ est défini pour :

$$n = \{0,1,2,3,4,5,6,7\}.$$

Nous commençons par former deux sous-séquences de points pairs et impairs.

$$n = \{0,2,4,6\} \text{ et } \{1,3,5,7\}$$

Chaque sous-séquence est ensuite entrelacée, comme suit :

$$n = \{0,4\} ; \{2,6\} ; \{1,5\} \text{ et } \{3,7\}.$$

III.2. Approche dite INDEX MAPPING

Regardons maintenant la méthode utilisant l'approche dite Index Mapping [24].

Nous commençons par exprimer la longueur de la transformée N comme le produit de 2 facteurs N_1 et N_2 .

$$N=N_1 \cdot N_2.$$

Nous définissons ainsi deux indices :

$$n_1=0, 1, 2, \dots, (N_1-1)$$

$$n_2=0, 1, 2, \dots, (N_2-1)$$

L'équation linéaire suivante peut être utilisée pour représenter les valeurs de n_1 et n_2 dans une indexation temporelle n de la TFD.

$$n = (M_1 n_1 + M_2 n_2)_N \quad (\text{III.17})$$

où M_1 et M_2 sont des constantes et l'indice N dans la parenthèse signifie modulo N .

La représentation peut être faite une à une, dans le sens où toutes les valeurs exigées de n ($0 \leq n \leq N-1$) sont produites une et une seule fois quand n_1 et n_2 varient dans leurs intervalles respectifs.

Dans une voie similaire, l'index fréquentiel k de la TFD peut être représenté par:

$$k = (I_1 k_1 + I_2 k_2) \quad (\text{III.18})$$

Commençons par un exemple simple:

Une TFD de 4 points sera décomposée en TFD de 2 points.

$$N=4 \text{ et } N_1=N_2=2.$$

Pour des raisons que nous éclaircirons plus tard, nous choisissons :

$$M_1=2, M_2=1, I_1=1 \text{ et } I_2=2.$$

Ce qui donne :

$$N=2n_1+n_2 \text{ et } k=k_1+2k_2 \tag{III.19}$$

Avec n_1, n_2, k_1 et k_2 variant dans l'intervalle $[0,1]$.

Les tableaux III.2et III.3 donnent les représentations de la décomposition de la TFR à 4 points:

$n_2 \backslash n_1$	0	1
0	0	2
1	1	3

Tableau III.2 - Valeur de n

$k_2 \backslash k_1$	0	1
0	0	2
1	1	3

Tableau III.3 -Valeur de k

Notons que chacune des valeurs requises de n et de k est représentée une et une seule fois.

L'équation de la TFD à 4 points est donné par :

$$X [k] = \sum_{n=0}^{N-1} x (n) . W_N^{kn} \tag{III.20}$$

$$X [k] = \sum_{n=0}^3 x (n) . W_4^{kn} \tag{III.21}$$

substituons les valeurs de n selon l'équation (III – 10) :

$$X [k] = \sum_{n_1=0}^1 \sum_{n_2=0}^1 x (n_1, n_2) W_4^{k(2n_1+n_2)} \tag{III.22}$$

pour simplifier, écrivons :

$$X[k]=X \text{ et } x(n_1,n_2)=x$$

ainsi :

$$X = \sum_{n_2=0}^1 \sum_{n_1=0}^1 x . W_4^{2kn_1} . W_4^{kn_2} \tag{III.23}$$

puisque $W_4^{kn_2}$ n'est pas une fonction de n_1 , nous avons :

$$X = \sum_{n_2=0}^1 W_4^{kn_2} \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_4^{2kn_1} \quad (\text{III.24})$$

donnant:

$$X = 1 \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_4^{2kn_1} + W_4^k \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_4^{2kn_1} \quad (\text{III.25})$$

nous avons déjà vu l'équation (III . 15) :

$$X[k] = \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r] W_{N/2}^{rk} + W_N^k \cdot \sum_{r=0}^{N/2-1} x[2r+1] W_{N/2}^{rk}$$

C'est le résultat de la division du signal original $x[n]$ en deux sous-séquences.

D'après l'équation (III-25) qui est une représentation indexée, nous sommes arrivés au même résultat.

En effet, dans l'équation (III -15), si nous mettons $N=4$, nous obtenons :

$$X[k] = \sum_{r=0}^1 x[2r] W_2^{rk} + W_4^k \cdot \sum_{r=0}^1 x[2r+1] W_2^{rk} \quad (\text{III.26})$$

réécrivons l'équation (III - 15) :

$$X[k] = \sum_{n_1}^1 x \cdot W_4^{2kn_1} + W_4^k \cdot \sum_{n_1}^1 x \cdot W_4^{2kn_1}$$

puisque : $W_2^{rk} = e^{(-j2\pi/2).rk} = e^{-j\pi rk}$, $r = 0, 1$.

et $W_4^{2kn_1} = e^{(-j2\pi/4)2kn_1} = e^{-j\pi kn_1}$, $n_1 = 0, 1$.

Ceci démontre que la représentation indexée est équivalente à la division temporelle de la séquence originale de 4 points en sous-séquences de 2 points.

Examinons l'équation (III - 15) et en se référant à la représentation indiquée de n , nous voyons que :

$$n_2 = 0 \Rightarrow n=0,2 \quad \text{pour} \quad n_1 = \begin{cases} 0 \\ 1 \end{cases} \quad (\text{III.27})$$

$$n_2 = 1 \Rightarrow n=1,3 \quad \text{pour} \quad n_1 = \begin{cases} 0 \\ 1 \end{cases} \quad (\text{III.28})$$

alors :

$$X = \{x(0)+x(2) \cdot W_4^{2k}\} + W_4^k \{x(1)+x(3) \cdot W_4^{2k}\} \quad (\text{III.29})$$

En effet, si nous voulons faire évoluer les termes de W_4 modulo 4, nous obtenons l'ensemble des équations pour la transformation à 4 points :

$$\begin{aligned}
 X[0] &= \{x(0) + x(2).W_4^0\} + W_4^0 \cdot \{x(1) + x(3).W_4^0\} \\
 X[1] &= \{x(0) + x(2).W_4^2\} + W_4^1 \cdot \{x(1) + x(3).W_4^2\} \\
 X[2] &= \{x(0) + x(2).W_4^0\} + W_4^2 \cdot \{x(1) + x(3).W_4^0\} \\
 X[3] &= \{x(0) + x(2).W_4^2\} + W_4^3 \cdot \{x(1) + x(3).W_4^2\}
 \end{aligned}
 \tag{III.30}$$

Cette voie de représentation de la TFD à 4 points peut être visualisée très aisément avec l'aide du graphe d'écoulement du signal de la figure III.5 :

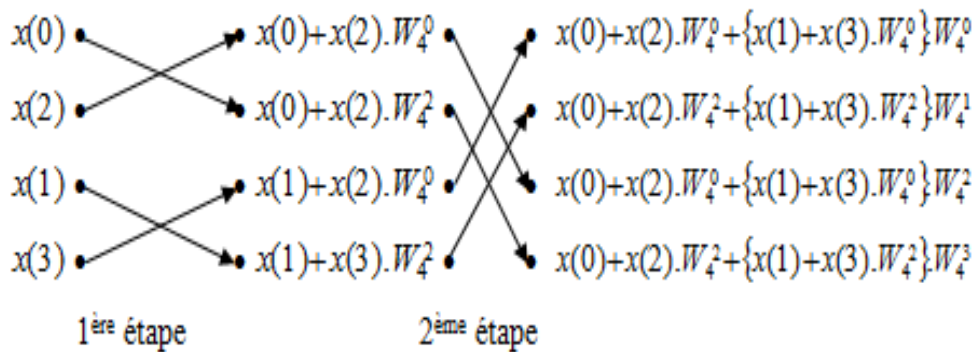


Figure III.5 - Graphe d'écoulement du signal pour 4 points.

En partant du côté gauche, nous traversons deux étapes de traitement et finissons du côté droit avec les points de la TFD $X[0]$ à $X[3]$.

La première étape du traitement implique la formation de 2 DFT à 2 points avec l'utilisation des couples de valeurs ($x(0)$, $x(2)$) et ($x(1)$, $x(3)$). Les résultats sont combinés au niveau de la deuxième étape du traitement qui incorpore le facteur additionnel W_4^k .

Nous avons décomposé la DFT originelle à 4 points en deux ensembles de DFT à 2 points : ce qui définit l'algorithme de la FFT RADIX-2.

Il est important de noter que les données de sortie apparaissent dans l'ordre naturel et que les données d'entrée ont été réordonnées. Ceci est dû au fait que la DFT à 2 points exige que $x(0)$ soit entrelacé avec $x(2)$ et $x(1)$ avec $x(3)$.

La séquence d'entrée peut être déduite de la représentation indexée, présentée dans les tableaux 3 et 4.

En décomposant les valeurs de k et de n dans les deux tableaux 3 et 4, nous remarquons que si les indices de sortie k sont pris dans l'ordre naturel, soit 0 – 1 – 2 – 3, les locations correspondantes dans le tableau des n donnent une séquence entrelacée : 0 – 2 – 1 – 3.

De plus,

$$W_4^1 = e^{-j2\pi/4} = -j$$

$$W_4^2 = W_2^1 = e^{-j2\pi/2} = -1$$

$$W_4^3 = W_4^1 \cdot W_4^2 = -j \cdot (-1) = +j$$

par conséquent les symboles « 1 » et « 3 » dénotent une pondération par $(\pm j)$. Ce sont de simples conversions entre les parties réelles et imaginaires.

Le symbole 2 représente une pondération par -1 .

Nous ne pouvons pas éliminer le terme W_4^k , appelé le facteur de tour.

Ces facteurs représentent l'arithmétique additionnelle supplémentaire exigée par les transformations à deux points dans la 1^{ère} étape du traitement.

Notons que la multiplication par W_N^k apparaît lorsque nous divisons le signal en sous-séquences. Dans l'équation (III-24) en remplaçant les valeurs de k comme on l'a fait avec n .

$$k = k_1 + 2 \times k_2 \quad (\text{III-31})$$

On obtient :

$$X = \sum_{n_2=0}^1 W_4^{(k_1+2k_2)n_1} \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_4^{2(k_1+2k_2)n_1} \quad (\text{III-32})$$

$$X = \sum_{n_2=0}^1 W_4^{k_1 n_2} \cdot W_4^{2k_2 n_2} \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_4^{2k_1 k_2} \cdot W_4^{4k_2 n_1} \quad (\text{III-33})$$

Sachant que :

$W_4^{4k_2 n_1} = W_4^0 = 1$ et $W_4^2 = W_2^1$, on obtient:

$$X = \sum_{n_2=0}^1 W_4^{k_1 n_2} \cdot W_2^{k_2 n_2} \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_2^{k_1 n_1} \quad (\text{III-34})$$

$W_2^{k_1 n_1}$ correspond aux transmittances des branches au niveau de la 1^{ère} étape de traitement,

$W_2^{k_2 n_2}$ correspond à celle de la 2^{ème} étape, simultanément avec les facteurs de tour $W_4^{k_1 n_2}$.

III.2.1. Notion du papillon :

Nous rappelons que les transformations à 2 points du côté gauche comportent chacune une addition et une soustraction, ceci peut être perçu comme l'élément de base du calcul de la FFT, et est représenté par la figure III.6 [24] :



Figure III.6 - Les papillons de la FFT

La valeur (-1) est placée comme indiquée sur la figure III.6.

Le papillon de base de la FFT est introduit à la 2^{ème} étape du traitement en incluant le facteur de tour dès le début du calcul.

Le facteur W_4^1 peut être combiné dans le papillon de base comme indiqué dans la figure III.7:



Figure III.7 - Le papillon de la FFT.

La même procédure est appliquée à toutes les transformées à 2 points dans le graphe d'écoulement du signal pour donner une décomposition de la FFT, exprimée entièrement sous forme de papillons et de facteurs de tour.

III.2.2. Les algorithmes de la FFT

Notons qu'il n'y a pas un concept unique qu'on puisse appeler FFT, mais plusieurs types d'algorithmes de la FFT basés sur la même approche générale : la décomposition de la DFT en DFT successives plus courtes [24].

La FFT RADIX 2 à entrelacement temporel avec des données d'entrée mélangées et des données de sortie dans l'ordre naturel en est un exemple.

Pour développer le travail précédent, répétons le processus de conception pour une FFT à 8 points.

Elle est définie par les équations d'indexation suivantes :

$$n = 4 \cdot n_1 + 2 \cdot n_2 + n_3 \quad \text{et}$$

$$k = 4 \cdot k_1 + 2 \cdot k_2 + k_3$$

avec

$$\begin{cases} n_1, n_2, n_3 \\ k_1, k_2, k_3 \end{cases} \quad \text{Les six variables indépendantes prennent les valeurs: 0 ou 1.}$$

Soient les deux tableaux suivants des valeurs de n et k :

n ₁	n ₂	n ₃	n
0	0	0	0
1	0	0	4
0	1	0	2
1	1	0	6
0	0	1	1
1	0	1	5
0	1	1	3
1	1	1	7

Tableau III.4 - Valeur de n :

$$n = 4n_1 + 2n_2 + n_3$$

k ₁	k ₂	k ₃	k
0	0	0	0
1	0	0	1
0	1	0	2
1	1	0	3
0	0	1	4
1	0	1	5
0	1	1	6
1	1	1	7

Tableau III.5 - Valeur de k :

$$k = k_1 + 2k_2 + k_3$$

La séquence d'entée est:0, 4, 2, 6, 1, 3, 7.

Dans l'équation (III.10) La DFT pour N=8 est :

$$X[k] = \sum_{n=0}^7 x[n] W_8^{kn} \tag{III.35}$$

$$X[k] = \sum_{n_1=0}^1 \sum_{n_2=0}^1 \sum_{n_3=0}^1 x \cdot W_8^{k(4n_1+2n_2+n_3)} \tag{III.36}$$

$$X[k] = \sum_{n_3=0}^1 W_8^{kn_3} \cdot \sum_{n_2=0}^1 W_8^{2kn_2} \cdot \sum_{n_1=0}^1 x \cdot W_8^{4kn_1} \tag{III.37}$$

Nous pouvons développer l'équation (III. 37) dans le but, de définir la DFT à 2 points en trois étapes de traitement successifs.

La sommation intérieure sur n_1 représente la première étape du traitement.

Les transmittances des branches données par : $W_8^{4kn_1}$ prennent les valeurs :

$$W_8^0, W_8^4, W_8^8, W_8^{12}, \text{etc...}$$

Cependant, interprétés en tant que modulo 8, elles deviennent: $W_8^0, W_8^4, W_8^0, W_8^4, \text{ect....}$

La sommation du milieu sur n_2 , représente la deuxième étape.

$$W_8^{2kn_2} \text{ prennent les valeurs : } W_8^0, W_8^2, W_8^4, W_8^6, W_8^8, W_8^{10}, \text{ etc ...}$$

prises modulo 8, elles deviennent: $W_8^0, W_8^2, W_8^4, W_8^6, W_8^0, W_8^2, \dots$

La sommation extérieure sur n_3 représente la troisième étape et ces transmittances varient de W_8^0 à W_8^7 .

Traçons le graphe d'écoulement du signal (figure III.8) sous la forme de papillons FFT et des facteurs de tour :

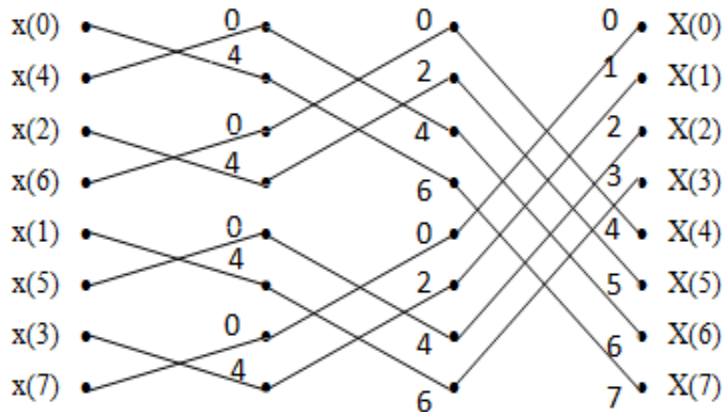


Figure III.8 - Graphe d'écoulement pour N=8.

Nous rappelons que le papillon de base inclus une soustraction.

Par ailleurs $W_8^4=1$.

Donc si nous avons une transmittance égale à W_8^6 , nous l'exprimons sous la forme

$$W_8^4 \times W_8^2 = -1 \times W_8^2.$$

(-1) est inclus dans le papillon de base, et W_8^2 est configuré sous forme d'un facteur de tour.

Ce processus de calcul est généralisé pour une longueur N de la FFT quelconque comme nous l'expliquerons en détail dans le prochain chapitre lors de l'implémentation du programme de calcul de la FFT.

III.3. Contenu spectral de l'ECG

Le signal ECG est un signal riche par toutes les ondes qui le constitue (ondes P, QRS et T). Ainsi, il présente une densité spectrale de puissance qui varie en fonction de la morphologie du signal (dérivations) et ce d'un sujet à un autre.

Selon J. PAN et al. [26], la densité spectrale de puissance des signaux ECG a été étudiée dans les cas suivants :

- 1) ECG normaux de personnes saines au repos,
- 2) ECG avec des bruits musculaires engendrés par les actions des bras et des muscles de la poitrine.

Les densités spectrales de puissance ainsi obtenues en utilisant la méthode du périodogramme moyenné sur 150 battements sont illustrées sur la figure ci-dessous [28], [29]:

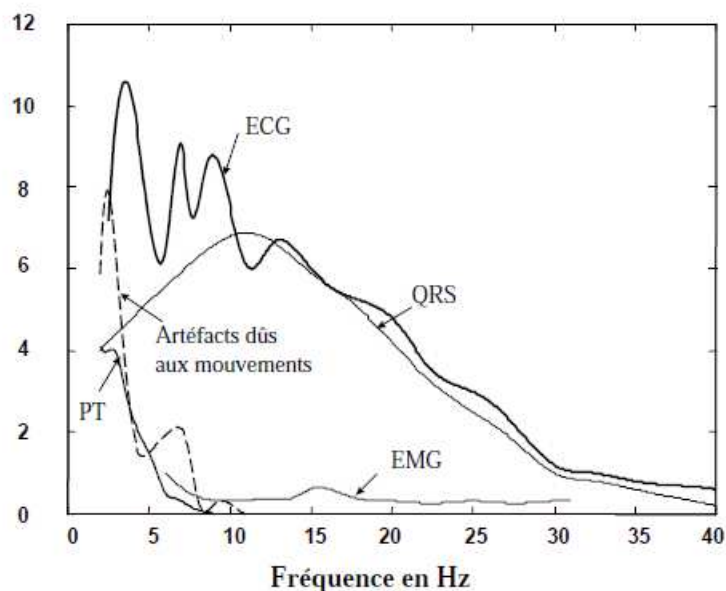


Figure III.9 - Contenu spectral de l'ECG.

Divers bruits sont présents dans l'ECG de routine. Parmi les plus importants, on peut citer :

- 1) La dérive de la ligne de base (fréquence < 5Hz),
- 2) Les artefacts dus aux mouvements (fréquence 1-10Hz),
- 3) Le secteur et ses harmoniques (fondamental 50 ou 60Hz),
- 4) L'EMG (fréquence 25-100Hz).

III.4. Densité spectrale de puissance moyenne d'un signal

La densité spectrale de puissance moyenne d'un signal $x(t)$ est la transformée de Fourier de sa fonction d'autocorrélation, la relation de Wiener-Kintchine s'écrit [25]:

$$s_x(\nu) = TF(K_x(\tau)) \quad (\text{III.38})$$

On peut écrire :

$$K_x(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} s_x(\nu) \times e^{j2\pi\nu\tau} d\nu. \quad (\text{III.39})$$

où $K_x(\tau)$ est la TF inverse de $s_x(\nu)$

La puissance moyenne du signal est calculée à partir de la fonction d'auto-corrélation :

$$K_x(0) = \int_{-\infty}^{+\infty} s_x(\nu) \cdot d\nu \quad (\text{III.40})$$

IV. La Transformée en ondelettes

L'un des avantages de l'utilisation des ondelettes est de travailler en sous bandes avec la possibilité de séparer les composantes du bruit des composantes du signal lui-même. La méthodologie adoptée dans le cadre de cette étude consiste à travailler sur chaque niveau de résolution séparément, en procédant chaque fois à la suppression du bruit puis à la reconstitution du signal [32].

L'autre avantage des ondelettes est leur grande aptitude à prendre en charge plusieurs traitements numériques du signal de façons quasi simultanée (fenêtrage - débruitage - détection - filtrage et reconstitution du signal).

Dans cette partie nous nous sommes intéressés au traitement du signal ECG, recueilli selon la dérivation D1, entaché de bruit de réseau et subissant des dérives causées par les mouvements respiratoires du patient.

Celui-ci bénéficie d'un premier traitement qui consiste à détecter le bruit de réseau par l'ondelette chapeau mexicain.

Nous appliquons ensuite les ondelettes Debauchies pour éliminer ce bruit.

Nous comparons ces résultats avec ceux obtenus par filtrage numérique.

La transformée en ondelette peut être définie comme étant la projection sur la base des fonctions ondelettes. Les coefficients d'ondelettes sont définis comme suit :

$$To(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_R f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (\text{III.41})$$

$$To(a,b) = \int_R f(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (\text{III.42})$$

avec :

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (\text{III.43})$$

Les coefficients d'ondelettes $To(a,b)$ dépendent de deux paramètres a et b , où a est le facteur d'échelle et b le facteur de translation. Le pas de translation à l'échelle a est : b/a .

Les fonctions $\psi_{a,b}(t)$ sont obtenues à partir de la dilatation et de la translation de la fonction ondelette mère $\psi(t)$. Les $\psi_{a,b}(t)$ sont parfois appelées les ondelettes filles [30].

Ces fonctions forment une base, c'est-à-dire, si l'on note le produit scalaire entre deux fonctions f et g comme étant:

$$\langle f | g \rangle = \int f(t) g(t) dt, \quad (\text{III.44})$$

alors on a :

$$\langle \psi_{a,b} | \psi_{a',b'} \rangle = \delta_{a,a'} \cdot \delta_{b,b'} \quad (\text{III.45})$$

La transformée en ondelette est inversible :

$$f(t) = \frac{1}{C_\psi} \iint_R \frac{1}{a^2} \langle f | \psi_{a,b} \rangle \psi_{a,b} da db \quad (\text{III.46})$$

où C_ψ est un coefficient dont l'expression est :

$$C_\psi = 2\pi \int_R |\hat{\psi}(\omega)|^2 \frac{d\omega}{\omega} \quad (\text{III.47})$$

$\hat{\psi}(\omega)$ étant la transformée de Fourier de $\psi(t)$

La fonction ondelette doit vérifier un certain nombre de propriétés, la première d'entre elle se nomme *condition d'admissibilité*.

$$\text{Soit } \psi(t) \in L^2 \quad \text{alors } \int_R \frac{|\hat{\psi}(\omega)|}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (\text{III.48})$$

Une fois cette condition satisfaite, on peut analyser le signal puis le reconstruire sans perte d'information.

La condition d'admissibilité implique que la transformée de Fourier de l'ondelette à la fréquence du continu (pour : $\omega = 0$) doit être nulle.

$$\text{Soit : } \hat{\psi}(\omega)|_{\omega=0} = 0 \quad (\text{III.49})$$

Ceci implique en particulier deux conséquences importantes [31]:

- La première est que les ondelettes doivent posséder un spectre de type passe-bande.
- la seconde apparaît en réécrivant l'équation (III.49) de façon équivalente sous la forme :

$$\int_R \psi(t) dt = 0 \quad (\text{III.50})$$

montre que $\psi(t)$ doit être à moyenne nulle.

IV.1. Transformée en ondelette continue- Transformée en ondelette discrète

La formule (III.41) dépend des réels a et b . On peut ainsi décider d'une infinité de valeur pour ces deux paramètres. On peut notamment les faire varier continûment : on parle dans ce cas de transformée en ondelette continue. De par cette aspect la transformée en ondelette telle qu'elle est définie est redondante, c'est à dire que l'on obtient plus de coefficients d'ondelette que nécessaire pour décrire le signal de manière exhaustive. On va donc essayer de réduire cette

redondance, car il est clair que de petites variations sur les valeurs de a ou b entraînent des petites variations sur les coefficients $To(a,b)$.

En pratique on a plus souvent à traiter des signaux discrets en procédant à une discrétisation des valeurs de a et b . On va représenter, en les juxtaposant, les supports temporels et fréquentiels des ondelettes dans le plan défini en abscisse par l'axe temporel et en ordonné par l'axe fréquentiel. On visualise ainsi comment est découpé le plan temps-fréquence pour chaque type de transformée (Figure III.10)

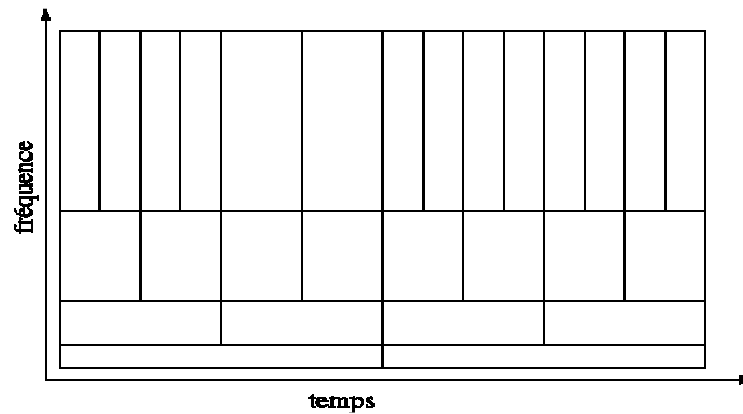


Figure III.10 - Plan temps-fréquence ou temps -échelle

Le pavage temps-échelle utilisé sur la figure suggère une méthode de discrétisation exponentielle pour les échelles et pour le temps.

Soit : $a=a_0^m$ et $b=b_0^n$ avec $a_0, b_0 \in \mathbb{Z}$,

on obtient alors une transformée en ondelettes discrète :

$$To(m,n) = a_0^{-\frac{m}{2}} \int_R f(t) \psi(a_0^{-m}t - nb_0) dt \quad (\text{III.51})$$

Pour analyser le signal ECG, nous devons faire un choix du type d'ondelette et de ses paramètres. Ce choix d'une ondelette analysante se fait en fonction de l'analyse effectuée[8]. L'ondelette devra satisfaire les critères suivants : la régularité, la symétrie et la décroissance rapide à l'infini. Parmi ces ondelettes, nous avons l'ondelette chapeau mexicain (Sombrero) suivante :

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt[4]{9\pi}} (1-t^2) e^{-\frac{t^2}{2}} \quad (\text{III.52})$$

IV.1.1. Implémentation par banc de filtres

Nous n'évoquerons pas ici le cas des ondelettes continues (Sombrero, Morlet) qui s'implémentent directement dans l'espace de Fourier.

Si nous dilatons notre ondelette d'un facteur 2, cela va compresser la largeur du spectre et décaler le spectre d'un facteur 2.

En répétant la procédure de dilatation, on peut couvrir par décalages successifs l'ensemble du domaine spectral (de la même façon que l'on couvre le domaine temporel par des ondelettes translattées).

Pour obtenir une bonne couverture fréquentielle, le choix convenable de l'ondelette est important. Une série d'ondelettes dilatées peut donc être vu comme un ensemble de filtres passe-bande.

La fonction Φ , appelé fonction d'échelle, possède donc un spectre passe-bas et va nous aider à effectuer la distance à parcourir pour couvrir la totalité du domaine spectral. De cette manière on limite le nombre d'ondelettes dilatées nécessaires pour couvrir tout le spectre. La fonction d'échelle possède une condition d'admissibilité [33]:

$$\int \Phi(t) dt = 1 \quad (\text{III.53})$$

IV.1.2. Analyse multi-résolution

IV.1.2.1. Espace d'approximation

Le découpage de l'espace fréquentiel apporté par le banc de filtres permet d'introduire la notion d'analyse multi-résolutions, c'est-à-dire l'analyse à la fois des niveaux grossiers (peu riches en détails ou basses fréquences) et des niveaux fins (riches en détails ou hautes fréquences). On va pouvoir montrer la construction d'ondelettes orthogonales [32].

On se place dans le cadre de l'espace $L^2(\mathbb{R})$ des fonctions continues à une variable réelle et de carré intégrable. On peut construire une analyse multi-résolution à l'aide de sous-espaces V_j , emboîtés les uns dans les autres, de telle sorte que le passage de l'un à l'autre soit le résultat d'un changement de facteur d'échelle (ce qui correspond à un zoom).

$$f(x) \in V_j \Leftrightarrow f\left(\frac{x}{2}\right) \in V_{j+1} \quad (\text{III.54})$$

$f\left(\frac{x}{2}\right)$ correspond à une dilatation d'un facteur 2.

La fonction d'échelle a comme propriété de pouvoir engendrer une base orthonormée de V_j par dilatation et translation :

$$\Phi_{j,n} = \frac{1}{\sqrt{2^j}} \Phi(2^{-j}t - n), \text{ avec } j, n \in \mathbb{Z}. \quad (\text{III.55})$$

Les $\Phi_{j,n}$ constituent les fonctions de base de l'espace V_j orthonormé si :

$$\int_{\mathbb{R}} \Phi(t) \cdot \Phi^*(t - n) dt = \delta(n), \text{ avec } n \in \mathbb{Z}. \quad (\text{III.56})$$

L'approximation à la résolution j définie par la suite discrète des nombres (réels ou complexes) est définie par :

$$a_j^n = \langle f | \Phi_{j,n} \rangle \quad (\text{III.57})$$

IV.2.3.1. Espace de détails

L'espace des détails W_j est l'espace tel que :

$$V_{j-1} = V_j \oplus W_j \quad (\text{III.58})$$

Cet espace contient les informations obtenues en tenant compte de l'approximation à la résolution j et de l'approximation à la résolution $j-1$.

Soit $h[n]$ une suite numérique considérée comme étant la réponse impulsionnelle d'un filtre numérique H , tel que :

$$h[n] = \langle \Phi | \Phi_{-1,n} \rangle \quad (\text{III.59})$$

nous pouvons écrire :

$$\Phi_{j,n} = \sum_k h[k] \Phi_{j-1,k+2n} \quad (\text{III.60})$$

Les coefficients de l'approximation à la résolution j , sont donnés par :

$$a_j^n = \sum_l h[k] \langle f | \Phi_{j-1,k+2n} \rangle \quad (\text{III.61})$$

Nous notons aussi : $\tilde{h}[n] = h[-n]$ la séquence retournée (ou filtre symétrique)

Soit $g[n]$ la réponse impulsionnelle d'un filtre numérique, telle que :

$$g[n] = (-1)^n h[1-n] \quad (\text{III.62})$$

L'égalité $\tilde{g}[n] = g[-n]$, nous permet d'aboutir à l'expression des coefficients détails.

D'une façon générale, nous pouvons décrire une procédure utilisant les ondelettes soit, en parlant de la fonction ondelette ψ et de la fonction d'échelle Φ soit, en parlant des filtre h et g .

Nous pouvons résumer les algorithmes d'analyse et de reconstruction en ondelette par l'utilisation des motifs de bans de filtre présentés sur la figure III.11 et la figure III.12.

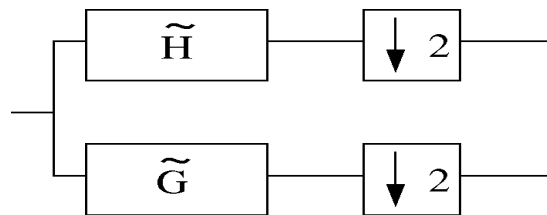


Figure III.11 - Algorithme d'analyse.

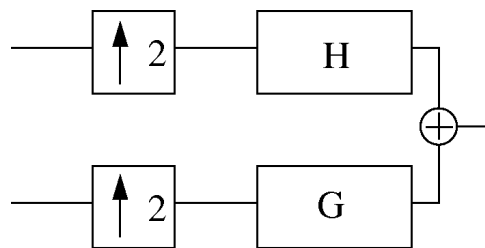


Figure III.12 - Algorithme de reconstitution.

Nous remarquons sur le schéma d'analyse que l'absence de sous-échantillonnage donne deux fois plus d'informations que nécessaire pour chaque niveau d'analyse (c'est pour cette raison que l'on peut sous-échantillonner d'un facteur 2). Cette redondance peut-être cependant largement exploitée [32].

IV.3. Résultats et discussions

Pour estimer le niveau de bruit d'un signal, on peut regarder sur son spectre la présence de hautes fréquences. Cependant l'incapacité, liée à la transformée de Fourier, de localiser temporellement le bruit avec précision peut être gênante d'autant plus que la partie du spectre due aux composantes du QRS et celle due au bruit peuvent être étroitement mêlées. De plus un signal ECG peut être parasité de façon très transitoire.

1- nous avons donc décidé d'utiliser les propriétés des ondelettes : découpage du spectre en sous-bandes. Pour la régularité, nous pouvons dire que ce sont les coefficients d'ondelettes liés à des phénomènes importants dans le signal (bruit, QRS) qui vont avoir tendance à se manifester le long des différentes échelles. Ces coefficients auront des valeurs importantes avec une décroissance particulière le long des échelles (figure 11 et figure 12).

La figure III.13 représente un ECG contaminé par le bruit.

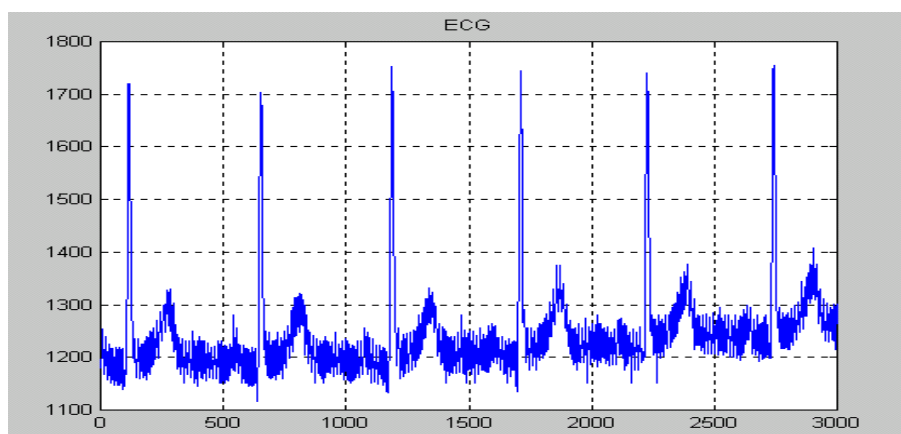


Figure III.13 - Tracé d'ECG bruité.

La figure III.14 représente l'analyse par ondelette du chapeau mexicain :

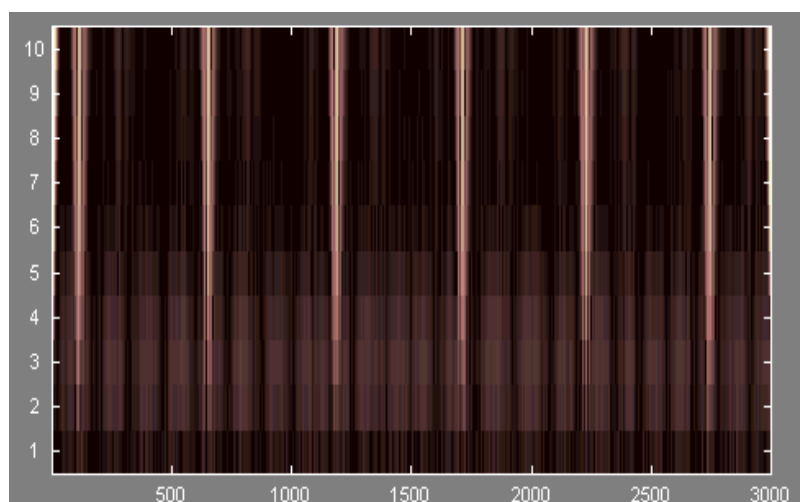


Figure III.14: Analyse par Ondelette chapeau mexicain

Nous constatons que les basses fréquences sont représentées en haut de l'image et que les hautes fréquences en bas de celle-ci. La prédominance des complexes QRS marquent la présence des autres ondes en basses fréquences.

De même le bruit persiste tout au long du signal et se manifeste, essentiellement en hautes fréquences par la présence de raies verticales.

2/ Le tracé suivant, est un tracé d'ECG particulièrement bruité.

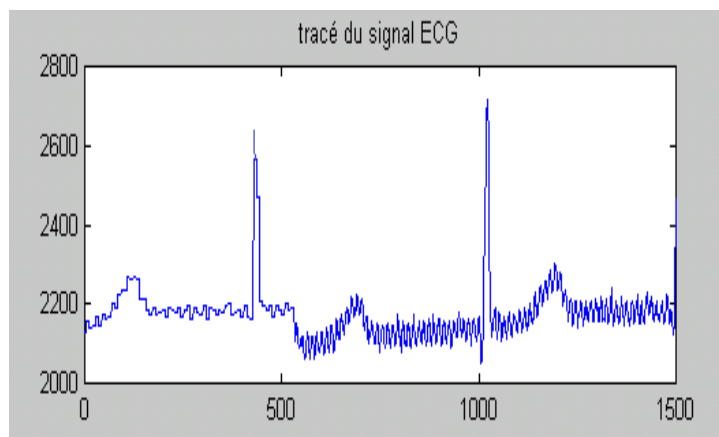


Figure III.15 - Signal ECG temporairement bruité.

Une analyse par ondelette chapeau mexicain, donne le tracé suivant :

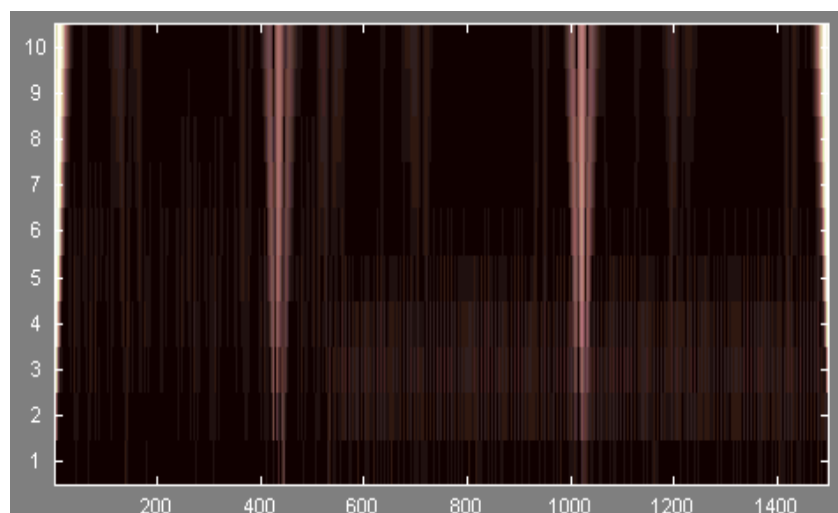


Figure III.16 - Analyse par ondelette chapeau Mexicain.

Nous remarquons que dans la partie où le signal est bruité, il y a apparition de raie. Ces raies disparaissent lorsque le bruit est filtré.

3/ Regardons l'allure des coefficients détails d'ondelette Debauchie:

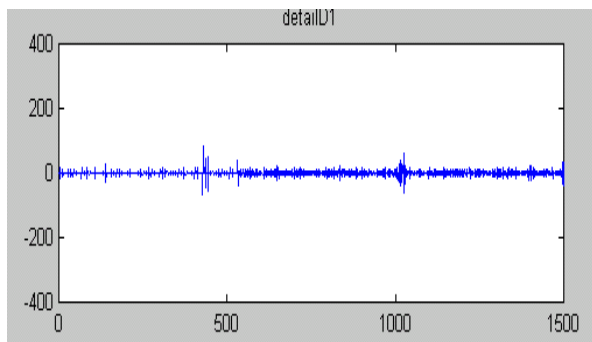


Figure III.17 - Coefficients détails d'ondelette Debauchie.

Nous constatons que ces variations suivent le contenu du signal originel dans lequel il y a une faible variation des coefficients dans la partie où le signal est non bruité et une forte variation des coefficients dans la partie bruité.

On repère aussi les composantes du complexe QRS.

4/ Reprenons le signal originel et appliquons l'ondelette Debauchie pour le débruiter, nous obtenons les résultats suivants :

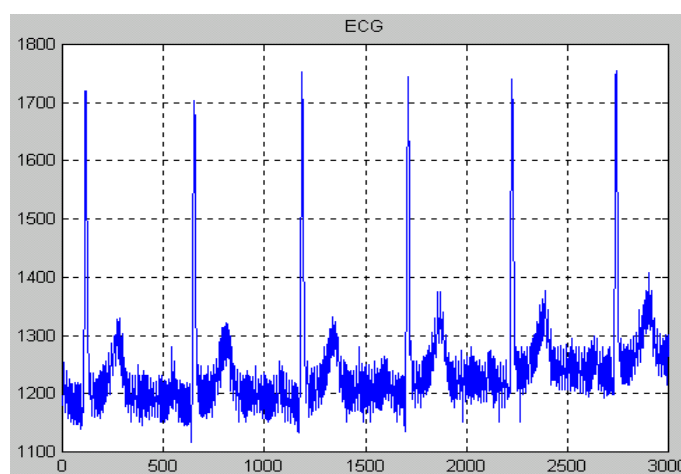


Figure III.18 -Signal ECG bruité.

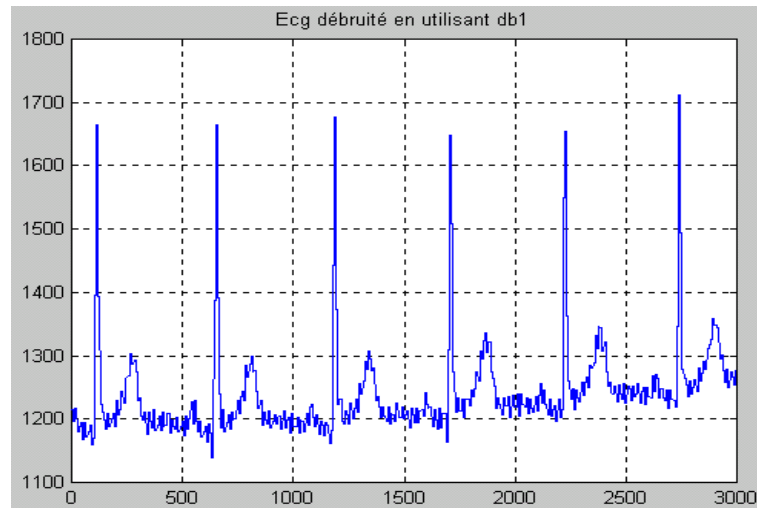


Figure III.19 - Signal débruité.

Regardons les résultats obtenus (figure III.19) par le biais d'un filtrage numérique ayant pour équation de récurrence :

$$y(1)=x(1)$$

$$y(n)=1.7281.y(n-1)-0.9038.y(n-2)+x(n)-1.7848.x(n-1)+x(n-2).$$

Ce filtre a été calculé pour éliminer le bruit de réseau.

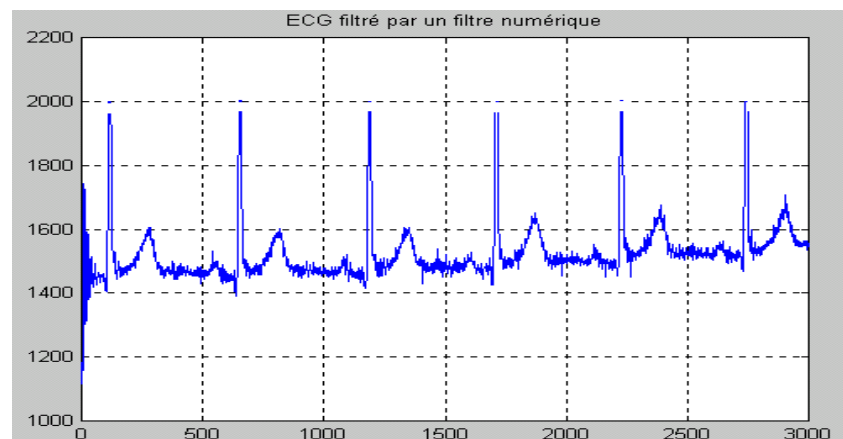


Figure III.20 - Signal ECG filtré par filtrage récursif.

5/ Comparaisons des deux méthodes :

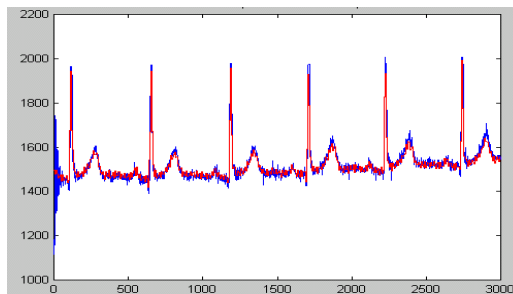


Figure III.21 -Tracé des deux ECG filtré par le filtre récursif (tracé bleu) et par ondelettes de Db1(tracé rouge)

Nous remarquons que la méthode des ondelettes Debauchies donne de meilleurs résultats par rapport au filtrage récursif. Cependant, le Filtrage récursif n'est plus efficace dès que le bruit de réseau fluctue autour du 50Hz, alors que la méthode des ondelettes reste efficace puisque le bruit est éliminé par étapes avec chaque fois la reconstitution du signal.

V. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté dans un premier temps, les différents traitements numériques réalisés sur les trois signaux physiologiques objet de notre étude.

L'analyse temporelle consiste en l'application d'un filtre rejeteur à bande étroite, centrée sur la fréquence du secteur, le 50Hz. L'analyse corrélatrice permet de tracer la fonction d'auto-corrélation de ces signaux. L'analyse spectrale estime le contenu spectral de chaque signal par le biais de la FFT couplée à l'approche Index Mapping et Radix2.

La transformée par ondelette nous a permis de détecter certains bruits afin de les éliminer par étapes.

Le chapitre suivant sera consacré à l'Implémentation de l'Interface de traitement numérique du signal physiologique.

Chapitre IV

Interface du traitement numérique du signal physiologique

I. Introduction

Dans ce chapitre nous présentons l'interface de traitement numérique du signal physiologique. L'extraction de l'information décrivant une pathologie à partir des signaux physiologiques demande leur analyse par un expert. Par exemple, l'analyse du tracé des signaux physiologiques (ECG, PPG, respiration) d'un malade représente un moyen efficace pour la détection des anomalies cardiaques ou respiratoire. Jusqu'à un passé assez récent, le médecin établissait son diagnostic en ayant recours à ce qu'on l'on peut appeler une interprétation manuelle. Cette méthode d'analyse s'appuie essentiellement sur un constat visuel d'éventuelles irrégularités morphologiques des tracés. Elle a fait de la lecture des signaux (par exemple l'ECG) un exercice difficile et périlleux. Pour pallier à ces problèmes, il est nécessaire, en plus d'une connaissance approfondie et raisonnée des anomalies électrocardiographiques ou respiratoire, de formuler une automaticité de contrôle, d'analyse et d'interprétation.

Les techniques numériques modernes du traitement de signal ont contribué significativement à l'analyse des signaux physiologiques les rendant plus précis et plus faciles à interpréter. Ces techniques qui n'ont pas la prétention de remplacer un médecin, peuvent néanmoins contribuer à aider ce dernier dans l'établissement de son diagnostic final. Elles permettent de filtrer le signal, de détecter les éléments pertinents pour le diagnostic, d'accomplir une reconnaissance de forme, une interprétation du signal physiologique et de le classifier selon la pathologie.

II. Présentation de l'interface de traitement numérique du signal physiologique

L'interface graphique que nous avons implémentée sous environnement Visual Basic (figure IV.1), permet : l'enregistrement, l'archivage, l'affichage et l'analyse des signaux physiologiques ECG, PPG et PTG.

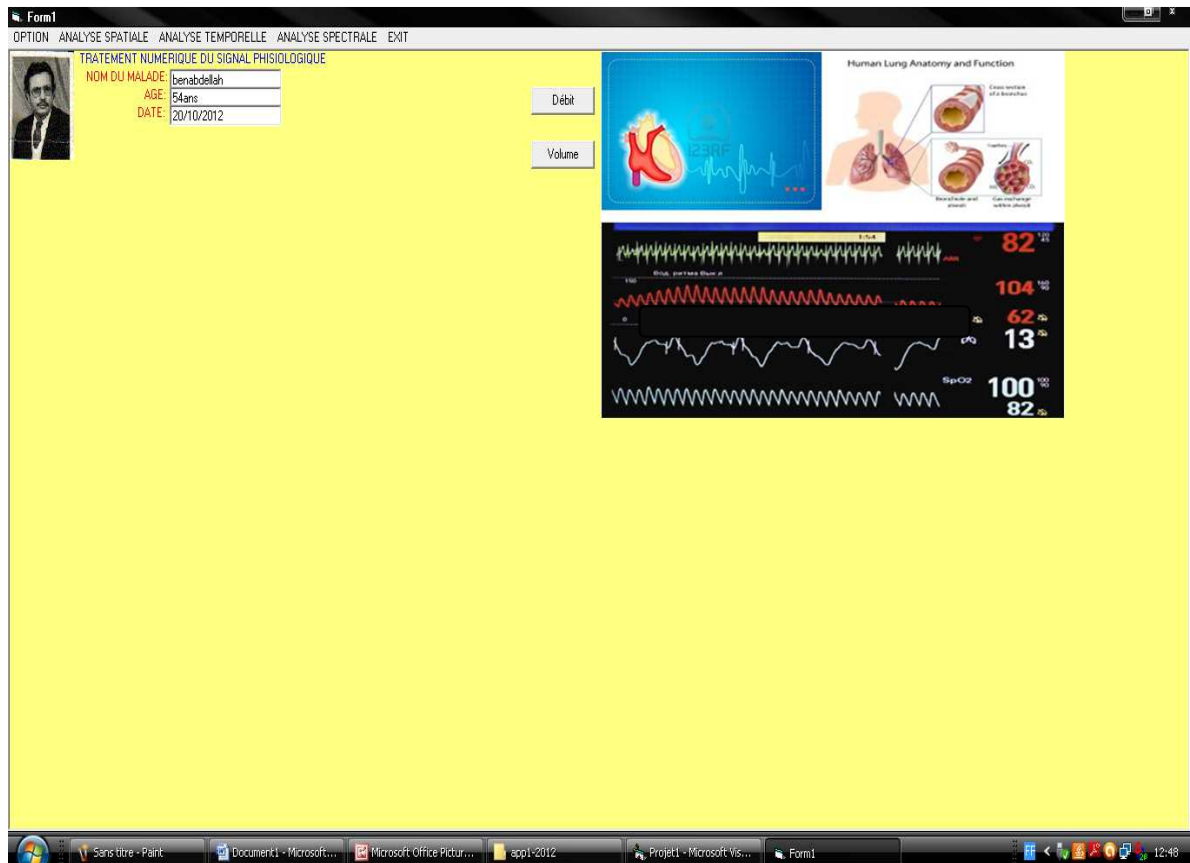


Figure IV.1 – Interface de traitement numérique des signaux physiologiques.

Cette interface comprend quatre options, avec la possibilité d'accéder à la base de données, où tous les renseignements et enregistrements des signaux physiologiques du malade sont archivés.

III. Acquisition du signal physiologique

Cette interface met en jeu l'API windows **MsComm**, qui permet l'émission et la réception sous le protocole RS232 relative à l'acquisition du signal physiologique.

Le contrôle MsComm permet de gérer le port série sous environnement Visual Basic de la manière suivante :

III.1. Microsoft Comm Control 6.0

Pour gérer le port série nous avons utilisé le Microsoft Comm Control.

III.1.1. Propriétés de base du Microsoft Comm Control

Une fois le contrôle de communication rajouté, il nous faut le paramétrer [34]. Cela se fait en tenant compte des propriétés suivantes :

- **CommPort**: cette méthode fixe ou retourne le port COM utilisé par le contrôle.
- **Settings**: cette méthode fixe les caractéristiques de la connexion, à savoir la vitesse de communication, l'utilisation ou non du bit de parité, le nombre de bits de données et le nombre de bits d'arrêt. Cette information est le plus souvent fournie par le constructeur de l'équipement avec lequel nous souhaitons communiquer. Elle est construite de la manière suivante : "vitesse, parité(Y ou N), bits de données, bits de stop"

Exemple : `MSComm.Settings = "9600,N,8,1"`

Cela signifie que la vitesse de connexion est de 9600 bauds/s, pas de contrôle de parité (Non), il y a 8 bits de données par paquet et 1 bit de stop.

- **PortOpen**: cette méthode permet d'ouvrir le port si on la positionne à True et le fermer si on le positionne à False.
- **OutPut**: cette méthode permet **d'envoyer** des données au port. La chaîne envoyée doit être terminée par un retour chariot (`Chr$(13)`) ou par un retour chariot + retour ligne (`vbCrLf`) en fonction de la connexion.
- **Input**: cette méthode permet **de recevoir** des données sur le port COM. Ici, une explication s'impose: le port série stocke les données arrivant au système dans une mémoire tampon interne qui vaut par défaut 1024 octets. Si la mémoire tampon est saturée et que de nouvelles données arrivent, celles-ci sont perdues. Il est donc impératif de recopier les données dans une chaîne de caractères.
- **InBufferSize**: cette méthode fixe ou retourne la taille de la mémoire tampon entrée, elle vaut par défaut 1024 octets.
- **OutBufferSize**: cette méthode fixe ou retourne la taille de la mémoire tampon sortie (donc contenant les données envoyées par le système), elle vaut par défaut 512 octets.

III.1.2. Communication par événements

Le contrôle de communication n'est pas d'une simple utilisation s'il n'inclue pas une propriété fondamentale, à savoir la communication événementielle.

En effet, le contrôle Comm dispose d'un événement appelé OnComm, qui se déclenche lorsque des données arrivent sur le port série.

L'événement OnComm sert à plusieurs choses :

- ✓ recevoir les données
- ✓ repérer les erreurs
- ✓ gérer les événements de signalisation arrivant sur la ligne
- ✓ repérer la fin de la transmission

L'acquisition des trois signaux physiologiques, en l'occurrence le signal Electrocardiographique, le signal Pneumetachographique et le signal Photopléthysmographique se fait simultanément et en temps réel (figure IV.2):

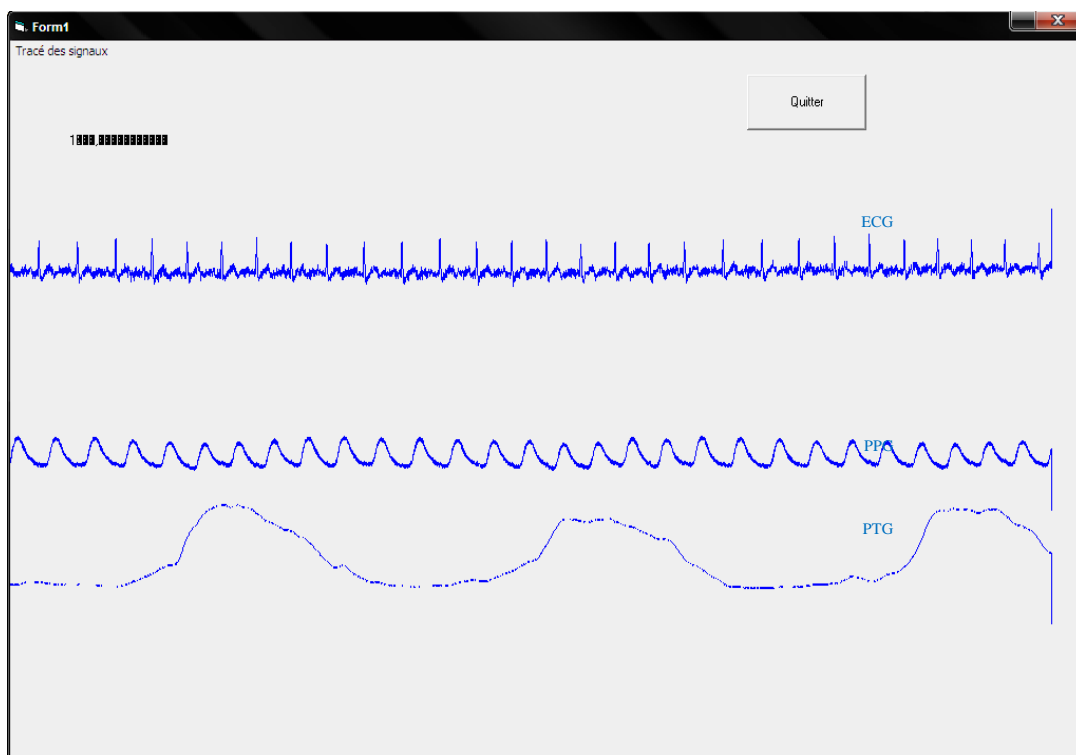


Figure IV.2 - Acquisition des trois signaux physiologiques :
Le signal ECG (1), le signal PPG (2), le signal PTG (3).

Le programme d'acquisition est conçu pour afficher simultanément et en temps réel trois signaux physiologiques: chaque point acquis est affiché sur l'écran avec la possibilité de faire varier la base de temps. Le programme d'acquisition et de traitement est conçu pour accepter un nombre infini de points pouvant être traités par le calculateur, en fonction de sa capacité. Nous nous limiterons dans le cadre de ce travail à l'acquisition de 5000 points pour chaque signal.

Le programme principal permet l'accès direct à l'enregistrement du signal grâce à l'option "Enregistrement du Signal".

Le stockage de ces signaux en format data se fait simultanément et successivement. L'archivage nous permet d'accéder ultérieurement à une base de données biométriques.

IV. Filtrage numérique

Sur la figure suivante, on remarque un signal ECG contaminé par le 50 Hz :

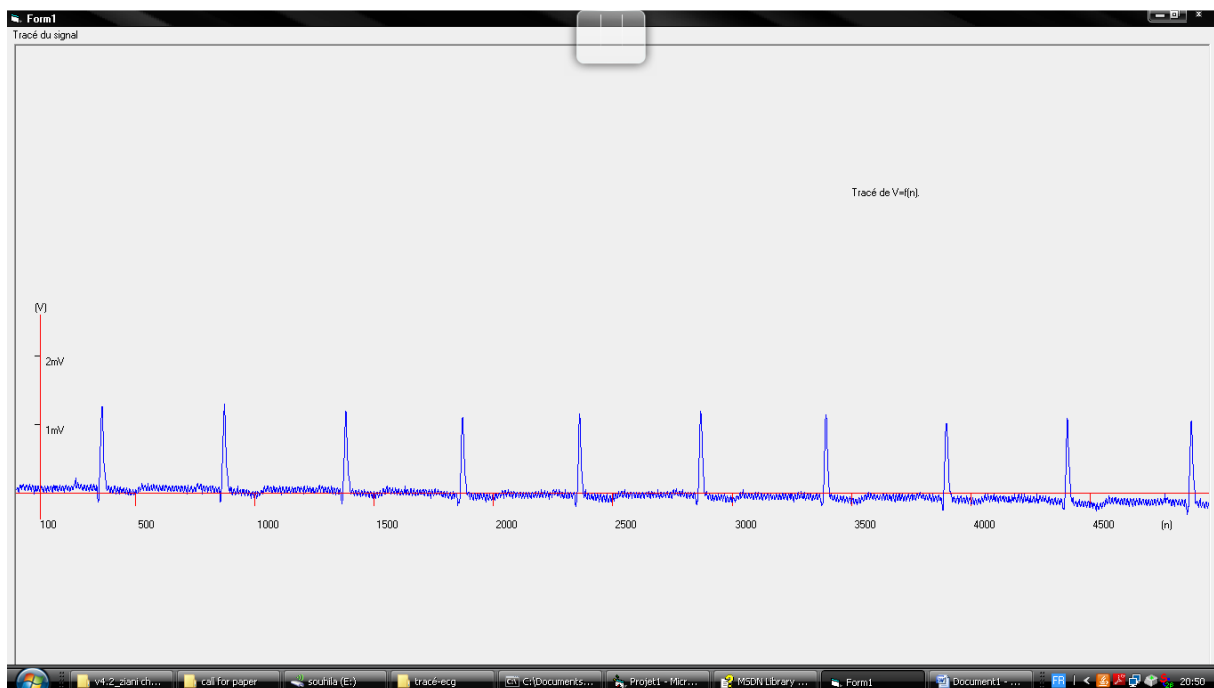


Figure IV.3 - ECG contaminé par le 50 Hz.

L'analyse spectrale caractérise le bruit de 50 Hz par une raie qui apparait à cette fréquence.

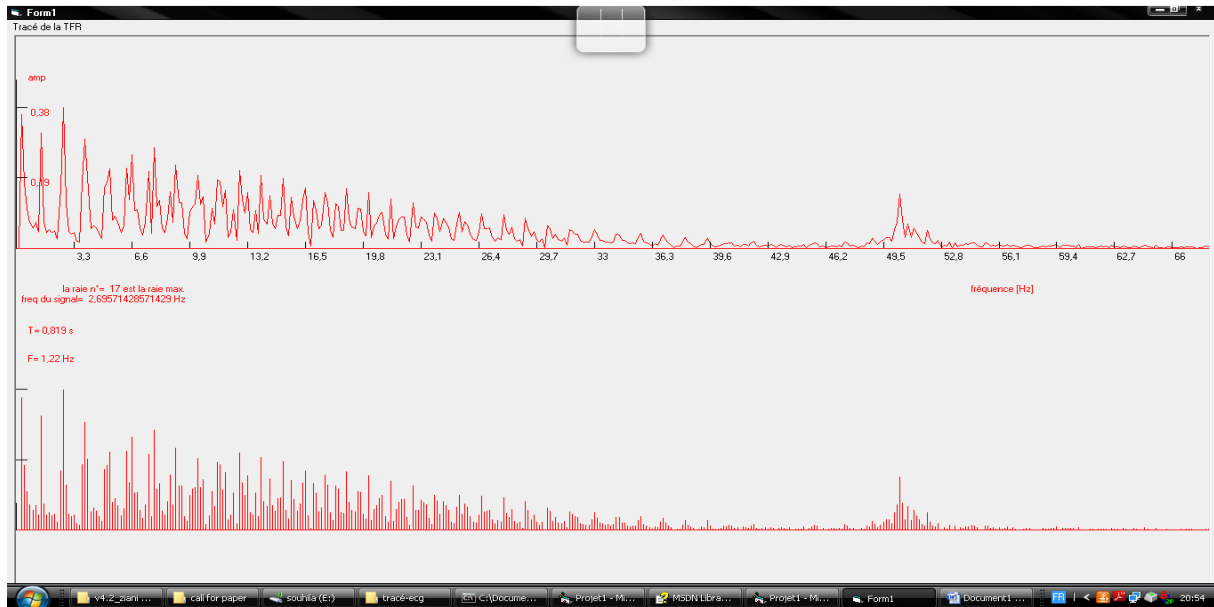


Figure IV.4 -Spectre d'un ECG contaminé par le 50 Hz.

En utilisant le filtre de Notch (vu dans le chapitre III), le tracé suivant montre l'effet de ce filtre :

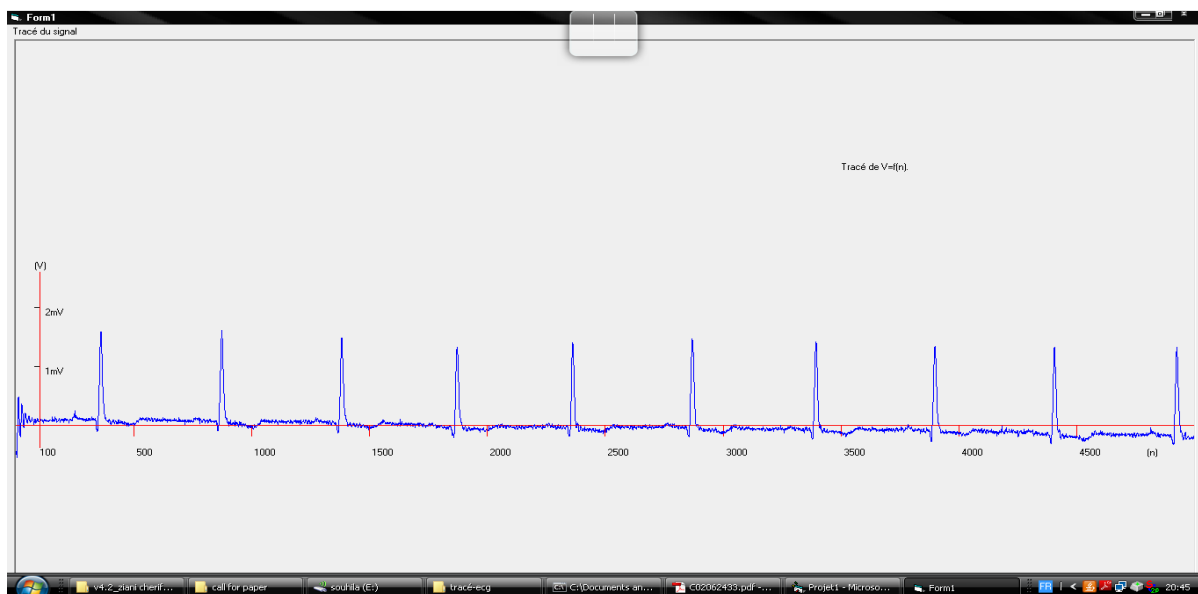


Figure IV.5 - Tracé de l'ECG filtré.

La figure suivante montre le spectre d'un ECG filtré à 50 Hz :

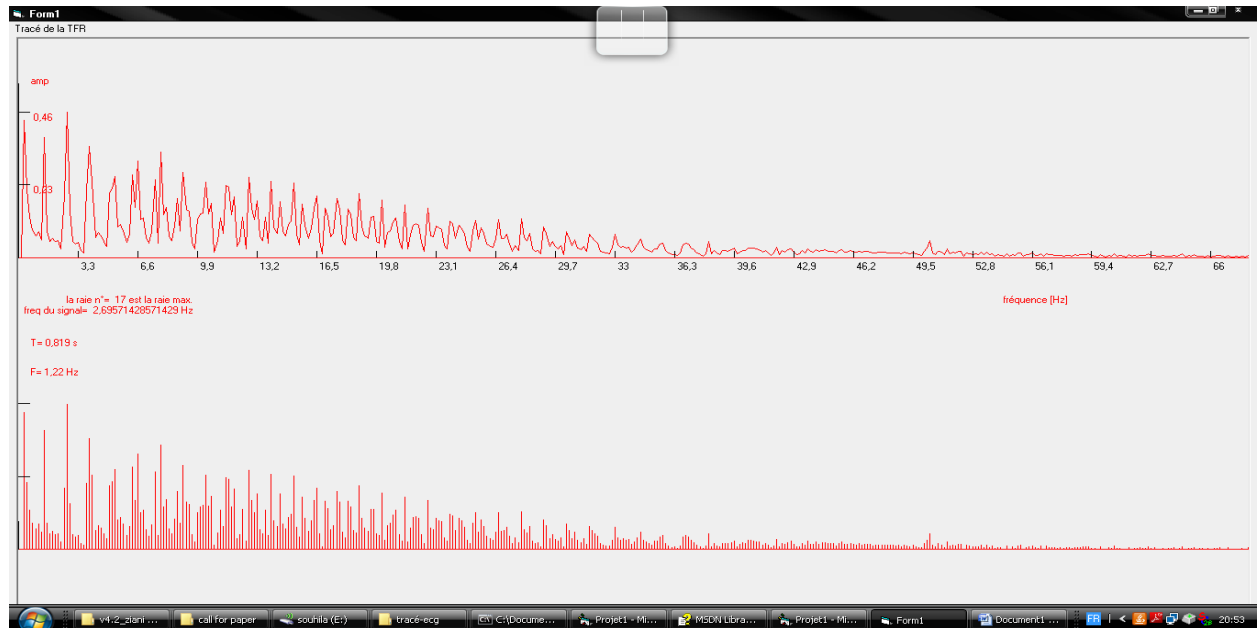


Figure IV.6 - Tracé du spectre de l'ECG filtré

V. Traitement numérique

Le traitement numérique dont bénéficient ces trois signaux se fait comme suit :

V.1. Analyse spatiale

L'analyse spatiale permet par une simple sélection d'onde, d'afficher son amplitude. On utilise la propriété **DrawMode** de Visual Basic pour produire des effets visuels à l'aide des contrôles **Line** pour tracer le rectangle de sélection (figure IV.6).

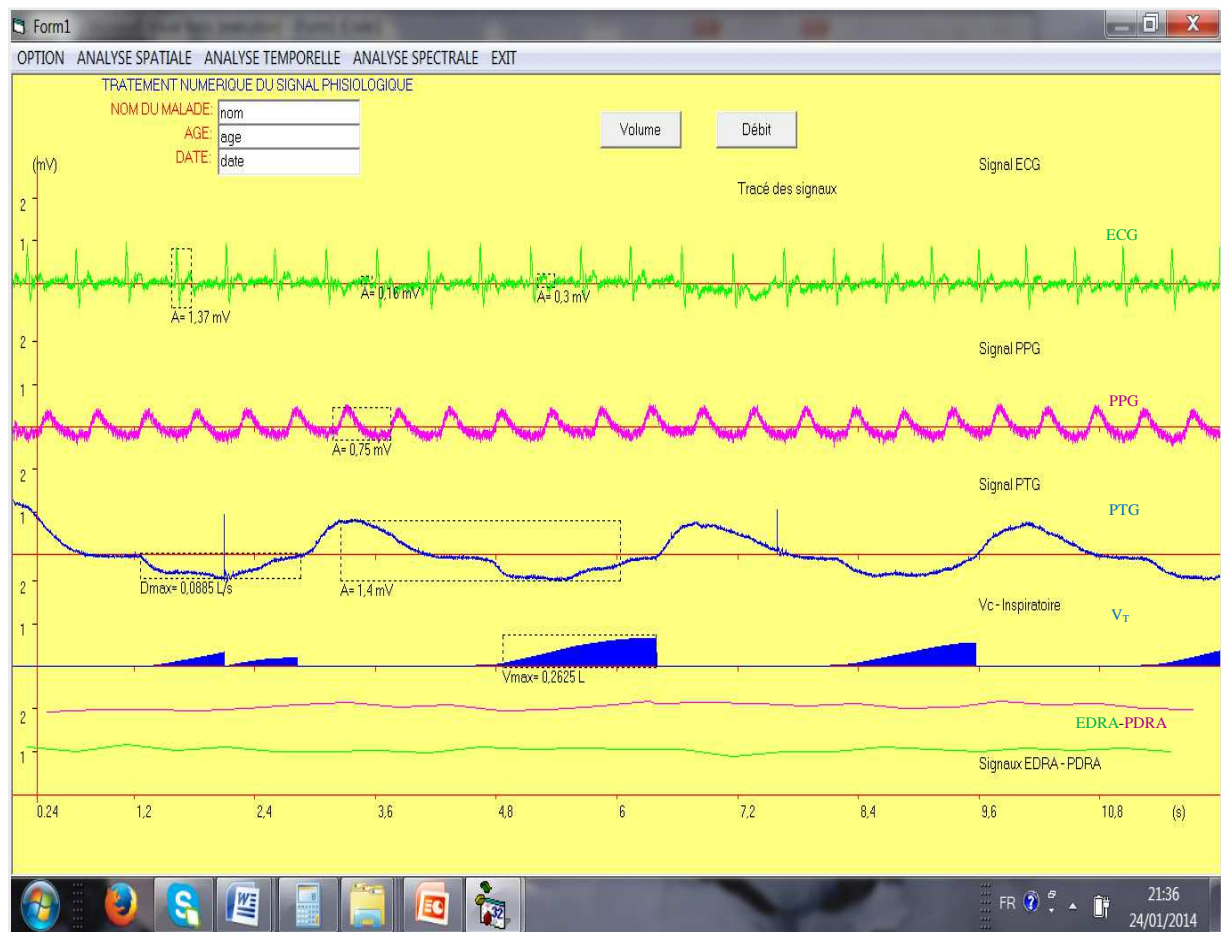


Figure IV.7 - Affichage des amplitudes (ECG-PPG-PTG)

Après la sélection des différentes ondes de cet ECG (en DI), on note l'amplitude de l'onde QRS : 1.37 mV, de l'onde P : 0.16 mV et celle de l'onde T : 0.3 mV.

On a aussi sélectionné les ondes du PPG qui ont pour amplitude moyenne 0.75 mV.

L'amplitude de la période respiratoire est : 1.4 mV.

Le signal PTG bénéficie d'un calcul du débit maximum inspiratoire par intégration du volume courant V_T qui ont pour valeurs respectives: 0.108 l/s et 0.260 l.

V.2. Analyse temporelle

L'analyse temporelle permet par simple sélection d'afficher les durées des différentes ondes ou de leurs intervalles temporels. La même propriété **DrawMode** a été utilisée :

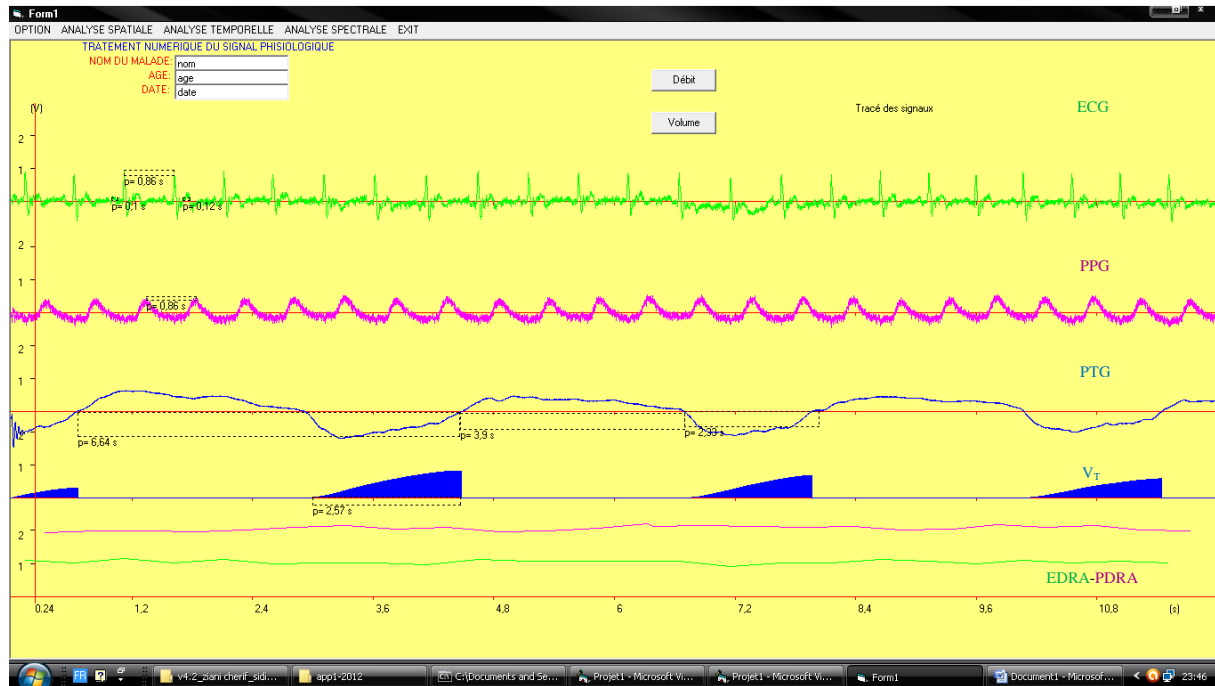


Figure IV.8 - Affichage des durées.

Cette option nous permet d'afficher les différentes durées de l'intervalle RR (période de l'ECG) sélectionnées qui varient autour de 0.86s ainsi que la durée des différentes ondes sélectionnées où l'onde P a une durée de 0.1s, la durée de l'onde T est de 0.12s.

La durée de l'intervalle PP du signal PPG varie autour de 0.86s.

La période respiratoire du PTG sélectionnée est de 6.63s. La sélection d'une période inspiratoire et expiratoire donne les valeurs respectives de : $T_i = 3.9s$ et $T_e = 2.57s$.

V.2.1. Détection des pics

La détection des ondes R, la largeur et le rythme des complexes QRS sont des paramètres importants pour la détection des pathologies de l'ECG. L'algorithme de détection du complexe QRS a été établi par J. Pan et al. [35].

Cet article propose de construire un filtre passe-bande à partir de deux filtres un filtrage passe-bas et un filtrage passe-haut. Il applique au signal une série d'opérations: filtre dérivateur, filtre quadratureur et filtre à moyenne glissante avec possibilité de perdre certaines informations du signal.

Nous proposons dans cette partie, une autre forme de détection des pics comprenant à la fois le moyennage, le seuillage et le fenêtrage des différents signaux suivant l'organigramme de calcul suivant :

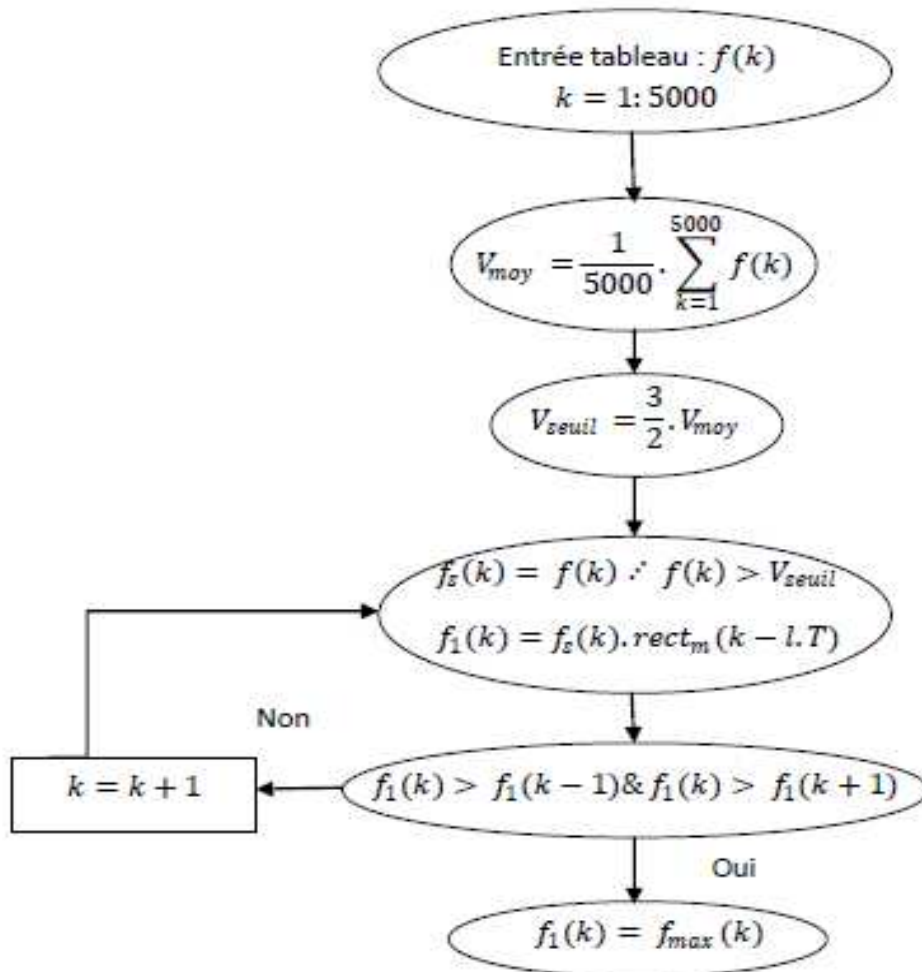


Figure IV.9—Organigramme de l’algorithme de détection des pics.

Dans cet algorithme de détection des pics on désigne par :

$f(k)$: le vecteur d’entrée.

V_{moy} : la valeur moyenne de la séquence d’entrée $f(k)$.

V_{seuil} : la valeur seuil est choisie sur une durée T . Pour trouver le maximum qui correspond au pic R de l’ECG, la durée T est déterminée en fonction de la valeur de $f_1(k)$, après détection du pic R, où $f_1(k)$ est $f(k)$ sont supérieures à V_{seuil} .

V.2.2. Tracé des signaux EDRA et PDRA

Grâce à cet algorithme de détection des pics, nous avons procédé à la l’extraction du signal respiratoire en amplitude, à partir de l’ECG dénommé EDRA et à partir du PPG dénommé PDRA. Ces deux signaux sont superposés au signal respiratoire. Ces résultats ont été comparés aux travaux réalisés par Madhav et al. [35].

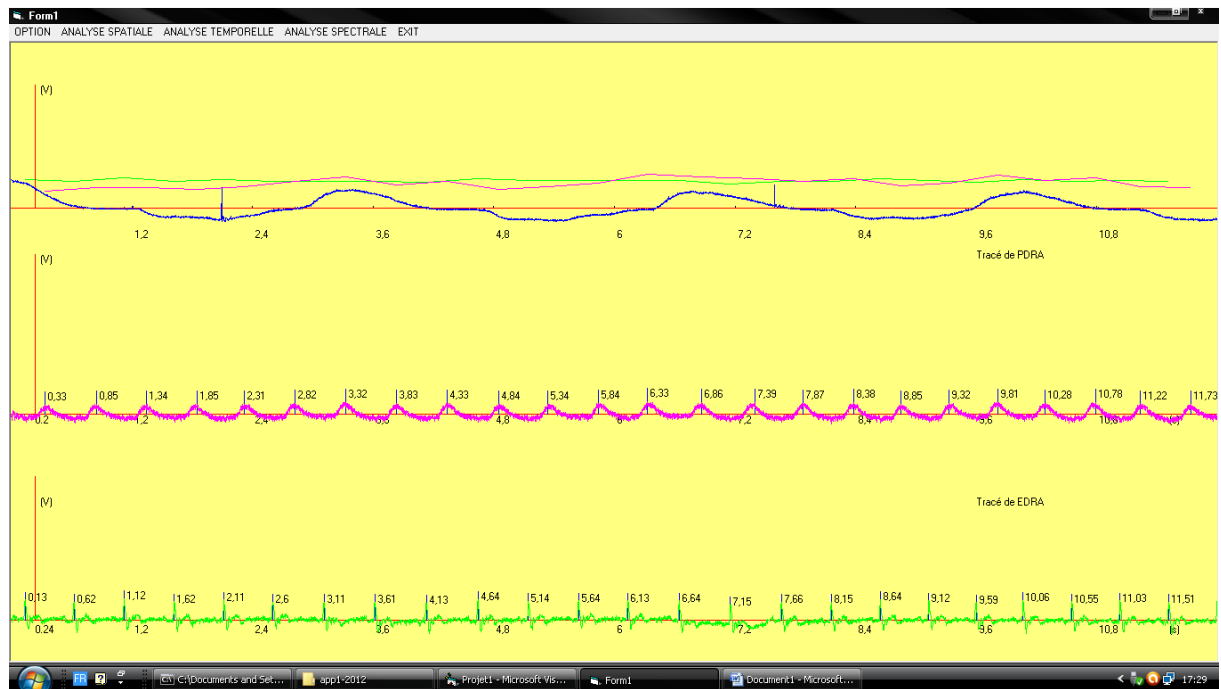


Figure IV.10 - Détection des pics- EDRA-PDRA-PTG.

V.2.3. Tracé des signaux EDRF et PDRF

Ce même algorithme permet aussi l'extraction du signal respiratoire à partir des signaux ECG et PPG, par démodulation de fréquences dénommées EDRF et PDRF. Ces deux signaux sont superposés au signal respiratoire.

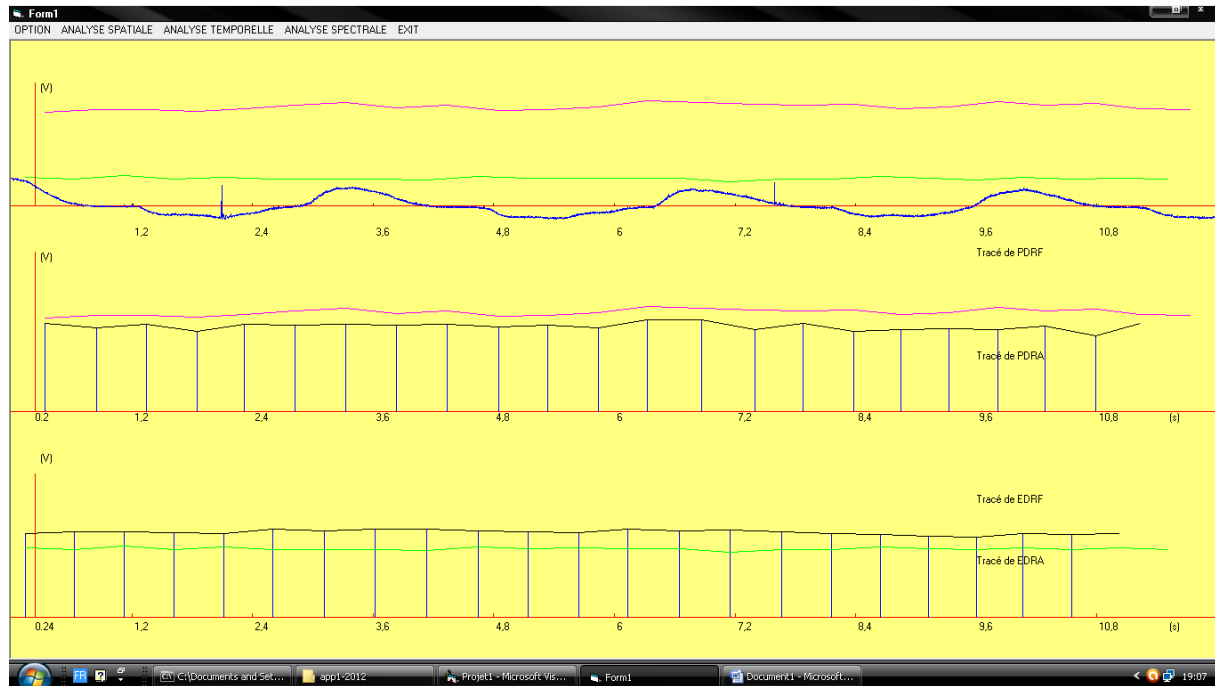


Figure IV.11 - Détection des pics- EDRF-PDRF-PTG.

V.2.4. Tracé des signaux HRV et VFPPG

La variabilité ECG-PPG nous permet de tracer le signal HRV (Heart Rate Variability) et de tracer la variation fréquentielle du PPG (VFPPG) afin d'évaluer la fréquence cardiaque. Le signal HRV représente la variabilité de la fréquence d'une révolution cardiaque à une autre et constitue un bon indice des arythmies cardiaques [3].

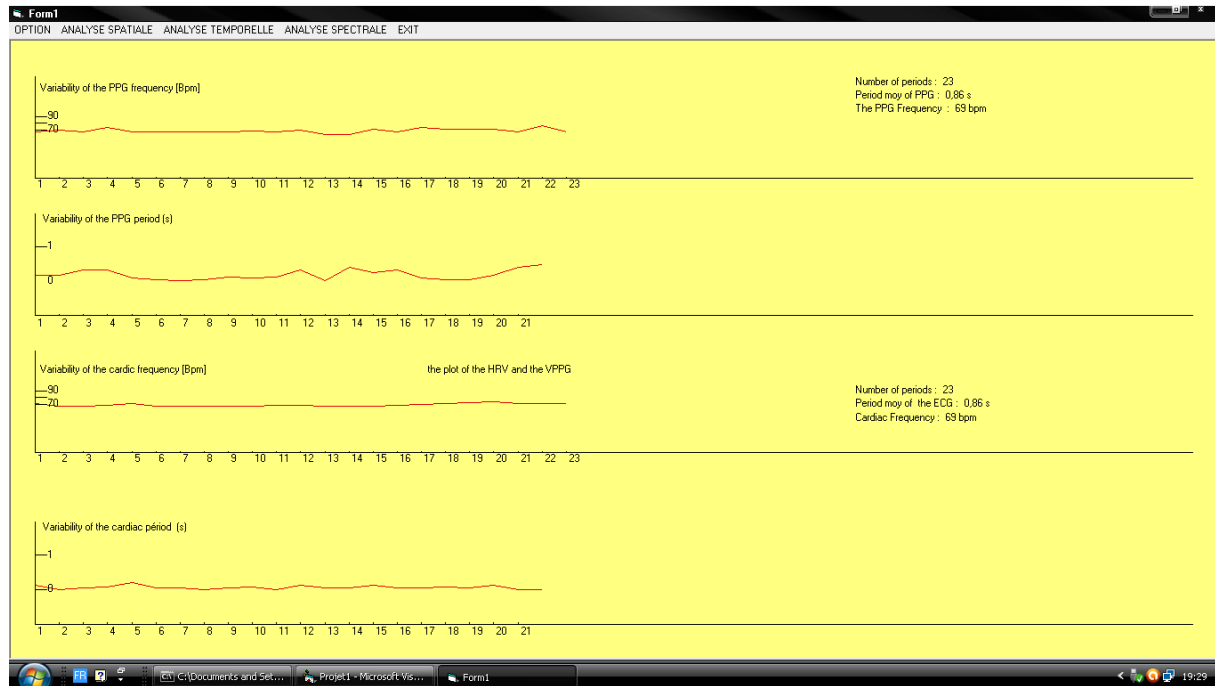


Figure IV.12 - Tracé du signal HRV- VFPPG.

Notons que les deux signaux ECG et PPG ont le même nombre de battements par minutes: 69bpm avec des périodes RR (de l'ECG) ou PP (du PPG) égales à 0.86s. Ces tracés peuvent être un bon indice pour la détection d'une arythmie cardiaque (signal HRV) et d'une insuffisance respiratoire (VPPG).

V.2.4. Tracé de la variabilité ECG- PPG

L'affichage des durées ECG-PPG permet la superposition de ces deux signaux et le calcul la variabilité ECG-PPG. Ces durées calculées renseignent sur l'apport du sang dans les cellules.

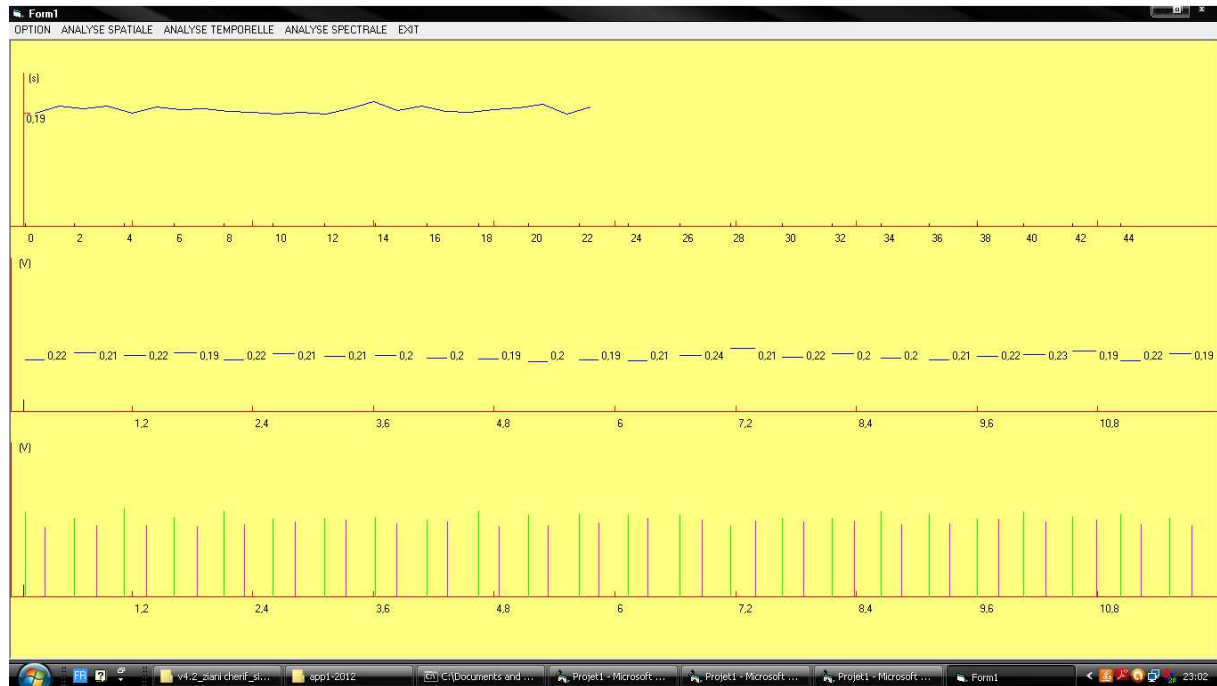


Figure IV.13 - Variabilité ECG-PPG.

Notons que les différences des intervalles RP (R-PIC de l'ECG et P-PIC du PPG) de la superposition des deux signaux ECG-PPG varient autour de 0.2s. Cette valeur augmente dans le cas d'une insuffisance cardio-respiratoire.

V.3. Analyse corréatoire

L'analyse corréatoire permet le calcul et le tracé de la fonction d'auto-corrélation de ces trois signaux. Les fonctions d'inter-corrélation ECG-PPG, ECG-PTG et PPG-PTG sont également calculées puis tracées. L'algorithme de calcul de la fonction d'auto-corrélation temporelle discrétisée a été implémenté conformément à la relation de définition suivante :

$$K_x(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=\tau}^N x(k) \cdot x(k-\tau), \text{ avec : } N = 2^q$$

et $\tau = 0, \dots, N$. (IV. 1)

On a : $N = 2^{12} = 4096$.

Le tracé de la fonction d'auto-corrélation de l'ECG est représenté sur la figure IV.14:

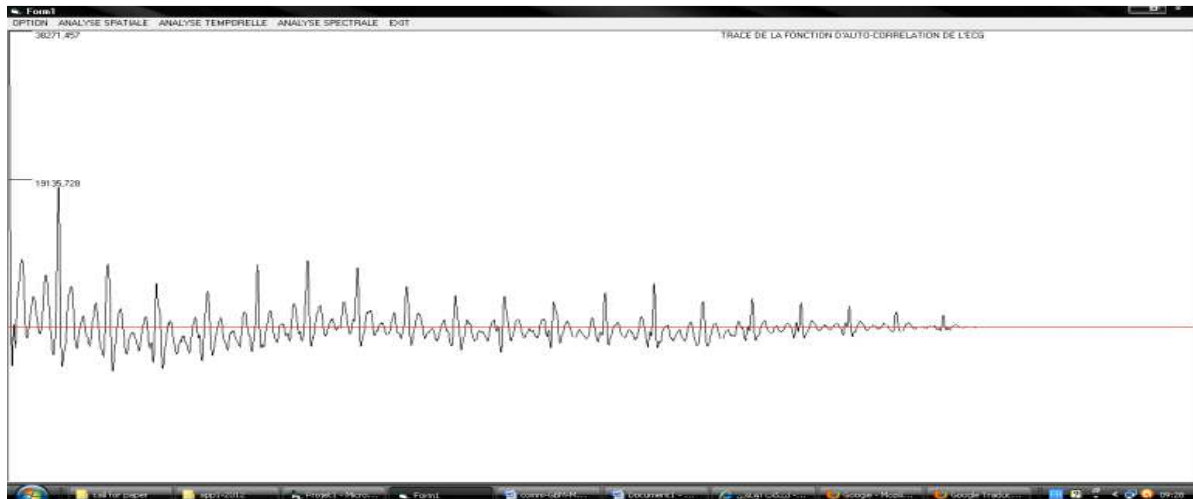


Figure IV.14 - Fonction d'autocorrélation ECG.

Le tracé de la fonction d'autocorrélation du PTG est représenté sur la figure IV.15:

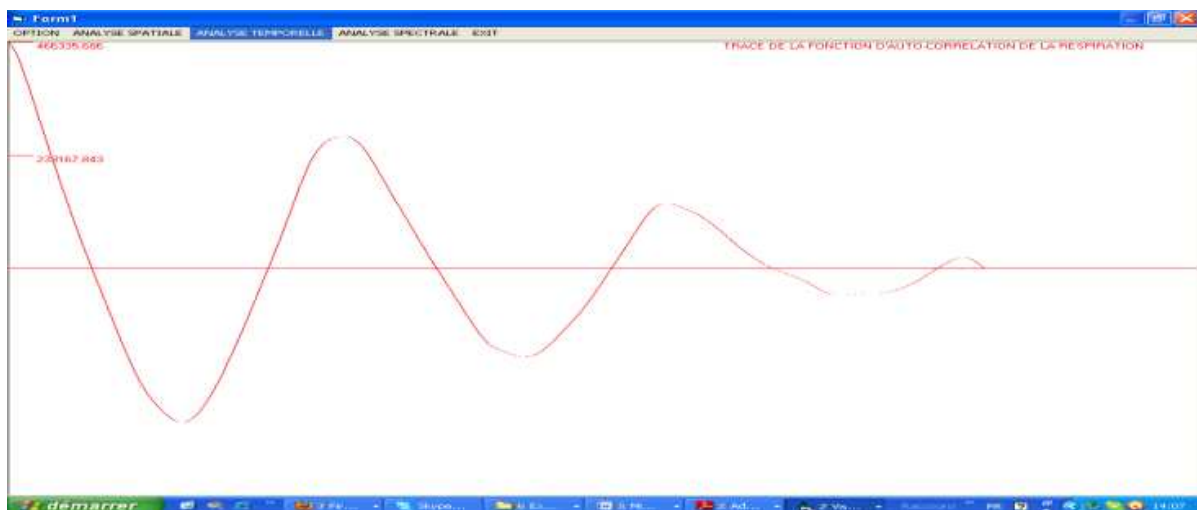


Figure IV.15 - Fonction d'autocorrélation PTG.

Le tracé de la fonction d'autocorrélation du PPG est représenté sur la figure IV.16:

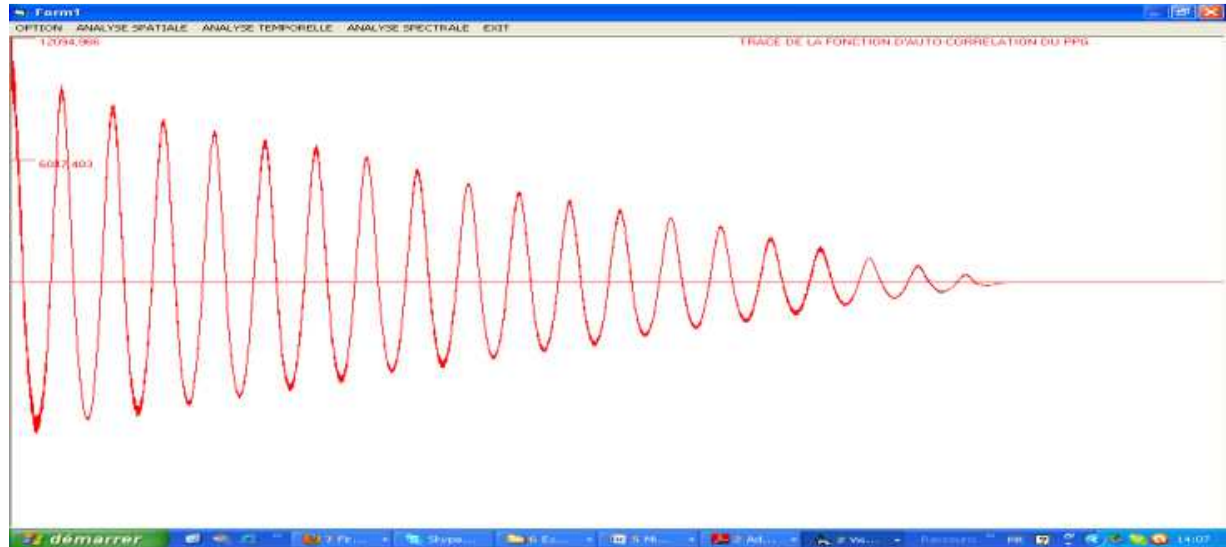


Figure IV.16 - Fonction d'autocorrélation PPG.

Nous avons aussi développé l'algorithme de la fonction d'inter-corrélation temporelle qui a été implémentée conformément à la relation de définition [27]:

$$K_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} \int_T x(t)y(t-\tau)dt. \quad (\text{IV.2})$$

Les fonctions $x(t)$ et $y(t-\tau)$ sont les fonctions sélectionnées du signal selon la fonction d'intercorrélacion.

En discrétisant cette fonction, il vient :

$$K_{xy}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=\tau}^N x(k) \cdot y(k-\tau), \text{ avec : } N = 2^q$$

et $\tau = 0, \dots, N.$ (IV. 3)

avec : $N=2^{12}= 4096.$

Le tracé suivant représente la fonction d'intercorrélation (PPG-PTG).

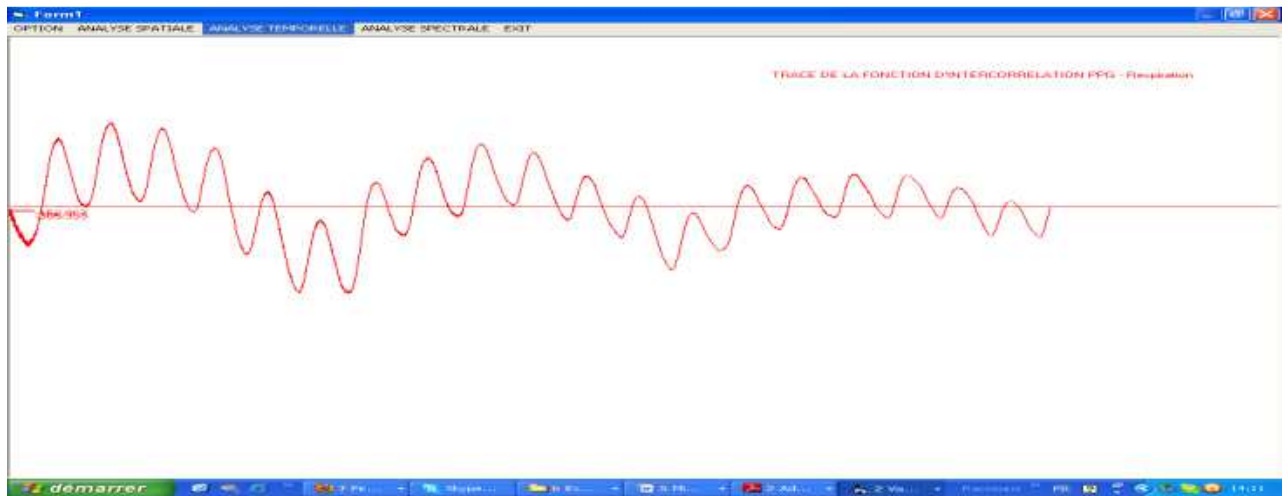


Figure IV.17 - Fonction d'inter-corrélation PPG-PTG.

La fonction d'inter-corrélation PPG-PTG fait intervenir la respiration qui permet l'alimentation en O_2 de l'organisme et le PPG qui permet de voir la distribution de l' O_2 aux divers tissus et organismes et un dysfonctionnement cardio-respiratoire peut être révélé par le biais de ce signal.

V.4. Analyse spectrale

V.4. 1. Algorithmes de l'analyse spectrale

Le tracé de la FFT s'effectue selon l'organigramme de calcul suivant:

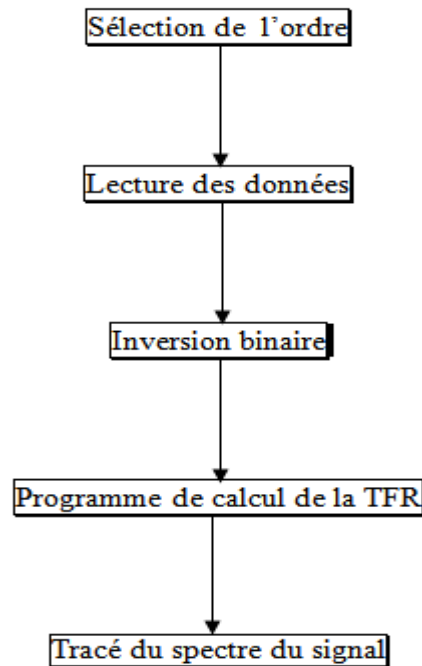


Figure IV.18 -Algorithme de d'analyse spectrale.

Dans notre algorithme de calcul de FFT, on a procédé à un traitement lié aux facteurs de tour et aux papillons.

L'originalité de notre algorithme réside dans le fait que ces papillons sont calculés en utilisant quelques instructions de programme élémentaires, stockant les résultats précédents dans les places d'origine des données. Nous exploitons le fait qu'une donnée, une fois utilisée n'est plus nécessaire. Ceci permet une économie considérable de l'espace mémoire ainsi qu'une plus grande rapidité de calcul [24].

Cette idée peut être étendue, en utilisant la même rangée de donnée, et en la mettant à jour étape par étape. Les conditions de stockage sont de ce fait réduites au minimum.

Cependant, il est important de remarquer qu'une telle mise en place de calcul exige, pour produire des données entrelacées, de garder les nœuds de chaque papillon au niveau adéquat dans le graphe d'écoulement.

Les décompositions de la FFT exigent plus que deux étapes de traitement. Si on décompose une DFT de N points en DFT de 2 points, V étapes de traitement sont nécessaires, où :

$$V = \log_2 N \quad (\text{IV.4})$$

Notons la rangée complexe $X_m(l)$ de données résultant de la $m^{\text{ième}}$ étape

où : $l = 0, 1, 2, \dots, N-1$ et $m = 1, 2, \dots, V$

Nous pouvons considérer que les données d'entrée $X_0[l]$ (après entrelacement) comme étant initialement chargés dans la rangée.

La forme générale du papillon pour la $(m+1)^{ème}$ étape de calcul est représentée sur la figure suivante :

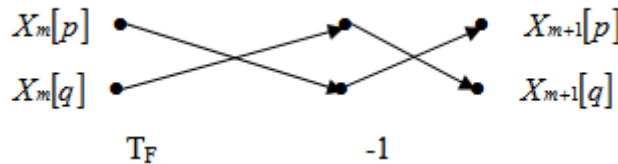


Figure IV.19 - Forme générale du papillon de la FFT.

où : T_F représente le facteur de tour approprié et $X_{m+1}[p]$ remplace $X_m[p]$, ainsi de suite.

avec :

$$X_{m+1}(p) = X_m(p) + T_F \cdot X_m(q) \tag{IV.5}$$

$$X_{m+1}(p) = X_m(p) - T_F \cdot X_m(q) \tag{IV.6}$$

Remarquons que les $X(k)$ transformées de Fourier de $x(n)$ apparaissent dans l'ordre naturel, alors que les $x(n)$ se présentent dans un ordre permuté. Cette permutation se traduit par une inversion de la représentation binaire des indices.

En effet, soit $y(i)$ la séquence entrelacée avec : $0 \leq i \leq N-1$.

Les échantillons de cette séquence sont les mêmes que ceux de la séquence initiale, mais placés dans un ordre différent,

Soit $y(i) = x(n)$ avec $i = f(n)$.

On a $N = 2^q$, N étant le nombre de points de la séquence d'entrée et q l'ordre de calcul de la FFT. Le rang n se décompose en base 2 à l'aide de q bits suivant la formule:

$$n = \sum_{j=0}^{q-1} 2^j \cdot m_j \tag{IV.7}$$

Les rangs n pairs s'expriment en base 2 avec $m_0 = 0$ et les rangs impairs avec $m_0 = 1$, ceci montre que la 1^{ère} partition des $x(n)$ est bien déterminée par m_0 selon l'équation :

$$n = 2 \left[2^{q-2} \cdot m_{q-1} + \dots + m_1 \right] + m_0 = 2 \cdot p + m_0 \tag{IV.8}$$

$$\text{où : } p = 2^{q-2} \cdot m_{q-1} + \dots + m_1 \tag{IV.9}$$

les partitions à l'ordre $N/2$ sont déterminées par m_1 .

Par itération, nous voyons que les partitions suivantes s'effectueront en fonction de m_2, m_3, \dots, m_{q-1} . Ceci qui montre que le rang i de la séquence entrelacée se décompose en base 2 selon :

$$i = 2^{q-1} \cdot m_0 + 2^{q-2} \cdot m_1 + \dots + 2^0 \cdot m_{q-1} \tag{IV.10}$$

$$\text{avec } i = \sum_{j=0}^{q-1} 2^j \cdot m_{q-1-j} \tag{IV.11}$$

comme exemple, prenons $N=8$:

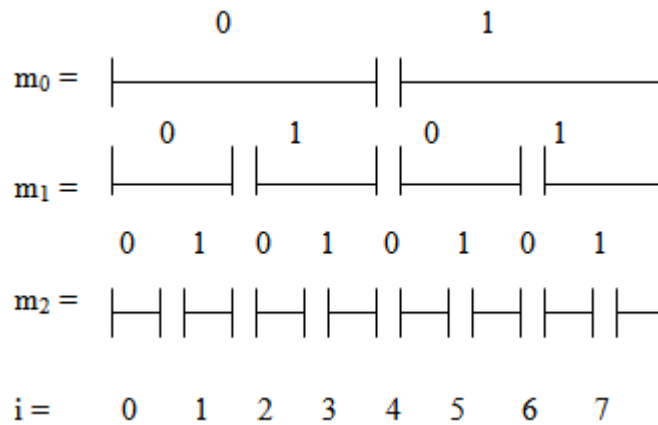


Diagramme IV.1- Diagramme de variation de i et m_q

Ce diagramme montre que l'on passe facilement de n à i en renversant l'ordre des bits (cette propriété est mise à profit dans le processeur de signaux). Résumons les résultats de cette méthode dans le tableau suivant:

I	000=0	001=1	010=2	011=3	100=4	101=5	110=6	111=7
N	000=0	100=4	010=2	110=6	001=1	101=5	011=3	111=7

Tableau IV.1- Les valeurs de i et n

Essayons maintenant de trouver les indices des facteurs de tour utilisés dans les calculs de la FFT à N points et d'ordre q :

Pour $q=2$:

N	1 ^{ème} étape	2 ^{ème} étape
4	0	0 1

Tableau IV.2- Les valeurs de n pour $q=2$

Pour $q=3$:

N	1 ^{ère} étape	2 ^{ème} étape	3 ^{ème} étape
8	0	0 2	0 1 2 3

Tableau IV.3- Les valeurs de n pour $q=3$

Pour $q=4$:

N	1étape	2étape	3étape	4étape
16	0	0 4	0 2 4 6	0 1 2 3 4 5 6 7

Tableau IV.4- Les valeurs de n pour $q=4$

Le spectre de l'ECG est représenté sur la figure IV.20:

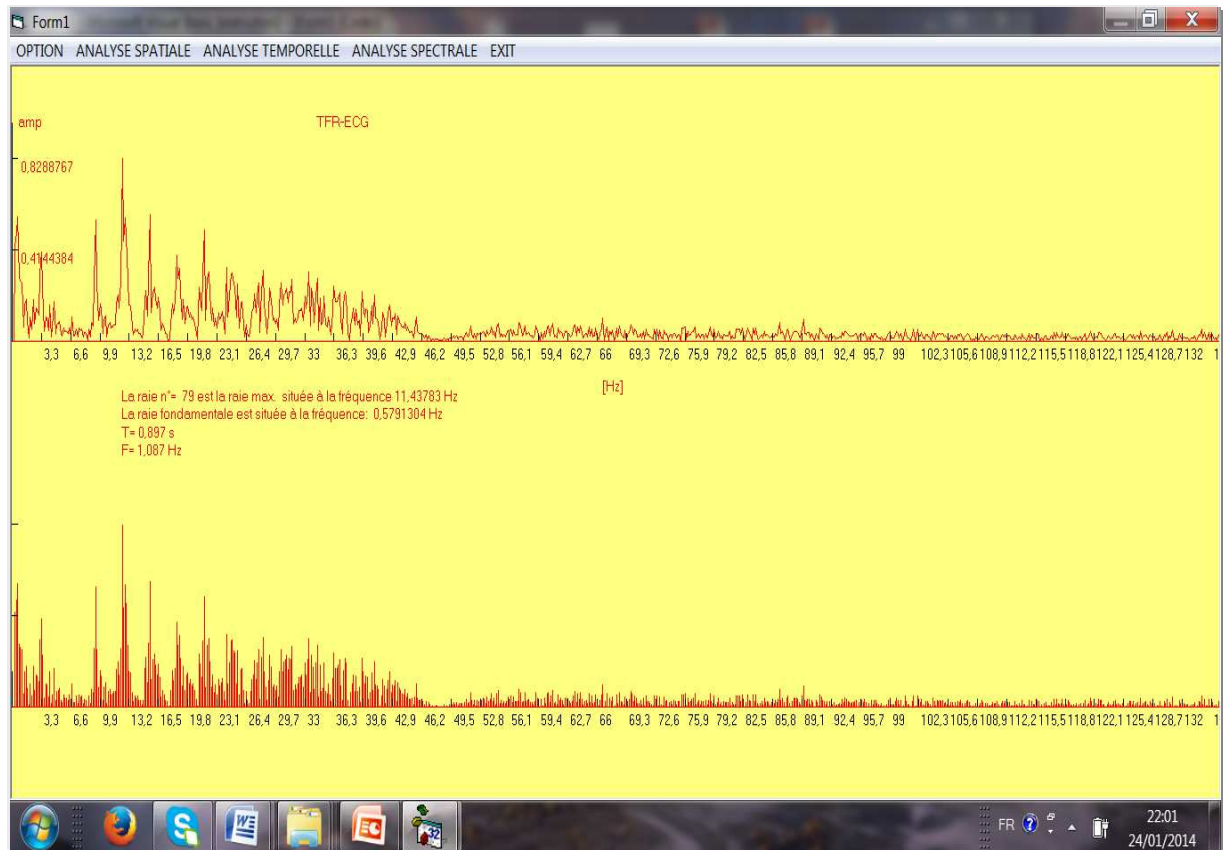
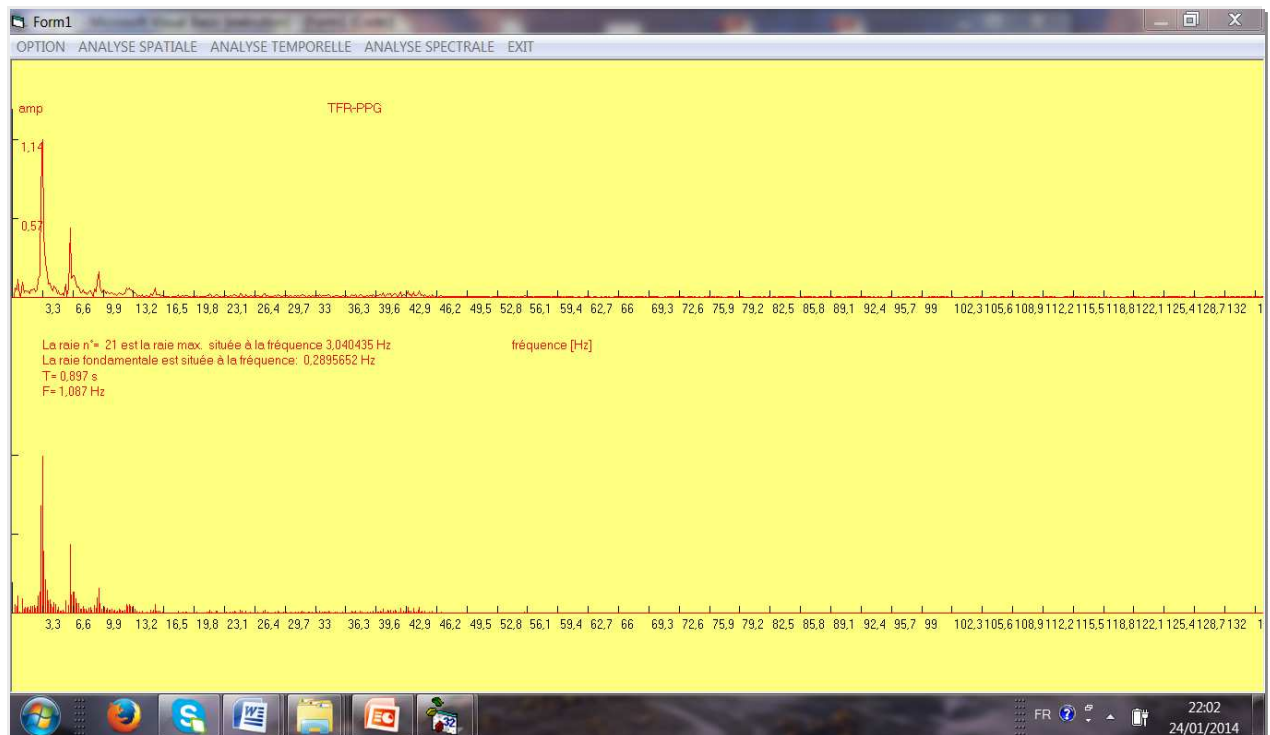


Figure IV.20- Spectre de l'ECG.

Le contenu spectral de l'ECG s'étend de 0 à 150Hz. Les résultats de calcul représentés sur la figure IV.20 montrent que la fréquence de l'ECG est égale à 1.08Hz et que la période RR est égale à 0.89s. La fréquence fondamentale est de 0.57Hz et la fréquence de la raie maximum de 11.43Hz. Ces fréquences varient en fonction du chaque personne et donnent un bon indice sur les pathologies cardiaques.

De la même manière nous avons pu tracer le spectre du PPG. Il est représenté sur la figure IV.21:



Ce contenu spectral s'étend de 0 à 50Hz. La fréquence du PPG est de 1.08Hz avec une période de 0.89s. Notons aussi que la fréquence fondamentale est de 0.28Hz et la fréquence de la plus grande raie est de 3.04Hz.

De la même manière nous avons tracé le spectre du signal PTG. Il est montré sur la figure IV.22:

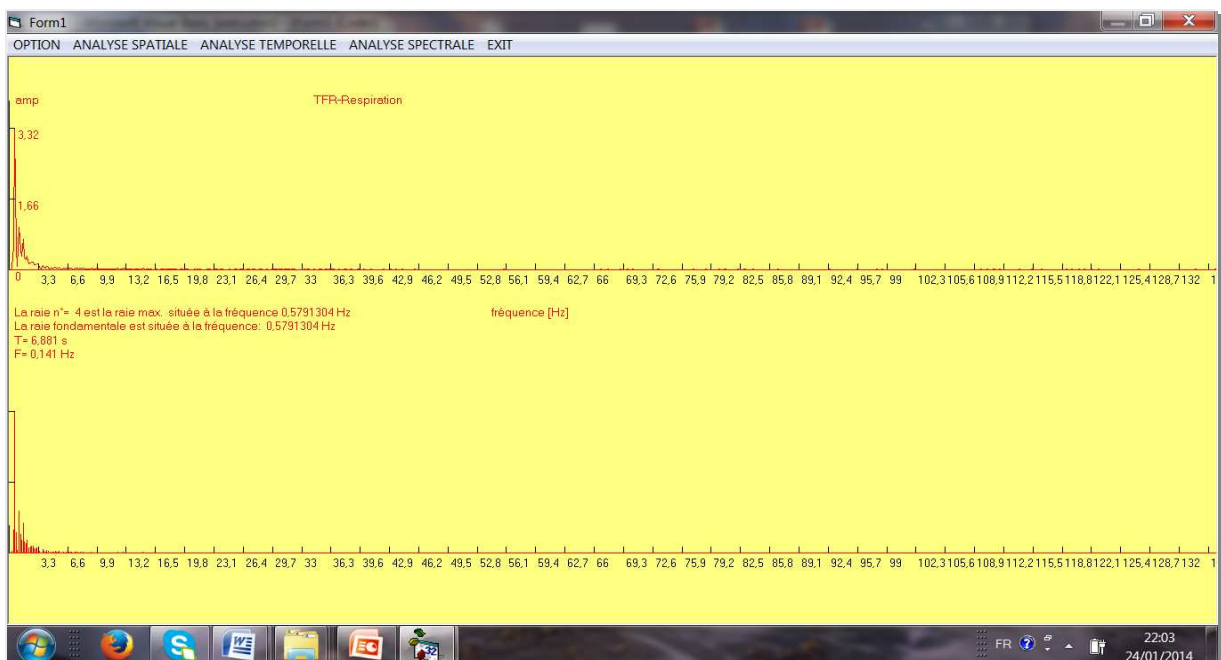


Figure IV.22 - Spectre du PTG.

Notons que ce signal a un contenu spectral variant de 0 à 50Hz, la fréquence respiratoire est de 0.14Hz avec une période respiratoire de 6.88s. Notons que la fréquence fondamentale est de 0.57Hz.

V. 5. Densité spectrale de puissance moyenne

On a également développé un algorithme permettant le calcul et le tracé de la densité spectrale de puissance moyenne. Cette densité spectrale est calculée par transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation de ces trois signaux ECG, PPG et respiration. Cette fonction est calculée suivant la relation suivante:

$$s_x(\nu) = TF\left(\frac{1}{N} \sum_{k=\tau}^N x(k) \cdot x(k-\tau)\right), \quad (\text{IV. 12})$$

avec: $N = 2^a$ et $\tau = 0, \dots, N$.

On a : $N=2^{12} = 4096$.

$$TF(K_x(\tau)) = TF\left(\frac{1}{T} \int_T x(t)x(t-\tau)dt\right). \quad (\text{IV.13})$$

Le tracé de la densité spectrale de puissance moyenne de l'ECG est représenté sur la figure IV.23:

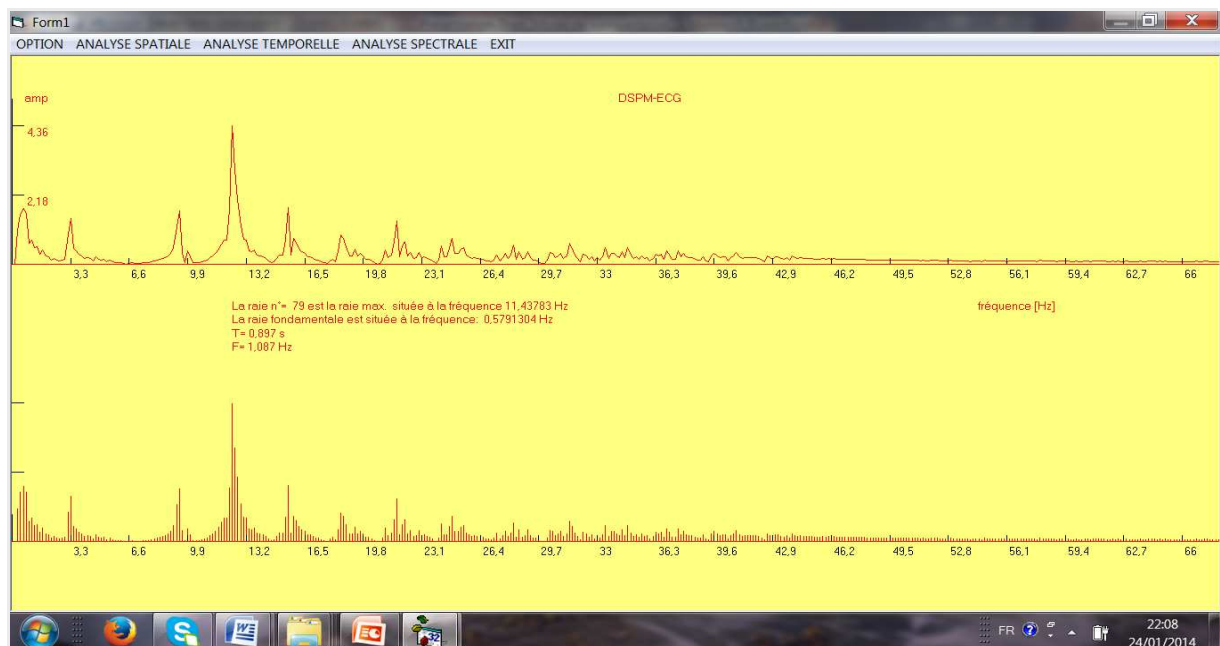


Figure IV.23 - Densité spectrale de puissance moyenne de l'ECG.

Ce contenu spectral s'étend de 0 à 50Hz. La fréquence de la raie maximum est de 11,43Hz.

Le tracé de la densité spectrale de puissance moyenne par transformée de Fourier de la fonction d'autocorrélation du PPG est représenté sur la figure IV.24:

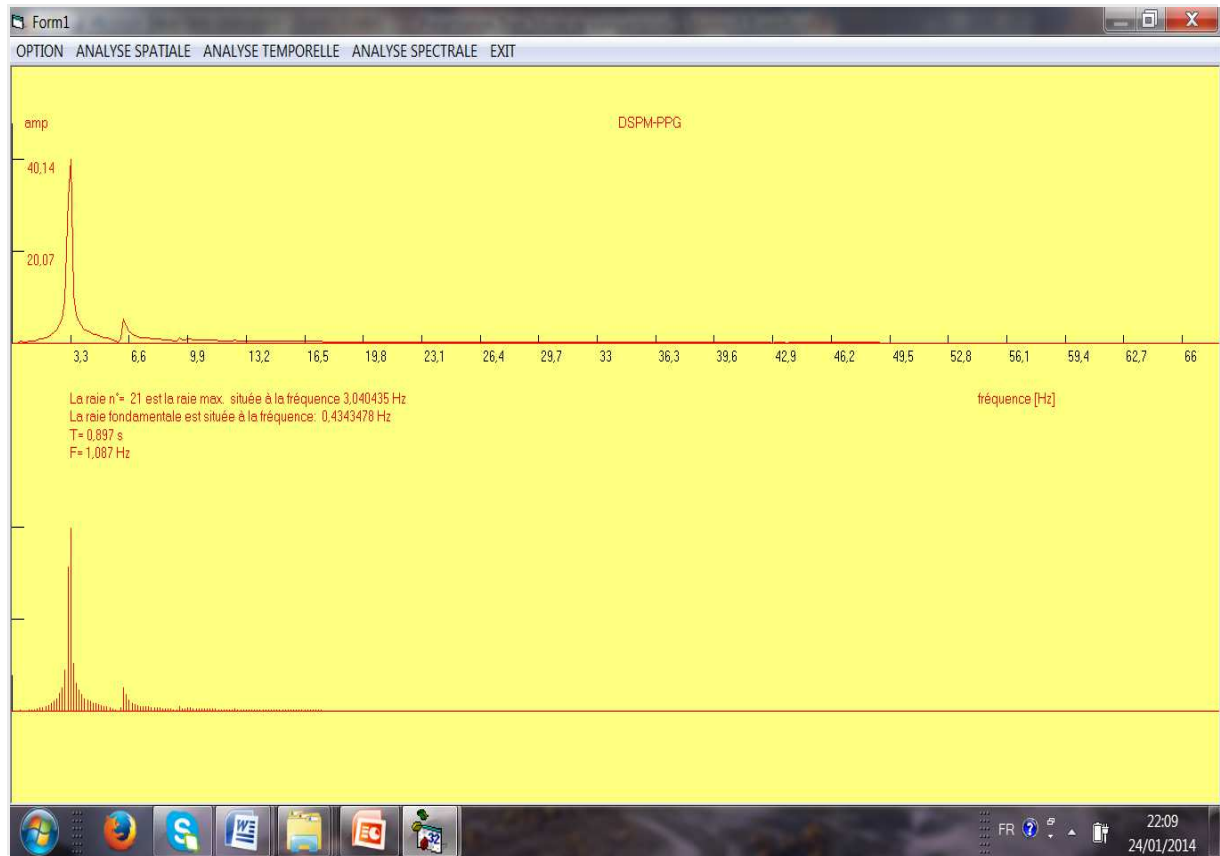


Figure IV.24 - Densité spectrale de puissance moyenne du PPG.

Ce contenu spectral s'étend de 0 à 50Hz. La fréquence de la raie maximum se confond avec la fréquence fondamentale, elle est de 3,04 Hz.

Le tracé de la densité spectrale de puissance moyenne par transformée de Fourier de la fonction d'auto-corrélation du PTG est représenté sur la figure IV.25:

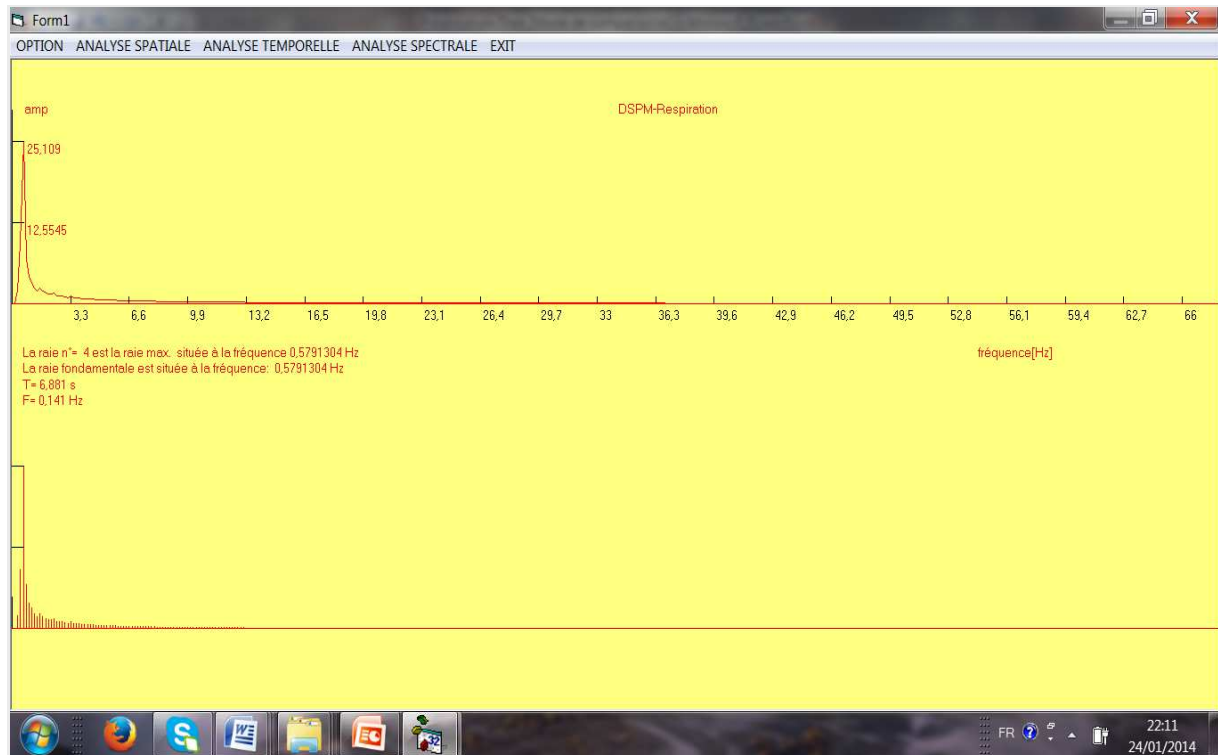


Figure IV.25 - Densité spectrale de puissance moyenne du PTG.

Ce contenu spectral s'étend de 0 à 50Hz. La fréquence de la raie maximum est la fréquence fondamentale de 0,57 Hz.

V.6. Densité inter-spectrale de puissance moyenne

Le calcul et le tracé de la densité inter-spectrale de puissance moyenne par transformée de Fourier de la fonction d'inter-corrélation des signaux ECG-PTG est représenté sur la figureIV.26:

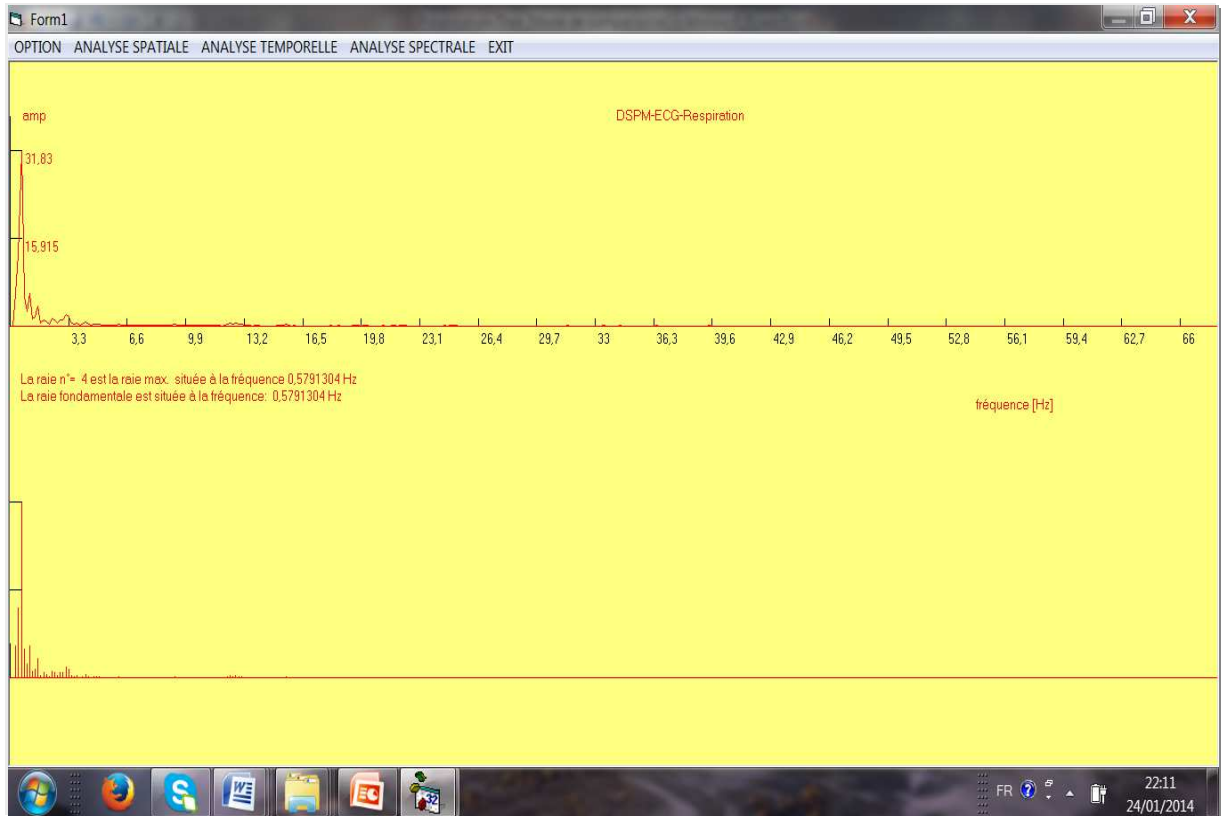


Figure V.26 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PTG.

Ce contenu spectral s'étend de 0 à 50Hz. La raie maximum se confond avec la fondamentale. Cette fréquence est 0,57Hz.

Le tracé de la densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PPG est représenté sur la figure IV.27:

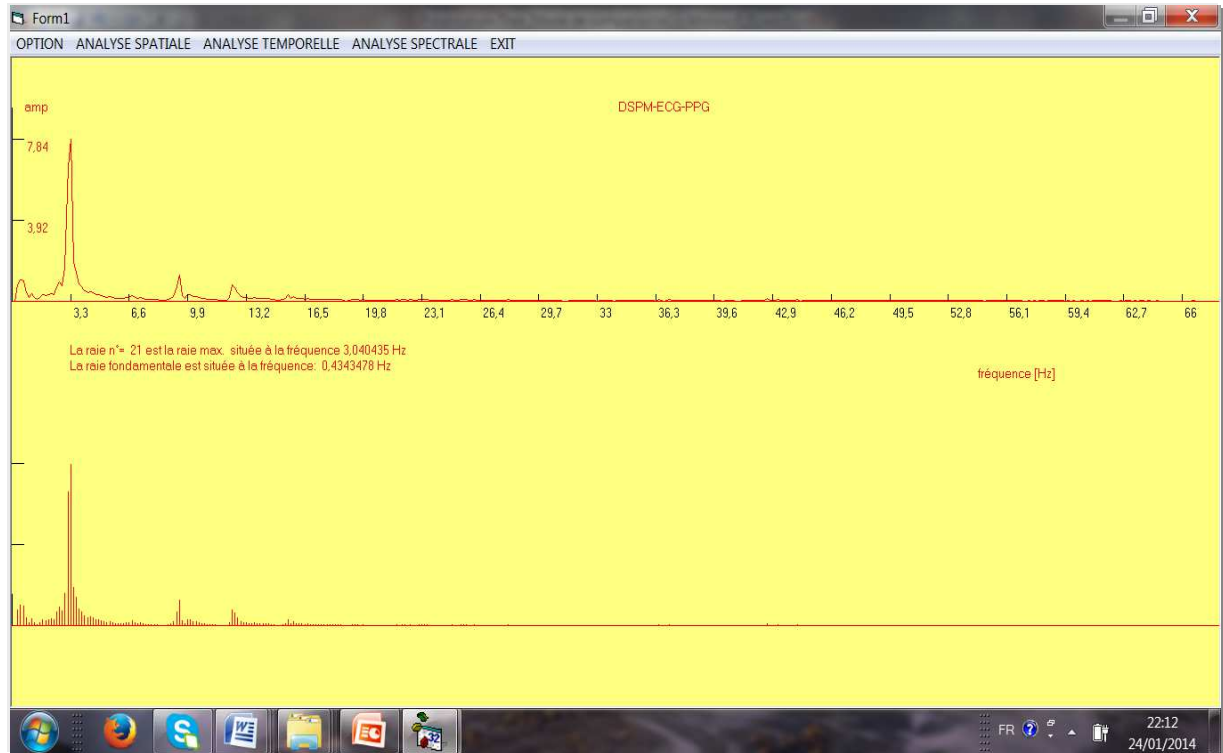


Figure IV.27 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux ECG-PPG.

Ce contenu spectral s'étend de 0 à 50Hz. La fréquence de la raie maximum est 3,04 Hz, la fondamentale est de 0,43Hz.

Le tracé de la densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux PPG-PTG est représenté sur la figure IV.28:

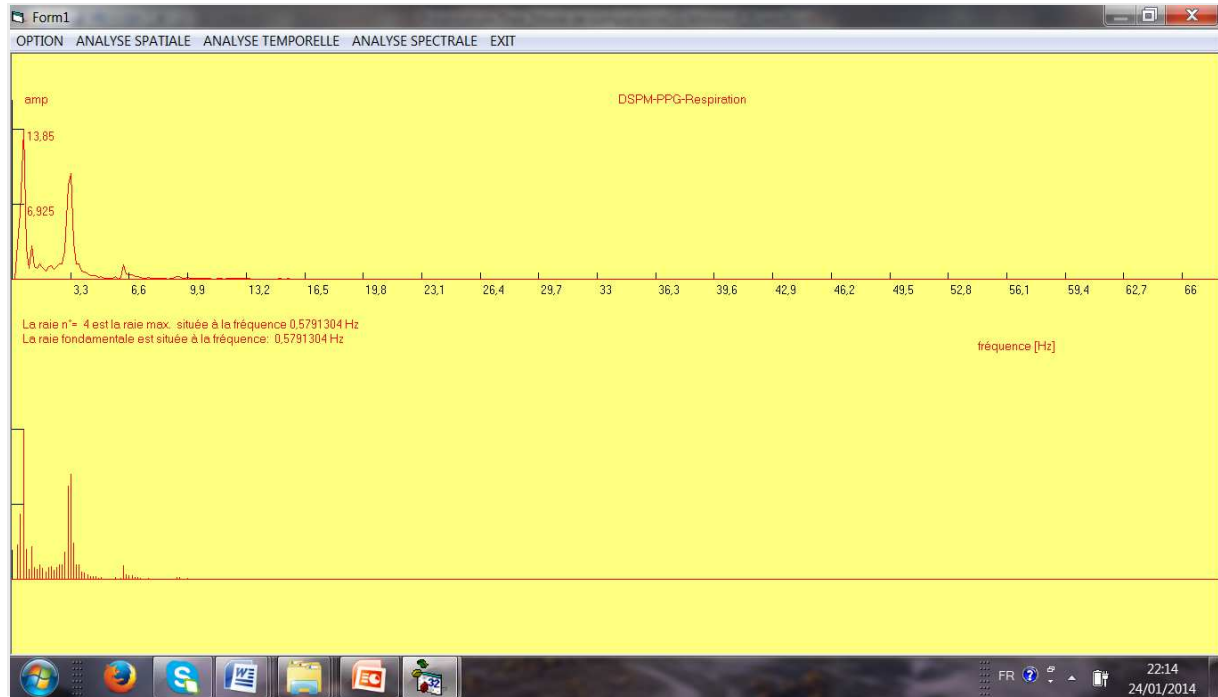


Figure IV.28 - Densité inter-spectrale de puissance moyenne des signaux PPG-PTG.

Ce contenu spectral s’étend de 0 à 50Hz. La raie maximum se confond avec la fondamentale. Cette fréquence est 0,63Hz.

V .7. Résultats et discussions

Récapitulons les résultats dans les tableaux suivants :

V.7.1. Analyse Spatiale

Signal ECG	Signal PPG	Signal PTG
Amp. QRS: 1.37mV Amp. P: 0.18mV Amp. T: 0.3mV	Amp. P: 0.75mV	Amp. Per. Resp.: 1.4mV $V_T = V_C = 262.5 \text{ ml}$ $D_{max} = 0.088 \text{ l/s}$

Tableau IV.5 - Résultats de l’analyse spatiale

V.7.2. Analyse Temporelle

Signal ECG	Signal PPG	Signal PTG
Durée RR: 0.86s Durée P: 0.1s Durée T: 0.12s	Durée PP: 0.86s	Période Respiratoire: 6.63s Durée Insp.: 3.9s Durée Exp. : 2.57s
Fréquence ECG: 69 bpm. Durée RR: 0.86s Durée RP: 0.2s	Fréquence PPG: 69 bpm. Durée PP: 0.86s Durée RP: 0.2s	

Tableau IV.6 -Résultats de l'analyse spatiale

V.7.3. Analyse Spectrale

Signal ECG	Signal PPG	Signal PTG
Période: 0.89s Fréquence: 1.08Hz Fondamentale: 0.28Hz Freq. de raie max: 11.72Hz	Période: 0.89s Fréquence: 1.08Hz Fondamentale: 0.28Hz Freq. de raie max: 3.04Hz	Période: 6.8s Fréquence:0.14Hz Fondamentale: 0.57Hz Freq. de raie max: 0.57Hz

Tableau IV.7 - Résultats de l'analyse spectrale

V.7.4. Densité spectrale de puissance moyenne

Signal ECG	Signal PPG	Signal PTG
Fondamentale: 0.28Hz Freq. de raie max: 11.72Hz	Fondamentale: 0.43Hz Freq. de raie max: 3.04Hz	Fondamentale; 0.57Hz Freq. de raie max : 0.57Hz

Tableau IV.8 - Résultats de la densité spectrale de puissance moyenne

V.7.5. Densité inter-spectrale de puissance moyenne

ECG-PTG	ECG-PPG	PPG-PTG
Fondamentale: 0.57Hz Freq. de raie max: 0.57Hz	Fondamentale: 0.43Hz Freq. de raie max: 3.04Hz	Fondamentale: 0.57Hz Freq. de raie max: 0.57Hz

Tableau IV.9 - Résultats de la densité inter-spectrale de puissance moyenne

VI. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté l'interface de traitement numérique des signaux physiologiques (ECG, PPG et PTG) comprenant une analyse spatiale, une analyse temporelle, une analyse corrélatoire et inter-corrélatoire et une analyse spectrale. Ces signaux ont été enregistrés en temps réel in vivo et in situ, au moyen de capteurs appropriés, leurs traitement se fait simultanément et en temps réel. L'analyse temporelle nous permet d'obtenir toutes les durées sélectionnée afin de suivre l'évolution des différentes pathologies cardiaques ou respiratoires, par le biais de l'analyse de l'ECG, le PTG ou le PPG. L'ECG est indicateur du bon fonctionnement de la pompe cardiaque. Le PTG est indicateur du bon fonctionnement de la pompe respiratoire. Le PPG est indicateur de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire responsable de la diffusion alvéolo-capillaires.

Une validation clinique du système doit naturellement passer par une étude statistique très poussée réalisée sur une importante population de sujets atteints de divers pathologies cardiaques et respiratoires afin de pouvoir faire intervenir les fonctions d'auto-corrélation et d'inter-corrélation temporelles et statistiques.

Nous aborderons dans le chapitre suivant de quelle manière la Télémédecine peut bénéficier des derniers perfectionnements du traitement numérique des signaux physiologiques.

Chapitre V

Introduction de notre application dans les réseaux télémedicaux

I. INTRODUCTION

L'évolution technologique dans le secteur des communications est en voie de révolutionner les relations entre les individus et les collectivités. De façon plus spécifique, l'avènement des nouvelles technologies de l'information et des télécommunications (NTIC) permet d'envisager de nouvelles façons d'exercer la médecine. En effet, cela permet d'offrir des services médicaux spécialisés ou ultra-spécialisés dans des environnements (à domicile, en ambulatoire, etc....), qui jusqu'à présent n'ont pu en bénéficier. Il s'agit de la télémédecine ou médecine dite à distance.

Dans ce chapitre, nous allons commencer par définir la télémédecine puis on donnera un aperçu sur son histoire, son évolution, ses apports et ses enjeux, avant de nous intéresser à la chaîne télé médicale.

II. Télé médecine

De nombreux auteurs définissent la télé médecine comme l'union des télécommunications et de la médecine. Elle représente l'utilisation des Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC) dans le secteur médical [38]. Elle médiatise l'acte médical en interposant un outil de communication entre les médecins ou entre un médecin et son patient. La télé médecine ne remplacera jamais le contact immédiat médecin-malade mais vient s'ajouter aux outils du médecin au service du patient [39].

En général, la télé médecine a pour rôle l'accès aux soins à distance, et l'échange de l'information médicale afin d'évaluer l'état du patient. Elle représente un enjeu considérable pour l'amélioration des conditions de soin et de vie de beaucoup de personnes [40], [41].

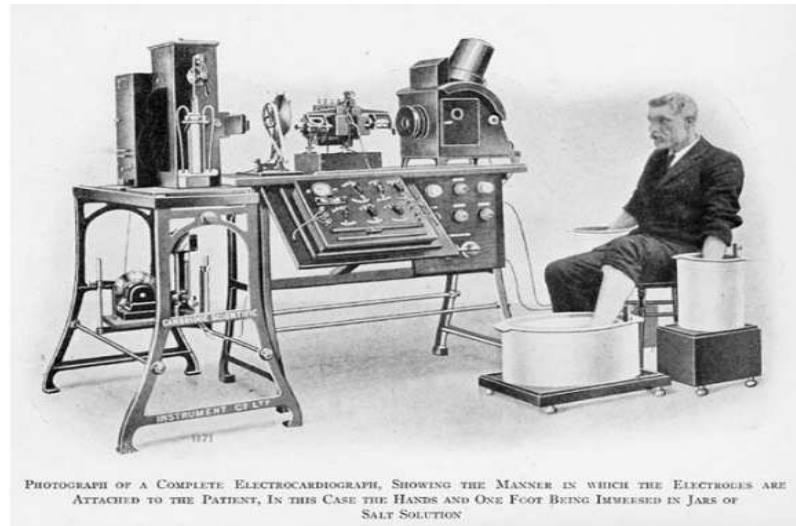
Dans les années soixante à soixante-dix, les premiers programmes de télé médecine ont été adoptés par les pays les plus vastes où la densité de population est faible pour répondre au problème d'isolement géographique de certaines populations [39]. En effet, ce type d'organisation propose une solution liée à la difficulté d'accès aux centres de soins spécialisés. Les premières expérimentations ont ainsi été implémentées et installées, par exemple en Australie (suivi psychothérapeutique à distance), en Écosse (dermatologie et médecine à distance pour les plates-formes pétrolières) et dans les zones rurales des États-Unis (télé-soin) [39].

III. Evolution de la télé médecine

Un échange épistolaire daté de 1726 décrivant un traitement pour un patient éloigné représente probablement le premier document de télé médecine de l'époque pré-électronique [44]. En 1906 Einthoven publie ses travaux sur le Télé-électrocardiogramme: premiers électrocardiogrammes envoyés par téléphone à 1,5 km [45][46][47](Figure V.1).



Willem Einthoven

**Figure V.1** -Première Télé-électrocardiographie réalisé par Einthoven

Une cinquantaine d'années sera nécessaire pour associer le son et l'image. Conçue vers 1928, la télévision ne prendra son essor aux Etats-Unis que dans les années 50, et la première utilisation médicale de la télévision interactive aura lieu en 1959. Il s'agissait d'une consultation de «télé-psychiatrie» qui a eu lieu entre Omaha dans le Nebraska et l'Hôpital psychiatrique de l'état du Nebraska distant de 112 miles [47].

La même année, a eu lieu au Canada la première expérience de télé-radiologie avec des images d'examens fluoroscopiques [48]. Entre 1970 et 1980 se déroulent quelques projets de télé-médecine qui cesseront en fin de financement, et à l'exception d'un programme au Saint John's Memorial de l'Université de Terre-Neuve, aucun des programmes de télé-médecine créés avant 1986 n'a survécu [49]. Grâce à la création d'un centre de télé-médecine autofinancé, l'Université de Terre-Neuve poursuit ses activités et est impliqué à ce jour dans plus de 30 programmes [50]. Ces succès sont basés sur trois principes:

- 1- l'analyse précise des besoins,
- 2 -l'utilisation de la technologie la plus simple et la moins chère possible,
- 3 -l'enseignement et l'assistance compétente pour les utilisateurs.

Dès les années 1990, plusieurs programmes de télé-médecine ont été développés dans de nombreuses régions rurales des Etats-Unis, pays où la couverture sociale est faible, dans le but de faciliter les soins et de diminuer les coûts de la médecine générale [51][52].

IV. Apports et enjeux de la télémédecine

La télémédecine s'impose déjà à travers l'usage d'outils comme le téléphone et la télécopie. Les progrès actuels des NTIC appliquées au domaine médical (imagerie médicale, débits de transmission, convivialité des systèmes, etc.) et la miniaturisation des dispositifs, ouvrent des perspectives d'une part, pour le développement de la télémédecine en termes d'accroissement et d'autre part pour l'efficacité, la qualité des soins, le partage des connaissances et de réduction des coûts de santé publique. Pour chaque acteur de la télémédecine, les avantages de ce type d'organisation sont nombreux [53][54].

Pour les praticiens, il s'agit de développer une plus grande coopération entre les différents réseaux du milieu médical : ville-hôpital, généraliste-spécialiste, secteur public-secteur privé. L'idée est de créer des passerelles de communication, d'information et de transmission du savoir. Un des enjeux du développement de la télémédecine concerne ainsi les aspects de partage de données et de connaissances : nécessité de l'inter-opérabilité des systèmes, définition de protocoles de communication, d'ontologies, création d'un dossier médical électronique partagé, etc...

Pour les patients, la télémédecine permet d'améliorer la qualité des soins grâce à l'expertise possible à distance et, par conséquent, à la réduction des délais de prise en charge diagnostique et thérapeutique. Elle permet également de répondre au problème d'isolement géographique en assurant l'égalité d'accès aux soins. Si on considère le cas particulier de la surveillance à distance, la télémédecine répond aux besoins d'autonomie, de sécurité et d'intégration sociale de patients souhaitant rester à leur domicile, et s'inscrit alors dans la dynamique des alternatives à l'hospitalisation [55].

V. Applications de la Télémédecine

Une revue publiée en 1995 montre des applications de télémédecine dans 28 spécialités médicales différentes y compris la médecine vétérinaire [49]. Depuis septembre 1996, la télémédecine est aussi utilisée par satellite entre l'Italie et la Bosnie. L'émergence des NTIC ainsi que les progrès scientifiques au cours de ces dernières décennies ont alors rapidement favorisé son évolution [56].

La télémédecine a aujourd'hui trouvé de nombreux champs d'applications et se décline en différents termes dont il est difficile de déterminer une typologie unanime [53][57].

Récemment, plusieurs possibilités de pratique aux services de la santé sont offertes par deux aspects techniques qui ont déclenché une véritable renaissance de la télémédecine clinique [58].

✓ Ce sont d'une part, « *la télémédecine en temps réel* » qui est le transfert des données et la communication en temps réel

✓ et d'autre part, « *la télémédecine pré-enregistrée* » qui est le transfert des données, enregistrées avant ou après leur transmission.

Ces deux aspects de la télémédecine sont utilisés dans des contextes différents.

VI. Contextes d'utilisation de la télémédecine pré-enregistrée

La télémédecine pré-enregistrée ne permet pas l'obtention d'une réponse immédiate suite au transfert des données médicales. Elle ne peut donc pas être appliquée en cas d'urgence malgré le fait que le transfert de toutes les informations demandées s'effectue d'une façon satisfaisante sans aucune intervention de la part du destinataire.

Pour le transfert des données, on cite deux méthodes possibles :

1) Toutes les informations sont acquises puis transmises : Cela correspond particulièrement aux procédures médicales pour lesquelles, un enregistrement complet de tous les événements de la pratique normale est demandé. Un des problèmes principaux rencontré dans cette méthode est l'énorme quantité des données obtenues, dont l'enregistrement et le transfert sont parfois impossibles.

2) Toutes les informations sont acquises, mais l'expéditeur choisit les informations considérées importantes ou indispensables pour les enregistrer puis les envoyer. Avec cette méthode, l'enregistrement des données occupe moins d'espace dans la mémoire du serveur et le transfert se fait plus rapidement.

Les données peuvent être transmises par un réseau téléphonique lié à un serveur, un fax, une communication par Internet, ou par un téléphone portable. Les applications de cet aspect de la télémédecine sont : le télé-ECG, le télé-EEG, la télé-neuropsychologie, la télé-ophtalmologie, la télé-obstétrique et les communications patient-médecin par internet. La télé-radiologie (transfert des images) est l'une des applications les plus utilisées et les plus importantes de cet aspect de la télémédecine [59].

VII. Contextes d'utilisation de la télémédecine en temps réel

Du point de vue économique et technique, il est évident que l'application de la télémédecine pré-enregistrée est plus facile que celle de la télémédecine en temps réel. En revanche, les consultations en temps réel permettent d'obtenir des résultats immédiats. De plus, ces consultations donnent l'occasion aux patients de demander plus d'informations, de poser leurs questions et d'obtenir des réponses instantanées. Cela présente un élément important pour la formation médicale continue. Le point fort de cet aspect de la télémédecine est son utilité en cas de demande d'une consultation en urgence pour une situation critique où une réponse immédiate est indispensable pour sauver la personne concernée. Ainsi, les actes de téléconsultation, de télé expertise, de télésurveillance médicale et de téléassistance médicale, tout comme la réponse médicale apportée dans le cadre de la régulation médicale, constituent des actes médicaux réalisés à distance au moyen d'un dispositif utilisant les TIC et qui relèvent de la télémédecine.

On présente finalement cinq catégories d'applications en télémédecine [55]:

- ✓ **Télésurveillance** : enregistrement télémétrique (figure V.2), généralement à domicile, de paramètres physiologiques, ciblant le comportement d'un patient et transmis ensuite aux praticiens concernés.



Figure V.2 – Enregistrement Télémétrique

- ✓ **Téléconsultation** : Examen d'un patient et analyse des données le concernant sans interaction physique directe [60]. On distingue deux types de téléconsultations :
 - (1) soit le patient consulte, de sa propre initiative un médecin par un réseau de communication interposé
 - (2) soit le médecin consulté sollicite un avis diagnostic (télédiagnostic) ou thérapeutique (télé-expertise) auprès d'un confrère situé à distance. On peut également citer dans ce cadre, l'envoi et la consultation d'images médicales à distance (télé-imagerie, télé-radiologie).

- ✓ **Téléassistance** : aide thérapeutique directe apportée à distance au patient, conséquence possible de la téléconsultation.

- ✓ **Télé-chirurgie** : manipulation de matériel médical et chirurgical (figure V.3), contrôlée à distance par le praticien sur le patient (appelée aussi télémanipulation – figure V.4).



Figure V.3 -Exemple de Télé-chirurgie.



Figure V.4 -Contrôle à distance du praticien: Télémanipulation.

✓ **Téléformation** : utilisation de l’outil informatique en particulier pour la formation continue des médecins : contacts professionnels via le réseau, consultation des informations médicales (banque de données, imagerie, suivi d’études épidémiologiques et d’essais cliniques), consultation de cours de formation et visioconférences dans les universités (télé-enseignement) et réunions.

VIII. Bénéfices de la Télémedecine

VIII.1. Bénéfices pour les professionnelles de la santé

La télémedecine apporte des bénéfices particuliers aux professionnels en favorisant, d’une part une pratique médicale, fondée sur la coopération avec d’autres professionnels et permettant, à chacun de mieux exprimer ses compétences [61]. D’autre part, elle apporte des possibilités d’organisation médicale nouvelles, notamment dans le domaine de la permanence des soins (gardes et astreintes). Toute fois, ces bénéfices impliquent également des contraintes aux professionnels de santé, la première étant due à la modification de la pratique médicale par la gestion de la relation à distance du patient. Ces aspects sont évidemment très importants, et doivent faire l’objet d’un accompagnement soutenu et adapté, afin de permettre aux professionnels de santé de maîtriser la pratique de l’acte de télémedecine.

VIII.2. Bénéfices pour le système de santé

Le système de santé, dans son ensemble, bénéficie également du développement de la Télémedecine, notamment concernant les points suivants:

- ✓ La délivrance de soins de meilleure qualité dans les situations évoquées ci-dessus.
- ✓ La réponse, au moins partielle, à certains problèmes auquel notre système de santé est confronté : démographie médicale, organisation de la permanence des soins, accessibilité aux soins assurée à tous.
- ✓ La participation de la télémedecine au développement du progrès médical, au même titre que d'autres innovations thérapeutiques ou cliniques.
- ✓ Enfin, la télémedecine permet d'assurer certaines prestations tout en maîtrisant les dépenses de santé.

VIII.3. Bénéfices pour les patients

Les bénéfices de la télémedecine pour le patient sont nombreux, mais relèvent tous d'une meilleure qualité de prise en charge :

- ✓ Par un meilleur accès aux soins, notamment pour les patients en situation d'isolement ou d'éloignement géographique, ou confrontés à l'absence de professionnel de santé à proximité.
- ✓ Par un meilleur suivi médical, notamment pour les patients souffrant d'une pathologie chronique. La télésurveillance médicale assure un suivi continu du patient par le médecin. Ce dernier peut alors agir de façon précoce en cas d'évolution sensible de l'état du patient.
- ✓ Par une prise en charge plus rapide, notamment dans les situations d'urgence qui nécessitent le recours à l'expertise médicale (traumatismes crâniens, accident vasculaire cérébral, etc...).
- ✓ Enfin, les bénéfices pour le patient résultent du haut niveau de sécurité des actes médicaux : la télémedecine n'est pas une médecine « au rabais », un pis-aller. Au contraire, elle augmente le plus souvent les chances du patient, en permettant une prise en charge et une orientation plus rapide et pertinente dans le système de soins.

IX. Télémedecine à domicile

La télésurveillance médicale (suivi médical à distance, télé-monitorage médical, Homecare), est une branche de la Télémedecine qui vise à redonner une vie autonome, dans leur domicile, à des personnes souffrant de diverses pathologies et handicaps qui devrait normalement les contraindre à une hospitalisation ou à un placement en institution spécialisées: patients souffrants de certaines maladie chroniques, handicapés, mais aussi personnes âgées dépendantes.

La mise en place des systèmes de Télésurveillance médicale à domicile permet aux personnes de vivre chez elles le plus longtemps et le plus indépendamment possible, dans un environnement de confort et de sécurité. L'objectif est de détecter, voire de prévenir des situations inquiétantes ou critiques par la génération d'un ensemble de messages et d'alarmes sur la situation de la personne. Les techniques de détection reposent sur l'analyse de données issues d'un ensemble de capteurs installés dans l'habitat.

De nombreux projets sont menés dans le monde sur le thème de la télésurveillance médicale à domicile. Ils visent à expérimenter un système de télésurveillance sur une catégorie spécifique de patient (insuffisants cardiaques et pulmonaires, asthmatiques, diabétiques, etc...), ou encore à concevoir des appartements domotiques, des capteurs à placer dans une habitation ou portés par la personne et des systèmes d'alarmes adaptés aux exigences de la télésurveillance médicale.

X. Concept d'Habitat Intelligent pour la Santé

Le concept d'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS) émerge de la rencontre de trois grands domaines d'investigation scientifique et technologique : le domaine de la physique (appareils de mesure, capteurs), celui des Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication (STIC) (mise en réseau des capteurs dans un habitat, mise en réseau des habitats, système d'information et de communication, gestion du dossier médical de suivi au domicile, etc...) et celui de la médecine (télémedecine, soins à domicile, réseaux de soin ville-hôpital). Les deux premiers domaines sont mis au service du troisième pour le confort et la sécurité du patient, l'aide à la constitution de réseaux de soins ville-hôpital et, d'une manière générale, pour l'amélioration de l'efficacité de la politique socio-sanitaire concernant le maintien au domicile de personnes fragiles [62]. Les travaux effectués s'appuient sur une réalisation d'une plate-forme technologique expérimentale pour la télésurveillance médicale

de personnes à leur domicile. Toute personne fragilisée par une atteinte chronique, une perte d'autonomie ou un risque médical passager ou durable, peut être concernée par son maintien au domicile. L'ensemble de l'étude a pour but de montrer la faisabilité technique du concept d'Habitat Intelligent pour la Santé, de proposer des suggestions et d'alimenter le débat actuel sur le maintien au domicile et l'évolution de la pratique médicale.

X.1. Objectifs du HIS

Les objectifs des HIS sont nombreux [56]:

- ✓ prévenir ou redonner une autonomie de fonctionnement aux personnes dépendantes ;
- ✓ extraire une information « intelligente » aidant à la prise de décision ;
- ✓ assurer un niveau de soin équivalent pour des pathologies « compatibles » ;
- ✓ sécuriser la personne (détection de chutes, de malaises, d'errance, de pathologies chroniques, d'appels de détresse, etc...) ;
- ✓ assurer un confort et la sérénité ;
- ✓ alléger les frais de santé et alléger les tâches à la charge du corps médical ;
- ✓ surveiller les prises de médicaments par le patient et éventuellement réviser les protocoles thérapeutiques ;
- ✓ répondre au souhait de rester chez soi (préservation de la dignité en permettant aux personnes le désirant (la majorité des cas) de finir leurs jours dans leur lieu de vie affectif.

X.2. Principe de fonctionnement du HIS

L'habitat intelligent pour la santé (HIS) s'appuie sur un système d'information global comprenant les éléments suivants (figure V.5):

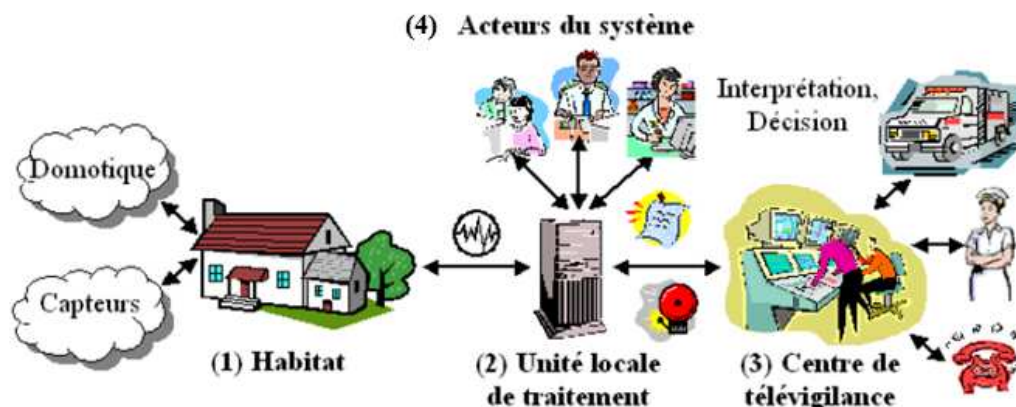


Figure V.5 -Système d'information de la télésurveillance médicale à domicile.

1. Un ensemble de capteurs installés dans l'habitat ou portés par la personne, reliés en réseaux pour la collecte en temps réel de données ainsi qu'un ensemble d'appareillages automatiques (domotique) afin d'adapter l'environnement de vie de la personne à ses capacités personnelles, motrices et cognitives.
2. Une unité locale de traitement au niveau de chaque habitat, assurant le stockage et le traitement des signaux reçus des capteurs. Cette unité gère également une base de connaissances relative à la personne télé surveillée ainsi que l'émission de messages et d'alarmes.
3. Un centre de télévigilance pour le traitement des messages et d'alarmes reçus des habitats.
4. Un ensemble d'acteurs (personnel médical, personne télé-surveillée et membres de sa famille) peuvent accéder à tout moment, après authentification, aux données du système, au niveau de l'unité locale de traitement.

X.3. Enjeux du HIS

Les principales fonctionnalités nécessaires à la mise en place de systèmes de télésurveillance médicale à domicile sont la perception, l'analyse, le stockage et la transmission de données et d'informations relatives à la personne télé-surveillée.

Cinq sous-systèmes clés du développement des systèmes d'informations pour les services de soin à domicile ont été identifiés [63]:

1. Système de surveillance local: il s'agit d'un réseau local au domicile pour l'enregistrement télémétrique de données relatives à une personne par l'intermédiaire de capteurs.
2. Système d'analyse de données: la grande quantité de données collectées nécessite la conception d'assistants intelligents pour l'extraction d'informations pertinentes permettant la génération de messages et d'alarmes, l'aide au diagnostic et à la décision.
3. Système de base de données: les données collectées ou les informations extraites doivent être stockées et accessibles pour leur consultation ou leur mise à jour.
4. Système d'interfaces: les données et informations issues de la télésurveillance et de l'analyse des données collectées doivent être facilement accessibles aux différents acteurs du système.

5. Système de communication: il s'agit de permettre l'interopérabilité des quatre sous-systèmes précédents à travers un réseau médical qui relie l'habitat du patient, les centres hospitaliers, les centres de télé-vigilance et plus généralement les différents acteurs du système. La complexité de ces systèmes réside dans le nombre d'acteurs impliqués, la diversité des techniques informatiques utilisées aux différents niveaux d'enregistrement, le stockage, l'analyse et la transmission des données. On peut citer également la quantité croissante des données collectées, la personnalisation de leur traitement dans le contexte de chaque patient, la difficulté de modélisation de l'état de santé d'une personne. Les difficultés de ces analyses sont en particulier liées à l'hétérogénéité des données collectées, aux facteurs d'influence agissant par fois fortement sur les paramètres observés, ainsi qu'aux dépendances mutuelles de ces paramètres [55].

X.4. Applications de la Télésurveillance médicale

Des projets de recherche matures ou en cours de développement dans le domaine de la télésurveillance médicale sont implantés dans le monde entier. Nous proposons ici un aperçu des quelques principales activités mondiales, suivi d'une étude comparative dédiée à leur spécificité et à leur impact réciproque.

X.4.1. Le système d'acquisition automatique de données physiologiques (Tokyo Medical and Dental University, Japon)

Togawa et al. [64] furent parmi les premiers à instaurer un système de télésurveillance. Ce système, installé à Tokyo, déploie des appareils domotiques automatisés pour surveiller à long terme l'état de santé du patient pendant ses routines journalières. Des signes vitaux sont relevés : le monitoring de l'ECG s'effectue dans le bain avec des capteurs fixés dans la baignoire et la température corporelle se mesure avec des capteurs installés dans le lit. Le système a d'abord été testé en 1998 pendant une semaine en laboratoire, puis expérimenté en conditions réelles dans des habitations en 2000 sur trois sujets pendant un mois. L'étude a permis de prouver l'efficacité du système, et de mesurer les signes vitaux de façon simultanée et automatique [65][66].

X.4.2. Le système d'acquisition automatique de données physiologiques (1997)

Roth et al. [67] décrivent l'expérience « Shahal » de Télésurveillance sur trente malades cardiaques à domicile. Un enregistreur à leur domicile a permis la transmission d'un électrocardiogramme (ECG) à 12 dérivations pour une analyse en temps réel à distance. La pression artérielle et les résultats de tests respiratoires ont également été transmis au centre concerné.

XI. Etude de la Chaîne Télé médicale

Les applications de télémédecine visent à mettre en place des systèmes de surveillance permanente des personnes à distance. Ces systèmes permettent la capture d'informations sur l'évolution de son état de santé, afin que le praticien traitant puisse effectuer une consultation ou un diagnostic, voire aider les patients à distance et par conséquent assurer une prise en charge à temps.

Nos travaux dans le cadre de cette thèse portent sur le développement d'une plateforme Télé-médicale permettant la concrétisation de plusieurs applications:

- ✓ Télésurveillance, pour l'acquisition, l'enregistrement et le suivi à distance d'un ensemble de paramètres médicaux liés au patient pour le diagnostic.
- ✓ Téléconsultation, pour l'analyse et la synthèse des données recueillies.
- ✓ Téléassistance, pour fournir quand c'est possible à distance une aide directe à la personne à risque. (par exemple une personne transportée par une ambulance: service SAMU).

Les travaux de recherche effectués au cours de cette thèse se situent dans le cadre des services de santé représentant les dimensions de la télémédecine. Ces applications prennent en compte, en particulier, des éléments de surveillance permanente, la prise en charge, de diagnostic et de détection des situations critiques. Ainsi, nous pouvons être en mesure de surveiller à distance l'évolution de l'état de santé des patients tout en assurant la mobilité.

Le système de la transmission numérique des données en médecine comprend toute une chaîne schématisée dans la figure V.6 :

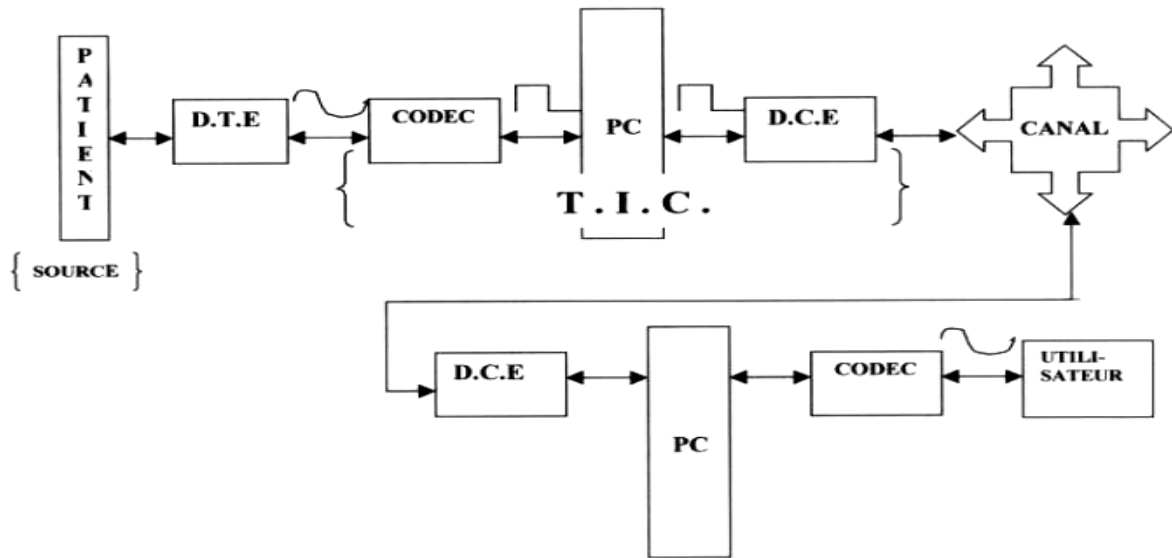


Figure V.6 -La chaîne télé-médicale

Cette chaîne Télé-médicale comprend :

1. Patient :

Le patient est la source d'information médicale.

2. D.T.E(Data Terminal Equipment) :

Chargés de prélever sur le corps humain l'information médicale. Selon la nature de cette information, les D.T.E peuvent être :

- a) Unidimensionnelles : mettant en jeu des capteurs qui transforment les grandeurs physiologique en une grandeur électrique représentative d'une activité physiologique (ECG, activité hémodynamique cardiaque ; etc)
- b) Bidimensionnelles : mettant en jeu les différents rayonnements du spectre électromagnétique (radio fréquence, ultrasonore, infrarouge, rayon X..) et l'interaction avec le liquide et les tissus biologiques pour la reconstruction des images médicales.
- c) Tridimensionnelle : mettant en jeu une caméra à l'intérieur ou à l'extérieur du corps humain. On cite comme exemple de la fibroscopie où on introduit un tube souple équipé d'une fibre optique et d'une caméra à l'intérieur du corps par voie orale. En revanche, pour la fluoroscopie utilisé dans le cathétérisme cardiaque, cet appareil est équipé d'une caméra externe aidant le spécialiste à introduire, au fur et à mesure le cathéter dans le corps du patient, en surveillant l'image vidéo captée par la camera qui est positionnée sur le moniteur.

3. Codeur/Décodeur:

Il est chargé de l'acheminement de l'information médicale vers le PC local.

4. PC Local:

Il est chargé de présenter l'information médicale au praticien de la médecine et de stocker ces informations dans un système d'archivage et d'envisager une plate de forme de traitement numérique et le transfert de l'information via un protocole de communication.

5. D.C.E: (Data Communication Equipment)

Sont chargés d'adapter le signal informationnel au canal de transmission et de transférer les données médicales vers les terminaux distants (PC), via le canal de transmission, au moyen des techniques de hauts débits (à titre d'exemple réseau RTC dopé ADSL).

L'objectif de telles plateformes de services de télémédecine est de permettre aux patients de vivre dans des conditions plus performantes, dans un environnement de confort et de sécurité. Ainsi, cette plateforme envisagée permet, à tout moment et en tout lieu, à un patient d'être en contact permanent avec son praticien traitant. En effet, ils pourraient bénéficier de la sécurité d'un suivi médical 24h/24h, sans l'inconvénient de la prise en charge hospitalière et sans dépenses excessives.

Il s'agit de détecter et de prévenir l'occurrence de situations critiques ou la dégradation de l'état de santé d'une personne. Le patient n'est alors plus contraint de renoncer à distance (domicile...) et à la vie en société. Il conserve une large autonomie dans son environnement social et privatif, tout en bénéficiant de services préventifs de santé.

XII- Implémentation de l'architecture client-serveur pour le transfert des données sous protocole TCP/IP :**XII.1. protocole TCP/IP**

TCP/IP est né de la réflexion de chercheurs américains. IP est un protocole qui permet d'envoyer des informations élémentaires de machine à machine. Les chercheurs ont développé un autre protocole de nom TCP. Le nom de TCP/IP a donc été choisi en référence à ces deux principaux protocoles qui le caractérisent. Aujourd'hui, ce modèle intègre beaucoup d'autres protocoles (FTP, SMTP, HTTP ...). TCP/IP est un protocole qui nécessite une coopération des OS (Systèmes d'exploitation) des machines.

TCP/IP est très répandu, car sa robustesse a été prouvée (quelques millions de machines interconnectées dans le monde). Tous les applicatifs réseaux doivent pouvoir communiquer entre eux, quel que soit l'architecture ou la plateforme utilisée. Pour cela, les opérations sur les réseaux ont été divisées en plusieurs phases de base, de manière à simplifier la portabilité des applicatifs sur toutes les plateformes [68], [69].

XII.2. L'interface logicielle de communication

Notre programme est composé de deux parties, l'émission et la réception. Il permet à l'utilisateur le transfert des différents flux en temps réel, ainsi que l'envoi de ces derniers vers l'ordinateur récepteur.

XII.2.1. Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin

Dans cette partie nous présentons l'interface développée sous environnement Visual Basic.

La figure V.7 montre que celle-ci se compose de deux parties ; patient et médecin.

Chaque côté est constitué d'une fenêtre principale pour gérer la mise en route de la connexion ainsi que les différents types de communication qui comporte une fenêtre pour le transfert textuel.

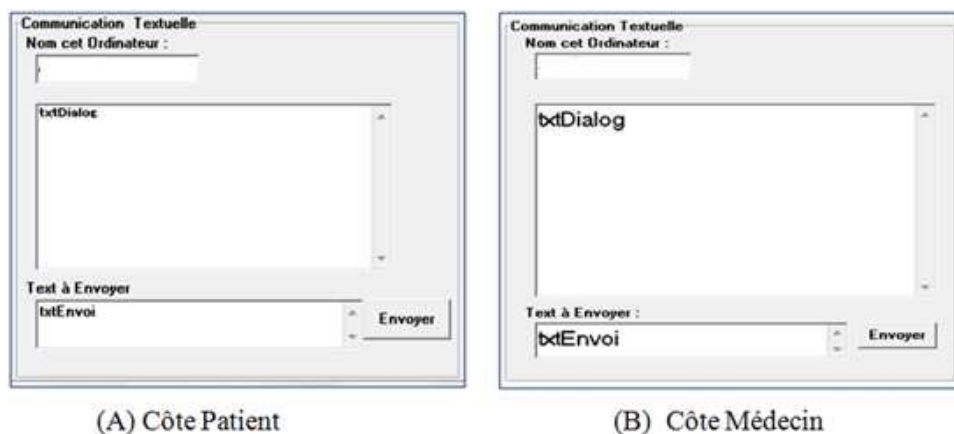


Figure V.7 – Fenêtre de transfert des données médicales.

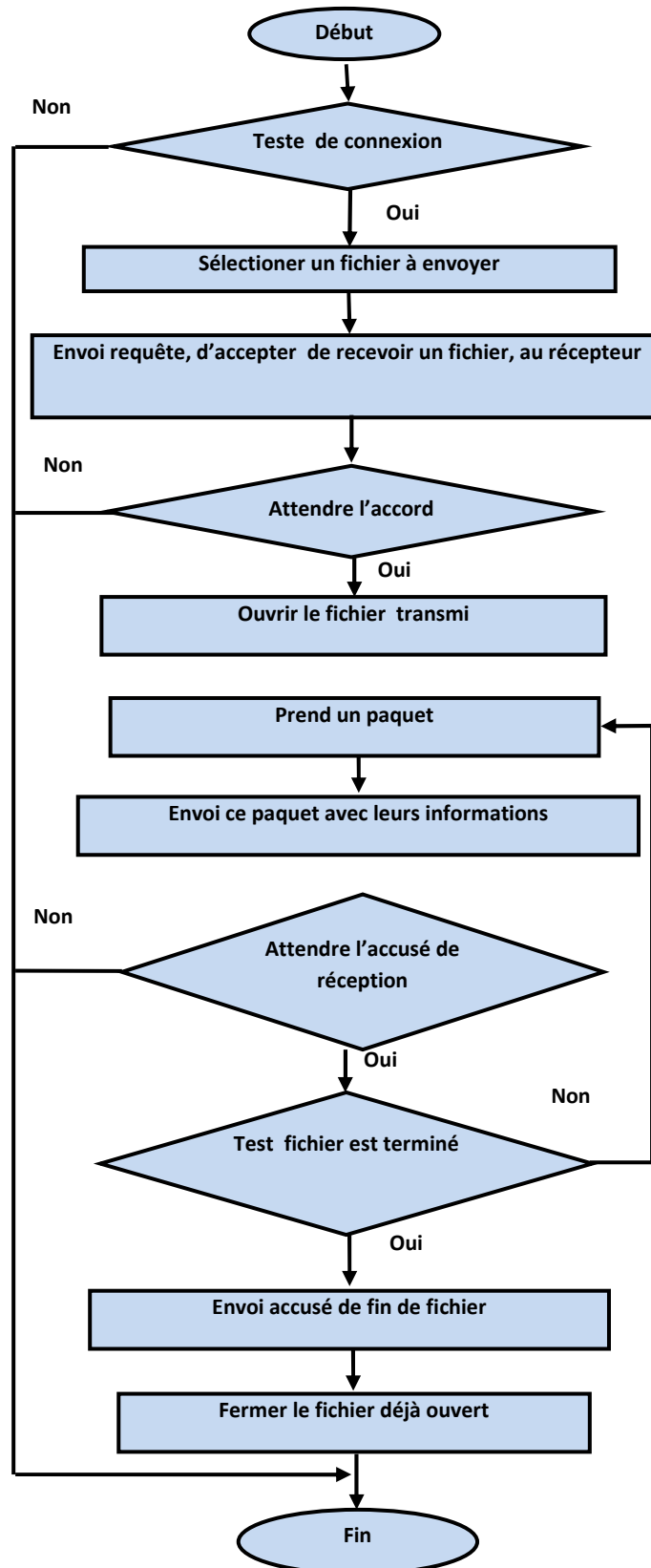


Figure V.9 -L'organigramme de transfert de fichier (coté serveur)

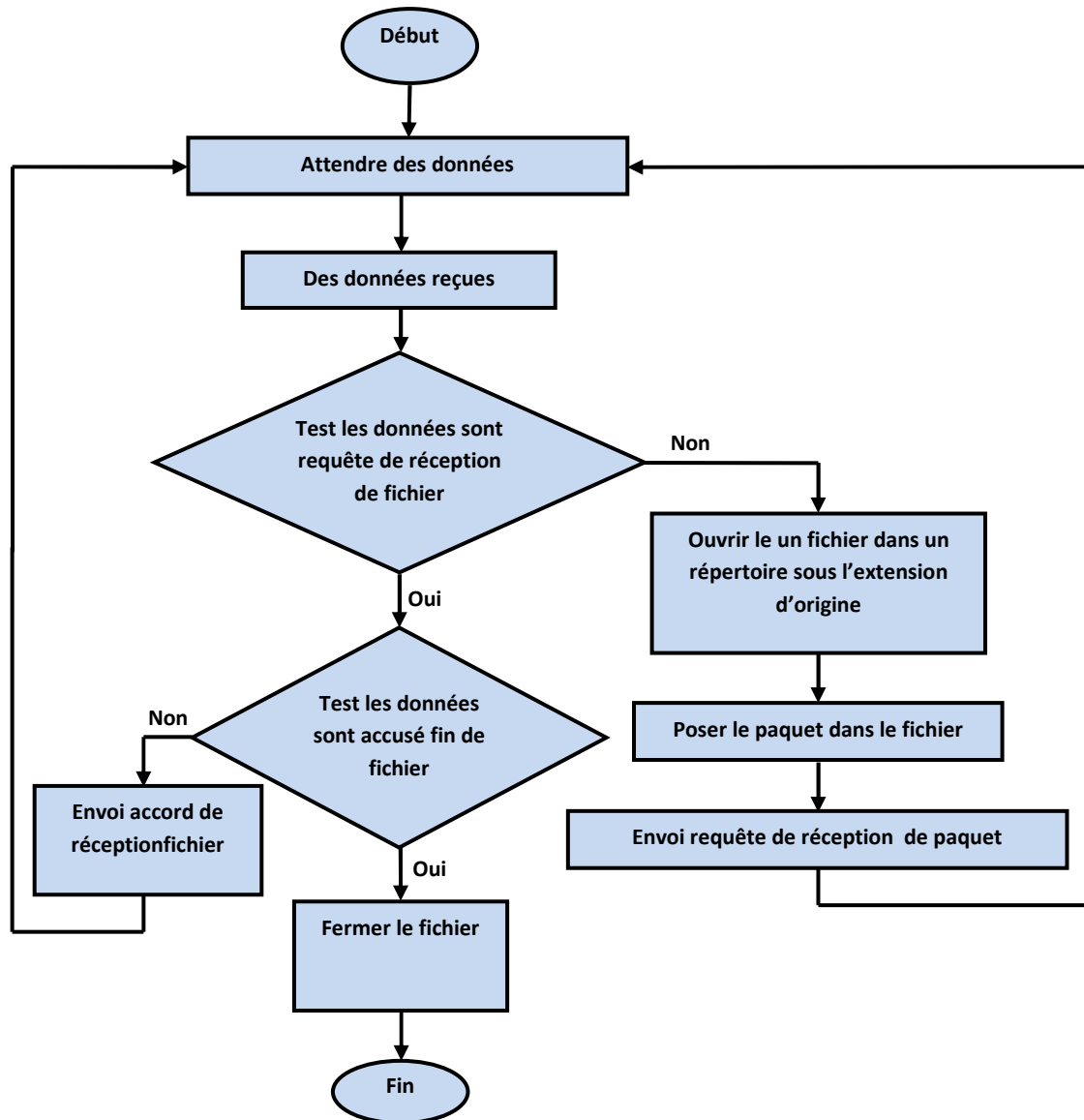


Figure V.10- L'organigramme de réception de fichier (coté client)

XII. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les différents domaines d'application de la Télémedecine, utilisant les nouvelles technologies de l'information pour:

- la téléconsultation, qui consiste à effectuer des consultations à distance (par exemple : la transmission des divers signaux physiologiques acquis sur le patient: ECG, PPG et respiration vers un autre établissement pour un avis médical sans transfert du patient).

- la télé-expertise qui consiste à interpréter les données médicales à distance (par exemple, interroger un spécialiste en lui transmettant les données du patient pour un diagnostic complémentaire).

- la télésurveillance assurant une surveillance à domicile des patients (par exemple, suivi des personnes âgées à domicile, suivi d'une grossesse à risque, etc...).

Les Habitats intelligents pour la santé assurent un suivi médical à distance. Une structure alternative, automatisée et la moins coûteuse possible, devrait permettre de répondre de manière plus adaptée à la vie privée de l'individu et à l'aider à vivre malgré ses maladies et/ou handicaps à son domicile.

Les travaux effectués au cours de cette thèse de doctorat se focalisent sur les services destinés au télédiagnostic, à la téléconsultation, à la téléassistance et à la surveillance médicale à distance sur des terminaux informatiques locaux ou distant chargé de présenter l'information médicale aux praticiens de la médecine sous forme exploitable et conviviale, de stocker ces informations et d'héberger les différentes applications et plateformes software de traitement numérique et de transférer l'information médicale vers des terminaux distants via les réseaux télé-médicaux.

CONCLUSION GENERALE

Ce travail a consisté à :

1- Mettre en œuvre une chaîne d'acquisition pilotée par micro-ordinateur. Celle-ci a été incluse dans une chaîne de télé-acquisition, puisque le but final du projet est la réalisation d'une station de Télémédecine capable de prendre en charge le traitement numérique du signal physiologique.

2- Implémenter un logiciel de traitement numérique du signal physiologique sous environnement Visual Basic. Dans ce cadre, nous avons fait bénéficier le signal physiologique des derniers perfectionnements de traitement, en mettant en œuvre une analyse spatiale, temporelle et spectrale de celui-ci. Cette analyse comprend, entre autres, les calculs des fonctions d'auto et d'inter-corrélation, ainsi que les densités spectrale et inter-spectrales des signaux objets de notre étude (ECG, PTG et PPG).

Ce travail revêt essentiellement un caractère de développement technologique logiciel s'inscrivant dans le domaine T.I.C. et Santé, en mettant à la disposition des professionnels de la santé des outils de traitement du signal puissant pouvant les aider à mieux établir leurs diagnostic et les guider dans leurs démarche thérapeutique ainsi qu'au suivi télé-médicalisé.

Une validation clinique du système doit naturellement passer par une étude statistique très poussée, réalisée sur une importante population de sujets atteints de diverses pathologies cardiaques et respiratoires afin de pouvoir faire intervenir les fonctions d'auto-corrélations temporelles et statistiques.

La perspective de ce travail au niveau du traitement numérique du signal est d'arriver à implémenter un logiciel, capable de prendre en charge le traitement du signal cardio-respirographiques, qui rend compte du fonctionnement de la pompe cardiaque et de la pompe respiratoire. Ceci par le biais des cinq signaux représentatifs des différentes activités à savoir USG représentatif de la circulation de sang à l'intérieur des vaisseaux dénommé souvent vélocimétrie doppler, l'ECG, le PPG, le PTG et enfin le Pléthysmogramme rhéologique pariétal rendant compte des propriétés élastiques de la paroi vasculaire.

Références

- [1] R.DUBOIS, Application des nouvelles méthodes d'apprentissage à la détection précoce d'anomalies en électrocardiographie, THÈSE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ PARIS 6 , Soutenue le 27 janvier 2004. Disponible sur le net : http://www.neurones.espci.fr/Theses_PS/DUBOIS_R/Chapitre1.pdf
- [2] A. Sabatier « Études sur le cœur et la circulation centrale dans la série des vertébrés: anatomie et physiologie comparées, philosophie naturelle », ed. : C. Coulet, Université d'Oxford, 26 mai 2006.
- [3] H. V. Pipberger, M.C. Manus & H. A. Pipberger, Methodology of ECG interpretation in the AVA program, 1990 Sep;29(4):337-40.
- [4] L.Rougen, J.P. Sabatie. L'électrocardiogramme. La courbe électrocardiographique, le vocabulaire du cardiologue. Ed: Documentation Médicale Labaz.
- [5] A. ELLRODT, «Urgences Médicales, 5^Édition», Édition ESTEM, 89, boulevard Auguste Blanqui, 75013, Paris, 04/2003. ISBN: 978 2 84371 335 4. <http://www.scribd.com/doc/40469809/Urgences-medicales>.
- [6] R. SLAMA, G. MOTTE, C. SEBAG, «Aide mémoire de Rhythmologie», Edition Flammarion, Paris, 04/2003. ISBN 10 : 22 57124065. ISBN 13:9782257124067. <http://www.unitheque.com/medecine/Rythmologie-2385.html>
- [7] E. P. CHAN THE, «INTÉRÊTS ET LIMITES DE L'ÉVALUATION DE LA CHARGE DE TRAVAIL À L'AIDE DES ÉCHELLES DE BORG», Thèse Présentée et soutenue publiquement dans le cadre du troisième cycle de Médecine Spécialisée pour obtenir le grade de Docteur en Médecine, Université Henri Poincaré, Nancy 1, Faculté de Médecine de Nancy, France, 24 Octobre, 2002.
- [8] J-P. BASSAND, «Introduction à la pathologie cardiaque et vasculaire», Cours de Professeur à l'université de Besançon, France, 25 Octobre 2005. <http://www.besancon-cardio.org/cours/01-intro.php>
- [9] P. Hervé, S. Pham, EXPLORATIONS FONCTIONNELLES RESPIRATOIRES, MAPAR 1998
- [10] M. BAKEHE, «Système Cardiovasculaire I», ISBN-10: 1479763616, ISBN-13: 978-1479763610, Février 6, 2013
- [11] P C Mathur, A. Somani, Effects in Oxygen saturation (SpO2) and Heart Rate (HR) In Hemi paretic Stroke Patients On The Affected Side, Official Journal of Indian Academy of Neurology, pp. 393-395, Volume : 7 , Issue : 2, Year : 2004.
- [12] Sulter G, Elting JW, Stewart R, den Arend A, De Keyser J. , Continuous pulse oximetry in acute hemiparetic stroke, Journal of Neurological Science, 2000 Oct 1;179(S 1-2):65-9.

- [13] A. Legrand, BPCO : La spirométrie en médecine générale. *Revue Medicale Brux.* 2003; 4 : A 345-9
- [14] M. Feissel, La pléthysmographie de l'oxymètre de pouls: un ancien tracé plein d'avenir Principes et applications cliniques, *Journal Elsevier*, Vol 16 - N° 2 ,P. 124-131 - avril 2007.
- [15] Georges Asch, «Les capteurs en instrumentation industrielle»,ed. Dunod, 2010,ISBN 2100556975, 9782100556977.
- [16] M. M. JATLAOUI « Capteurs Passifs à Transduction Electromagnétique Pour la Mesure Sans Fil de La Pression »,thèse de doctorat de l'université de toulouse,20 Avril 2009.
- [17] J. G. Webster, « Medical Instrumentation Application and Design», Edition: 4, ISBN-10: 0471676004, ISBN-13: 978-0471676003,February 3, 2009.
- [18] Neuman, M. R. "Biopotential Electrodes." *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [19] Arthur B.Ritter,VikkiHazelwood,AntonioValdevit,AlfredN.Ascione.« Biomedical Engineering Principales, second edition», 2011-08-15
- [20] J. D. Bronzino, « The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition. 2 Volume Set », Series:Electrical Engineering Handbook, December 28, 1999 by CRC Press.
- [21] J. D. Enderle, J. D. Bronzino, « Introduction to Biomedical Engineering,third Edition», Academic Press, 2012.
- [22] J. Yao and S. Warren, "Design of a Plug-and-Play Pulse Oximeter," presented at 2nd Joint EMBS-BMES Conf., Houston, TX, 2002.
- [23] Dominique DI BENEDETTO, Philippe BREUIL « Spectrophotométrie d'absorption dans l'ultraviolet et le visible », P 2 795v2 – 2, Disponible sur le net à l'adresse : www.techniquesingenieur.fr/spectrophotometrie
- [24] P. A. lynn, *Introductory Digital Signal Processing with computer Application*, Toronto, Canada.
- [25] M. Durnerin, Une stratégie pour l'interprétation en analyse spectral. Détection et caractérisation des composantes d'un spectre. Doctorat de l'Institut National Polytechnique de Grenoble.Mars 1992.
- [26] J. Stern, J. D. Barbeyrac, R. Poggi, *Méthodes pratiques d'étudedes Fonctions aléatoires*. Edition Dunod.
- [27] J.Max et al, *Méthodes et techniques de Traitement du signal et applications aux mesures physiques*, Tome1, Ed. Masson.
- [28] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME 32, pp. 246, 1985.

- [29] D.Patil, V. M. Wadhai , A. Sharma, A Comparative Study of Traditional and Mobile based ECG System Algorithms, International Journal of Computer Applications, Volume 41 - Number 3 , Year of Publication: 2012.
- [30] J. P. Couderc, Analyse quantitative des composantes temps-échelle de l'ECG a haute résolution moyenne pour l'évaluation du risqué de tachycardies ventriculaires et de la mort subite après un infarctus du myocarde, Thèse de doctorat: Génie Biologique et Médicale, Institut National des sciences appliquées de Lyon, 1997.
- [31] N. Nikolaev, Z. Nikolov, A.Gotchev and K. Egiazarian , Wavelet domain Wiener filtering for ECG denoising using improved signal estimate. EUSIPCO,X European Signal Processing Conference September 4-8, 2000 Tampere, Finland
- [32] S. Mallat, Une exploration des signaux en ondelettes, Les Editions del'Ecole Polytechnique ed, 2000.
- [33] F. Truchelet. Ondelettes pour le signal numérique. Hermès, collection Traitement du signal, édition, 1998.
- [34] disponible sur le site: <http://grafikm.developpez.com/portcomm/>
- [35] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real time QRS detection algorithm", IEEE Trans. on Biomed.Eng., vol. BME-32, pp. 230-236, 1985.
- [36] K.VenuMadhav and al. Estimation of Respiration Rate from ECG, BP and PPG signals using Empirical Mode Decomposition. Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC), 2011 IEEE.
- [37] Malik M, Camm AJ. Components of heart rate variability--what they really mean and what we really measure.The American Journal of cardiology, 1993 Oct 1;72(11):821-2.
- [38] M. CAUVILLE, «Diagnostic, soins et prévention par la télémedecine: explications de J. Demongeot», Sciences et Technologies, Vol. 2, pp. 32–34, 1999.
- [39] A. FRANCO, «La télémedecine au service de l'autonomie», La revue de médecine interne, vol. 24(s.4), pp. 390–393, Décembre 2003.DOI: S0248-8663(03)80347-8 <http://www.em-consulte.com/article/32034>.
- [40] P. STAB, «Téléconsultation en psychiatrie: évaluation d'une expérience originale dans le haut-pays niçois», Thèse de doctorat en Médecine de l'Université Louis Pasteur,Strasbourg, France, 2001. http://www.minkowska.com/article.php3?id_article=145.

- [41] E. CAUCHY, «Pôle d'excellence en médecine de montagne au pays du Mont Blanc», Projet en médecine, Institut de formation et de recherche en médecine de montagne, France, 2010.
<http://www.ifremmont.com/ifrelab/index.php?2006/01/3-tmt>.
- [42] 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, France, Janvier 2002.
<http://www.sudoc.abes.fr/xslt/DB=2.1/SET=1/TTL=10/CLK?IKT=63&TRM=The%C%80se>.
- [43] C. SUAREZ, «La télémédecine: quelle légitimité d'une innovation radicale pour les professionnels de santé?», Revue de l'Institut de Recherches Economiques et Sociales (IRES), Vol. 39, pp. 157–186, 2002.
<http://telemedecine.aphp.org/doc/Legitimite.pdf>
- [44] Olga.F-Roca,Marcelo C. Sosa-Iudicissa, « Handbook of Telemedicine», Volume 54 of Studies in Health Technology and Informatics, ISBN 978-90-5199-413-1, January 1999.
- [45] F. Brunet – Télémédecine 28 octobre 2010 ,Disponible sur le net à l'adresse :
<http://www.brnt.eu/telemedecine.pdf>
- [46] Einthoven W, « Le télé cardiogramme ». Archives internationales de physiologie 1906;4:132–64.
- [47] N. Demartinesa, E. Battegayb, J. Liebermannc, M. Oberholzerd, Th. Rufflie, F.Hardera « Télémédecine: perspectives et approche pluridisciplinaire » Schweiz Med Wochenschr 2000;130:314–23 Peer reviewed article.
- [48] JarmoReponen, « TELERADIOLOGY-CHANGING RADIOLOGICAL SERVICE PROCESSES FROM LOCAL TO REGIONAL, INTERNATIONAL AND MOBILE ENVIRONMENT», UNIVERSITY OF OULU, OULU 2010.
- [49] Perednia DA, Allen A, « Telemedicine technology and clinical applications». JAMA 1995;273:483–8.
- [50] N. Demartines, E. Battegay « Télémédecine: perspectives et approche pluridisciplinaire»Schweiz Med Wochenschr 2000;130:314–23

- [51] Kurt C. Stange, Paul A. Nutting, «Defining and Measuring the Patient-Centered Medical Home », *Journal of General Internal Medicine* Springer, 2010 June; 25(6): 601–612.
- [52] Johnson J, «providers’ new role for innovative health delivery». 1992;66:26–30.
- [53] Amandine Raully, « Mode de rémunération et tarification des actes en télémedecine», Université de Reims Champagne-Ardenne
- [54] F.Duchêne, « Exploration de données multicateurs dans un système de télésurveillance médicale de patients à domicile», Université Joseph Fourier, 2001.
- [55] Florence DUCHENE « Fusion de données multi capteurs pour un système de télésurveillance médicale de personnes à domicile » Thèse de doctorat, université joseph fourier, 15 octobre 2004
- [56] Gilles VIRONE « architecture et simulation locales du système d’information domotique-sante intégré à domicile pour la détection de situations à risque et l’aide à la décision », thèse de doctorat, université joseph fourier ,26 novembre 2003.
- [57] 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 ,Université Joseph Fourier, Grenoble, janvier 2002.
- [58] Richard Wootton, John Craig, Victor Patterson, « Introduction to Telemedicine», Second edition, 2006.
- [59] Mona LAILA , « La télémedecine et les technologies d’assistance pour la prise en charge des personnes âgées fragiles à domicile et en institution : modélisation du besoin, de la prescription et du suivi », thèse de doctorat , l’université joseph Fourier-grenoble1, 21 septembre 2009.
- [60] Pierre Simon et Dominique Acker « Rapport La place de la télémedecine dans l’organisation des soins » CGES Rapport Mission thématique n° 7/PS/DA , Novembre 2008 .
- [61] Dr Pierre SIMON, « La télémedecine en Action », Disponible sur le net à l’adresse : http://www.anap.fr/uploads/tx_sabasedocu/ANAP_Telemedecine_en_action_tome2.pdf

- [62] V. RIALLE et al. « Le concept d'Habitat Intelligent pour la Santé» ,vol. 28, n° 5, 2003/05, pages 403-416, 51 réf., ISSN 0397-7927, France.
- [63] J.P. Thomesse, «TISSAD : Technologies de l'Information Intégrées aux Services des Soins À Domicile», , Paris, France, pp. 27–34, 2002.
- [64] M. Ogawa, T. Tamura and T. Togawa, “Automated acquisition system for routine, noninvasive monitoring of physiological data,” *Telemedicine journal*, Vol 4, No. 2, 1998.
- [65] M. Ogawa and T. Togawa, “Monitoring Daily Activities and Behaviors at Home by Using Brief Sensor,” 1st Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology, Lyon, France, October 12-14, 2000.
- [66] M. Ogawa and T. Togawa, “The concept of the Home Health Monitoring,” HealthCom 2003 “5th International Workshop on Enterprise Networking and Computing in Healthcare Industry,” Santa Monica, USA, pp. 71-73, June 2003.
- [67] Roth, A., Carthy, Z. etBenedek, M. (1997). "Telemedicine in emergency homecarethe “Shahal” experience". *J TelemedTelecare*, 3 Suppl 1:58–60.
- [68] G. PUJOLLE, «Les Réseaux», Éditions EYROLLES, Paris, France, 2000.
ISBN: 978-2-212-09119-9.
<http://www-rp.lip6.fr/~pujolle/Documents/CVGP%20janvier%202009.pdf>
- [69] A. TANENBAUM, «Réseaux», 3eme Édition DUNOD, 1996.
ISBN: 0133499456/0-13-349945-6.
<http://www.abebooks.fr/servlet/BookDetailsPL?bi=4774150740&searchurl=an%3Dtanenbaum%2Bbandrew%26sortby%3D3>.

Résumé— Dans le cadre de cette thèse, Nous présentons le développement d'une interface homme machine d'information et de communication télé médicale IHM-ICTM ayant pour mission :

- de prélever sur le patient des signaux multidimensionnels représentatifs de son état physiopathologique.
- de contrôler des systèmes médicaux de suppléance d'organes physiologiques déficients.
- de prendre en charge le transfert des données à travers des réseaux informatiques médicaux.

Cette interface soft développée sous environnement Visual Basic chargée de piloter l'acquisition, le traitement spatio-spectro-temporel, l'archivage et le transfert des données médicales à travers des réseaux médicaux sous le protocole TCP/IP.

L'enregistrement simultané de trois signaux physiologiques ECG, PPG et PTG, permet une meilleure prise en charge de la défaillance cardio respiratoire sur le plan diagnostique, thérapeutique et surveillance grâce au traitement numérique spatio-spectro temporel multiparamétrique et corrélatrice de ces signaux.

Mots clés— ECG – PTG –PPG – Télémedecine–EDRA- EDRF- PDRA- PDRF- Autocorrélation–Intercorrélation – FFT – DSP.

Abstract: We propose in this thesis to present the development of a man machine tele-medical interface of information and communication telemedical HMI-ICTM. This allows respectively:

- To measure on the patient multidimensional signals representing its pathophysiological state.
- To Control substitution medical systems of physiological defective organs.
- To support the transfer of data through computer medical networks.

The Software interface developed in Visual Basic environment responsible for controlling the acquisition, processing spatial and temporal spectroscopy, archiving and transferring of the medical data through medical networks in the TCP / IP.

The simultaneous recording of these physiological signals ECG, PPG and PTG, allows a better management of cardio respiratory failure. This management is on a diagnostic bases, the processing and the monitoring through digital processing, and multiparametric spatial, temporal, spectral and correlation of these signals.

الملخص :

في هذه الأطروحة ، نقدم تطوير واجهة الانسان - الآلة للمعلومات الطبية و الاتصالات عن بعد IHM-ICTM المسؤولة عن:

- اخذ إشارات متعددة الأبعاد للمريض و الممثلة للحالة المرضية في جسمه.
- مراقبة الأنظمة الطبية لذوي الأعضاء الفسيولوجية المريضة.
- لدعم نقل البيانات من خلال شبكات المعلوماتية الطبية.

هذه الواجهة صممت في بيئة Visual Basic المسؤول عن إدارة عملية الاستقبال، المعالجة الفضائية

الطيفية الزمنية، الأرشفة و نقل البيانات الطبية عن طريق الشبكات الطبية باستخدام بروتوكول الاتصال TCP / IP التسجيل المتزامن للإشارات الفسيولوجية الثلاث ECG – PPG –PTG يسمح بتوفير أحسن تشخيص، علاج و مراقبة أمراض القلب و التنفس عن طريق رصد المعالجة الفضائية الطيفية الزمنية متعدد العناصر و التداخلين هذه الإشارات.

كلمات مفتاحية: - ECG - PTG - PPG - الطب عن بعد - EDRA - EDRA - PDRF- PDRA - التداخل الالي-

التداخل البيئي- FFT- DSP