



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



UNIVERSITÉ ABOU BEKR BELKAID FACULTÉ DE TECHNOLOGIE
Département de Génie Électrique et Électronique
Filière : Génie Biomédical

Pour l'obtention du diplôme de

DOCTORAT

Spécialité : « Génie Biomédical »

Par

Badir Benkrelifa Lahouaria

**Étude et Réalisation d'une Interface Homme Machine dédiée à la Spectrophotométrie
d'absorption Moléculaire: Application à la Télé Surveillance des Insuffisants Rénaux
et cardiaques**

Soutenue en 2014 devant le Jury:

F.T. BENDIMERAD	Professeur à l'Université de Tlemcen	Président
G. NASSAR	Professeur à l'Université de Valenciennes	Examineur
F.DEBBAT	Maitre de conférences -A- à l'Université de Mascara	Examineur
M. BENABDELLAH	Professeur à l'Université de Tlemcen	Directeur de Thèse

Dédicace

Je dédie ce travail à :

La mémoire de ma très chère grand-mère Benchaà Lahouaria,

Ma très chère maman Ouhibi Karima,

Mes frères,

Toute ma famille,

Mes amis(es),

Qu'ils trouvent ici l'expression de toute ma reconnaissance.

Remerciement

Je tiens à remercier avant tous, le bon Dieu qui m'a donné la force et la patience tout au long de la préparation de cette thèse.

J'adresse ma plus vive gratitude aux membres de mon jury :

- à Monsieur M. BENABDELLAH, Professeur à l'Université de Tlemcen, qui m'a accueilli dans son laboratoire dans des conditions plus que favorables à une recherche fructueuse et qui a su, pendant ces quatre ans, conseiller et orienter habilement mes travaux vers leur aboutissement,
- à Monsieur F.T. BENDIMERAD, Professeur à l'Université de Tlemcen, Monsieur G. NASSAR, Professeur à l'Université de Valenciennes et madame F.DEBBAT, Maître de conférences-A- à l'Université de Mascara, qui ont eu la gentillesse d'accepter la lourde tâche de rapporteurs auprès du jury; je les remercie tout particulièrement pour l'attention et le temps qu'ils y ont consacré pour lire ce manuscrit.
- Merci également à toutes les personnes dont l'amitié m'a apporté des moments de réconfort et distraction nécessaires lors du déroulement d'un tel projet, notamment, l'équipe de recherche du laboratoire Télé-médecine, CREDOM et Micro-électronique pour leur disponibilité à toute heure, leur aide et leur soutien. Je voudrais remercier S.Bouchikhi, S.Rerbal, M.kedim et N.K.Moulhi.
- je remercie également ma mère et mon frère Wahibou qui m'ont prouvé une fois de plus leur présence et leur amour au cours de ces quatre années d'une vie.
- Que ceux que j'ai oubliés dans cette longue litanie me pardonnent.
- Enfin j'adresse mes remerciements les plus sincères à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la concrétisation de ce travail.

Résumé

Les cardiopathies sont particulièrement fréquentes chez les patients porteurs d'une maladie rénale. Un patient insuffisant rénal a plus de risque de mourir d'une insuffisance cardiaque que d'atteindre le stade de la dialyse.

Le rein est l'un des organes les plus sensibles à l'hypoxémie. L'hypoxémie peut être télé surveillée par photopléthysmographie (PPG) qui est basée sur la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infra-rouge.

La photopléthysmographie est plus avantageuse que les méthodes biochimiques tel que le dosage urémique ou créatininémique compte tenu de sa non invasivité et de son caractère de système embarqué rendant possible la surveillance permanente distante des insuffisants rénaux chroniques. Compte tenu de la corrélation de l'insuffisance cardiaque et rénale nous avons pensés à la réalisation d'un plateau technique capable de surveiller simultanément la fonction cardiaque et la fonction rénale par le biais des enregistrements respectifs de l'activité électrique myocardique par électrocardiographie (ECG) et de la saturation pulsée en oxygène de l'hémoglobine par spectrophotométrie infrarouge.

Pour ce faire nous avons conçus et mis en œuvre un plateau technique comprenant :

- 1- Un amplificateur électro cardiographique dédié à la télésurveillance de la fonction cardiaque.
- 2- Un photopléthysmographe dans l'infrarouge dédié à la télésurveillance de la fonction rénale par le biais d'une estimation de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine, (HbO₂) révélatrice d'une éventuelle hypoxémie néfaste pour les insuffisants rénaux chroniques et plus particulièrement ceux hémodialysés.

Mots clés— Insuffisance rénale, Insuffisance cardiaque, Photopléthysmographie, Electrocardiographie, Spectrophotométries, Microcontrôleur, Télé surveillance, TCP/IP.

Abstract

Heart diseases are particularly common in patients with kidney disease. Renal failure patients are more likely to die of heart failure than reaching the stage of dialysis.

The kidney is one of the most sensitive to hypoxia bodies. Hypoxemia can be downloaded monitored by photoplethysmography (PPG), which is based on molecular absorption spectrophotometry in the infrared. Photoplethysmography is more advantageous than biochemical methods such as dosage uremic or creatinimec given its non-invasiveness and character embedded system enabling remote continuous monitoring of chronic renal failure. Given the correlation of the heart and kidney failure we thought the achievement of a technical platform capable of simultaneously monitoring of cardiac function and renal function through the respective records of myocardial electrical activity by electrocardiography (ECG) and pulsed oxygen saturation of hemoglobin by infrared spectrophotometry.

To do this we designed and implemented a technical platform comprising:

- An electro cardiographic amplifier dedicated to the tele monitoring of cardiac function.
- A photoplethysmograph infrared dedicated to the tele monitoring of renal function through an estimate of the pulsed concentration of oxyhemoglobin (HbO₂) reveals a possible hypoxemia harmful to chronic renal failure and particularly those hemodialysis

KEYWORDS:- Renal Insufficiency , Cardiac Insufficiency, PHOTOPLETHYSMOGRAPHY, ELECTROCARDIOGRAPHY, SPECTROPHOTOMETRY, MICROCONTROLLER, TELE MONITORING & TCP/IP.

تلخيص

الامراض القلبية منتشرة خصوصا عند المرضى الذين يعانون من الامراض الكلوية, مرضى الفشل الكلوي اكثر عرضه للوفاة من مرضى القصور القلبي اذا ما وصلوا الى مرحلة الغسيل الكلوي .

الكلية هي واحده من الاعضاء الاكثر حساسية لنقص الأوكسدة .

يمكن مراقبة نقص الاكسجين عن طريق استكشاف مخطط التحجيم الضوئي PPG و التي تقوم على الامتصاص الطيفي الجزيئي للأشعة تحت الحمراء.

مخطط التحجيم الضوئي PPG, هو اكثر فائدة من الطرق البيوكيميائية مثل اعطاء الجرعة غير الغازية, لاسيما انه غير جراحي و يتميز بنظام مركب يقدم امكانية المراقبة المستمرة عن بعد للقصور الكلوي المزمن.

نظرا لارتباط القصور القلبي والكلوي فقد اقترحنا تصميم نموذج تقني قادر على مراقبة انيه لوظيفة القلب و وظيفه الكلية عن طريق تسجيلات متواليه للنشاط الكهربائي لعضله القلب ECG وتركيز الاكسجين النبضي في الهيموجلوبين بواسطة القياس الطيفي بالأشعة تحت الحمراء .

للفياف بذلك قمنا بتصميم و تنفيذ نموذج تقني يحوي:

- (1) مكبر عملياتي الكتروني مخصص للرصد عن بعد لوظيفة القلب.
- (2) مخطط التحجيم الضوئي بالأشعة تحت الحمراء للرصد عن بعد لوظيفة الكلية عن طريق تقدير التركيز النبضي للهيموجلوبين المحمل بالأكسجين الدال على وجود نقص الأوكسدة السلبية المحتملة للفشل الكلوي المزمن, خصوصا الذين يعتمدون على الغسيل الكلوي .

الكلمات المفتاحية :

الفشل الكلوي , القصور القلبي ,مخطط التحجيم الضوئي , التخطيط الكهربائي للقلب , المقياس الطيفي الضوئي , المتحكم المصغر , المراقبة عن بعد , شفرة الارسال و الاستقبال TCP\IP .

Table des matières

Dédicace.....	i
Remercement.....	ii
Résumé (Français).....	iii
Résumé (Anglais).....	iv
Résumé (Arabe).....	v
Table des matières.....	vi
Table des figures.....	xi
Liste des tableaux	xiv
Glossaire.....	xv
Introduction générale.....	1
Chapitre I. Physiologie de la fonction Cardio-Rénale	
1. Introduction	7
2. Le cœur	7
2.1. Anatomie externe	8
2.2. Anatomie interne	8
2.3. Structure de la paroi cardiaque.....	9
3. Tissu nodal	10
4. Physiologie cardiovasculaire	11
4.1. PHYSIOLOGIE GÉNÉRALE.....	11
5. Systole et diastole	13
6. Cycle cardiaque.....	13
7. Aspects anatomiques et physiologiques des reins.....	19
7.1. Anatomie rénale	20

7.1.1. Anatomie externe	20
7.1.1.1. Situation	20
7.1.1.2. Forme et Orientation	21
7.1.2. Anatomie interne	23
7.1.2.1. Vascularisation des reins.....	24
7.2. Anatomie du Néphron	27
7.3. Physiologie rénale	31
8. Insuffisance rénale	33
8.1. Définition de l'insuffisance rénale.....	33
8.1.1. Définition de l'insuffisance rénale aiguë	34
8.1.2. Définition de l'insuffisance rénale chronique.....	34
9. Insuffisance cardiaque	34
9.1. Définition de l'insuffisance cardiaque	34
9.1.1. Insuffisance cardiaque aiguë	35
9.1.2. Insuffisance cardiaque chronique	35
10. Relation entre l'insuffisance rénale et cardiaque.....	35
11. Hypoxémie et l'insuffisance cardio-rénale	36
12. Hypoxémie	36
13. Conclusion.....	37

Chapitre II. Théorie et concept généraux de l'électrocardiographie et de la photopléthysmographie

1. Introduction	39
2. Electrocardiographie	39
2.1. Histoire de l'électrocardiographie	39
2.2. Description du signal électrocardiogramme	40
2.3. Dérivations d'électrocardiographie	42
2.4. Prélèvement du signal ECG	45
3. Photo pléthysmographie.....	46
3.1. Historique et l'état de l'art	46
3.2. Rappels physiologiques	47
3.2.1. Structure d'une molécule d'hémoglobine.....	47
3.2.2. Spectre d'absorption de l'hémoglobine	50
3.2.3. La Spectrophotométrie d'absorption moléculaire	51
3.2.4. Lois physiques de l'absorption	52
3.3. Recueil du signal Photopléthysmographique	54

4. Conclusion.....	55
--------------------	----

Chapitre III. Conception et réalisation pratique des capteurs objets de ce travail

1. Introduction	57
2. Choix des Capteurs.....	57
2.1. Détection de l'électrocardiogramme	57
2.2. Détection du photo pléthysmogramme	58
2.2.1. Capteur ou sonde.....	58
2.2.2. Source lumineuse.....	59
3. mise en forme des signaux.....	59
3.1. Réalisation pratique de l'électrocardiogramme	59
3.2. Réalisation pratique du photo pléthysmographe.....	63
3.3. Carte d'acquisition	65
4. Schéma bloc de la carte d'acquisition	66
4.1. Le filtre anti-repliement	66
4.2. Numérisation	67
4.3. Multiplexage	67
4.4. La mise à niveaux	67
4.5. Liaison RS232	69
4.6. Microcontrôleur 16F876A.....	69
4.7. Architecture	70
4.7.1. Principe de fonctionnement de l'architecture HARVARD (RISC)	71
4.8. Brochage du pic.....	73
4.8.1. Plan mémoire du pic	73
4.8.2. Quelques registres particuliers	76
4.9. La fonction RESET	77
4.10. Les ports d'Entrées/Sorties	78
4.11. L'Horloge.....	79
4.12. Le Timer TMR0	80
4.13. Les interruptions	80
4.14. La conversion analogique numérique	81
4.14.1. Déroulement d'une Conversion	83
4.14.2. Temps de conversion	84
4.14.3. Temps d'acquisition	85
4.14.4. Fréquence d'échantillonnage.....	85

4.14.5. Valeur numérique obtenue	85
4.15. L'USART	86
4.15.1. Emission	87
4.15.2. Réception	88
4.16. La vitesse de communication	90
5. Conclusion.....	95

Chapitre IV. Implémentation d'une chaîne télémédicale dédiée à la surveillance de l'insuffisance cardio-rénale

1. Introduction	97
2. Télémédecine.....	97
3. Chaîne Télé médicale	98
4. Domaines d'applications de la télémédecine.....	100
4.1. Téléconsultation	100
4.2. Télésurveillance	101
4.3. Téléexpertise.....	102
4.4. Téléassistance	102
4.5. Téléchirurgie	103
4.6. Téléformation	103
5. Télésurveillance médicale à domicile.....	104
5.1. Objectif	104
5.2. Principe	105
5.3. Champ d'application	106
5.3.1. Les insuffisants respiratoires.....	106
5.3.2. Les insuffisants cardiaques.....	106
5.3.3. Les insuffisants rénaux	106
6. Schéma synoptique de l'interface homme-machine implémentée au cours d'une séance d'hémodialyse.....	107
7. Architecture client-serveur pour le transfert des données sous protocole TCP/IP	108
7.1. Protocole TCP/IP	108
8. CONCLUSION.....	109

Chapitre V. Résultats

1. Introduction	111
2. Acquisition des données	112

2.1. Organigramme d'acquisition et d'affichage du signal au niveau du Poste local.....	113
2.2. Acquisition de l'ECG	113
2.3. Acquisition du PPG	115
2.4. Acquisition simultanée des deux signaux (PPG, ECG).....	116
2.5. Interface de transfert des fichiers ECG et PPG	116
3. Analyse corrélative.....	119
3.1. Tracé de la fonction d'autocorrélation.....	120
3.2. Tracé de la fonction d'intercorrélation	121
4. Tracé de l'enveloppe des fonctions d'auto et d'intercorrélation	122
4.1. Première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal ECG.....	124
4.2. Première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal PPG	124
4.3. Deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué au signal ECG	125
4.4. Deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué au signal PPG	126
4.5. Tracé de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué aux signaux PPG-ECG	126
4.6. Tracé de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation avec la deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué aux signaux PPG-ECG	127
4.7. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal ECG	128
4.8. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal PPG	128
4.9. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle avec la deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué au signal ECG.....	129
4.10. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la deuxième méthode (filtre d'Hilbert) appliqué au signal PPG	129
4.11. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué aux signaux PPG-ECG.....	130
4.12. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la deuxième méthode (filtre d'Hilbert) appliqué aux signaux PPG-ECG.....	130
5. L'approximation de l'enveloppe des fonctions d'auto et d'intercorrélation.....	131
6. Conclusion.....	132
Bibliographie.....	139

Table des figures

Figure I.1 - Médiastin antérieur.	7
Figure I.2 - Sillons auriculo-ventriculaire et inter-ventriculaire.	8
Figure I.3 - Anatomie interne.	9
Figure I.4 - Structure de la paroi cardiaque.	10
Figure I.5 - Tissu nodal.	11
Figure I.6 - Appareil cardiovasculaire.	12
Figure I.7 - Contraction isovolumétrique du ventricule.	14
Figure I.8 - Contraction isotonique du ventricule.	15
Figure I.9 - La phase de relaxation isovolumétrique du ventricule.	15
Figure I.10 - La phase de remplissage rapide initial du ventricule.	16
Figure I.11 - La phase de remplissage lent du ventricule.	17
Figure I.12 - La phase de remplissage rapide terminal du ventricule.	18
Figure I.13 - Cycle cardiaque.	18
Figure I.14 - Schéma d'ensemble de l'appareil urinaire.	19
Figure I.15 - Schéma situant les reins dans le corps humain.	21
Figure I.16 - Anatomie externe du rein.	22
Figure I.17 - Anatomie interne du rein – Coupe frontale du rein droit.	24
Figure I.18 - Vascularisation du rein.	26
Figure I.19 - Structure des néphrons corticaux (en doré) et des vaisseaux sanguins associés.	29
Figure I.20 - Corpuscule réna.	30
Figure I.21 - Schéma d'un néphron à anse de Henle courte (cortical) et d'un néphron à anse de Henle longue (juxtamédullaire).	31
Figure II.1 - Ondes standard d'un électrocardiogramme (ECG) normal.	41
Figure II.2 - Les dérivations des membres (unipolaires et bipolaires).	43
Figure II.3 - Les dérivations unipolaires précordiales.	44
Figure II.4 - Système d'enregistrement d'ECG.	45
Figure II.5 - Forme du signal PPG.	46
Figure II.6 - composition d'une molécule de l'hémoglobine.	48

Figure II.7 - schéma représentant la fixation d'O ₂ par une molécule de l'hémoglobine.	49
Figure II.8 - Coefficients extinction des quatre espèces les plus communes d'hémoglobine : oxyhémoglobine, l'hémoglobine réduite, la carboxyhémoglobine, et méthémoglobine à des longueurs d'onde d'intérêt d'étude.....	50
Figure II.9 - Absorption et émission de photons	52
Figure II.10 - Schéma d'une cellule d'absorption.	53
Figure II.11 - Schéma de principe du recueil du signal PPG.....	54
Figure III.1 - (a) et (b) les électrodes de l'ECG à l'usage unique et (c) le jeu de fils d'électrodes ECG M1934A.	58
Figure III.2 - les différentes formes du capteur du PPG, (a) pince semi-rigides s'adaptant à toutes les morphologies, (b) pince autocollante utilisée au niveau du pied, (c) pince à l'oreille.	58
Figure III.3 -Représentation du capteur PPG.....	59
Figure III.4 - schéma électronique de l'ECG.....	61
Figure III.5 - circuit imprimé d'ECG	62
Figure III.6 - Circuit réalisé 3D d'ECG.....	62
Figure III.7 - schéma bloc général d'un photopléthysmographe	63
Figure III.8 - schéma électronique réalisé du photopléthysmographe	64
Figure III.9 - circuit imprimé de circuit de mise en forme PPG	65
Figure III.11 - Structure de la chaîne d'acquisition	66
Figure III.12 - Représentation d'un filtre passe bas.	66
Figure III.13 - Schéma de principe d'un multiplexeur quatre voies vers une voie.	67
Figure III.14 - circuit de la mise à niveau.	68
Figure III.15 - Brochage de circuit MAX232	68
Figure III.16 - Brochage du PIC16F876A	70
Figure III.17 - PIC16F873A/876A block diagramme	72
Figure III.18 - Organisation de la mémoire programme	74
Figure III.19 - accès aux différentes banques	75
Figure III.20 - PIC16F876A/877A register file map	75
Figure III.21 - Oscillateur à Quartz 20 MHZ.	80
Figure III.22 - Chronogramme de routine d'interruption	81
Figure III.23 - Déroulement d'une Conversion	84
Figure III.24 - Le port en transmission.....	87
Figure III.25 - Le port en réception.....	89
Figure III.26 - Circuit électronique réalisé de la carte d'acquisition.	90
Figure III.27 - Circuit imprimé de la carte d'acquisition.....	91
Figure III.28 - l'image 3D de la carte d'acquisition.	92
Figure III.29 - Algorithme d'acquisition des signaux.....	94
Figure IV.1 - La chaîne télé médicale.....	98
Figure IV.2 - Exemple de téléconsultation	101
Figure IV.3 - Exemple de télésurveillance	101
Figure IV.4 - Exemple de téléassistance	102
Figure IV.5 - Exemple de téléchirurgie	103

Figure IV.6 - Exemple de téléformation	104
Figure IV.7 - Architecture de la télésurveillance à domicile.	105
Figure IV.8 - Schéma bloc de l'interface homme-machine télé-médicale dédiée à la télésurveillance de l'insuffisance rénale chez les hémodialysés.	107
Figure V.1 – Sélection du composant MS COM.....	112
Figure V.2 - Organigramme d'acquisition et d'affichage du signal sur PC	113
Figure V.3 - Affichage et archivage du signal ECG	114
Figure V.4 - Affichage et archivage du signal PPG	115
Figure V.5 - Affichage simultané des signaux ECG et PPG	116
Figure V.6.a - Interface de transfert coté patient.....	117
Figure V.6.b - Interface de transfert coté médecin	117
Figure V.7 - L'organigramme de transfert de fichier (coté serveur)	118
Figure V.8 - L'organigramme de réception de fichier (coté client)	119
Figure V.9 - Fonction d'autocorrélation ECG.....	120
Figure V.10 - Fonction d'autocorrélation PPG.....	121
Figure V.11 - Tracé de la fonction d'intercorrélation des signaux PPG ECG	122
Figure V.12 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal ECG.....	124
Figure V.13 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal PPG.....	125
Figure V.14 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal ECG.....	125
Figure V.15 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal PPG.....	126
Figure V.16 - Tracé de l'enveloppe appliqué aux signaux ECG-PPG	127
Figure V.17- Tracé de l'enveloppe appliqué aux signaux ECG-PPG	127
Figure V.18 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal ECG.....	128
Figure V.19 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal PPG	128
Figure V.20 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal ECG.....	129
Figure V.21 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal PPG	129
Figure V.22 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué aux signaux PPG-ECG	130
Figure V.23 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué aux signaux PPG-ECG	130
Figure V.24 - Schéma synoptique de l'IHM spectrooptométrique dédié à la télésurveillance de l'insuffisance cardio-rénale	133

Liste des tableaux

Tableau I.1 - Comparaison de différents constituants présent dans l'urine et le plasma	33
Tableau II.1 -- Temps de conversion d'un bit T_{AD} (les cases grisées sont hors plage d'utilisation)	84
Tableau V.1 – présentation de coefficients d'atténuations α de la fonction d'autocorrélation des signaux PPG et ECG.....	131
Tableau V.2 – présentation de coefficients d'atténuations α de la fonction d'intertocorrélation des signaux PPG- ECG.....	132

Glossaire

A

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

Ag/AgCl : Argent/Chlorure d'argent.

ADSL : Asymmetric Digital Subscriber Line.

AUB : Aide aux Urémiques de Bretagne.

C

Ca²⁺ : Calcium.

Cl⁻ : Chlorure.

C.A .N: convertisseur analogique numérique.

CISC : Complexe Instruction Set Computer.

CNOM : Conseil National de l'Ordre des Médecins.

D

D.C.E: Data Communication Equipment.

D.T.E: Data Terminal Equipment.

CODEC : Codeur/Decodeur.

DI, DII, DII : dérivations bipolaires.

DPG : DiPhospho Glycerate.

DPCA : Dialyse Péritonéale continue Ambulatoire.

E

ECG: Electrocardiogramme.

EEG : Electroencéphalogramme.

ETTD : équipement terminal de traitement des données.

H

Hb : Hémoglobine.

HbO₂: Oxyhémoglobine.

H⁺: Ion Hydrogène.

HTA: Hypertension artérielle.

HCO₃⁻ : Ions Bicarbonates.

HPO₄²⁻ : Phosphate.

I

IRA : Insuffisance rénale aigue.

IRC : Insuffisance rénale chronique.

ICA : Insuffisance cardiaque aigue.

ICC : Insuffisance cardiaque chronique.

IP: Internet Protocol.

IHM: Interface homme machine.

K

K⁺ : Potassium.

N

Na⁺ : Sodium.

O

O₂ : Oxygène.

P

PTG: Pneumotachogramme.

PPG: Photopléthysmogramme.

PIC : Periphiriol Interface contrôler.

pH : potentiel hydrogène.

PaO₂ : pression artérielle en oxygène.

PCO₂ : pression partielle de gaz carbonique.

R

RTC: Réseau Téléphonique Commuté.

RISC : Reduced Instruction Set Chip.

S

SaO₂ : Saturation artérielle en oxygène.

SpO₂ : Saturation pulsée en oxygène.

SFR : Special Function Register.

T

TCP/IP: Transport Control Protocol/ Internet Protocol.

TCP: Transport Control Protocol.

TIC : Technologies de l'Information et de la Communication.

U

UART : Universal Asynchronous Receiver Transmitter.

V

V1, V2, V3, V4, V5, V6, V3R, V4R : Dérivations unipolaires précordiales.

VB: Visual Basic.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GÉNÉRALE

- **Problématique**

L'insuffisance rénale est une maladie grave entraînant une détérioration graduelle et irréversible de la capacité des reins à filtrer le sang et à excréter certaines molécules (créatinine, urée...) [1].

Par ailleurs l'insuffisance rénale induit à court ou à long terme l'insuffisance cardiaque.

L'insuffisance cardio-rénale est un problème de santé grave qui se traduit, entre autres, par un essoufflement et une fatigue disproportionnées par rapport à l'effort produit [2].

Parmi les méthodes utilisées pour la surveillance de l'altération de la fonction rénale et/ou cardiaque nous pouvons citer l'exploration biochimique par dosage spectrophotométrique d'un certain nombre d'espèces chimiques telles que l'urée, la créatinine, le glucose, le cholestérol, les triglycérides, les acides cétoniques etc... Ces méthodes présentent l'inconvénient d'être plus ou moins invasives mais surtout de ne pouvoir être réalisées que de manière périodique qui laisse la possibilité de passer à côté d'une phase aiguë de l'insuffisance cardio-rénale.

Introduction Générale

Compte tenu que le rein est très sensible à l'hypoxémie [3] l'idée nous est venue qu'une surveillance de celle-ci conduit indirectement à la surveillance de la fonction rénale avec ses complications cardiaques les quelles peuvent en outre être surveillées directement par électrocardiographie (ECG).

- **Incidences et risques**

Pour un patient atteint d'une insuffisance rénale, le risque de décès par une insuffisance cardiaque est beaucoup plus grand que celui d'atteindre le stade de la dialyse [4].

On constate également que le risque de cardiopathies est beaucoup plus élevé chez les patients atteints d'insuffisance rénale [5].

La relation existante entre l'insuffisance rénale et cardiaque a été largement étudiée par M. Vircoulon, C. Combe en 2012 [6], Redon J et all en 2006 [7], GO AS et all en 2004 [4]. Cette relation a aussi été abondamment étudiée par Foley RN et all en 1998 [8]

Un des organes les plus sensibles à l'hypoxémie est le rein [3], selon des recherches qui ont été menées par M. Darmon et all en 2009, Howes TQ et all en [9]1995, Hohen C et all en 2001 [10] et Sharkey RA et all en 1999[11].

- **Méthode retenue**

L'hypoxémie peut être soumise à une télésurveillance par photo pléthysmographie (PPG).

Celle-ci est basée sur la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infra-rouge.

Le choix de la photo pléthysmographie est fondé sur le fait qu'elle soit absolument non invasive comparée aux méthodes biochimiques qui utilisent le dosage urémique ou créatininémique intermittent nécessitant chaque fois une prise de sang accompagnée la plus

part du temps d'un déplacement astreignant pour le patient atteint d'insuffisance rénale et/ou cardiaque , alors que la photo pléthysmographie rend possible la surveillance permanente et distante de ce genre de patients, grâce à son caractère de système embarqué.

- **Solution technique**

Etant donné la corrélation entre l'insuffisance cardiaque et rénale, nous avons réalisé un plateau technique capable de surveiller simultanément les deux fonctions (rénale et cardiaque).

Celui-ci a été réalisé par le biais d'enregistrements de l'activité électrique myocardique par électrocardiographie (ECG) d'une part, et d'autre part du signal photo pléthysmographique infrarouge représentatif de la teneur du sang en oxyhémoglobine HbO₂.

Pour cela, nous avons mis en œuvre un plateau technique comprenant:

Un amplificateur électrocardiographique dédié à la télésurveillance de la fonction cardiaque.

Un photo pléthysmographe dans l'infrarouge dédié à la télésurveillance de la fonction rénale, grâce à l'estimation de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine (HbO₂). Celle-ci est révélatrice d'une éventuelle hypoxémie, néfaste pour les patients atteints d'insuffisance rénale, notamment les patients hémodialysés.

- **Objectif du travail réalisé et contribution personnelle**

L'objectif de notre travail est donc de réaliser un plateau technique simple, peu onéreux et facile à manipuler dédié à la télé surveillance de la fonction cardio-rénale. Notre contribution dans ce cadre a été l'implémentation hardware et software de celui-ci capable

d'effectuer l'enregistrement continue du photo pléthysmogramme représentatif de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine HbO_2 dans le sang, l'enregistrement simultané de l'électrocardiogramme, et l'établissement de leurs interactivités par le biais de l'implémentation d'un algorithme de calcul de leur fonction d'inter corrélation. Nous avons fait bénéficier ces signaux des outils du traitement du signal, en mettant en œuvre une analyse corrélative faisant ressortir en particulier les coefficients d'atténuation qui semblent être des indices pertinents pour les cas pathologiques.

L'établissement de ces indices entre les deux fonctions vitales objets de notre étude en l'occurrence la fonction cardiaque et la fonction rénale chez les malades chroniques à domicile servirons par la suite à des applications télé-médicales tels que la prévention de la mort subite, le suivi thérapeutique, l'assistance médicale à domicile, l'intervention urgente des acteurs télé-médicaux, l'archivage dynamique des résultats à des fins d'élaboration de bases de données, l'action thérapeutique en temps quasi réel en fonction de l'état physiopathologique du patient.

- **Organisation de la thèse**

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

Dans le premier chapitre nous entamons les aspects physiologiques du système cardiaque et rénal.

Le second chapitre, est consacré à la photo pléthysmographie PPG ainsi qu'à l'électrocardiographie ECG sur dérivation DI, tout en abordant la genèse des signaux objets de notre traitement, en l'occurrence le Photopléthysmogramme (PPG) représentatif de l'efficacité

Introduction Générale

de l'échangeur pulmonaire au niveau des territoires alvéolo-capillaires et l'Electrocardiogramme (ECG) représentatif de l'activité électrique du myocarde et rendant compte indirectement de l'efficacité respiratoire de la circulation sanguine.

Au niveau du troisième chapitre nous présentons notre contribution relative à la mise en œuvre d'une plateforme matérielle par le biais de la réalisation d'un amplificateur d'ECG sur dérivation DI, ainsi qu'à la réalisation d'un photoplethysmographe représentatif de la fonction hémodynamique (Génération de l'oxyhémoglobine HbO₂). Pour cela nous avons utilisé une diode électroluminescente dans l'infrarouge et une cellule photoélectrique (phototransistor). L'interface homme machine a été construite autour du microcontrôleur 16F876A, chargé de numériser et de transférer sous protocole RS232 les données à un terminal informatique local.

Le quatrième chapitre est dédié à l'élaboration d'un état de l'art en matière de télémédecine et son engouement avec la domiciliation médicalisée des patients atteint de maladies chroniques.

La présentation des résultats fait l'objet du cinquième chapitre.

Enfin, une conclusion générale synthétise le contenu de cette thèse et présente les perspectives de ce thème de recherche.

CHAPITRE I

PHYSIOLOGIE DE LA FONCTION CARDIO-RENALE

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

1. Introduction

Le corps humain forme un système qui dépend d'un ensemble d'organismes et d'appareils indispensables aux différents fonctionnements physiques, mentales, biologiques, dont le cœur et le rein font partie de manière particulièrement importante.

Dans cette optique, nous rappelons tout au début de ce chapitre le contexte et les propriétés physiologiques du système cardiaque et rénal. La dernière partie de celui-ci est consacrée à une explication de l'intime relation existante entre l'insuffisance cardiaque et rénale.

2. Le cœur

Le système cardiovasculaire assure la circulation du sang dans l'organisme et permet ainsi son alimentation en oxygène et en nutriments. Il est composé du cœur, sorte de double pompe.

Le cœur est logé dans le médiastin antérieur délimité latéralement par les poumons, en bas par la coupole diaphragmatique, en avant par le sternum et le grill costal, en haut par la trachée et les gros vaisseaux et en arrière par le médiastin postérieur contenant l'œsophage (figure I.1) [12].

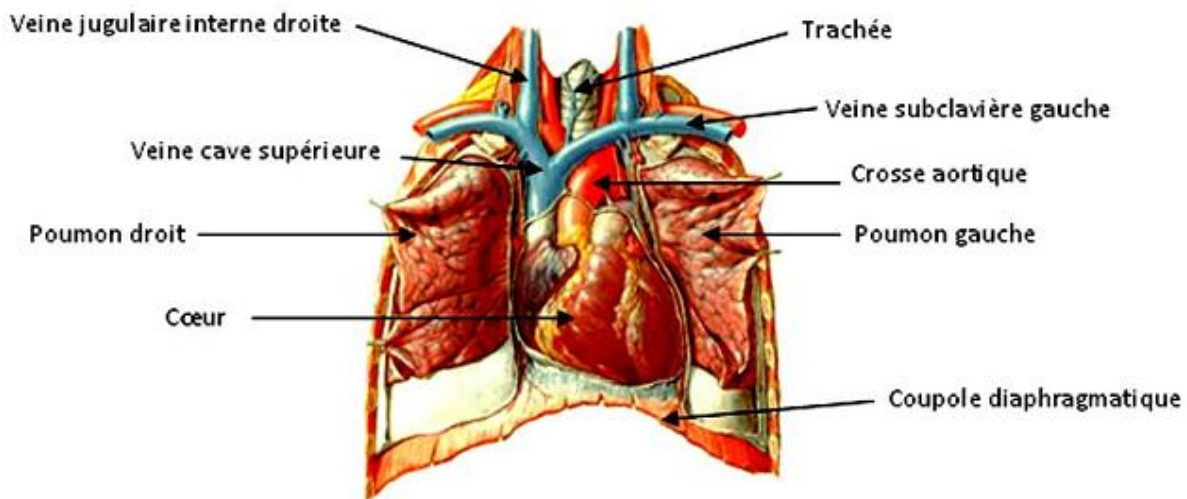


Figure I.1 - Médiastin antérieur.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

2.1. Anatomie externe

Le cœur est de forme pyramidale triangulaire avec un grand axe oblique en avant, à gauche et en bas, une base regardant en haut, en arrière et à droite et un sommet (apex) en regard du 5^e espace intercostal gauche. Ses faces sont antérieures, inférieures et gauches. Elles sont parcourues par un sillon auriculo-ventriculaire, perpendiculaire au grand axe du cœur, séparant les deux oreillettes en arrière des deux ventricules en avant et en bas et un sillon inter-auriculaire puis inter-ventriculaire perpendiculaire au précédent constituant le plan de clivage entre le cœur droit et le cœur gauche (figure I.2) [13].

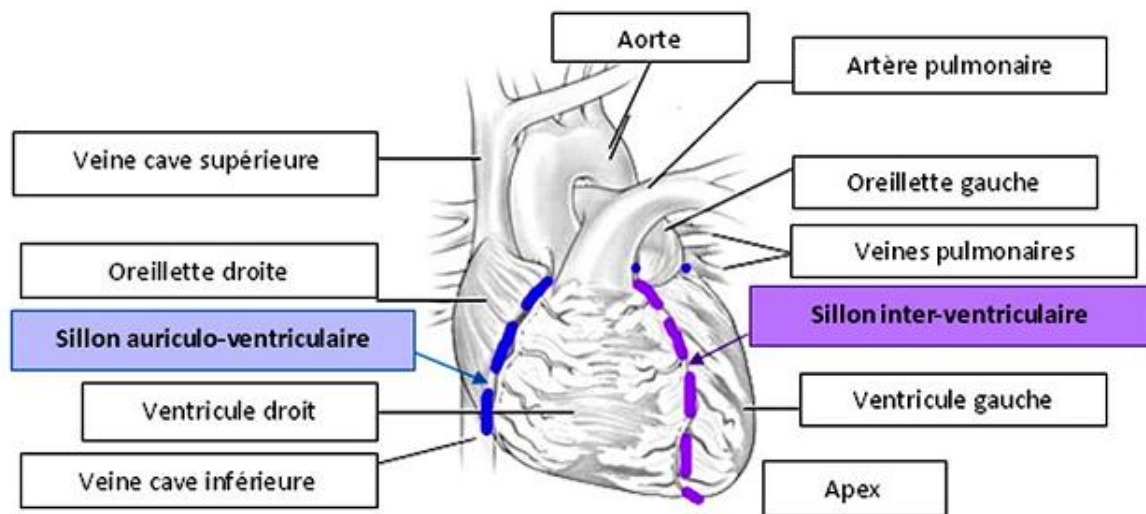


Figure I.2 - Sillons auriculo-ventriculaire et inter-ventriculaire.

2.2. Anatomie interne

Le cœur est divisé en quatre cavités par une cloison verticale et une cloison horizontale : deux cavités supérieures : les oreillettes et deux cavités inférieures : les ventricules. Les deux oreillettes sont séparées par le septum inter auriculaire (situé en profondeur du sillon inter auriculaire). Les deux ventricules sont séparés par le septum inter ventriculaire (situé en

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

profondeur du sillon inter ventriculaire). Les oreillettes communiquent aux ventricules par les orifices auriculo-ventriculaires. On distingue ainsi un cœur droit constitué d'une oreillette et d'un ventricule droits communiquant par un orifice tricuspide et un cœur gauche constitué d'une oreillette et d'un ventricule gauche communiquant par un orifice mitral (figure I.3).

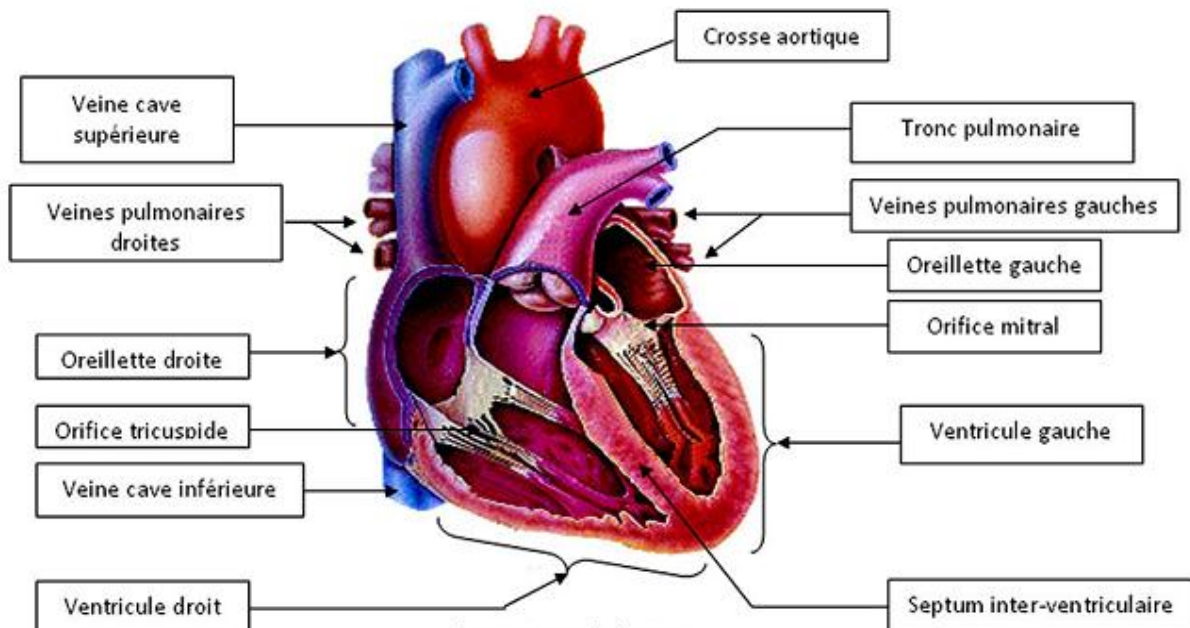


Figure I.3 - Anatomie interne.

2.3. Structure de la paroi cardiaque

Trois couches constituent la structure interne du cœur de l'intérieur vers l'extérieur :

L'endocarde, le myocarde et le péricarde.

L'endocarde est une membrane endothéliale qui tapisse la face interne du myocarde et se prolonge par l'intima des gros vaisseaux.

Le myocarde constitue le muscle cardiaque, c'est un muscle strié autonome régulé par les systèmes sympathique et parasympathique. La paroi ventriculaire est plus épaisse que la paroi auriculaire car le myocarde y est plus important.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

Le **péricarde** est un sac à double paroi enveloppant le cœur. Il est composé de plusieurs feuillets: le péricarde fibreux ou péricarde épais et le péricarde séreux lui-même composé de deux feuillets : le feuillet viscéral qui enveloppe le cœur aussi appelé épicarde et le feuillet pariétal qui le recouvre et tapisse la face interne du péricarde fibreux. Ces deux feuillets délimitent une cavité virtuelle, la cavité péricardique, espace de glissement qui permet les mouvements cardiaques. La paroi cardiaque à proprement parler est constituée de l'endocarde, du myocarde et de l'picarde (figure I.4) [12].

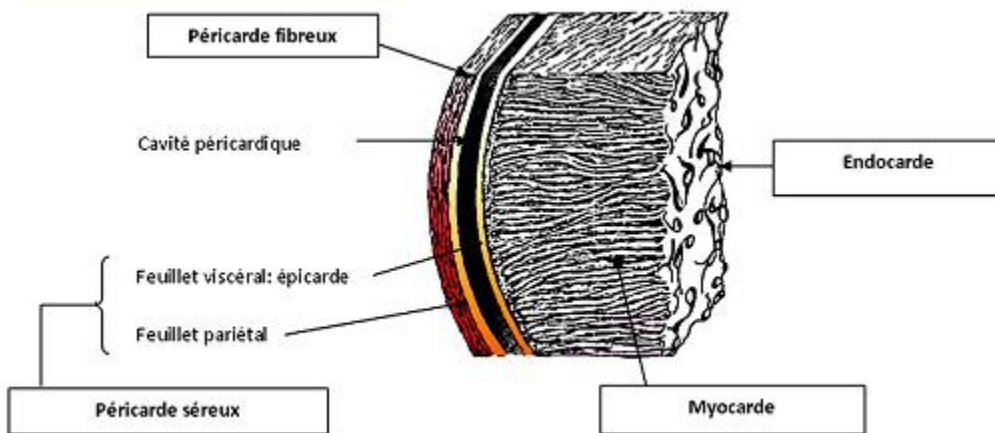


Figure I.4 - Structure de la paroi cardiaque.

3. Tissu nodal

Le tissu nodal est un tissu cardiaque intra pariétal qui donne naissance et conduit les impulsions électriques engendrant la contraction myocardique. Il est constitué du nœud sino-auriculaire dit de Keith et Flack localisé dans la paroi de l'oreillette droite au niveau de l'abouchement de la veine cave supérieure. Celui-ci est relié par trois faisceaux de fibres cheminant dans la paroi de l'oreillette droite au nœud auriculo-ventriculaire dit d'Aschoff-Tawara à la jonction oreillette et ventricule droits, proche de la valve septale tricuspide et de l'abouchement du sinus coronaire.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

De ce nœud naît le tronc du faisceau de His qui se subdivise en deux branches droite et gauche destinées respectivement et par l'intermédiaire du réseau de Purkinje à la contraction myocardique des ventricules droit et gauche (figure I.5)[14].

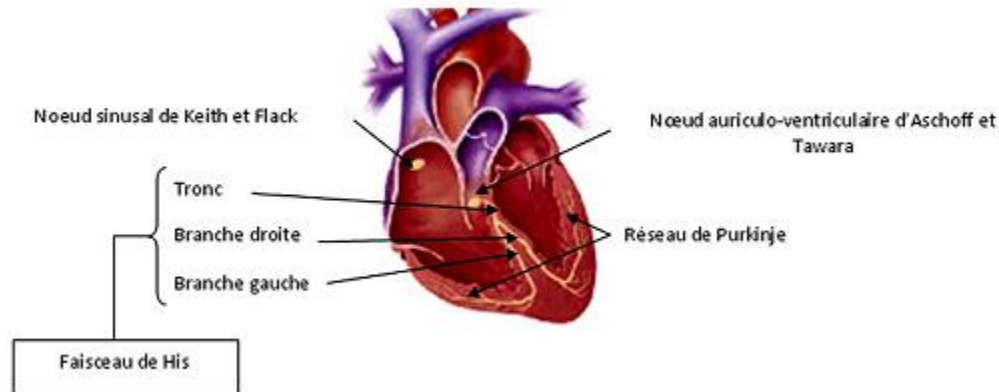


Figure I.5 - Tissu nodal.

4. Physiologie cardiovasculaire

L'appareil cardio-vasculaire assure la circulation du sang pour véhiculer l'oxygène et les nutriments vers les cellules et en évacuer les déchets permettant le maintien du métabolisme général.

4.1. Physiologie Générale

Schématiquement, l'appareil cardio-vasculaire se compose d'une pompe à fonctionnement alternatif (le cœur), d'un réseau de distribution à haute pression (les artères) se terminant par des résistances variables (les artérioles), d'un circuit de petits vaisseaux au niveau où s'effectuent les échanges (les capillaires), et d'un circuit de retour à basse pression vers le cœur (les veines) (figure I.6).

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

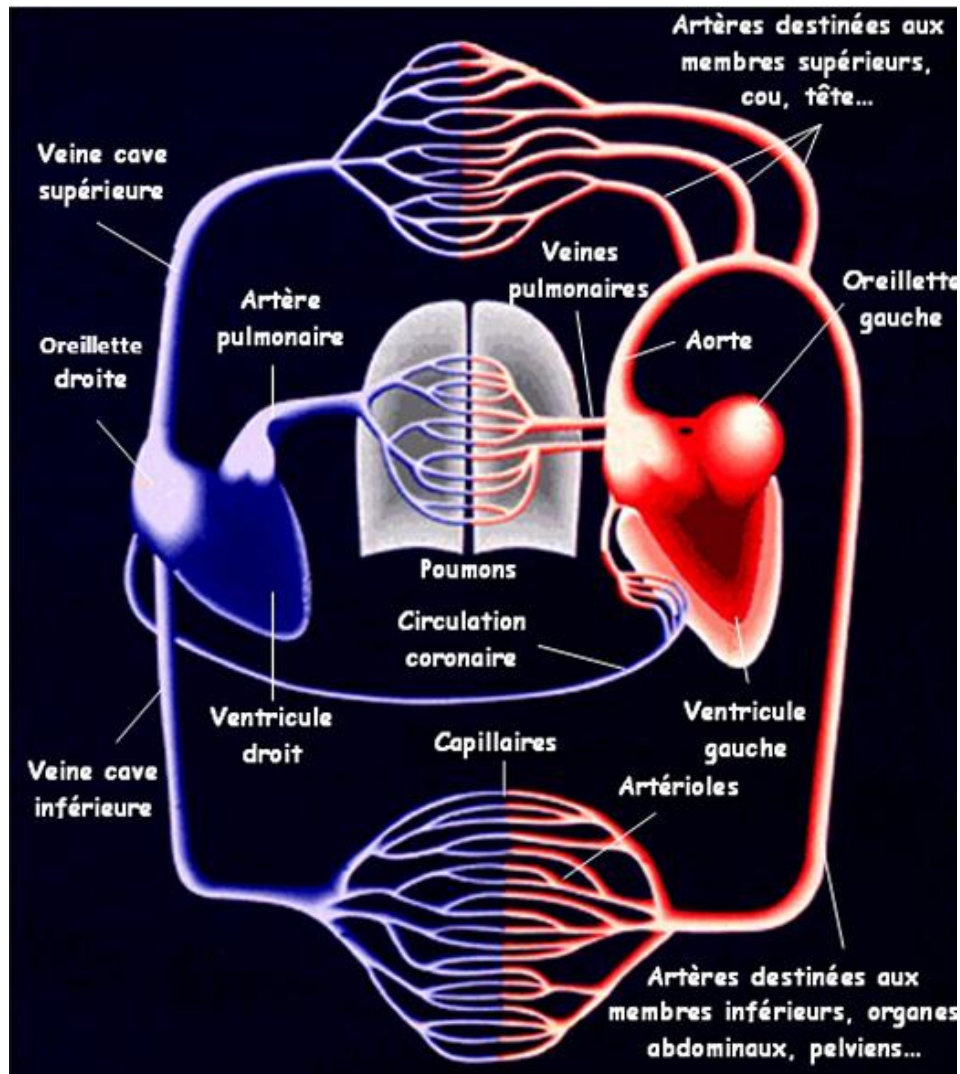


Figure I.6 - Appareil cardiovasculaire.

Le cœur comporte deux pompes propulsives fonctionnant parallèlement : le « cœur gauche » assurant la circulation systémique et le « cœur droit » assurant la circulation pulmonaire.

Chacun comporte un atrium (ou oreillette) qui collecte le sang et un ventricule qui l'expulse vers l'artère pulmonaire en direction des poumons pour le ventricule droit et vers l'aorte en direction des autres organes pour le ventricule gauche. La circulation systémique alimente ainsi en

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

parallèle les différents organes par les branches de division de l'aorte. Le sang issu de ces organes, pauvre en oxygène et riche en déchets est collecté par les veines caves inférieure et supérieure pour être ramené à l'atrium droit. La vascularisation du myocarde est assurée par les artères coronaires et le sinus coronaire qui s'abouche directement dans l'atrium droit. Les poumons reçoivent par l'artère pulmonaire, du sang veineux (à faible teneur d'oxygène) mais ils reçoivent en outre du sang artériel par les artères bronchiques (constituant la vascularisation systémique pulmonaire) qui se drainent dans l'atrium gauche, mêlant ainsi un peu de sang veineux au sang artériel ramené à l'atrium gauche par les veines pulmonaires [12].

5. Systole et diastole

La phase du cycle pendant laquelle le myocarde se contracte est appelée systole, celle pendant laquelle il se relâche, diastole. Il existe ainsi des systoles (suivies de diastoles) auriculaires droite et gauche, pratiquement simultanées, et des systoles (suivies de diastoles) ventriculaires droite et gauche, également quasi simultanées. En revanche, les activités auriculaires et ventriculaires ne sont pas simultanées : les activités auriculaires précèdent de quelques fractions de seconde les activités électriques ventriculaires. En pratique courante, on parle de « systole » ou de « diastole » ou, parfois, de systole ou diastole « cardiaques » pour désigner la systole ou la diastole ventriculaire, en englobant la contraction ou le relâchement des deux ventricules.

6. Cycle cardiaque

La pompe cardiaque assure un débit pulsatile et cette dynamique est appelée cyclique d'où le terme de cycle cardiaque [15]. Le cycle cardiaque est décomposé en :

✚ *La systole ventriculaire se déroule en deux phases:*

– Contraction isovolumétrique:

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

- Met fin à la diastole et survient lorsque les ventricules sont pleins de sang.
- Cette phase initiale de la contraction ventriculaire ferme les valvules auriculo-ventriculaires (mitrale et tricuspide) et élève la pression intra-ventriculaire jusqu'à ce que les valvules sigmoïdes (aortiques et pulmonaires) s'ouvrent : ventricules et artères forment alors une chambre commune (figure I.7).

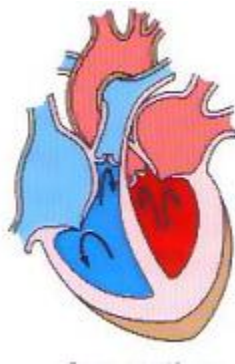


Figure I.7 - Contraction isovolumétrique du ventricule.

– Contraction isotonique ou phase d'éjection :

- le sang contenu dans les ventricules est chassé, d'abord rapidement, puis à vitesse décroissante lorsque la quantité de sang à éjecter se réduit.
- A la fin de l'éjection, les sigmoïdes se referment, car la pression dans les ventricules devient inférieure à la pression artérielle.
- La fermeture des sigmoïdes marque le début de la diastole ventriculaire (figure I.8).

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

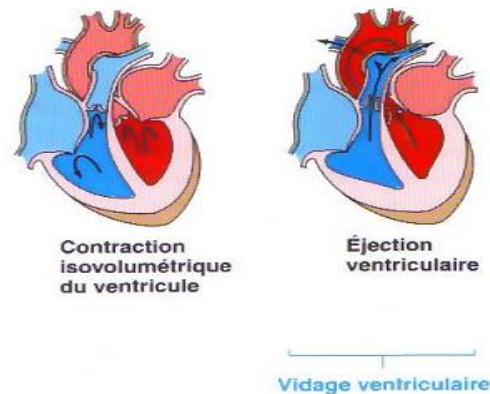


Figure I.8 - Contraction isotonique du ventricule.

✚ *La diastole ventriculaire se déroule en deux phases:*

– La phase de relaxation isovolumétrique :

- Pendant cette phase, le myocarde ventriculaire se relâche.
- La pression dans les ventricules, vides de sang, s'abaisse pour devenir inférieure à celle des oreillettes.
- Puis les valvules auriculo-ventriculaires s'ouvrent (figure I.9).

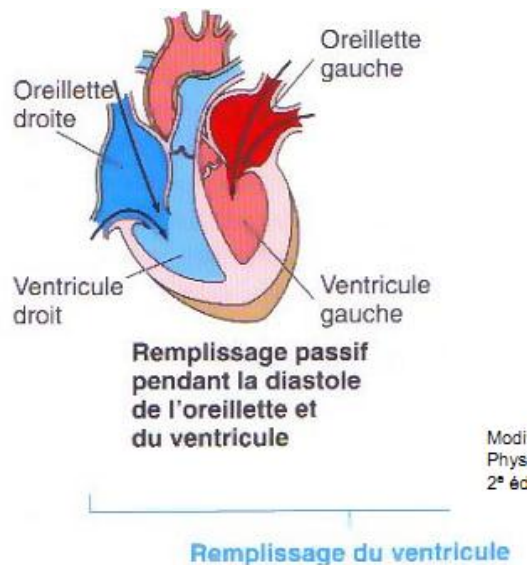


Figure I.9 - La phase de relaxation isovolumétrique du ventricule.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

– La phase de remplissage ventriculaire correspondant à la plus grande partie de la diastole.

Celle-ci se fait en trois temps :

- remplissage rapide initial : occupe le premier tiers de la diastole (figure I.10).

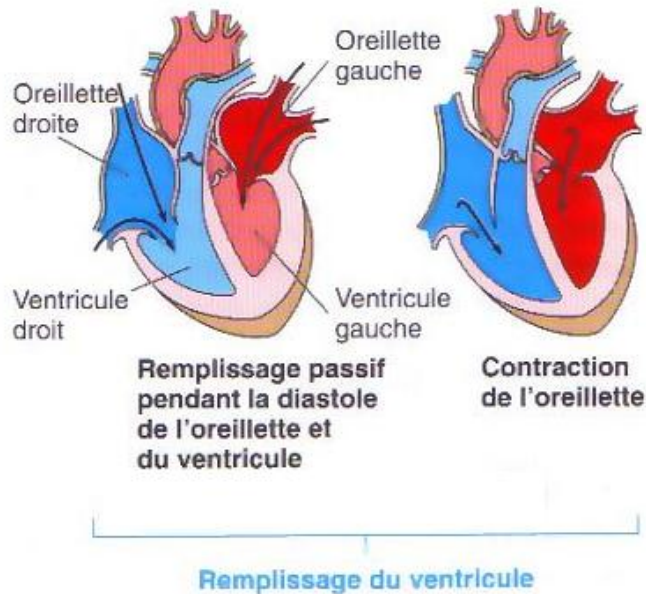


Figure I.10 - La phase de remplissage rapide initial du ventricule.

– La phase de remplissage ventriculaire correspondant à la plus grande partie de la diastole.

Celle-ci se fait en trois temps :

- remplissage lent:

– l'égalisation des pressions entre les oreillettes et ventricules ralentit la vitesse de l'écoulement sanguin (figure I.11).

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

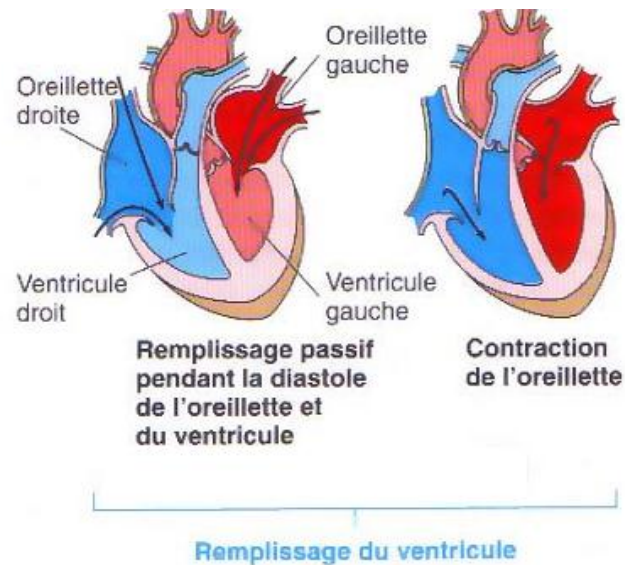


Figure I.11 - La phase de remplissage lent du ventricule.

– La phase de remplissage ventriculaire correspondant à la plus grande partie de la diastole.

Celle-ci se fait en trois temps :

- remplissage rapide terminal:

– la systole auriculaire chasse le sang qui reste dans les oreillettes, dans les ventricules, et un nouveau cycle cardiaque peut reprendre (figure I.12).

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

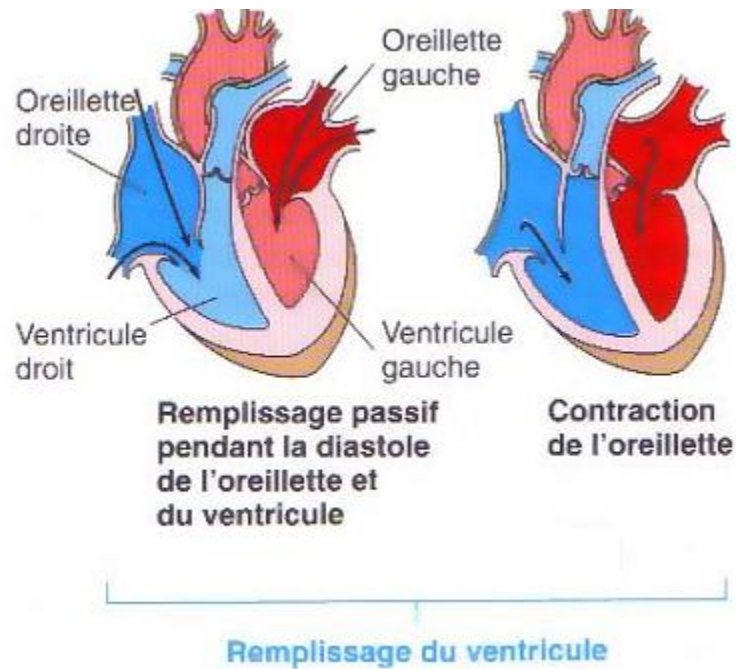


Figure I.12 - La phase de remplissage rapide terminal du ventricule.

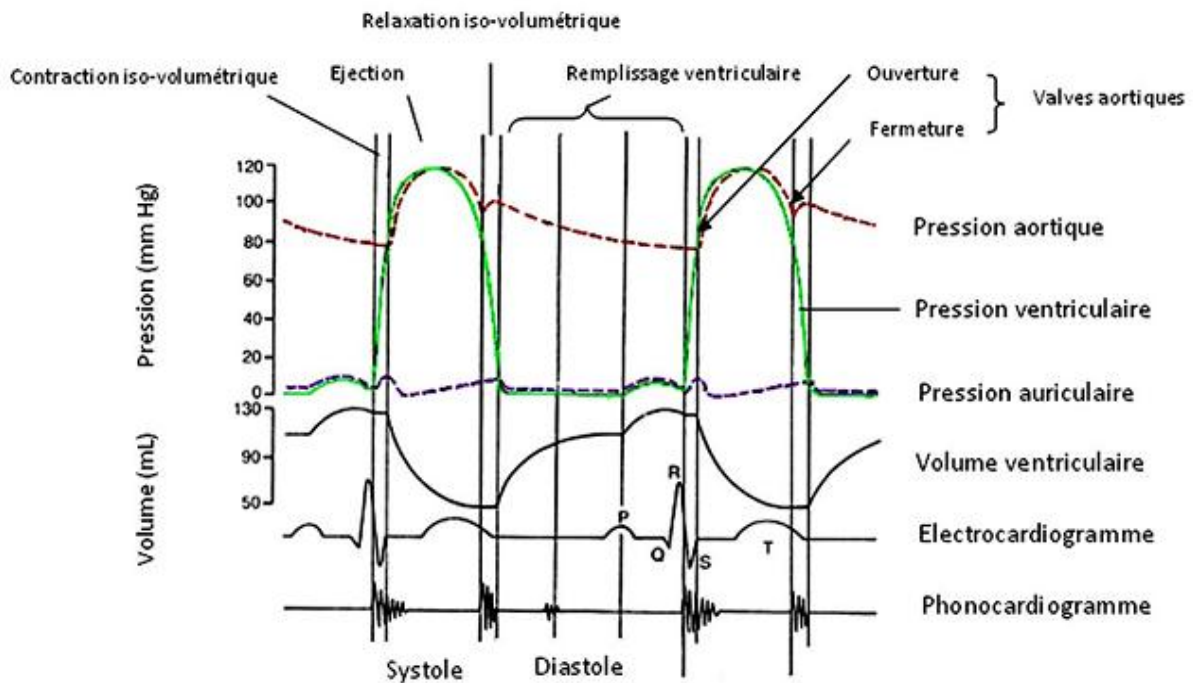


Figure I.13- Cycle cardiaque.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

7. Aspects anatomiques et physiologiques des reins

L'appareil urinaire se compose de (figure I.14) :

Deux organes, qui sécrètent l'urine, à savoir : les reins.

Deux canaux excréteurs chargés de conduire l'urine des reins jusqu'à la vessie ; ces canaux sont pour chaque rein.

Les calices rénaux, les pelvis rénaux et l'uretère.

D'un réservoir : la vessie urinaire, dans laquelle s'accumule l'urine dans l'intervalle des mictions.

Et d'un canal évacuateur de la vessie, appelé : l'urètre [16].

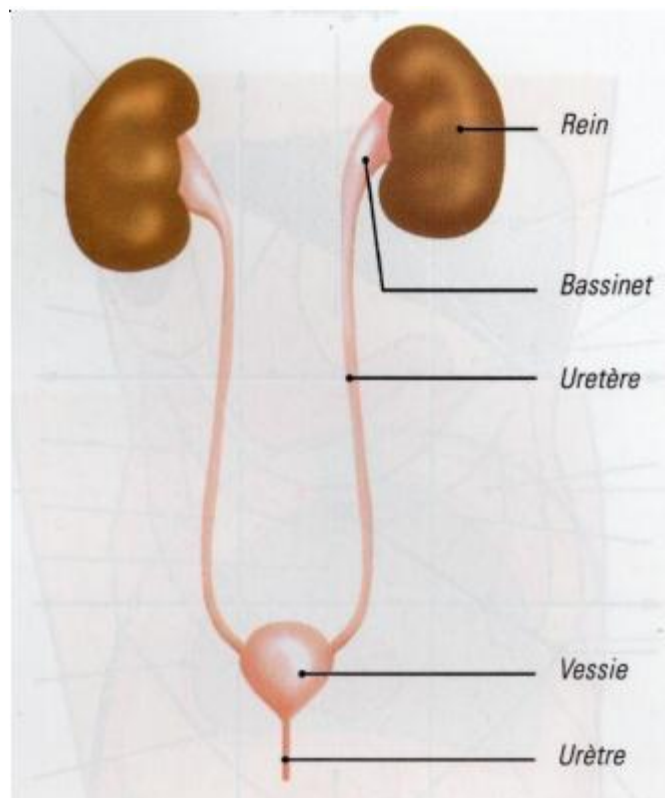


Figure I.14 - Schéma d'ensemble de l'appareil urinaire [17].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

Le rein est un organe pair situé dans l'abdomen. Grâce à la formation d'urine, les reins participent à l'excrétion des déchets ; c'est-à-dire, l'élimination des substances qui n'ont aucune fonction utile dans l'organisme, certains déchets excrétés dans l'urine proviennent des réactions métaboliques ; c'est le cas : d'ammoniaque et de l'urée produits par la désamination des acides aminés, de la bilirubine provenant du catabolisme de l'hémoglobine, de la créatinine obtenue par la dégradation de la créatine phosphate dans les fibres musculaires, et de l'acide urique issu du catabolisme des acides nucléiques. D'autres déchets excrétés dans l'urine sont des substances étrangères telles que les drogues, les médicaments et les toxines environnementales [18].

7.1. Anatomie rénale

Les reins sont appliqués sur la paroi abdominale postérieure en arrière du péritoine de chaque côté de la colonne vertébrale, l'un à droite sous le foie et l'autre à gauche sous la rate.

7.1.1. Anatomie externe

7.1.1.1. Situation

Les reins sont appliqués sur la paroi abdominale postérieure en arrière du péritoine de chaque côté de la colonne vertébrale, l'un à droite sous le foie et l'autre à gauche sous la rate

(figure I.15)

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

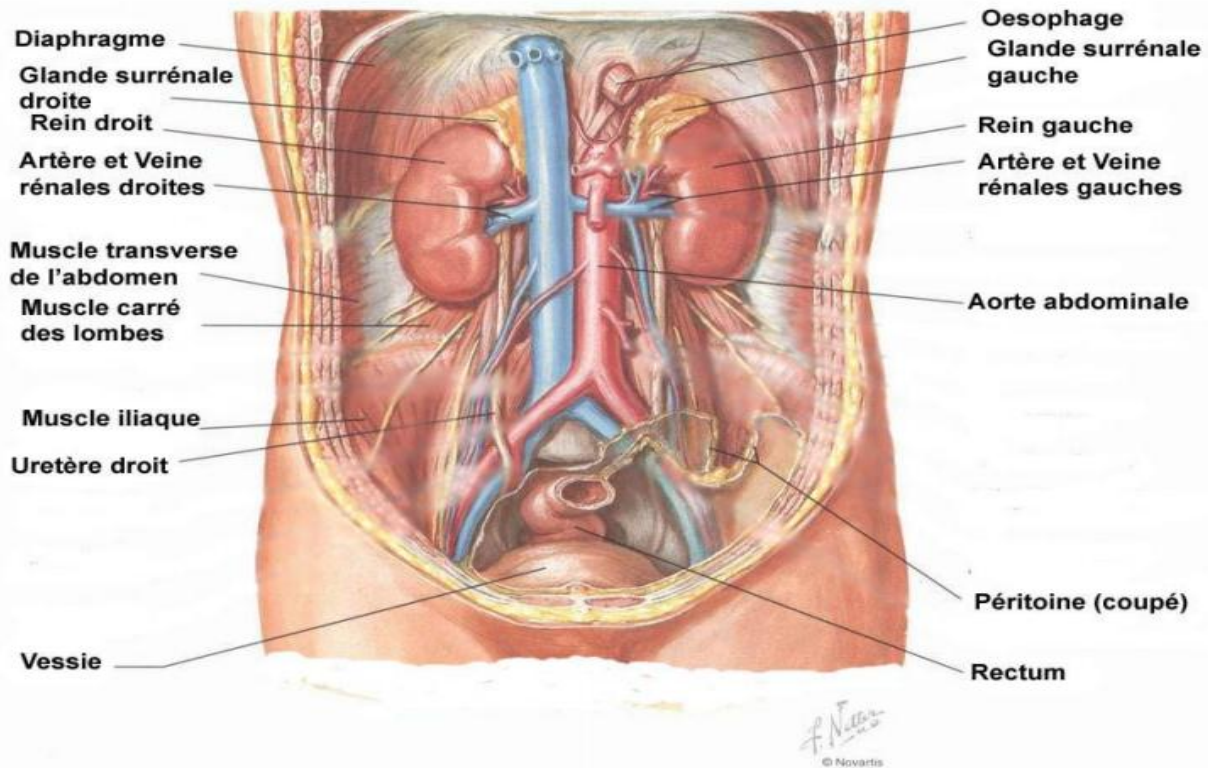


Figure I.15 - Schéma situant les reins dans le corps humain [19].

7.1.1.2. Forme et Orientation

Leur forme est comparable à celle d'un haricot, et leur couleur est rouge.

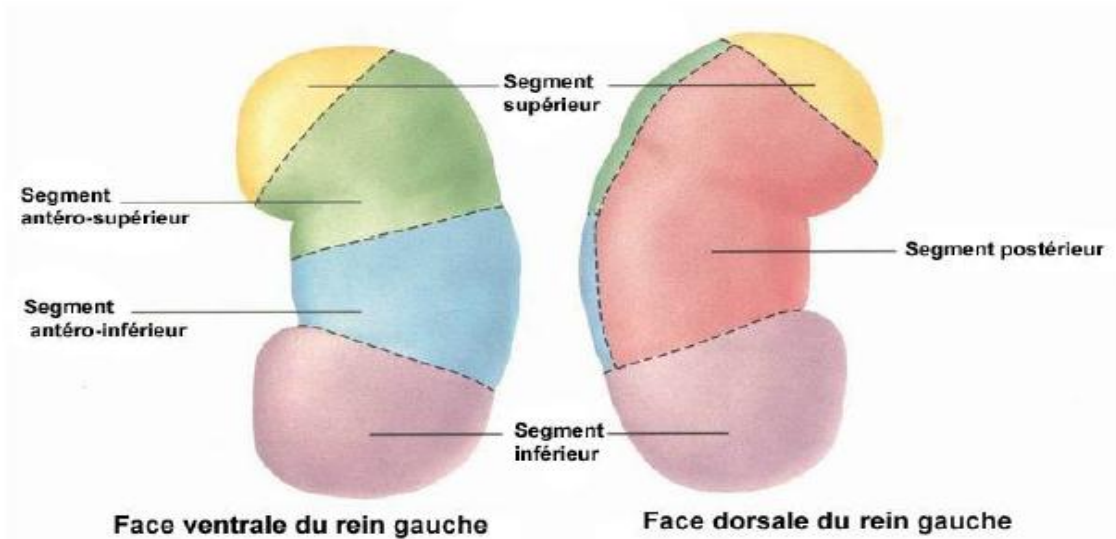
Chez un adulte, le rein normal mesure 10 à 12cm de longueur, de 5 à 7cm de largeur et de 3 cm d'épaisseur, à peu près la taille d'un gros pain de savon.

Ces organes sont allongés de haut en bas, aplatis d'avant en arrière et leur bord concave regarde en dedans.

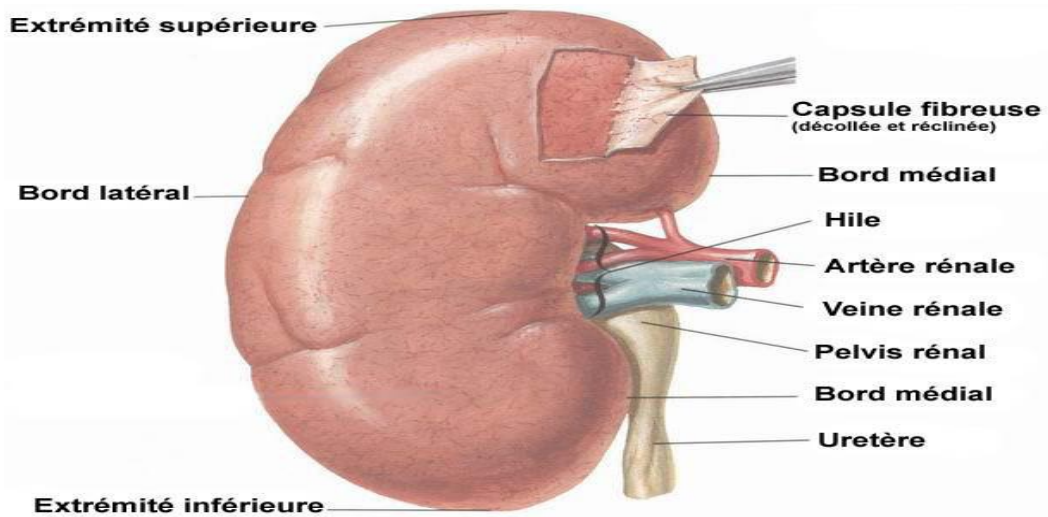
On distingue sur chaque rein deux faces convexes ; l'une antérieure et l'autre postérieure (Figure I.16 - a), deux bords; l'un latéral convexe et l'autre médial échancré à sa partie moyenne qui correspond au Hile de l'organe. Enfin deux extrémités ou pôles; l'une proximale et

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

l'autre distale (Figure I.16 - b). Le grand axe de chaque rein n'est pas vertical, il est un peu incliné de haut en bas et dedans en dehors, de telle manière que l'extrémité supérieure de bord interne du rein est à 3 ou 4 cm de la ligne médiane, tandis que son extrémité inférieure est à 5 ou 6 cm de cette ligne [16].



a. Segments rénaux



b. Face antérieure du rein

Figure I.16 - Anatomie externe du rein [19].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

7.1.2. Anatomie interne

En procédant à une coupe frontale du rein(Figure I.17), on peut distinguer deux régions : une zone superficielle rougeâtre à texture lisse appelée Cortex rénal, et une zone profonde brune rougeâtre appelée Médullaire rénale.

La médullaire est constituée de 8 à 18 pyramides rénales de forme conique, la base de chaque pyramide fait face au cortex rénal et le sommet appelé papille rénale, est orienté vers le centre du rein. Les prolongements du cortex situés entre les pyramides, sont appelés colonnes rénales.

La partie fonctionnelle du rein, qui est le parenchyme, issue de l'union du cortex rénal et des pyramides rénales, est formée d'environ 1 million d'unités fonctionnelles de structure microscopique appelées « néphrons».

L'urine produite par les néphrons se jette dans les grands tubules rénaux droits, traverse les papilles rénales des pyramides.

Les tubules droits débouchent sur des structures en forme de coupe appelées calices rénaux mineurs et majeurs. Chaque rein possède entre huit et dix-huit calices mineurs et deux ou trois calices majeurs. Chacun des calices mineurs reçoit l'urine des tubules droits, qui passe dans une papille rénale et la déverse dans un calice majeur, de là, l'urine se jette dans une grande cavité appelée bassinnet ou pelvis rénal (pelvis = bassin) et traverse l'uretère pour arriver enfin à la vessie. Le Hile s'agrandit à l'intérieur du rein pour former une cavité qui contient une partie du bassinnet [20].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

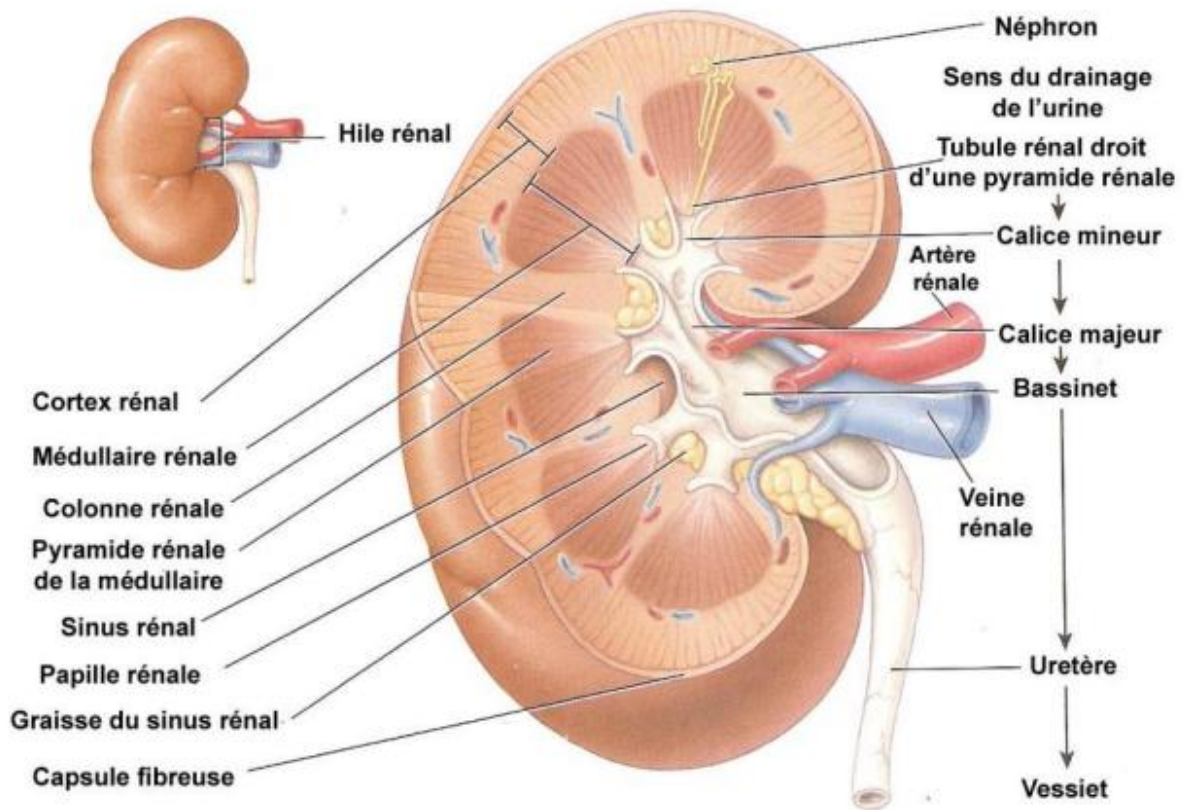


Figure I.17 - Anatomie interne du rein – Coupe frontale du rein droit [20].

7.1.2.1. Vascularisation des reins

Puisque les reins débarrassent le sang de ses déchets et assurent la régulation du son volume et de sa composition ionique, il n'est pas étonnant qu'ils soient très bien vascularisés ; ils constituent moins de 0.5% de la masse corporelle totale, mais ils reçoivent de 20 à 25% du débit cardiaque au repos par les artères rénales droite et gauche. Chez l'adulte le débit rénal est d'environ 1200 ml/min. (Figure I.18 - a. et b) [20].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

a. Les Artères

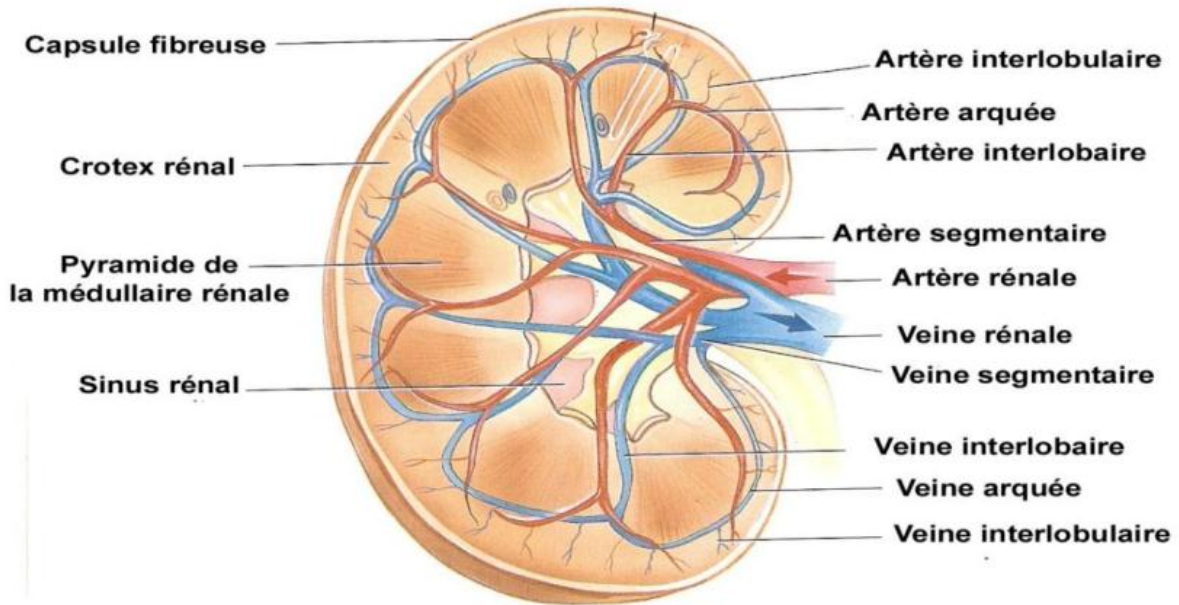
Dans le rein l'artère rénale se divise en plusieurs artères segmentaires, celles-ci donnent naissance à leur tour à plusieurs ramifications qui pénètrent dans le parenchyme et traversent les colonnes rénales entre les pyramides rénales, ce sont les artères inter-lobaires.

A la base des pyramides rénales, les artères inter-lobaires décrivent un arc entre la médullaire et le cortex. A cet endroit elles sont appelées artères arquées, ces dernières se subdivisent pour donner une série d'artères inter-lobaires qui pénètrent dans le cortex rénal, et se ramifient en artérioles glomérulaires afférentes [16].

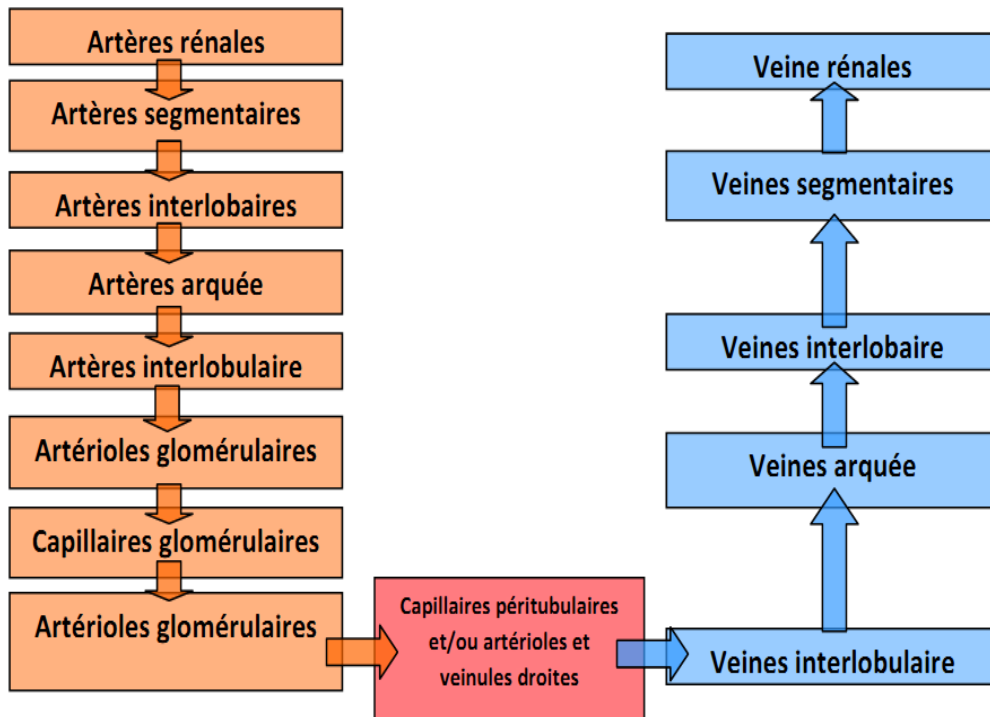
b. Les veines

Les artérioles efférentes se ramifient pour former des réseaux de capillaires, appelés capillaires péri-tubulaires, ces derniers finissent par converger pour former les veinules péri-tubulaires, puis les veines inter-lobaires. Le sang passe ensuite dans les veines arquées ; se déverse dans les veines inter-lobaires situées entre les pyramides rénales, se jette dans les veines segmentaires, et enfin il quitte le rein par l'unique veine rénale au niveau du Hile rénal [16].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale



a. Coupe frontale du rein droit (Vascularisation)



b. Sens de la circulation sanguine dans les reins

Figure I.18 - Vascularisation du rein [20].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

7.2. Anatomie du Néphron

Le Néphron est l'unité fonctionnelle du rein ; il accomplit 3 grandes tâches, il filtre le sang, il retourne dans le sang les substances utiles afin qu'elles restent dans l'organisme et il en retire les substances dont l'organisme n'a pas besoin ; ainsi le Néphron maintient l'équilibre de la composition sanguine et produit l'urine.

Il est constitué de deux parties : le corpuscule rénal ; où s'effectue la filtration du plasma, et le tubule rénal ; dans lequel passe le liquide filtré.

✚ Le tubule rénal : à partir de la capsule de Baumann, le liquide formé par la filtration du plasma passe dans le tubule rénal ; qui est formé de 4 grandes sections. Dans l'ordre qui correspond au sens de l'écoulement du liquide, ce sont :

- Le tubule proximal (tubule contourné) : c'est un tubule flexueux qui se détache de la capsule de Baumann, long de 12 à 14mm, son diamètre est d'environ 60µm. il est formé de cellules cubiques, hautement différenciées, à bordure ciliée, en brosse [17].
- L'anse de Henle (Anse du Néphron) : l'anse du Néphron relie le tube proximal au tube contourné distal, sa première partie pénètre dans le médullaire rénale où elle devient la partie descendante de l'anse. L'anse fait alors un virage en épingle à cheveux et retourne au cortex rénal ; elle porte alors le nom de partie ascendante de l'anse [20]. La partie descendante est rectiligne, grêle et longue de 5mm environ.
- La partie ascendante est également rectiligne, longue de 1cm environ et réuni à la partie descendante par un coude.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

- Tube distale : pièce intermédiaire de Schneiger-Seidel, sa longueur est d'environ 6mm, elle fait suite à l'anse de Henle, son segment initial porte le nom de macula densa. Il est attenant au pôle vasculaire du glomérule du même Néphron et il est vascularisé par le même réseau de capillaire que le tube proximal. Cette région joue un rôle très important, puisque c'est à son niveau que la rénine est produite.
- Le tube collecteur de Bellini : est de forme rectiligne, fait suite à la pièce intermédiaire, il traverse le pyramide de Malpighi en augmentant progressivement de volume, il est long de 17mm environ, il s'unit aux tubes collecteurs des autres Néphrons, et forme un canal volumineux qui s'ouvre au sommet de la papille par un orifice qui est le pore urinaire (figure I.19).

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

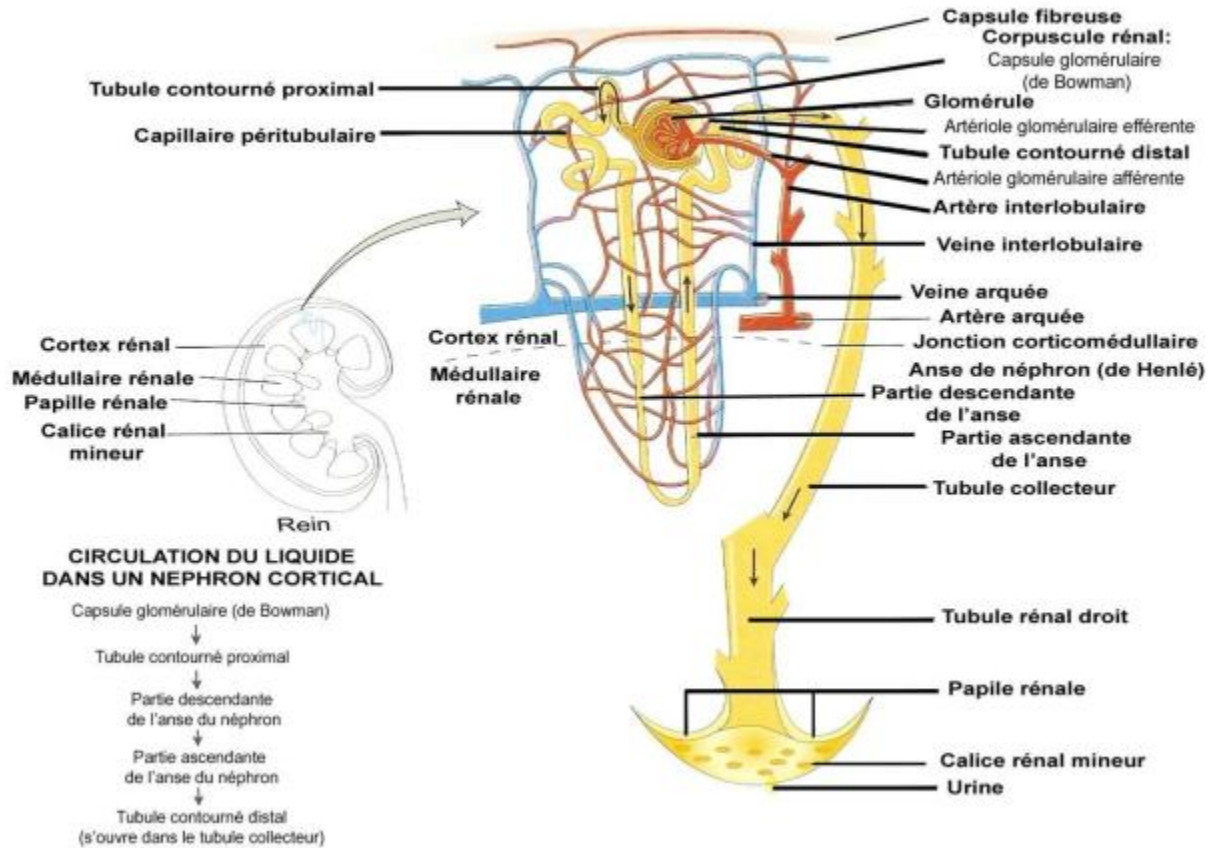


Figure I.19 - Structure des néphrons corticaux (en doré) et des vaisseaux sanguins associés [20].

✚ Le corpuscule rénal (de Malpighi) : c'est le segment initial du Néphron, il mesure environ $200\mu\text{m}$, situé dans les colonnes de Bertin et le labyrinthe, il est formé de deux éléments :

- Le glomérule de Malpighi : c'est un réseau de capillaires artériels pelotonnés sur eux-mêmes et entourés d'une enveloppe appelée Membrane Basale.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

- La capsule de Baumann : c'est un élément à double paroi ; formé de cellules très aplaties entourant le glomérule et dont la cavité communique avec la lumière du tube contourné qui lui fait suite (figure I.20).

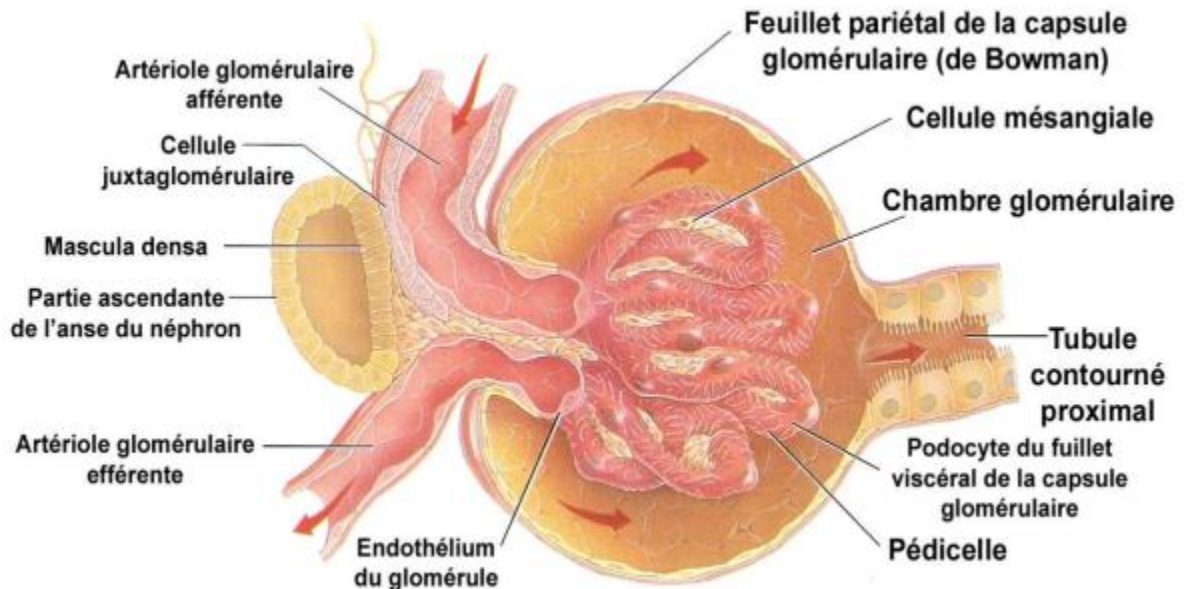


Figure I.20 - Corpuscule rénal [20].

Les Néphrons sont de deux types :

✚ Les Néphrons corticaux : (Figure I.19)

Représentent 80 à 85% des Néphrons du rein; leur corpuscule rénal est situé dans la partie externe du cortex rénal et ils ont des anses courtes qui se trouvent surtout dans le cortex et ne pénètrent que dans la région superficielle du médullaire rénal.

✚ Les Néphrons juxtamédullaire (Figure I.21) :

Les 15 à 20% qui restent ont un corpuscule situé bien à l'intérieur du cortex, près de la médullaire, et une anse longue qui se prolonge au plus profond de la médullaire.

La partie ascendante de l'anse est composée de deux segments : le segment grêle de la partie

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

ascendante suivit du segment large de la partie ascendante [17].

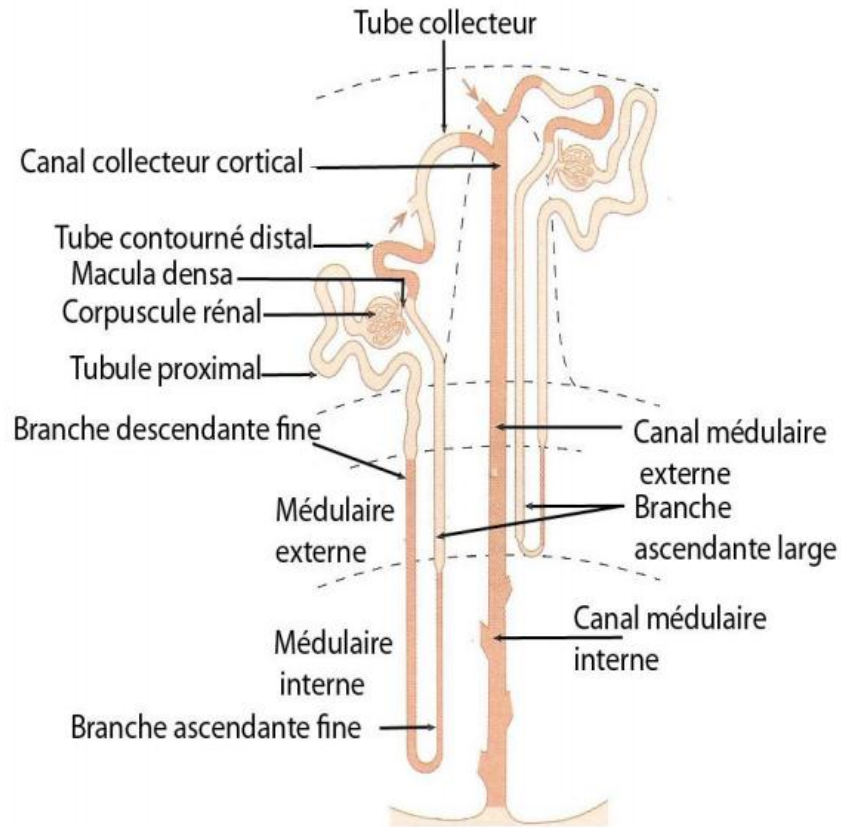


Figure I.21 - Schéma d'un néphron à anse de Henle courte (cortical) et d'un néphron à anse de Henle longue (juxtamédullaire) [21].

7.3. Physiologie rénale

Les reins sont les organes où les principales fonctions du système urinaire s'accomplissent, car les autres parties du système sont avant tout des conduits et des lieux de stockage. Ils contribuent ainsi à maintenir l'équilibre des liquides de l'organisme, et ce, de plusieurs façons. Parmi ses fonctions on cite :

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

- La régulation de la composition ionique du sang : les reins participent à la régulation de la concentration sanguine de plusieurs ions, dont les plus importants sont le Sodium (Na^+), Potassium (K^+), Calcium (Ca^{2+}), Chlorure (Cl^-) et le Phosphate (HPO_4^{2-}).
- Le maintien de l'osmolarité sanguine : en réglant séparément la perte d'eau et celle des solutés dans l'urine, les reins maintiennent l'osmolarité du sang à un niveau relativement stable ; soit près de 90 milliosmoles/litre.
- la régulation du volume sanguin : en conservant ou en éliminant l'eau, les reins ajustent le volume sanguin, et de ce fait assurent la régulation du volume interstitiel. Par ailleurs une augmentation du volume sanguin provoque une élévation de la pression artérielle, alors qu'une hypo-volémie fait baisser la pression artérielle.
- La régulation de la pression artérielle : outre leur action sur le volume sanguin, les reins contribuent à la régulation de la pression artérielle de deux façons : ils sécrètent la rénine (une enzyme qui active le système rénine-angiotensine), et ils règlent la résistance rénale (celle qui s'oppose à la circulation du sang dans les reins). L'augmentation de la rénine ou de la résistance rénale a pour effet d'élever la pression artérielle.
- La régulation du pH sanguin : les reins excrètent dans l'urine des quantités variables d'ions H^+ et retiennent les ions Bicarbonates (HCO_3^-) ; qui exercent un important effet tampon sur les ions H^+ . Ces deux fonctions contribuent à la régulation du pH.
- La libération d'hormones : les reins libèrent deux hormones :
 - Le Calcitriol : forme active de la vitamine D, qui contribue à la régulation homéostatique du Calcium.
 - L'Erythropoïétine : qui stimule la production de globules rouges.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

- La régulation de la Glycémie : les reins peuvent effectuer la désamination de la Glutamine ; un acide aminé utilisé pour la synthèse de nouvelles molécules du Glucose [20].

✚ Urine :

L'urine est un liquide jaune ambré, d'odeur spéciale, de réaction en générale acide, de densité voisine de 1.016 à 1.020. La quantité émise par 24 heures est en moyenne de 1500cm³.

Constituants	Urine (quantités pour 1000cm ³)	Plasma (quantité pour 1000cm ³)
Eau	950cm ³	900cm ³
Protides	0	45g
Lipides	0	6g
Glucides	0	1g
Urée	25g	0.25g
Acide urique	0.5g	0.03g
Créatinine	1.5g	0.01g
Chlorures	5 à 15g	3.65g
Sodium	4.5g	3.25g
Potassium	1.5g	0.20g
Calcium	0.15g	0.10g
Acide hippurique	0.5g	0g
Ammoniaque	1g	0g

Tableau I.1 - Comparaison de différents constituants présentent dans l'urine et le plasma [17].

8. Insuffisance rénale

8.1. Définition de l'insuffisance rénale

C'est la diminution progressive du pouvoir de filtration des reins (nécessaire à l'élimination des déchets du sang), associé à un déséquilibre de l'organisme conséquent de l'accumulation de l'eau et des toxines, et à des difficultés de régulation de la pression du sang.

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Renale

Elle se caractérise par une diminution de la fonction et du nombre de néphrons (unités de base constituant le rein et servant à débarrasser le sang des toxines) [1].

Il existe deux types d'insuffisance rénale :

- L'insuffisance rénale aigue.
- L'insuffisance rénale chronique.

8.1.1. Définition de l'insuffisance rénale aigue (IRA)

Elle se définit par l'arrêt brusque (en quelques heures ou jours) de la fonction excrétrice du rein avec une diminution externe ou interruption complète de la filtration glomérulaire, responsable d'un syndrome d'urémie aigue.

La caractéristique principale de l'IRA est sa réversibilité potentielle spontanée ou sous l'influence d'un traitement étiologique [22].

8.1.2. Définition de l'insuffisance rénale chronique (IRC)

Elle se définit comme une altération progressive des fonctions excrétrices et endocrines du parenchyme rénal, conséquent de lésions anatomiques irréversibles.

La plupart des néphropathies, chacune selon son propre rythme, évoluent vers cet état, dit syndrome d'urémie chronique [23].

9. Insuffisance cardiaque

9.1. Définition de l'insuffisance cardiaque

L'insuffisance cardiaque peut se définir par l'incapacité du cœur à fournir un débit adapté aux besoins de l'organisme. Mais ce terme désigne en fait une entité clinique caractérisée par une dyspnée d'effort et/ou de décubitus et/ou un syndrome de bas débit [24].

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

9.1.1. Insuffisance cardiaque aiguë

Il est important de comprendre les phénomènes hémodynamiques : la baisse du débit cardiaque produit une vasoconstriction qui a pour but d'éviter une hypotension artérielle (rôle des barorécepteurs).

9.1.2. Insuffisance cardiaque chronique

Le raisonnement est là complètement différent : la diminution chronique du débit cardiaque entraîne de nombreuses modifications extracardiaques : les systèmes hormonaux sont activés, les muscles squelettiques sont déconditionnés.

10. Relation entre l'insuffisance rénale et cardiaque

Le 8 juillet 2009 lors du congrès Heart Failure 09 de la Société Européenne de Cardiologie, les « liaisons dangereuses » entre la fonction cardiaque et rénale ont été déclinées sous différents angles, depuis les chiffres inquiétants de prévalence jusqu'aux perspectives thérapeutiques [25].

Nous reprenons intégralement dans le paragraphe suivant les conclusions établies lors du congrès cité précédemment :

« Qu'il s'agisse d'une insuffisance rénale comorbidité généralement liée à une pathologie des artères rénales (diabète, HTA, athérosclérose...) ou d'une néphropathie vasomotrice secondaire à la baisse du débit cardiaque (syndrome cardio-rénal), l'insuffisance rénale compromet sérieusement le pronostic de l'insuffisant cardiaque. Fonction rénale et cardiaque sont intimement liées. Et tout aussi délicat d'optimiser la prise en charge de l'insuffisant cardiaque dont la fonction rénale se détériore ».

11. Hypoxémie et l'insuffisance cardio-rénale

Les cardiopathies sont particulièrement fréquentes chez les patients porteurs d'une maladie rénale [6]. Un patient insuffisant rénal a plus de risque de mourir d'une insuffisance cardiaque que d'atteindre le stade de la dialyse [4]. Le rein est l'un des organes les plus sensibles à l'hypoxémie [3]. L'hypoxémie peut être surveillée par photopléthysmographie (PPG). Compte tenu que le rein est très sensible à l'hypoxémie [3], une surveillance de celle-ci conduit indirectement à la surveillance de la fonction rénale avec ses complications cardiaques les quelles peuvent en outre être surveillées directement par électrocardiographie (ECG).

Hypoxémie

Hypoxémie, ou manque d'oxygène dans le sang, décrit un niveau inférieur au niveau normal de l'oxygène dans le sang. Pour fonctionner correctement, le corps humain a besoin d'un certain niveau d'oxygène circulant dans le sang pour être acheminé aux cellules et tissus. Lorsque ce niveau d'oxygène tombe en dessous d'un certain seuil, l'hypoxémie se produit [26].

Le médecin détermine la présence d'une hypoxémie par la mesure du niveau d'oxygène dans le sang, au moyen d'une estimation de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine (HbO_2) par la technique photopléthysmographique non invasive et non intrusive comme nous le décrirons plus loin. Celle-ci est révélatrice d'une éventuelle hypoxémie, néfaste pour les patients atteints d'insuffisance rénale, notamment les patients hémodialysés.

Remarque : Hypoxémie ($PaO_2 < 60 \text{ mmHg}$)

Chapitre I. Physiologie de la Fonction Cardio-Rénale

12. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur le fonctionnement physiologique de deux organes vitaux, le cœur et les reins en insistant sur la relation intime entre ces deux derniers.

le caractère non invasif, embarqué, peu onéreux et facile à mettre en œuvre du système que nous développons dans le cadre de cette thèse pour la télé surveillance de l'insuffisance cardio-rénale lui confère une possibilité d'utilisation en clinique courante beaucoup plus intéressante que la méthode classique du suivi de l'insuffisance cardio-rénale par analyse biochimique notamment urémique et créatininémique astreignante pour le malade , difficile à mettre en œuvre en plus de son caractère onéreux .

Pour toutes ces raisons la technique électrocardio-photopléthysmographique offre une opportunité de remplacement certaine de la méthode de surveillance de la fonction cardiaque et rénale par dosage spectrophotométrique d'espèces biochimiques si elle est validée cliniquement. Tout un chapitre est consacré à description de cette nouvelle technique associant la surveillance de l'activité électrique myocardique par électrocardiographie et la surveillance de la concentration de l'oxyhémoglobine par photo pléthysmographie.

CHAPITRE II

**Théorie et concept généraux de l'électrocardiographie et de
la photo pléthysmographie**

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

1. Introduction

Le cœur et les reins sont des organes vitaux, si l'un des deux s'affaiblit cela devient dangereux puisque le cœur n'envoie pas suffisamment de sang pour tous les organes, et les reins ne filtrent pas les déchets présents dans le sang. A cause de la relation intime entre la fonction cardiaque et la fonction rénale la défaillance de l'une influe sur l'autre. Ce chapitre est consacré à la présentation de la théorie et des concepts généraux de l'électrocardiographie et de la photopléthysmographie.

2. Electrocardiographie

2.1. Histoire de l'électrocardiographie

Le potentiel électrique généré par l'activité musculaire est connu depuis les travaux de *Carlo Matteucci* en 1842. Les premières expérimentations sont réalisées en 1878 par *John Burden Sanderson* et *Frederick Page* qui détectent à l'aide d'un électromètre capillaire les phases QRS et T, définies par la suite. A cette même période, *E. Marey*, et *Augustus Waller* montrent que l'activité électrique cardiaque peut être suivie à partir de la peau. En 1887 le premier électrocardiogramme humain est publié par *Augustus Waller*. [27]

En 1895, *Willem Einthoven*, met en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T, il utilise le galvanomètre à cordes en 1901 et publie les premières classifications d'électrocardiogrammes pathologiques en 1906. Il obtiendra en 1924 un prix Nobel pour ses travaux sur l'électrocardiographie. Les dérivations précordiales sont utilisées pour le diagnostic médical à partir de 1932 et les dérivations frontales unipolaires à partir de 1942, ce qui permet à *Emanuel Goldberger* de réaliser la première trace sur 12 voies. [27] Aujourd'hui, l'électrocardiographie est une technique relativement peu coûteuse, permettant à l'aide d'un examen indolore et sans

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

danger, de surveiller l'appareil cardio-circulatoire, notamment pour la détection des troubles du rythme et la prévention de l'infarctus du myocarde [27].

2.2. Description du signal électrocardiogramme

L'électrocardiographie (ECG) correspond à l'enregistrement de l'activité électrique qui traverse le cœur, via des électrodes cutanées positionnées dans des différents points du corps ; au niveau de la peau, ces courants d'activités de la fibre musculaire cardiaque qui vont être captés par les électrodes, amplifier puis enregistrer. On appelle électrocardiogramme(ECG) le tracé de l'activité électrique. L'ECG est le signal biomédical le plus étudié pour caractériser les anomalies cardiaques et l'analyse de ces enregistrements permet de diagnostiquer un grand nombre de pathologies.

Le rythme cardiaque normal est composé par des ondes liées en général à des actions mécaniques du cœur (Figure II.1) [28], elles sont définies comme suit [29]:

L'onde P : représente la dépolarisation auriculaire ou (la systole auriculaire), l'espace PR ou espace PQ habituellement entre 0,12 et 0,20 seconde.

L'onde Q : quand elle existe, est la première déflexion négative qui suit l'onde P.

Souvent, il n'existe pas d'onde Q. Sa durée peut atteindre 0.2sec.

L'onde R : représente la première déflexion positive qui suit l'onde P ; il est de grande amplitude car la masse des ventricules est supérieure à celle des oreillettes.

L'onde S : représente la déflexion négative qui suit l'onde R.

Le complexe QRS : correspond à la dépolarisation ventriculaire ou (la systole ventriculaire), précédant l'effet mécanique de contraction (entre 0.06 et 0.1 seconde).

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

L'onde T : suit le complexe QRS elle représente la repolarisation des ventricules ; plus longue en durée que la dépolarisation (la vitesse de conduction de l'onde de repolarisation est plus faible que celle de l'onde de dépolarisation).

Le segment ST : fait suite au QRS et est normalement isoélectrique.

L'onde U : est une déflexion positive qui est parfois observée après l'onde T mais elle n'est pas utilisée pour le diagnostic.

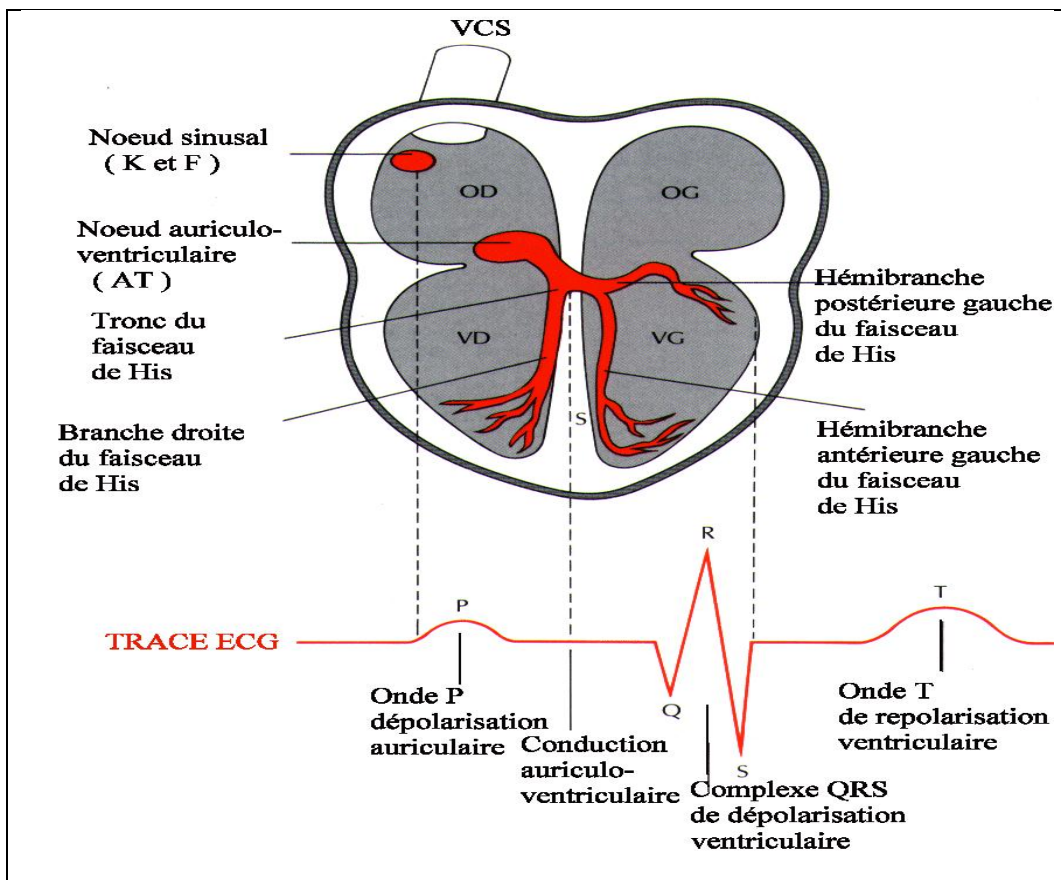


Figure II.1 - Ondes standard d'un électrocardiogramme(EGC) normal.

2.3. Dérivations d'électrocardiographie

Les potentiels électriques générés par le cœur se propagent dans tout l'organisme et apparaissent à la surface du corps. Puisque le cœur est un organe essentiellement fait de muscle, chaque fois qu'il se contracte pendant le cycle de pompage cardiaque, il produit un champ électrique spatio-temporal couplé par le conducteur anatomiquement complexe de volume du thorax et de l'abdomen à la peau, où une différence de potentielle spatio-temporal peut être mesurée[30].

Il est donc important d'avoir un standard de positionnement des électrodes (dérivations) pour l'évaluation clinique du signal ECG. En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographie est visualisé selon 12 axes privilégiés :

✚ Six axes dans le plan frontal qui sont :

-Les trois dérivations bipolaires I, II, III dites dérivations de Einthoven (figure II.2) :

- I(D1) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et le poignet gauche (left : L).
- II(D2) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche (left : L) et la jambe gauche (foot : F).
- III(D3) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et la jambe gauche (foot : F).

- Ces trois dérivation forment le triangle équilatéral d'Einthoven le montage des polarités étant tel que $D2=D1+D3$;

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

- Soit **unipolaires** : électrode exploratrice positive est l'une des membres, les autres étant reliées à une borne centrale de potentiel nul ou voisin de zéro. Pour obtenir un tracé d'amplitude similaire aux trois dérivations bipolaires, il faut les amplifier, d'où leur dénomination : a (augmenté) V (voltage) R (right arm) aVR, L (left arm) aVL, F (foot) aVF.

Ces six dérivations étant dans le même plan frontal, la translation de leurs axes ay, centre du triangle d'Einthoven permet de construire un système de coordonnées, utile au calcul de l'axe du vecteur d'activation dans le plan frontal.

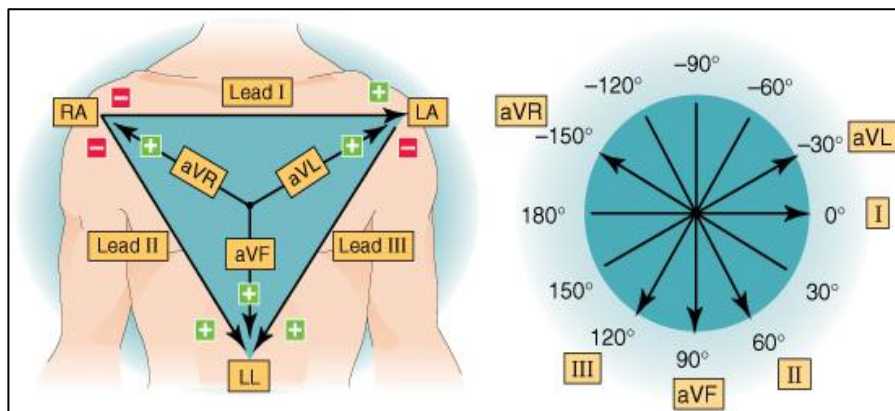


Figure II.2 - Les dérivations des membres (unipolaires et bipolaires).

✚ Six axes sur le plan transversal (dérivations unipolaires précordial V1 à V6 dite de Kossman) :

V1 : 4ème espace intercostal droit, bord droit du sternum (parasternal), (attention à ne pas compter l'espace entre la clavicule et première cote comme un espace intercostal) [31].

V2 : 4ème espace intercostal gauche, bord gauche du sternum (parasternal).

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

V3 : à mi-chemin entre V2 et V4.

V4 : 5ème espace intercostal gauche, sur la ligne médio claviculaire.

V5 : même horizontale que V4, ligne axillaire antérieure.

V6 : même horizontale que V4, ligne axillaire moyenne.

Il peut être utile d'ajouter :

V7 voire V8-V9 : sur la même « *horizontale* » que V4, respectivement sur la ligne axillaire postérieure, sous la pointe de l'omoplate, au bord gauche du rachis

V3R, V4R : symétriques, à droite, de V3-V4.

VE (épigastrique) : pointe de la xiphoïde [31].

Les électrodes sont situées en six points repérés anatomiquement sur l'hémothorax gauche comme l'illustre la (figure II.3) [32].

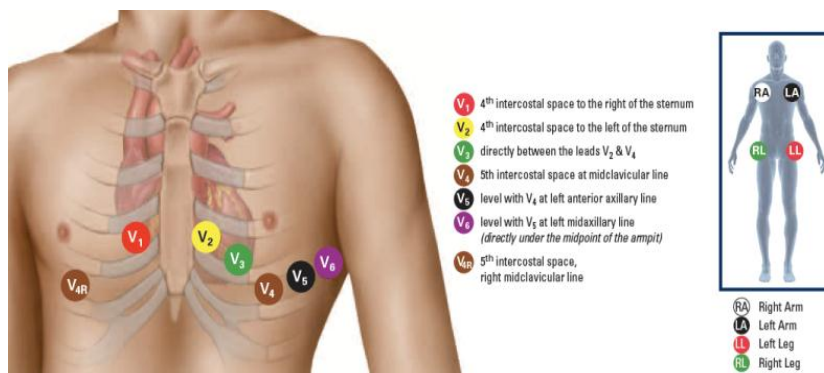


Figure II.3 - Les dérivations unipolaires précordiales.

2.4. Prélèvement du signal ECG

L'électrocardiographe est l'appareil qui sert à enregistrer l'activité électrique du cœur par l'intermédiaire des différentes électrodes exploratrices (figure II.4), Il comprend six éléments principaux [33] :

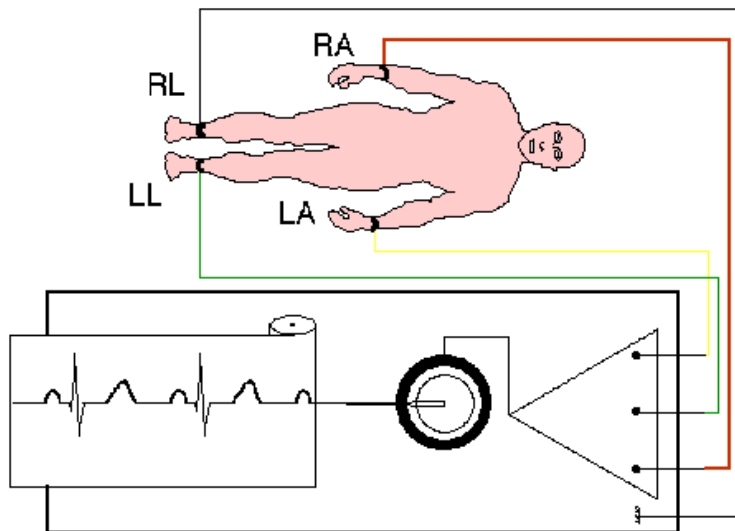


Figure II.4 - Système d'enregistrement d'ECG.

- Le circuit électrique : constitué par l'ensemble des différentes électrodes exploratrices au contact du sujet, captant les différences de potentiel d'origine cardiaque.
- Un système amplificateur : des impulsions nées dans le circuit précédent.
- Un galvanomètre(G).
- Un système inscripteur : branché sur le galvanomètre, ayant une très faible inertie.
- Un fil de terre isolant : fixé sur le sujet à la jambe droite.
- Un fil de terre sur l'appareil : qui élimine les courants parasites.

3. Photo pléthysmographie

La photopléthysmographie est devenue une technique d'exploration fonctionnelle respiratoire et cardiovasculaire 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.

La photopléthysmographie est une méthode optique qui permet de prélever le signal photopléthysmographique PPG (figure II.6) Ce tracé découle de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée [34].



Figure II.5 - Forme du signal PPG [34].

3.1. Historique et l'état de l'art

L'introduction des premiers analyseurs des gaz du sang à la fin des années 1950 a permis une grande avancée dans la pratique médicale. En effet Jusqu'à ces dernière années la mesure de la

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

saturation en oxygène du sang artériel nécessitait un dosage direct et répétitif du sang artériel, qui présente un caractère invasif et potentiellement risqué. [35]

La technologie d'oxymétrie de pouls était disponible en 1930, mais a été limitée dans son utilisation, car à l'époque elle était lourde et encombrante [35]. En 1935 *Karl Matthes* développa le premier appareil pulsatile qui permit le monitoring continu et non invasif de la saturation en oxygène de l'hémoglobine artérielle [36,37]. Inventé au début des années 1970 par un bio-ingénieur japonais, *Takuo Aoyagi*, il sera utilisé dès 1980 dans les salles d'opération américaines, puis son usage va s'étendre aux unités de soins intensifs. Aujourd'hui l'oxymétrie de pouls fournit une méthode simple, non invasive, peu coûteuse portable et de surveillance en permanence la saturation en oxygène et la fréquence cardiaque avec une bonne précision [38,35].

3.2. Rappels physiologiques

3.2.1 Structure d'une molécule d'hémoglobine

L'hémoglobine humaine est une protéine hétéro-tétramérique se présente comme une sphère d'un diamètre moyen 6 nm [39]. Ainsi l'hémoglobine est une hétéroprotéine pigmentée, tétramérique, constituée de quatre sous-unités polypeptidiques composée de deux protomères [38]. Chaque sous-unité est codée par neuf gènes différents [40]. Les corps chimiques dont la molécule est constituée de répétitions multiples d'un même ensemble d'atomes sont des polymères; L'unité structurale ainsi répétée est une protomère. [38](Figure II.7)

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

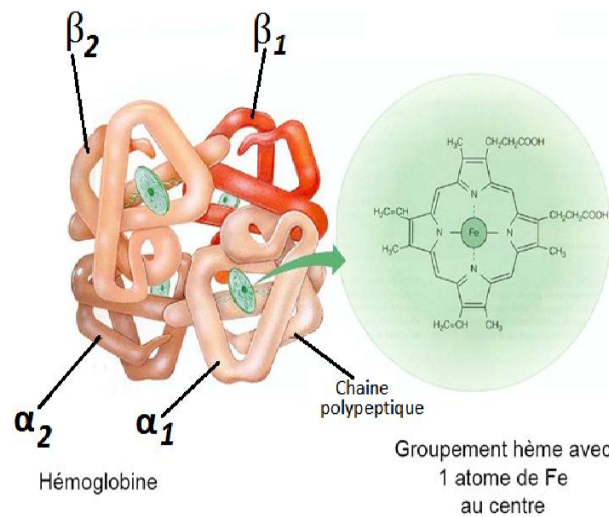


Figure II.6 - composition d'une molécule de l'hémoglobine.

Chaque protomère est composée de deux sous-unités, une sous-unité alpha et une sous-unité bêta associées chacune à un cofacteur lié : l'hème, lui-même formé d'une structure aromatique et d'un atome de fer [38]. Chacun des quatre sites va fixer, de façon réversible, une molécule d'O₂ au niveau du fer de l'hème et former l'oxyhémoglobine qui prend alors, sur le plan colorimétrique une couleur rouge vif. La vitesse de transport de l'O₂, en fonction de la pression de ce gaz, est de type allostérique, la liaison à l'hémoglobine dépend de la pression partielle d'O₂ [38,41], c'est à dire, dont la protéine varie dans sa conformation spatiale lorsqu'elle se lie à un effecteur, cette liaison se traduisant par une modification de l'activité. Ainsi, au niveau de l'hémoglobine, la fixation de la première molécule d'O₂ augmente l'affinité de la liaison de la seconde, la fixation de la seconde augmente l'affinité pour la troisième [38]. La quatrième molécule d'O₂ se fixe 200 fois plus vite que la première [40].

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

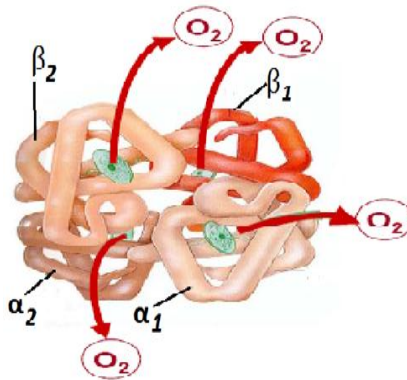


Figure II.7 - schéma représentant la fixation d'O₂ par une molécule de l'hémoglobine.

La coopération entre les potomètres confère à l'hémoglobine une grande affinité pour l'O₂ dans les poumons où il est abondant, et au contraire une faible affinité pour l'O₂ dans les tissus où il est transmis aux cellules.

L'hémoglobine a donc un comportement différent d'un organe à l'autre lorsque les pressions d'O₂ sont différentes. [38]

La diminution de l'affinité de l'hémoglobine pour l'oxygène dépend de plusieurs facteurs :

- Lorsque le pH diminue, l'hémoglobine fixe des protons ce qui inhibe la fixation de l'O₂.
- Lorsque la PCO₂ augmente.
- Le 2-3 DPG (DiPhosphoGlycerate) est un ligand de l'hémoglobine dont la liaison est maximale à pH neutre. Lorsque le 2-3 DPG augmente, il favorise le passage de l'hémoglobine sous forme désoxygénée.

Ces propriétés chimiques sont essentielles puisqu'elles permettent une meilleure libération de l'O₂ dans les tissus.

3.2.2. Spectre d'absorption de l'hémoglobine

L'analyse du spectre permet déterminer la plage de détection de la quantité d'hémoglobine pour une longueur d'onde appropriée. La composition chimique des différentes espèces d'hémoglobine modifie leurs propriétés d'absorption, comme le montre la Figure II.9. L'absorbance de la lumière dans la région rouge du spectre est beaucoup plus élevée pour l'hémoglobine réduite que pour l'oxyhémoglobine. Les coefficients d'extinction des deux espèces d'hémoglobine sont égaux au point isosbestic (à 805nm) [42]. L'hémoglobine réduite est plus transparente à la lumière infrarouge que l'oxyhémoglobine.

A ce stade, l'hémoglobine se présente sous forme désoxygénée ou désoxyhémoglobine dont l'indice colorimétrique varie par rapport à l'oxyhémoglobine

L'oxyhémoglobine absorbe plus de lumière infrarouge et transmet plus de lumière rouge.

La désoxyhémoglobine absorbe plus de lumière rouge et laisse passer plus d'infrarouge. [38]

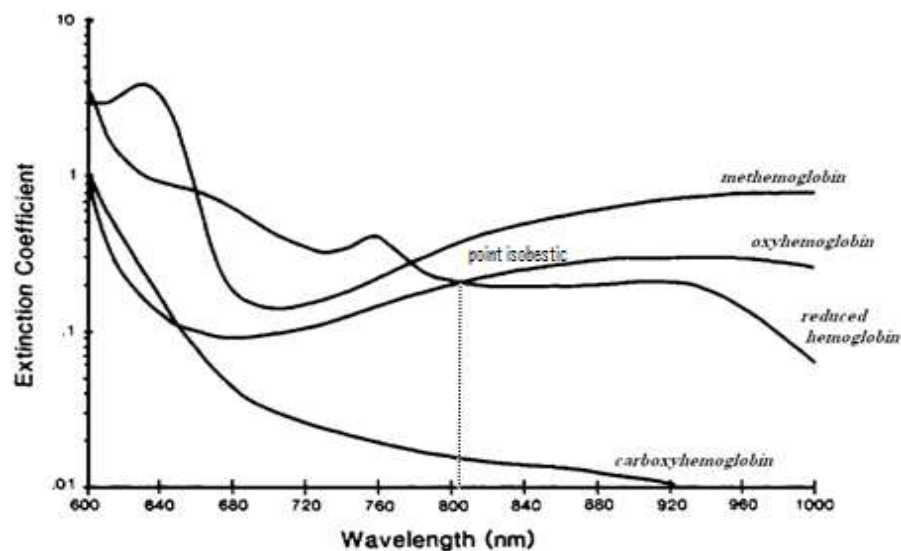


Figure II.8 - Coefficients d'extinction des quatre espèces les plus communes d'hémoglobine : oxyhémoglobine, l'hémoglobine réduite, la carboxyhémoglobine, et méthémoglobine à des longueurs d'onde d'intérêt d'étude.

3.2.3. La Spectrophotométrie d'absorption moléculaire

La spectrophotométrie mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'ondes [43]. L'état de la molécule d'hémoglobine et ses caractéristiques d'absorption de la lumière sont modifiés par la fixation de l'oxygène, conduisant à des spectres d'absorption différents, et donc permettant de distinguer l'oxyhémoglobine [44].

La longueur d'onde de l'absorption dans l'infrarouge par l'oxyhémoglobine se situe dans l'intervalle (850-1000 nm).

Sous l'effet de radiations infrarouges, les électrons périphériques des molécules d'oxyhémoglobine sont portés de leur état le plus stable (état fondamental) vers un état énergétique plus élevé (état excité). Cet état est instable, il se désactive vers l'état fondamental soit en émettant un quantum d'énergie électromagnétique, soit en libérant cet excès d'énergie dans le milieu sous forme de chaleur (transition dite non radiative). Le passage de l'électron de l'état fondamental à l'état excité se fait en absorbant l'énergie électromagnétique : C'est le phénomène d'absorption de la lumière par des molécules soumises à une radiation lumineuse. Ce phénomène d'absorption permet la caractérisation et le dosage de l'oxyhémoglobine [45], [46].

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

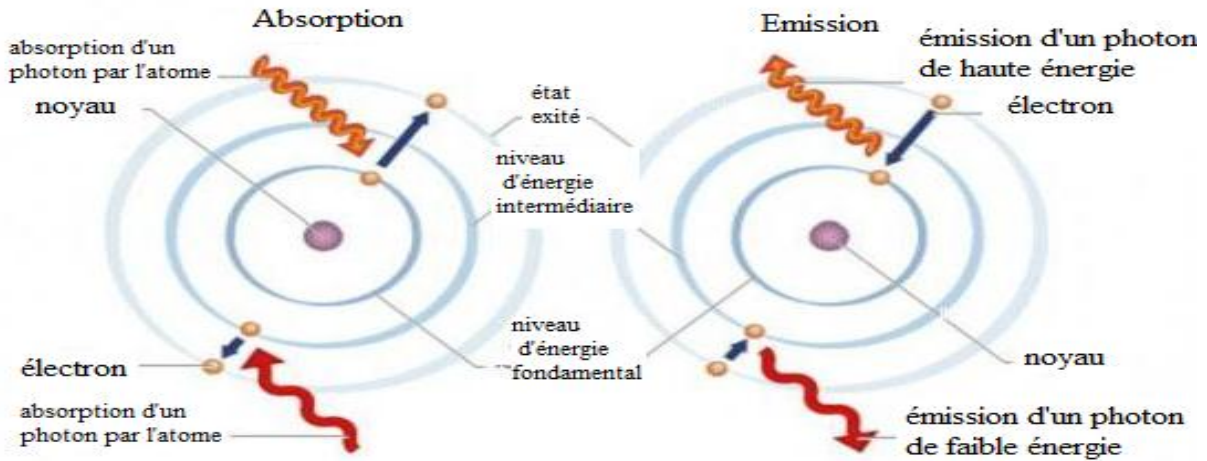


Figure II.9 - Absorption et émission de photons [47].

3.2.4. Lois physiques de l'absorption

Le concept de la photopléthysmographie est basé sur la loi de Beer-Lambert.

La concentration inconnue d'un soluté dans un solvant peut être déterminée par l'absorption de la lumière [44]. Beer (1729) et Lambert (1760) ont proposé d'observer l'atténuation d'un faisceau de la lumière afin de prédire la concentration d'un composé [48].

La loi de Beer-Lambert relie absorption, à une longueur d'onde λ , et concentration c des molécules qui absorbent. Si l'intensité du rayonnement incident à la longueur d'onde λ , est I_λ^0 , alors l'intensité après traversée de la cellule, sera I_λ . I_λ et I_λ^0 sont reliées par la relation [49] :

$$I_\lambda = I_\lambda^0 e^{-\varepsilon_\lambda \ell c} \quad (\text{II. 1})$$

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

L'absorbance est donnée par la relation :

$$A_\lambda = \lg \frac{I_\lambda^0}{I_\lambda} = \varepsilon_\lambda \ell c \quad (\text{II. 2})$$

Avec

A_λ : absorbance du milieu à la longueur d'onde λ .

λ : longueur d'onde exprimée en nm.

ε_λ : coefficient spécifique d'absorbance molaire (ou coefficient d'extinction molaire en $L \cdot \text{mole}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$)

ℓ :trajet optique de la cellule en cm.

c :concentration molaire en $\text{mole} \cdot L^{-1}$ des molécules absorbantes.

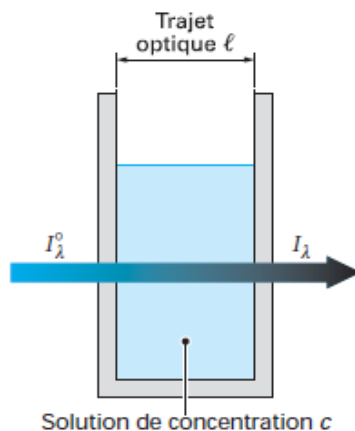


Figure II.10 - Schéma d'une cellule d'absorption.

La figure II.11 représente le schéma d'une cellule et explicite les variables utilisées.

L'absorbance A_λ est donc proportionnelle à la concentration c des molécules de l'espèce qui absorbe à cette longueur d'onde [49].

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

3.2. Recueil du signal Photopléthysmographique

Celui-ci utilise la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infrarouge pour l'enregistrement de l'oxyhémoglobine pulsée [43] HbO_2 par la mise à contribution d'une diode émettrice dans l'infrarouge et d'un phototransistor comme le montre la figure II.12. L'enregistrement de l'oxyhémoglobine pulsée rend compte de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire [50] c'est-à-dire de la diffusion alvéolo-capillaire et par voie de conséquence d'une éventuelle hypoxémie.

Le principe consiste à émettre une lumière monochromatique par le biais diode électroluminescente dans l'infrarouge et d'évaluer l'absorption de celle-ci par le biais d'une cellule photo électrique réceptrice (photo transistor).

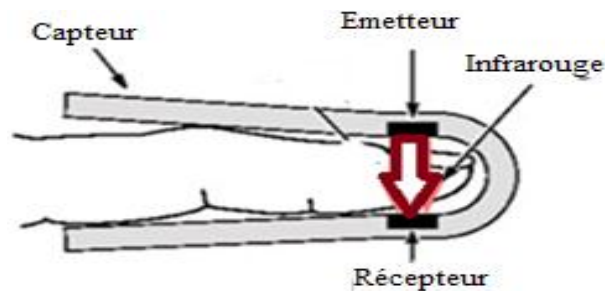


Figure II.11 - Schéma de principe du recueil du signal PPG.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de l'Electrocardiographie et de la Photopléthysmographie

3. Conclusion

Dans le cadre de ce travail la télé surveillance du système cardio-rénal met en jeu deux signaux physiologiques : le Photopléthysmogramme caractérisant l'efficacité respiratoire de la circulation sanguine et l'Electrocardiogramme caractérisant l'activité électrique du myocarde responsable de l'efficacité hémodynamique.

Dans ce chapitre, nous avons présenté un aperçu sur la théorie qui régit la photoplethysmographie ainsi que l'électrocardiographie. Nous avons également présenté l'interaction de l'hémoglobine avec la lumière aux longueurs d'ondes qui présentent le maximum d'absorption conformément à la loi de Beer-Lambert.

Le chapitre suivant est consacré à la mise en œuvre matérielle du plateau technique relatif à l'interfaçage homme machine dédié à la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infra-rouge connue sous le terme photopléthysmographie.

CHAPITRE III

Conception et Réalisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

1. Introduction

Le principe le plus classique d'une mesure physiologique consiste à capter, amplifier, mettre en forme et visualiser les variations de grandeurs physiques issues du corps humain. Dans ce chapitre nous présentons la conception des circuits électroniques en abordant le choix des capteurs, la réalisation des circuits de mise en forme et la mise en œuvre de l'interface homme-machine, construite autour du microcontrôleur 16f876A chargée de faire parvenir les signaux électrocardiographique et photo pléthysmographie au terminal informatique local.

2. Choix des Capteurs

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 [51]:

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

2.1. Détection de l'électrocardiogramme

L'électrode la plus utilisée est celle en Ag/AgCl. Cette électrode de surface (Figure III.1) 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 [52].

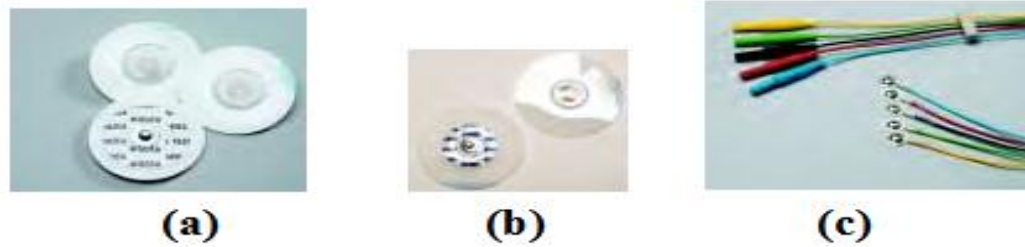


Figure III.1 - (a) et (b) les électrodes de l'ECG à l'usage unique et (c) le jeu de fils d'électrodes ECG M1934A.

2.2. Détection du photo pléthysmogramme

2.2.1. Capteur ou sonde :

Chaque mesure est assurée par l'intermédiaire d'un capteur, dans le cas de la photo pléthysmographie, la conception de la mesure est élaborée selon la technique ou la méthode physique (absorbance ou réflectance). Les capteurs existent sous différentes formes et différentes tailles afin de s'adapter à toutes les situations. Le plus souvent, ils se présentent sous l'apparence de pinces à placer sur un doigt. Ce dernier est constitué d'une source lumineuse qui est assez puissante pour pénétrer plus d'un centimètre dans le tissu, d'un photo détecteur pour détecter la lumière transmise [53].

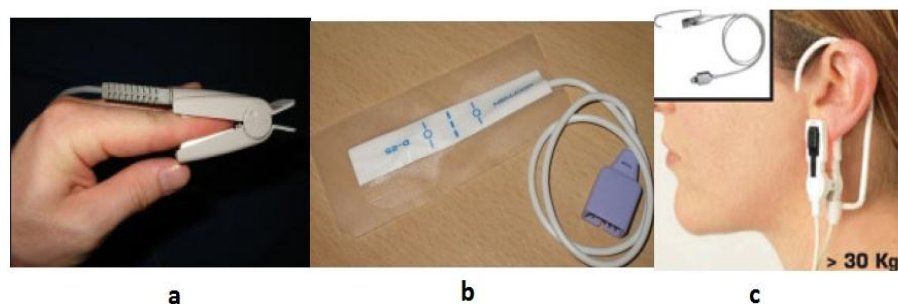


Figure III.2 - les différentes formes du capteur du PPG, (a) pince semi-rigides s'adaptant à toutes les morphologies, (b) pince autocollante utilisée au niveau du pied, (c) pince à l'oreille.

2.2.2. Source lumineuse

La source lumineuse est constituée d'une diode émettrice de lumière infrarouge à 920 nm. Un photo-détecteur (phototransistor), placé à l'opposé de la diode, mesure l'intensité de la lumière transmise à travers le lit vasculaire. Les variations de l'intensité lumineuse transmises au photo-détecteur, dues aux variations de l'absorption de la lumière par les hémoglobines oxygénées (HbO_2) dans ce lit vasculaire permettent de déterminer la variation pulsée de l'oxygène dans le sang.

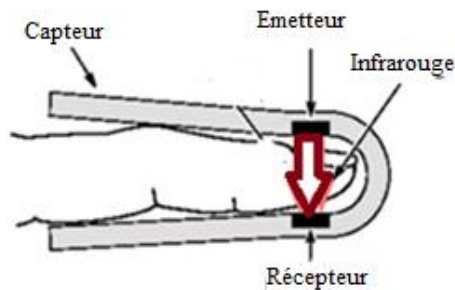


Figure III.3 -Représentation du capteur PPG.

3. Mise en forme des signaux

La mise en forme du signal est une chaîne de mesure qui comporte un certain nombre de composants électroniques, permettant le traitement analogique du signal (amplification, filtrage, adaptation d'impédance, calibration, étalonnage, linéarisation...).

3.1. Réalisation pratique de l'électrocardiographe

Les signaux physiologiques captés étant particulièrement faibles, des amplificateurs d'instrumentation sont souvent nécessaires.

L'indisponibilité des composants spécialisés nous a posé certaines difficultés. Aussi nous nous sommes rabattus sur le simple amplificateur opérationnel LM324 disponible. Le premier étage

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

de la chaîne de traitement est le plus important .C'est celui où on a recours à l'amplificateur d'instrumentation. Cet élément prend en charge la pré amplification, l'adaptation d'impédance, l'élimination de la tension de mode commun.

Après le recueil de l'information, un traitement de celle-ci est nécessaire .Ce dernier inclut dans notre cas : l'amplification et le filtrage pour éliminer les bruits.

Un amplificateur d'instrumentation est un amplificateur différentiel adapté au traitement des signaux en présence d'une tension de mode commun relativement importante et dont les caractéristiques sont les suivantes :

- Gain différentiel réglable (de 1 à 10000)
- Impédance d'entrée très élevée (10 K Ω en parallèle avec quelques μ F)
- Impédance de sortie très faible (0.1 Ω).
- Courant de polarisation des entrées très faible (de quelques pA a quelques nA).
- Grande stabilité thermique des performances (0.0015 %/°c pour le gain différentiel).
- Taux de réjection en mode commun très élevé (>100dB).

Les signaux que l'on visualise sont généralement mesurés par rapport à une électrode dite de référence (CONN-SIL3, FL), (figure III.4). Celle-ci est placée à un endroit précis du corps (pied gauche). Il s'agit donc de mesurer le potentiel de chaque électrode (CONN-SIL1LA et CONN-SIL2RA) par rapport à celui de l'électrode de référence. Une mesure différentielle s'impose donc et l'utilisation d'un amplificateur différentiel est nécessaire.

La figure III.4 représente le circuit électronique implémenté pour le recueil du signal électrocardiogramme.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

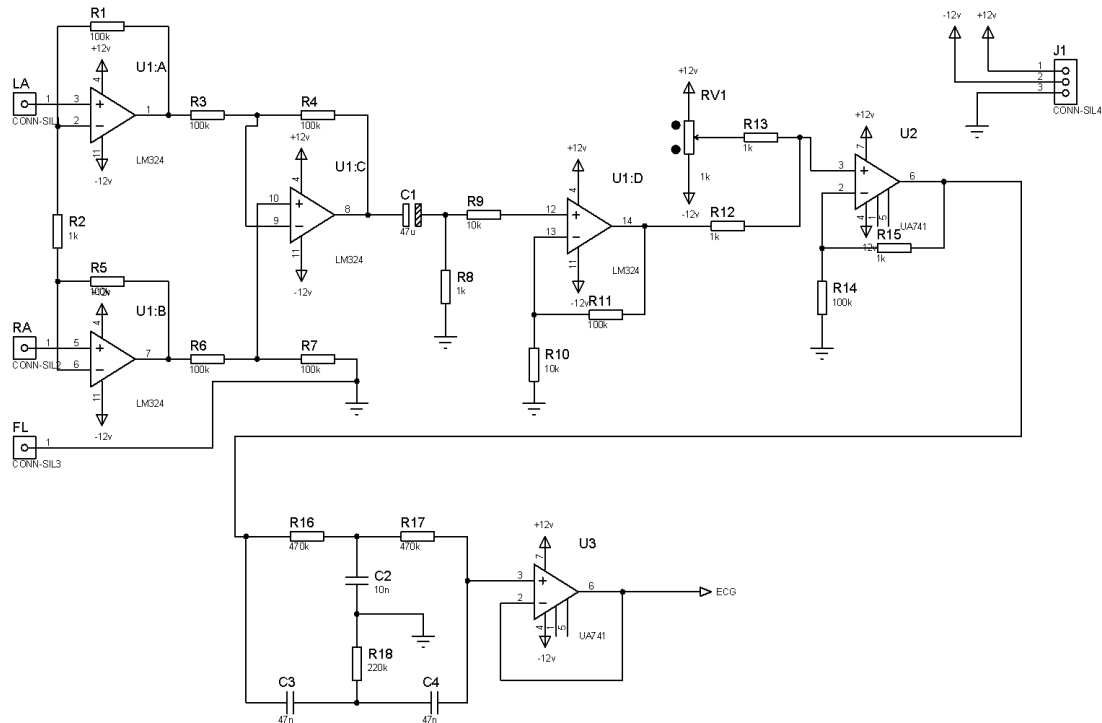


Figure III.4 - schéma électronique de l'ECG

Le signal obtenu en employant l'amplificateur LM324 (figure III.4) est un signal extrêmement faible et bruité, influencé principalement par le 50Hz, donc pour bien l'amplifier et éviter ces perturbations, nous avons employé un amplificateur, U1D avec un gain $A_{U1D} = (1 + \frac{R11}{R10}) = (1 + \frac{100k\Omega}{10k\Omega}) = 11$ et un filtre de type Twin T actif pour éliminer les 50HZ. L'amplificateur U2 (de type $\mu A741$) est utilisé, avec un potentiomètre pour régler la composante continue. Un deuxième amplificateur opérationnel U3 (de type $\mu A741$), à la fin de ce schéma monté en suiveur, permet de réaliser l'adaptation d'impédance. Après avoir été filtré et amplifié, le signal ECG est transmis à la carte d'acquisition et peut alors être visualisé sur un terminal local moyennant l'implémentation d'un ETTD micro contrôlé (équipement terminal de traitement des données).

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

Les figures III.5 et III.6 représentent le circuit imprimé et la visualisation **3D** du circuit électrique précédant.

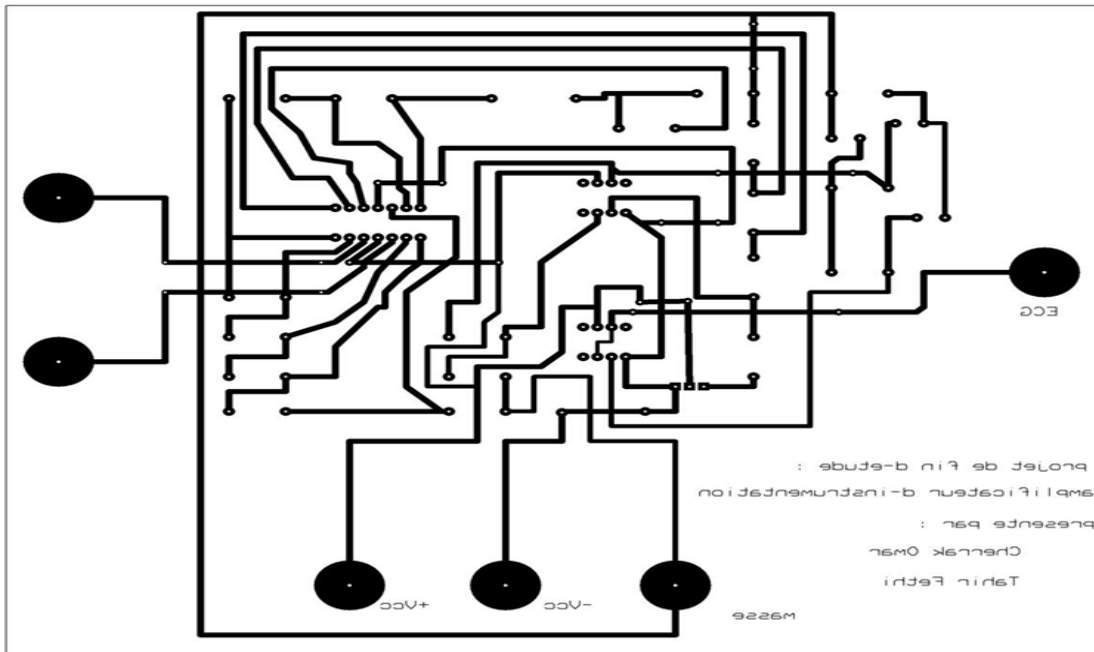


Figure III.5 - circuit imprimé d'ECG

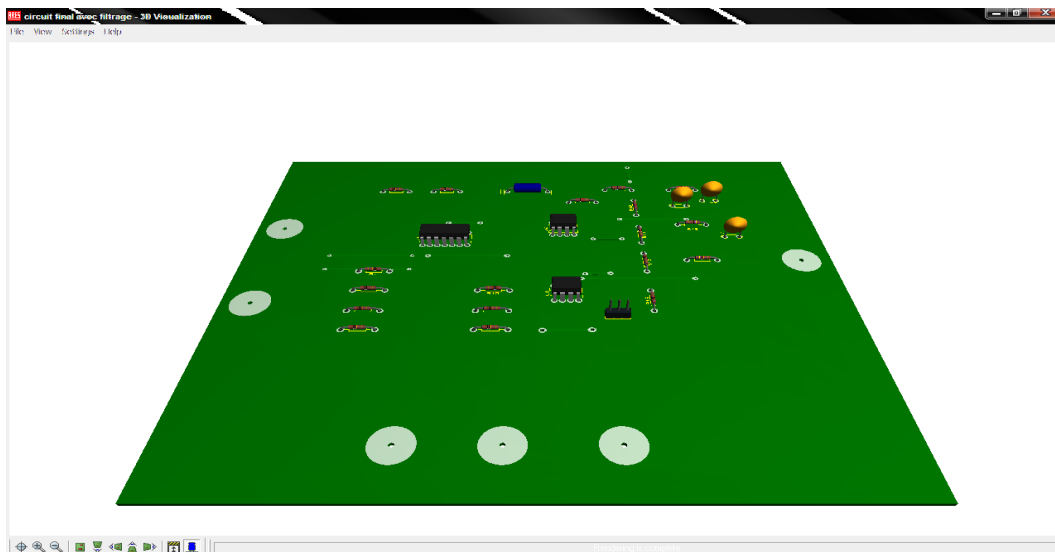


Figure III.6 - Circuit réalisé 3D d'ECG

3.2. Réalisation pratique du photo pléthysmographe

Aujourd'hui, les photopléthysmographes de façon générale existent dans chaque unité de soins intensifs, bloc chirurgical et dans beaucoup de salles de secours. Ils sont conçus globalement en utilisant le schéma bloc de la figure III.7

Ils sont constitués des parties suivantes:

- La partie sonde regroupe la source lumineuse et le photodétecteur.
- Le circuit de mise en forme.

La conception se présente alors selon le schéma bloc de la figure III.7 :

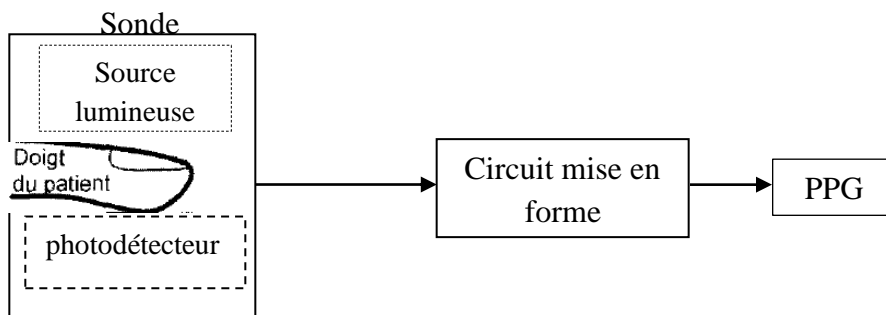


Figure III.7 - schéma bloc général d'un photopléthysmographe

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

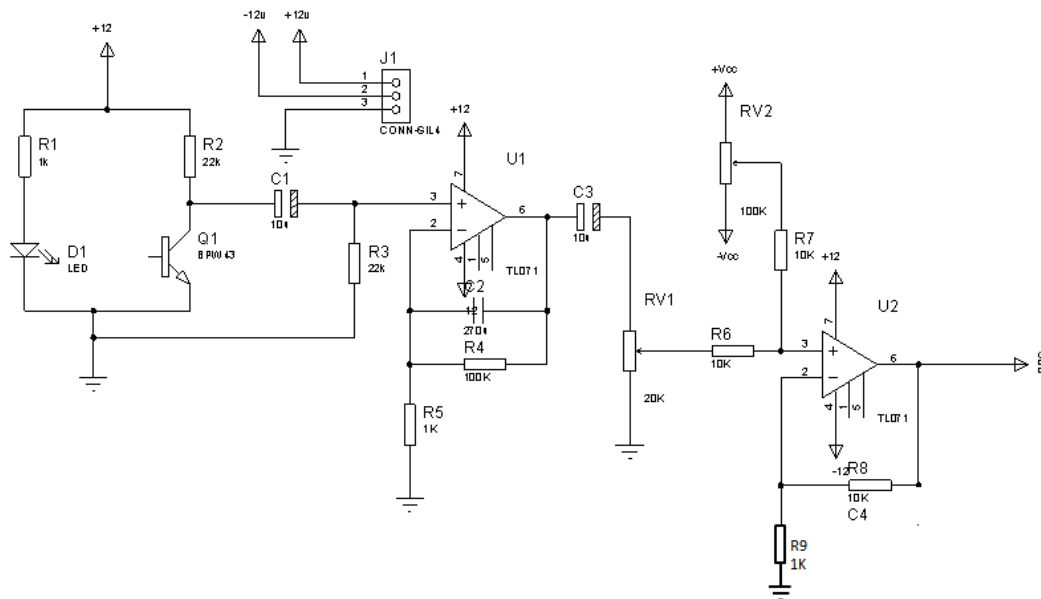


Figure III.8 - schéma électronique réalisé du photopléthysmographe.

La figure III.8 représente le schéma électronique réalisé d'un photopléthysmographe PPG. Une LED est une diode semi-conductrice optoélectronique qui produit la lumière par électroluminescence. Les LED sont caractérisées par une grande efficacité lumineuse comparée à d'autres méthodes d'émission légère telles que la cathode, la température, et la photoluminescence. La LED que nous avons utilisé est une source de lumière infrarouge IR. Un capteur phototransistor Q1 détecte les variations de l'intensité lumineuse transmise. Un système électronique permet d'amplifier et filtrer ces variations.

Le gain du premier ampli est égal à 100. Cela permet d'amplifier les signaux de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts issus de phototransistor. Le signal sera appliqué à un deuxième amplificateur lié à un potentiomètre RV1 permettant de contrôler son gain.

Le second potentiomètre RV2 est destiné à régler la composante continue. Le signal de sortie est de l'ordre de 1V.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

Les figures III.9 et III.10 représentant respectivement le circuit imprimé et la visualisation 3D, de la réalisation pratique du notre carte PPG.

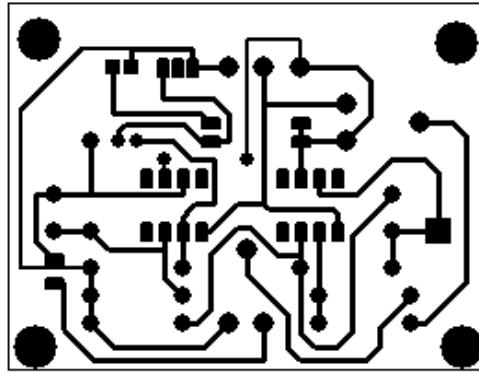


Figure III.9 - circuit imprimé de circuit de mise en forme PPG

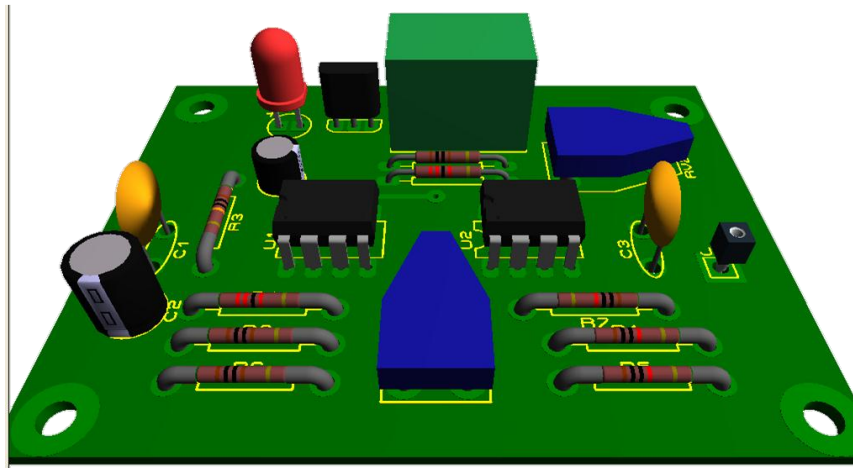


Figure III.10 - image 3D de circuit de mise en forme PPG

3.3. Carte d'acquisition

Il s'agit d'une carte d'acquisition à deux entrées analogiques et une seule sortie numérique.

La carte se connecte à un terminal local via un port série sous protocole RS232.

4. Schéma bloc de la carte d'acquisition

La carte d'acquisition est représentée selon la figure III.11:

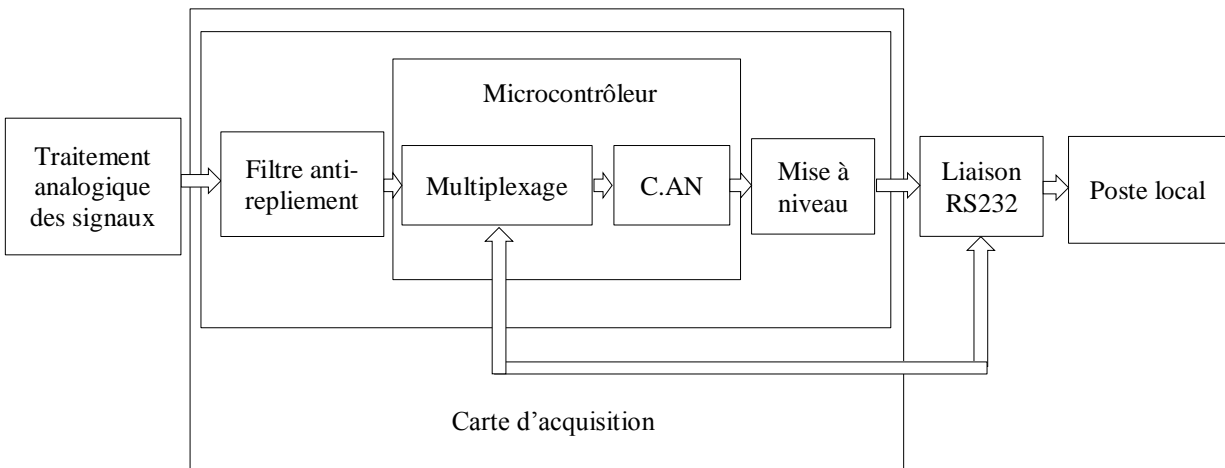


Figure III.11 - Structure de la chaîne d'acquisition.

4.1. Le filtre anti-repliement

Un filtre anti-repliement [54] est intercalé entre la tension à mesurer (qui provient Généralement d'un capteur) et le canal d'entrée du CAN du PIC. Il s'agit ici d'un Simple filtre analogique passe-

bas du premier ordre, de fréquence de coupure $f_c = \frac{1}{2\pi R C} \cong 160 \text{ Hz}$ III. 1

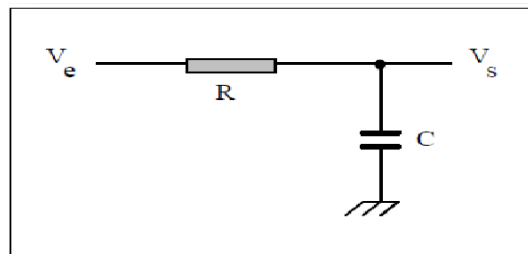


Figure III.12 - Représentation d'un filtre passe bas.

4.2. Numérisation

Cet étage permet le passage du mode analogique au mode numérique souvent désignée par le terme C.A.N. L'étage de numérisation est réalisé autour d'un microcontrôleur en l'occurrence le PIC16F876A.

L'échantillonnage est réalisé dans la plupart des cas à travers un signal d'horloge. La fréquence de ce signal F_e doit respecter le théorème de SHANONN à savoir F_e doit être supérieure ou égale à deux fois celle de la fréquence maximale F_{max} du signal à digitaliser.

4.3. Multiplexage

Le multiplexeur permet de brancher successivement plusieurs voies sur une seule, comme le montre la figure III.13

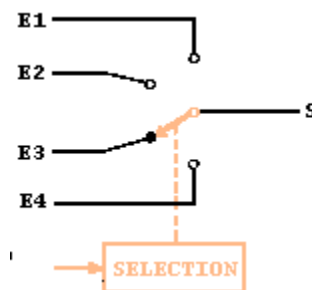


Figure III.13 - Schéma de principe d'un multiplexeur quatre voies vers une voie.

4.4. La mise à niveaux

Cet étage est chargé d'adapter les niveaux des signaux entre le microcontrôleur (gamme de tension 0V/5V) et le poste local (gamme de tension +12V/-12V), ce qui est réalisé par le circuit MAX232.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

La communication de la carte d'acquisition avec le poste local est assurée par une connexion série (DB9), reliée au microcontrôleur par ses broches 2 et 3 (RX, TX) via un circuit MAX232 dont le rôle est l'adaptation des signaux TTL/CMOS.

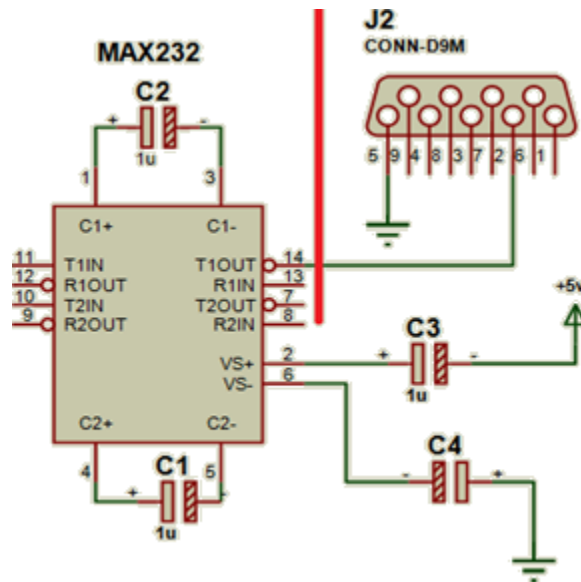


Figure III.14 - circuit de la mise à niveau.

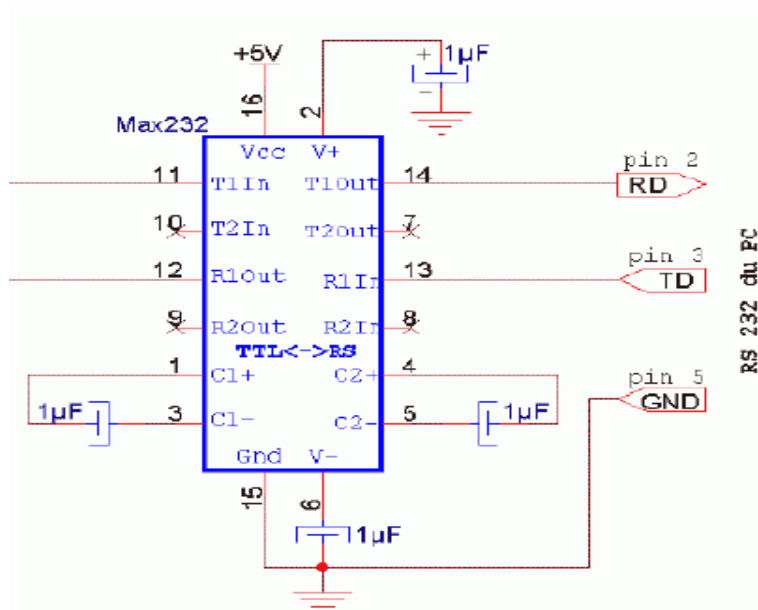


Figure III.15 - Brochage de circuit MAX232.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

Notant que la liaison étant full-duplex, émission et réception sont croisées, chaque fil ne transitant l'information que dans un seul sens. Nous utilisons le circuit MAX232 pour effectuer cette adaptation de niveaux. Ce circuit contient un double convertisseur à double direction. Autrement dit, il dispose de :

- deux blocs, dénommés T1 et T2, qui convertissent les niveaux entrés en 0V/5V en signaux sortis sous +12V/-12V. Les entrées de ces blocs sont donc dirigés vers le PIC, les sorties sont connectées sur le port RS232.
- deux blocs, dénommés R1 et R2, qui convertissent les niveaux entrés en +12V/-12V en signaux sortis sous 0V/5V. Les entrées de ces blocs sont donc connectées sur le port RS232, les sorties sur le PIC.

4.5. Liaison RS232

L'interface entrées/sorties séries équipe tous les PC et permet l'échange d'informations à faible débit avec un périphérique comme un modem, ou avec un autre PC, sur des distances inférieures à quelques dizaines de mètres.

Une liaison série est une ligne où les bits d'information (1 ou 0) arrivent successivement, soit à intervalles réguliers (transmission synchrone), soit de manière continue, en groupe (transmission asynchrone).

4.6. Microcontrôleur 16F876A

Le microcontrôleur 16F876A, famille des PIC de Microchip [55] est une unité programmable de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans la nécessité de l'ajout de composants annexes. Il est utilisé pour gérer les procédures de CAN, multiplexage et la présentation des données sur

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

leur port de données. Un microcontrôleur peut donc fonctionner de façon autonome après programmation.

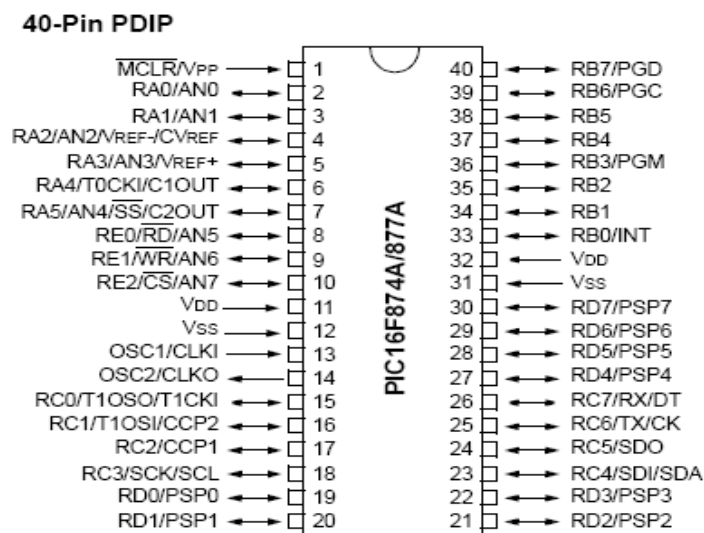


Figure III.16 - Brochage du PIC16F876A.

4.7. Architecture

Il existe deux types d'architecture de micro basé sur des modèles :

- **Modèle de type CISC**

L'architecture CISC (Complexe Instruction Set Computer, soit « Ordinateur à jeu d'instruction complexe ») consiste à câbler dans le processeur des instructions complexes, difficiles à créer à partir des instructions de base.

Les instructions sont de longueurs variables et peuvent parfois nécessiter plus d'un cycle d'horloge. Or, un processeur basé sur l'architecture CISC ne peut traiter qu'une instruction à la fois, d'où un temps d'exécution conséquent.

- **Modèle de type Harvard RISC**

Un processeur utilisant la technologie RISC (Reduced Instruction Set Chip, soit « Ordinateur à jeu d'instructions réduit ») n'a pas de fonctions évoluées câblées.

Les programmes doivent ainsi être traduits en instructions simples, ce qui entraîne un développement plus difficile et/ou un compilateur plus puissant. Une telle architecture possède un coût de fabrication réduit par rapport aux processeurs CISC. De plus, les instructions, simples par nature, sont exécutées en un seul cycle d'horloge, ce qui rend l'exécution des programmes plus rapide qu'avec des processeurs basés sur une architecture CISC. Enfin, de tels processeurs sont capables de traiter plusieurs instructions simultanément en les traitants en parallèle.

4.7.1. Principe de fonctionnement de l'architecture HARVARD (RISC)

Un seul cycle d'horloge par instruction :

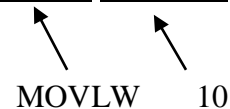
4.7.1.1. L'opérande est intégré à l'instruction

Exemple MOVLW 10 ; Charger la constante 10 dans le registre de travail W.

[To Move : déplacer, L (littéral) : constante, W : work (registre de travail)]

On trouvera en mémoire :

Cette instruction se traduira par le code suivant en mémoire 1100xx 00001010



Pour un PIC16 (architecture RISC), cette instruction est codée sur 14 bits (instruction + opérande).

4.7.1.2. Les mémoires programmes et données et les bus correspondants sont séparés

Ce microcontrôleur est basé sur une architecture de type Harvard, c'est-à-dire qu'il y a séparation des bus d'instruction et de données ainsi que de l'espace d'adressage [56].

Ceci permet au même instant :

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

- > D'exécuter l'instruction correspondant à l'adresse courante,
- > D'extraire l'instruction suivante.

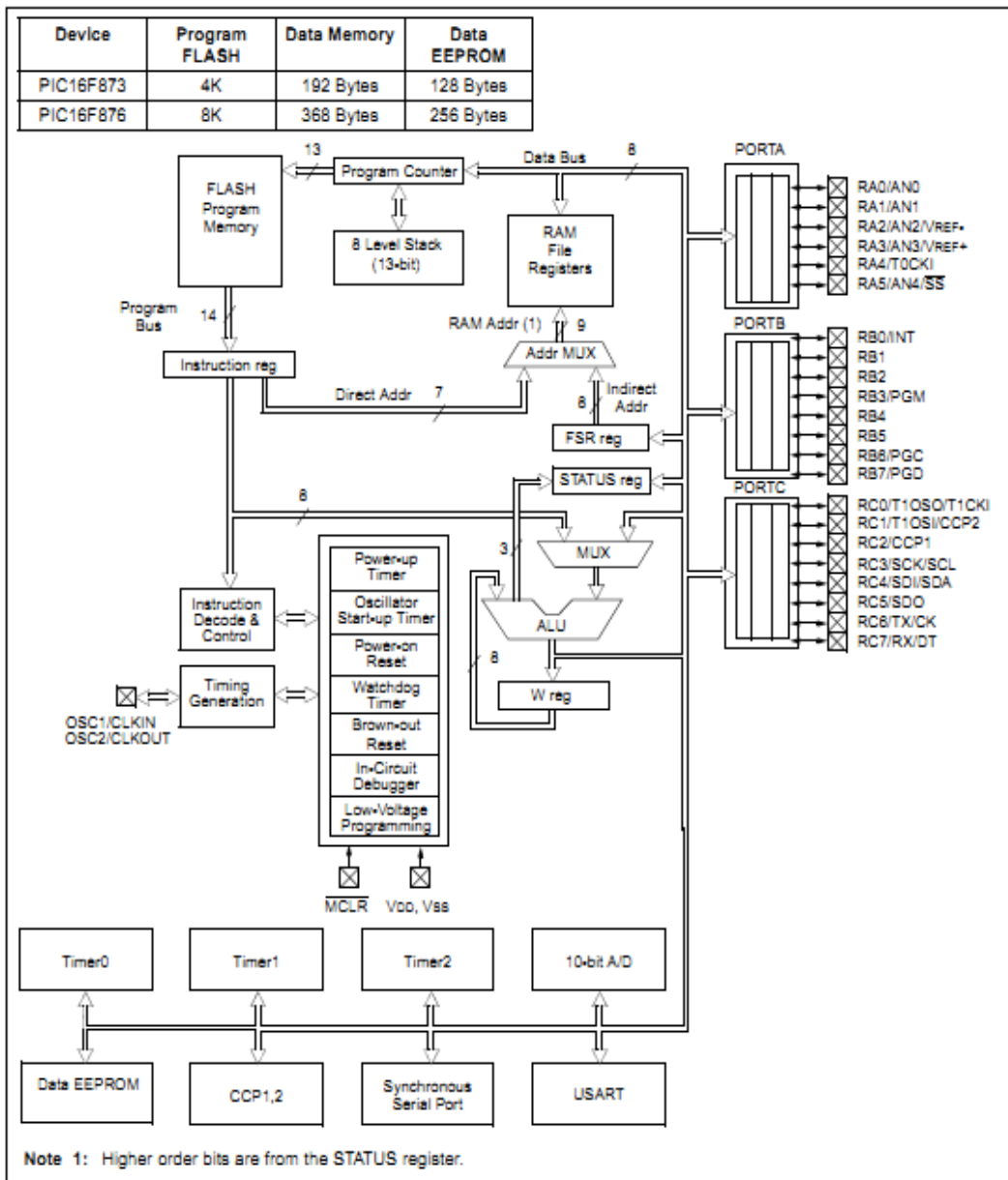


Figure III.17 - PIC16F873A/876A block diagramme.

4.8. Brochage du pic

L'alimentation doit être comprise entre 4.2V et 5.5V (Elle peut descendre jusqu'à 2 Volts avec un 16LF à 4 MHz.

4.8.1. Plan mémoire du pic

Organisation de la mémoire

Il existe trois blocs de mémoire dans un PIC :

- > La mémoire programme
- > La mémoire de données
- > Et la mémoire EEPROM

Plan mémoire (programme) ou mémoire flash

Elle est constituée de 4 pages de 2 KO, soit 8 K mots de 14 bits [57].

Deux adresses sont réservées aux vecteur RESET (adresse \$0000) et INTERRUPTION (adresse \$0004).

Cette mémoire de 8 x 1024 mots de 14 bits sert à stocker le programme, mais elle est accessible par programme et peut donc être utilisée comme une extension de la mémoire EEPROM de données. Elle est non volatile (flash) et reprogrammable à souhait. Chaque position de 14 bits contient une instruction. L'emplacement du programme peut se situer à n'importe quel endroit de la mémoire. Cependant il faut savoir que suite à un RESET ou lors de la mise sous tension, le PIC commence l'exécution à l'adresse 0000H. De plus, lorsqu'il y a une interruption, le PIC va à l'adresse 0004H. Il est donc nécessaire de bien organiser le programme si celui-ci utilise des interruptions.

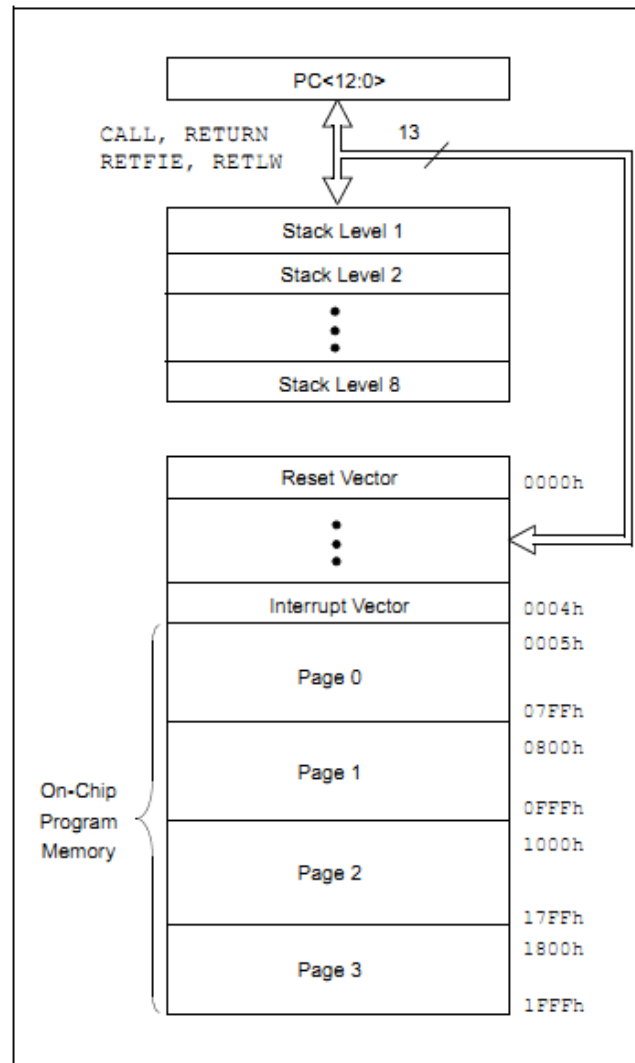


Figure III.18 - Organisation de la mémoire programme

✚ Plan mémoire des registres internes (SFR : Special Function Register) et des données

Elle est constituée de 4 pages de 128 Octets chacune, soit 512 octets.

On y trouve les registres internes de fonction (SFR) et des registres libres derrière (Général purpose register). Ces registres libres ne sont ni plus ni moins que des cases mémoires pour

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

stocker les données. L'accès aux différentes banques se fait par le positionnement des bits RPO (bit5) et RP1(Bit6) du registre STATUS.

RP1:RP0	Bank
00	0
01	1
10	2
11	3

Figure III.19 - accès aux différentes banques

Bank 0		Bank 1		Bank 2		Bank 3	
Indirect addr. ^(*)	Address	Indirect addr. ^(*)	Address	Indirect addr. ^(*)	Address	Indirect addr. ^(*)	Address
TMR0	00h	OPTION_REG	80h	TMR0	100h	OPTION_REG	180h
PCL	01h	PCL	81h	PCL	101h	PCL	181h
STATUS	02h	STATUS	82h	STATUS	102h	STATUS	182h
FSR	03h	FSR	83h	FSR	103h	FSR	183h
PORTA	04h	TRISA	84h	PORTB	104h	TRISB	184h
PORTB	05h	TRISB	85h		105h		185h
PORTC	06h	TRISC	86h		106h		186h
PORTD ^(†)	07h	TRISD ^(†)	87h		107h		187h
PORTE ^(†)	08h	TRISE ^(†)	88h		108h		188h
PCLATH	09h	PCLATH	89h	PCLATH	109h	PCLATH	189h
INTCON	0Ah	INTCON	8Ah	INTCON	10Ah	INTCON	18Ah
PIR1	0Bh	PIE1	8Bh	EEDATA	10Bh	ECON1	18Bh
PIR2	0Ch	PIE2	8Ch	EEADR	10Ch	ECON2	18Ch
TMR1L	0Dh	PCON	8Dh	EEDATH	10Dh	Reserved ^(‡)	18Dh
TMR1H	0Eh		8Eh	EEADRH	10Eh	Reserved ^(‡)	18Eh
T1CON	0Fh		8Fh		10Fh		18Fh
TMR2	10h		90h		110h		190h
T2CON	11h	SSPCON2	91h		111h		191h
SSPBUF	12h	PR2	92h		112h		192h
SSPCON	13h	SSPAD	93h		113h		193h
CCPR1L	14h	SSPSTAT	94h		114h		194h
CCPR1H	15h		95h		115h		195h
CCP1CON	16h		96h		116h		196h
RCSTA	17h		97h	General Purpose Register 16 Bytes	117h	General Purpose Register 16 Bytes	197h
TXREG	18h	TXSTA	98h		118h		198h
RCREG	19h	SPBRG	99h		119h		199h
CCPR2L	1Ah		9Ah		11Ah		19Ah
CCPR2H	1Bh		9Bh		11Bh		19Bh
CCP2CON	1Ch		9Ch		11Ch		19Ch
ADRESH	1Dh		9Dh		11Dh		19Dh
ADCON0	1Eh	ADRESL	9Eh		11Eh		19Eh
	1Fh	ADCON1	9Fh		11Fh		19Fh
General Purpose Register 96 Bytes	20h		A0h	General Purpose Register 80 Bytes	120h	General Purpose Register 80 Bytes	1A0h
		accesses 70h-7Fh	EFh	accesses 70h-7Fh	16Fh	accesses 70h-7Fh	1EFh
			F0h		170h		1F0h
	7Fh		FFh		17Fh		1FFh

■ Unimplemented data memory locations, read as '0'.
 * Not a physical register.
 Note 1: These registers are not implemented on 28-pin devices.
 2: These registers are reserved, maintain these registers clear.

Figure III.20 - PIC16F876A/877A register file map

4.8.2. Quelques registres particuliers

Le registre de STATUS

C'est un registre dont chaque bit a une signification particulière. Il est principalement utilisé pour tout ce qui concerne les tests. Il est donc également d'une importance fondamentale.

Le registre de STATUS (ou registre d'état) donne des informations sur l'état du système (après un RESET, après CALCUL, Une opération) et permet également de gérer les banques mémoires comme nous venons de le voir.

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-1	R-1	R/W-x	R/W-x	R/W-x
IRP	RP1	RP0	TO ⁻	PD ⁻	Z	DC	C
Bit7					bit0		

bit 7 **IRP**: Register Bank Select bit (used for indirect addressing)

1 = Bank 2, 3 (100h - 1FFh)

0 = Bank 0, 1 (00h - FFh)

bit 6-5 **RP1:RP0**: Register Bank Select bits (used for direct addressing)

11 = Bank 3 (180h - 1FFh)

10 = Bank 2 (100h - 17Fh)

01 = Bank 1 (80h - FFh)

00 = Bank 0 (00h - 7Fh)

Each bank is 128 bytes

bit 4 **TO**: Time-out bit

1 = after power-up, CLRWDT instruction, or SLEEP instruction

0 = A WDT time-out occurred

bit 3 **PD**: Power-down bit

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

1 = after power-up or by the CLRWDT instruction

0 = by execution of the SLEEP instruction

bit 2 **Z**: Zero bit

1 = the result of an arithmetic or logic operation is zero

0 = the result of an arithmetic or logic operation is not zero

bit 1 **DC**: Digit carry/borrow bit (ADDWF, ADDLW,SUBLW,SUBWF instructions)

(for borrow, the polarity is reversed)

1 = A carry-out from the 4th low order bit of the result occurred

0 = No carry-out from the 4th low order bit of the result

bit 0 **C**: Carry/borrow bit (ADDWF, ADDLW,SUBLW,SUBWF instructions)

1 = A carry-out from the Most Significant bit of the result occurred

0 = No carry-out from the Most Significant bit of the result occurred.

Le registre d'options (Option Reg register)

Ce registre sert à positionner un certain nombre d'éléments à l'initialisation du PIC. C'est très important car si le PIC est mal initialisé, il ne fonctionnera pas comme vous le souhaitez.

Par exemple le Bit 7 : active ou désactive les résistances internes de tirage vers le haut (pullup) sur le port B.

4.9. La fonction RESET

Le reset peut être provoqué par :

- la mise sous tension (POR : Power On Reset),
- un niveau bas sur la broche MCLR (Master Clear),
- le chien de garde en cas de plantage du programme (WDT : Watch Dog Timer),

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

- en cas de baisse de la tension d'alimentation (BOR : BrownOut Reset).

Le bouton RESET permet de réinitialiser tout le système, comme si l'alimentation venait d'être enclenchée [58].

C'est à dire un redémarrage depuis l'adresse 0x00 et la réinitialisation éventuelle de certains registres.

4.10. Les ports d'Entrées/Sorties

Le PIC16F876 est équipé de 22 lignes d'entrées/sorties réparties en trois ports parallèles bidirectionnels :

> 6 lignes sur le port A : RA0 à RA5,

> 8 lignes sur le port B : RB0 à RB7,

> 8 lignes sur le port C : RC0 à RC7.

Chaque ligne peut fournir ou absorber au maximum un courant de 25 mA.

La plupart de ces lignes ont une double fonction suivant leur programmation.

> Le port A (6 Bits) : I/O pur et/ou Entrée du CAN et/ou Entrée du TIMER 0

(La broche RA4 du port A (entrée du timer 0 T0CKI) est de type Drain ouvert)

La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISA, positionner un bit de TRISA à 1 configure la broche correspondante de PORTA en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.

> Le port B (8 Bits) : La configuration de direction se fait à l'aide du registre TRISB, positionner un bit de TRISB à 1 configure la broche correspondante de PORTB en entrée et inversement. Au départ toutes les broches sont configurées en entrée.

– En entrée, la ligne RB0 appelée aussi INT peut déclencher l'interruption externe INT.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

-En entrée, une quelconque des lignes RB4 à RB7 peut déclencher l'interruption RBI. Nous reviendrons là-dessus dans le paragraphe réservé aux interruptions.

> Le port C (8 Bits) : I/O pur et/ou TIMER 1 et/ou SPI/I2C et/ou USART.

Toutes les broches du port C peuvent être utilisées soit comme E/S normales soit comme broches d'accès à différents modules comme le timer 1, les modules de comparaison et de capture CCP1/2, le timer 2, le port I2C ou le port série.

4.11. L'Horloge

L'horloge peut être soit interne soit externe. L'horloge interne est constituée d'un oscillateur à quartz ou d'un oscillateur RC.

Avec l'oscillateur à Quartz, on peut avoir des fréquences allant jusqu'à 20 MHz selon le type de μ C. Le filtre passe bas (Rs, C1, C2) limite les harmoniques dus à l'écrêtage et réduit l'amplitude de l'oscillation, il n'est pas obligatoire.

l'horloge du système dite aussi horloge instruction est obtenue en divisant la fréquence par quatre.

Soit pour un Quartz à $F_{osc}=20\text{MHz}$ ou $T_{osc}=50\text{ ns}$, la durée du cycle est 4x plus grande soit

$T_{cycle} = 200\text{ nS}$

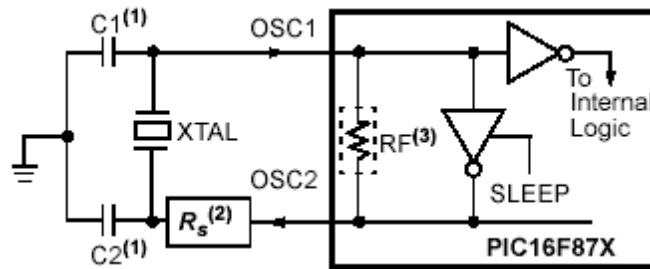


Figure III.21 - Oscillateur à Quartz 20 MHz.

4.12. Le Timer TMR0

C'est un compteur 8 bits ayant les caractéristiques suivantes :

-Il est incrémenté en permanence soit par l'horloge interne $F_{osc}/4$ (mode timer) soit par une horloge externe appliquée à la broche RA4 du port A (mode compteur).

-Le contenu du timer TMR0 est accessible par le registre qui porte le même nom. Il peut être lu ou écrit à n'importe quel moment. Après une écriture, le timer ne compte pas pendant deux cycles machine.

4.13. Les interruptions

Une interruption provoque l'arrêt du programme principal pour aller exécuter une procédure d'interruption. A la fin de cette procédure, le microcontrôleur reprend le programme principal à l'endroit où il l'a laissé. A chaque interruption sont associés deux bits, un bit de validation et un drapeau. Le premier permet d'autoriser ou non l'interruption, le second permet au programmeur de savoir de quelle interruption il s'agit [57].

L'interruption est donc une **Rupture De Séquence Asynchrone**, c'est-à-dire non synchronisée avec le déroulement normal du programme [60].

Lorsque l'événement déclencheur d'une interruption intervient, alors son drapeau est positionné à 1 (levé). Si l'interruption a été validée (bits de validations = 1), elle est alors

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

déclenchée, le programme arrête ce qu'il est en train de faire et va exécuter la procédure d'interruption qui se trouve à l'adresse 0x04 [58].

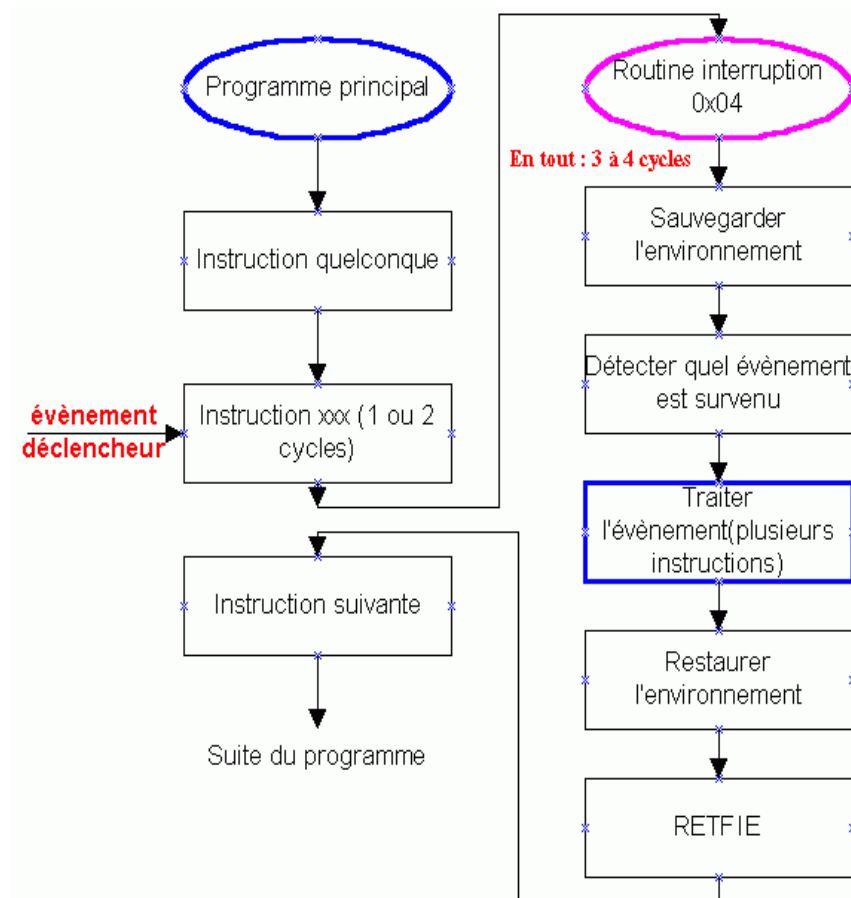


Figure III.22 - Chronogramme de routine d'interruption [55].

4.14. La conversion analogique numérique

Ce module est constitué d'un convertisseur Analogique Numérique 10 bits dont l'entrée analogique peut être connectée sur l'une des 5 entrées analogiques externes. On dit qu'on a un CAN à 5 canaux. Les entrées analogiques doivent être configurées en entrée à l'aide des registres TRISA. L'échantillonneur bloqueur est intégré, il est constitué d'un interrupteur d'échantillonnage et d'une capacité de blocage de 120 pF. Les tensions de références permettant de fixer la dynamique du convertisseur. Elles peuvent être choisies parmi V_{DD} , V_{SS} , V_{r+} ou V_{r-} .

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

Le control du module se fait par les deux registres ADCON0 et ADCON1

ADCON0

ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	GO/DONE	—	ADON
--------------	--------------	-------------	-------------	-------------	----------------	----------	-------------

ADCS1:ADCS0 : Choix de l'horloge de conversion donc du temps de conversion

00 : Fosc/2, 01 : Fosc/8, 10 : Fosc/32, 11 : Oscillateur RC dédié au CAN.

Dans notre cas **ADCS1:ADCS0** sont configurés Fosc/32 soit 20 Mhz/32 = 625 Khz qui donne un temps de conversion $T_{AD} = 1.6 \mu s$.

CHS2:CHS0 : choix de l'entrée analogique.

GO/DONE : Une conversion démarre quand on place ce bit à 1. A la fin de la conversion, il est remis automatiquement à zéro.

ADON : Ce bit permet de mettre le module AN en service.

ADCON1

ANFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0
-------------	----------	----------	----------	--------------	--------------	--------------	--------------

ANFM : justification à droite ou à gauche du résultat dans les registre ADRESH et ADRESL

ADRESH ADRESL

1 : justifié à droite 000000XX XXXXXXXX

0 : justifié à gauche XXXXXXXX XX000000

PCFG3:PCFG0 : configuration des E/S et des tensions de références.

4.14.1. Déroulement d'une Conversion

Le PIC dispose d'un échantillonneur bloqueur intégré constitué d'un interrupteur S, d'une capacité de maintien $C=120$ pF et d'un convertisseur Analogique numérique 10 bits. Pendant la conversion, la tension V_e à l'entrée du convertisseur A/N doit être maintenue constante. Au départ il faut commencer par faire l'acquisition du signal en fermant l'interrupteur S, ceci se fait à l'aide du registre ADCON0, soit au moment de la validation du module par le bit ADON soit après un changement de canal si ADON est déjà positionné. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une conversion en positionnant le bit GO_DONE, l'interrupteur S s'ouvre pour assurer le blocage de la tension. La conversion commence, elle est réalisée en $12 T_{AD}$, à la fin, le bit GO_DONE repasse à 0, le drapeau ADIF passe à 1 et le résultat est chargé dans les registres ADRESL et ADRESH. Le module met $2 T_{AD}$ supplémentaires pour fermer l'interrupteur S ce qui démarre une nouvelle phase d'acquisition pendant laquelle la tension $V_e =$ la tension analogique d'entrée V_a . Le temps d'acquisition dépend de la constante de temps RC, R étant la somme des résistances entre le module de conversion et la source de la tension analogique. Après la fin de l'acquisition, on peut démarrer une nouvelle conversion et ainsi de suite.

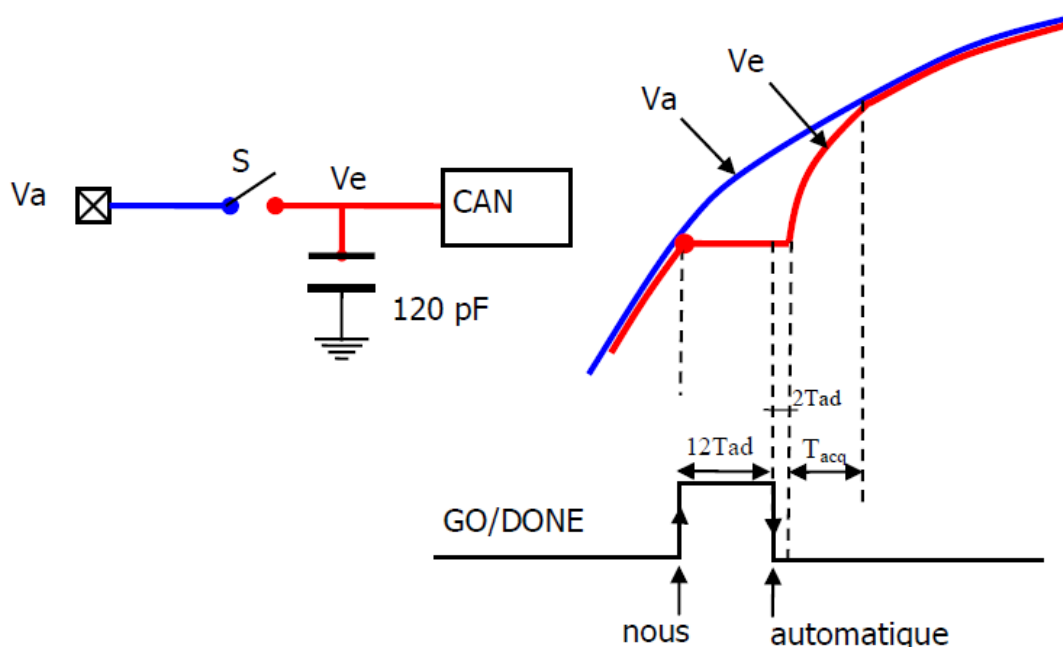


Figure III.23 - Déroulement d'une Conversion.

4.14.2. Temps de conversion

Le temps de conversion est égal à $12T_{AD}$, T_{AD} est le temps de conversion d'un bit, il dépend de la fréquence du quartz et du prédiviseur (div) choisi : $T_{AD} = \text{div} \times 1/\text{fosc}$. Le choix de div doit être ajusté pour que T_{AD} soit $\geq 1,6 \mu\text{s}$.

QUARTZ DIV	20 Mhz	5Mhz	4Mhz	2Mhz
2	0,1 μs	0,4 μs	0,5 μs	1 μs
8	0,4 μs	1,6 μs	2 μs	4 μs
32	1,6 μs	6,4 μs	8 μs	16 μs

Tableau II.1 -- Temps de conversion d'un bit T_{AD} (les cases grisées sont hors plage d'utilisation)

4.14.3. Temps d'acquisition

$$\text{Temps d'acquisition} = T_{ACQ} = T_C + CT + 2 \mu s \quad (\text{III.2})$$

T_C : temps de charge du condensateur.

CT : Coefficient de température.

4.14.4. Fréquence d'échantillonnage

Si on veut échantillonner un signal variable, La période d'échantillonnage T_e doit être supérieur ou égale à $T_{emin} = T_{CONV} + 2T_{AD} + T_{ACQ}$ (III.3) Avec $2T_{AD}$ le temps d'attente assigné après chaque conversion. La fréquence d'échantillonnage max est donc $f_{emax} = 1/T_{emin}$

Dans notre cas

- $T_{ACQ} = 19.7 \mu s$ caractéristique du microcontrôleur donnée par le constructeur.
- $T_{CONV} = 12 T_{AD} = 19.2 \mu s$
- $T_{emin} = 42.1 \mu s$

Si on tient compte de la règle de Shannon ($f_e > 2f_{max}$), on constate que l'on peut échantillonner des signaux dont la fréquence ne dépasse pas $1/2(f_{emax})$.

4.14.5. Valeur numérique obtenue

Si on note : Q = pas de quantification = $(V_{ref+} - V_{ref-})/1024$

V_a = tension analogique à convertir

N = valeur numérique obtenue,

$$N = \text{valeur entière de } (V_a - V_{ref-}) / Q \quad (\text{III.3})$$

Avec V_{ref-} = masse, on obtient $N = \text{int}(V_a / Q)$

Exemple : $V_{ref+} = V_{DD} = 5V$, $V_{ref-} = 0$ et $V_{in} = 4 V$

$$Q = 5V/1024 = 0,0048828125 V$$

$$N = 4V / 0,0048828125 = 819$$

4.15. L'USART

L'UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) est une puce permettant de contrôler tout port série en émission/reception. C'est cette puce qui gère la conversion des données, nativement parallèles de l'ordinateur en format série, puis la conversion des données série en format parallèle.

L'USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter) est l'un des deux modules de communication série dont dispose le PIC 16F876/877. L'USART peut être configuré comme système de communication asynchrone full duplex ou comme système synchrone half duplex (non étudié) [57].

La communication est synchrone si l'émetteur et le récepteur disposent de la même référence d'horloge pour communiquer. Ceci ne veut pas dire que l'horloge est transmise en même temps que les données, mais que la transmission des données comporte des informations permettant à l'horloge réception de rester strictement en phase avec l'horloge émission.

Dans le cas contraire la communication est asynchrone. Emetteur et récepteur ont chacun une horloge qui est à peu près à la même fréquence. L'émetteur envoie ses données avec son horloge et le récepteur les échantillonne avec la sienne [61].

C'est-à-dire qu'il s'agit d'une liaison qui ne fournit pas une horloge destinée à indiquer le début et la fin de chaque bit envoyé [60].

Nous travaillerons en asynchrone. Pour envoyer ou recevoir une donnée, tout se fait sur des registres, il suffit d'écrire ou de lire les registres.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

La communication se fait sur les deux broches RC6/TX et RC7/RX qui doivent être configurés toutes les deux en ENTREE par TRISC.

Il y a deux registres TXSTA et RCSTA pour configurer l'USART, et un troisième SPBRG qui permet de régler la vitesse de transmission.

4.15.1. Emission

Pour transmettre une valeur avec l'USART, il suffit de placer cette valeur dans le registre TXREG, la transmission s'effectuera automatiquement.

✚ Le port en transmission

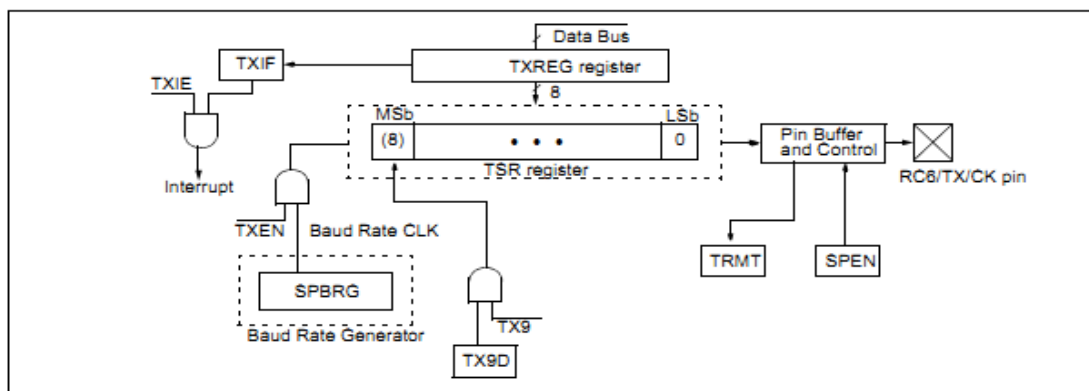


Figure III.24 - Le port en transmission.

Le contrôle de la transmission se fait par le registre **TXSTA** :

CSRC	TX9	TXEN	SYNC	—	BRGH	TRMT	TX9D
-------------	------------	-------------	-------------	----------	-------------	-------------	-------------

CSRC : non utilisé en mode asynchrone.

TX9 et TX9D : Pour utiliser le mode 9 bits il faut positionner le bit TX9. Le 9ème bit doit être écrit dans TX9D avant d'écrire les 8 bits de données dans TXREG.

TXEN : permet de valider ou interdire la transmission.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

SYNC : 0 → mode asynchrone, 1 → mode synchrone.

BRGH : sélectionne le mode haut débit du générateur de baud rate. (Bauds : nombre de bits de données transmis par seconde.)

TRMT : Indicateur de l'activité du registre à décalage de transmission TSR 1 →TSR libre, 0 → TSR en activité [57].

4.15.2. Réception

Le mode de réception, une fois l'USART activé, est très simple : lorsqu'une donnée est reçue, une interruption est générée et la valeur de la donnée reçue se trouve dans le registre RCREG, il suffit alors de la copier de ce registre au registre où elle est nécessaire.

La réception d'un octet démarre à la réception du START bit qui commence toujours par une transition 1 → 0.

A la réception du stop bit le contenu du registre à décalage de réception RSR est recopié dans le registre tampon de réception RCREG. Le drapeau RCIF est positionné, l'interruption associée est déclenchée si elle est validée. Le drapeau RCIF est remis à zéro automatiquement au moment de la lecture dans RCREG.

Le drapeau RCIF ne passe à 0 que quand la pile RCREG est vide.

Le port en réception

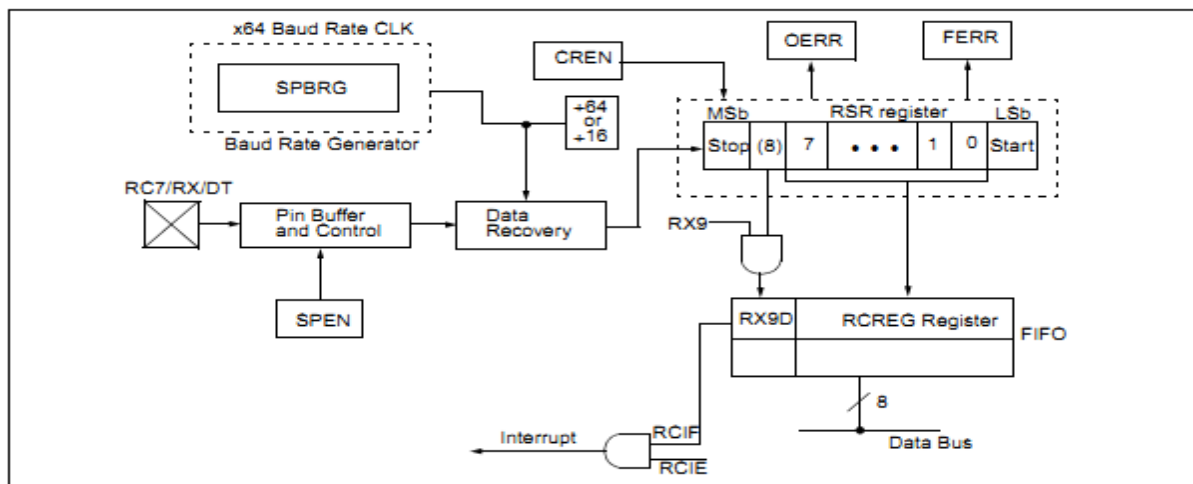


Figure III.25 - Le port en réception.

Le contrôle de la réception se fait par le registre **RCSTA** :

SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D
-------------	------------	-------------	-------------	--------------	-------------	-------------	-------------

SPEN : Validation du port série (1 = validé, 0 = Inhibé).

RX9 : Validation du mode 9 bits (1 → mode 9 bits, 0 → mode 8 bits).

SREN : validation de réception d'u seul octet (non utilisé en mode asynchrone).

CREN : Validation du mode réception continue (1 → validé, 0 → inhibé).

ADDEN : validation du mode détection d'adresse en mode 9 bits, utilisé en mode multiprocesseurs (1 → validé, 0 : Inhibé).

FERR : Erreur de synchronisation, lecture seule.

OERR : Erreur débordement du buffer de réception, lecture seule.

RX9D : En mode 9 bits, le 9ème bit est reçu ici [57].

4.16. La vitesse de communication

La vitesse de communication est déterminée par le générateur de rythme BRG (Baud Rate Generator) qui est dédié au port série. La vitesse de communication est définie à l'aide du registre de control SPBRG et du bit BRGH (TXSTA.2) qui quadruple la vitesse quand il est positionné. Il est préférable d'utiliser le mode haute vitesse (BRGH=1) car permet d'obtenir une meilleure précision sur la fréquence.

$$\text{Vitesse} = \frac{4^{\text{BRGH}} \times \text{Fosc}}{64 \times (\text{SPBRG} + 1)} \text{ baud} \quad (\text{III.4})$$

Dans notre cas $\text{Fosc} = 20 \text{ MHz}$, $\text{SPBRG} = 20$, et $\text{BRGH} = 1$, qui donnent une vitesse est égale à 57600 bauds.

Réalisation pratique de la carte d'acquisition du signal

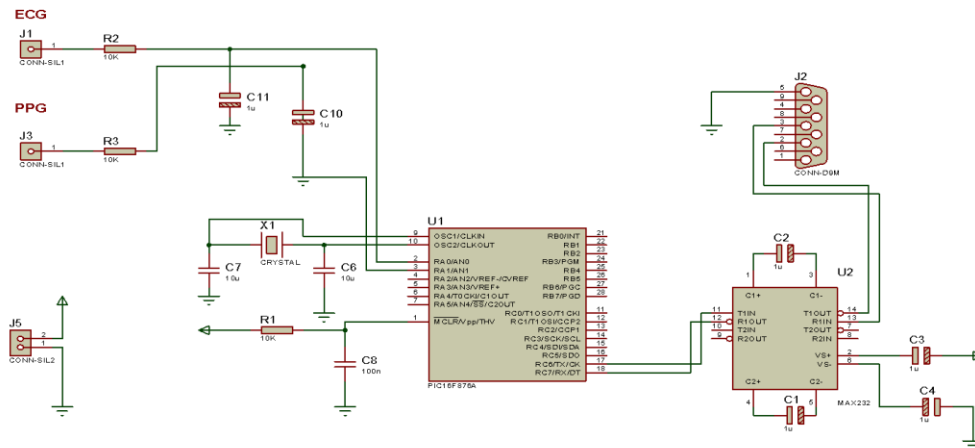


Figure III.26 - Circuit électronique réalisé de la carte d'acquisition.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

Le circuit d'acquisition est réalisé autour d'un microcontrôleur le PIC16F876A. En fait ce composant est utilisé pour gérer toutes les procédures du multiplexage, d'échantillonnage, de conversion analogique digitale et de la transmission des données.

Le dispositif d'acquisition (figure III.26) ainsi conçu, d'une carte de communication série sur le protocole RS-232 SUBD9.

Les figures III.27 et III.28 représentent le circuit imprimé et la visualisation 3D de la carte d'acquisition réalisé dans notre projet et la figure III.29 représente l'algorithme de celle-ci.

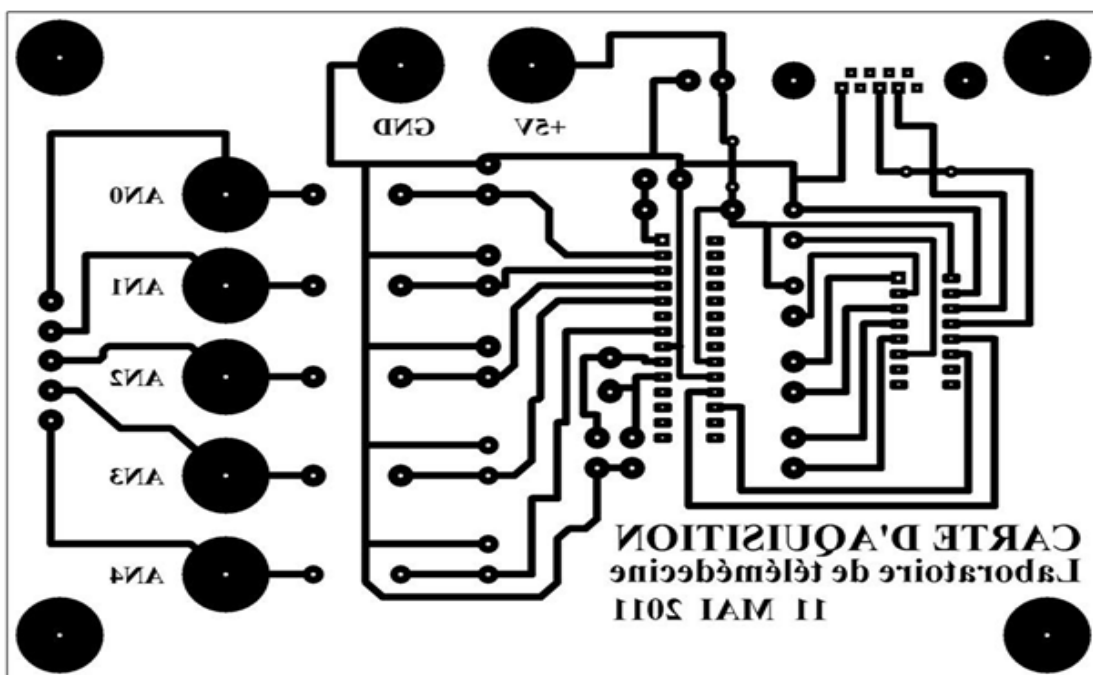


Figure III.27 - Circuit imprimé de la carte d'acquisition

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail

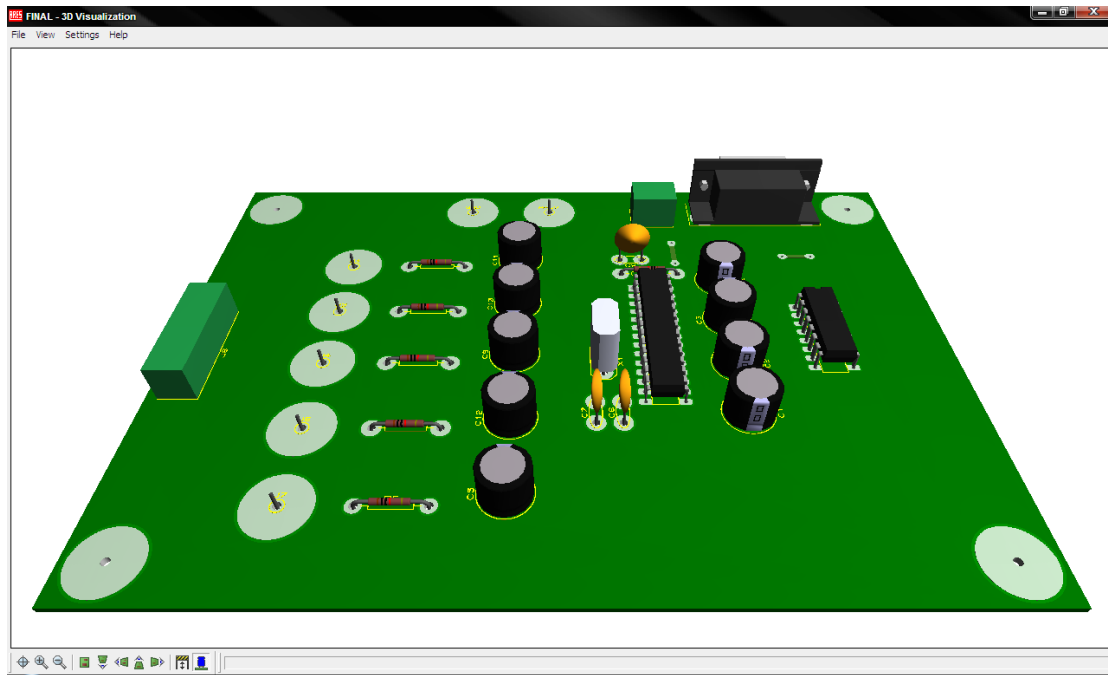
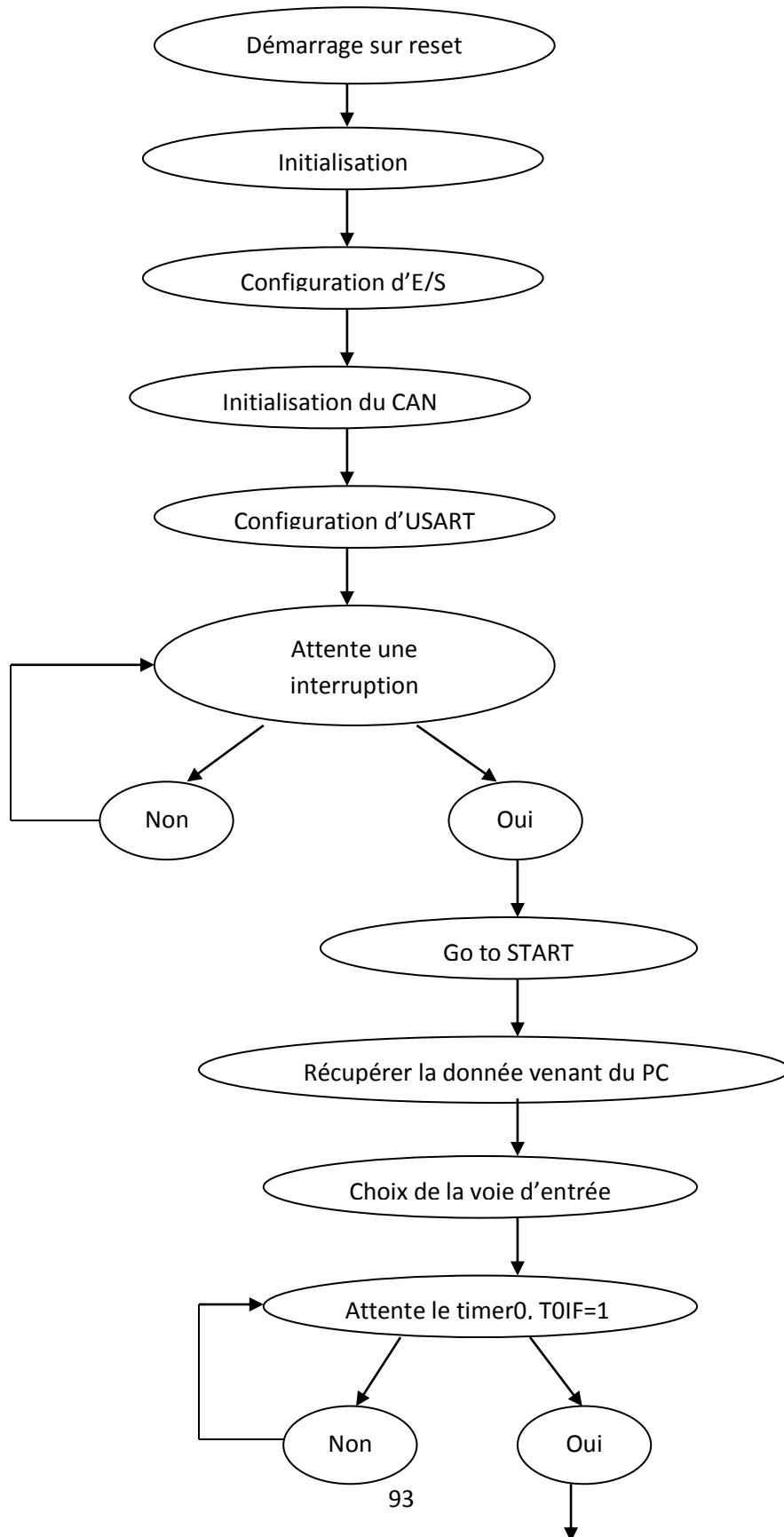


Figure III.28 - l'image 3D de la carte d'acquisition.

Chapitre III. Conception et Realisation Pratique des Capteurs Objets de ce Travail



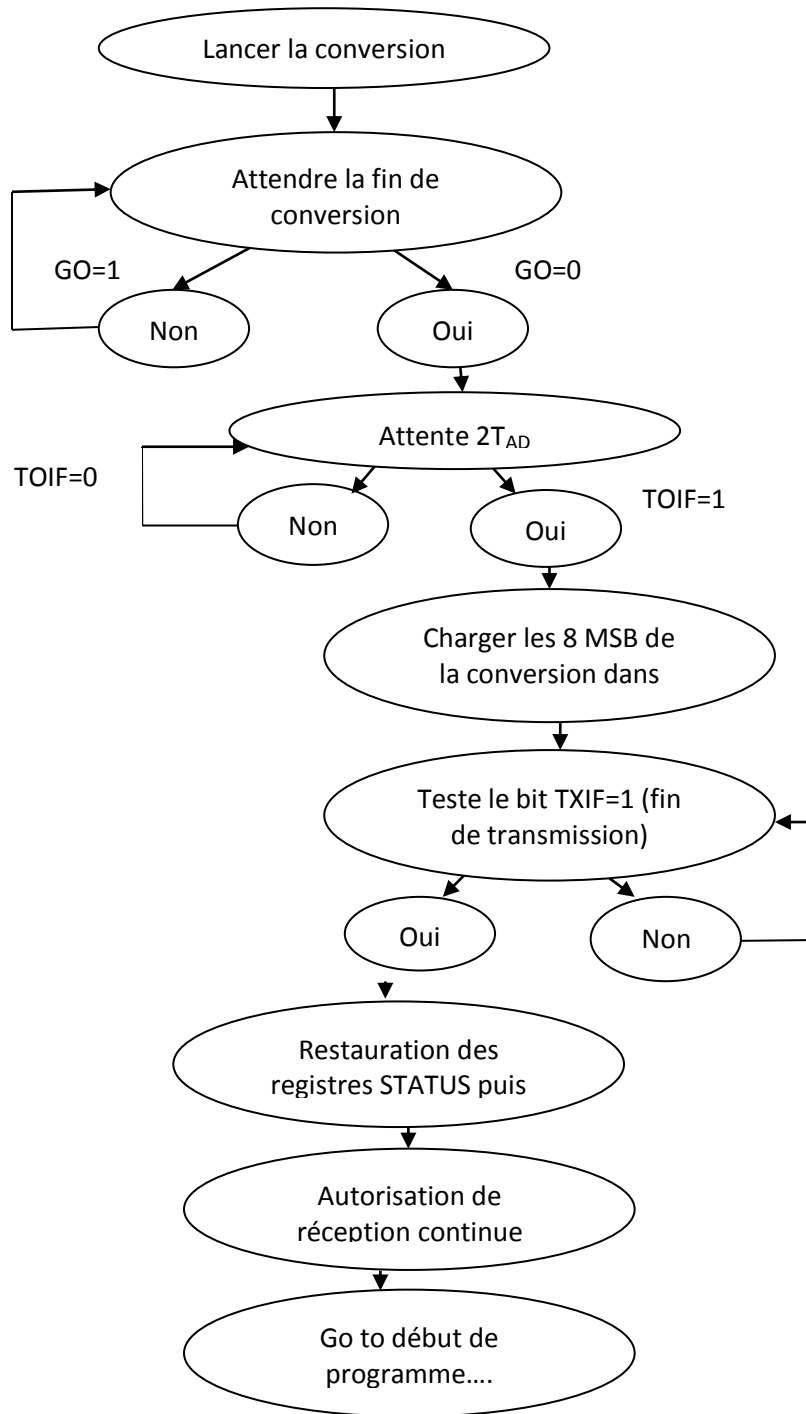


Figure III.29 - Algorithme d'acquisition des signaux

5. Conclusion

Les objectifs concernant la mise en œuvre d'un plateau technique dédié à système du système cardio-rénal nous semble atteint sur le plan électronique prototypé. Il reste à élaborer une validation du système sur le plan médical mais celle-ci ne peut voir le jour qu'en milieu clinique en collaboration avec les spécialistes qui permettront de mieux orienter notre projet afin d'assurer la surveillance monitorisée du système cardio-rénal.

Ce chapitre a été consacré à la réalisation pratique des différents circuits permettant le recueil des signaux dédiés à la télé surveillance cardio-rénale. Les différents signaux issus de ces circuits devant parvenir à un terminal local après numérisation pour être visualisés, traités, analysés, archivés et éventuellement transmis à des centres de télé vigilance . Nous consacrons le chapitre suivant à la présentation de l'aspect télé médical de l'interface homme machine que nous avons réalisé.

CHAPITRE IV

Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'insuffisance Cardio-Rénale

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

1. Introduction

Les Technologies de l'Information et de la Communication (TIC) sont de plus en plus présentes dans les systèmes de santé. Au cours des dernières années, la croissance des réseaux de télésanté a été rapide de façon plus spécifique. Ce qui a permis d'envisager de nouvelles façons d'exercer la médecine. En effet, ces réseaux permettent le transfert électronique des données médicales multidimensionnelles et multimédias comprenant le son, les images statiques ou dynamiques, le texte et les fichiers multi format en temps réel ou différé ouvrant le champ de la pratique médicale à distance (téléconsultation, télédiagnostic, téléexpertise, téléassistance ...), d'augmenter les échanges scientifiques et cliniques et de faciliter l'accès aux soins à tous . Dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'étude des services de santé relevant de la télémédecine.

2. Télémédecine

De nombreux auteurs définissent la télémédecine comme l'union des télécommunications et de la médecine, l'idée générale est de faire voyager les informations plutôt que les patients.

Le professeur Louis Lareng définit la télémédecine comme « L'utilisation de tout moyen technique et de toute méthode permettant à distance la pratique médicale, elle a pour finalité l'amélioration de la qualité des soins par l'utilisation optimale des moyens techniques et des compétences médicales » [62].

Une autre définition est celle du Professeur Brown selon laquelle la télémédecine est: « L'utilisation de la vidéo interactive entre médecin et patient » [62].

Et selon le CNOM (Conseil National de l'Ordre des Médecins) : « La télémédecine est une des formes de coopération dans l'exercice médical, mettant en rapport à distance, grâce aux technologies de l'information et de la communication, un patient (et / ou les données

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

médicales nécessaires) et un ou plusieurs médecins et professionnels de santé, à des fins médicales de diagnostic, de décision, de prise en charge et de traitement dans le respect des règles de la déontologie médicale » [63].

Une autre définition énonce que la télémédecine consiste en l'utilisation des télécommunications et des technologies de l'information pour permettre l'accès aux soins à distance, et l'échange de l'information médicale afin d'évaluer l'état du patient [64].

3. Chaîne Télé médicale

Le système de la transmission numérique des données en médecine comprend tout une chaîne qui est schématisé dans la figure ci-dessous :

Elle comprend :

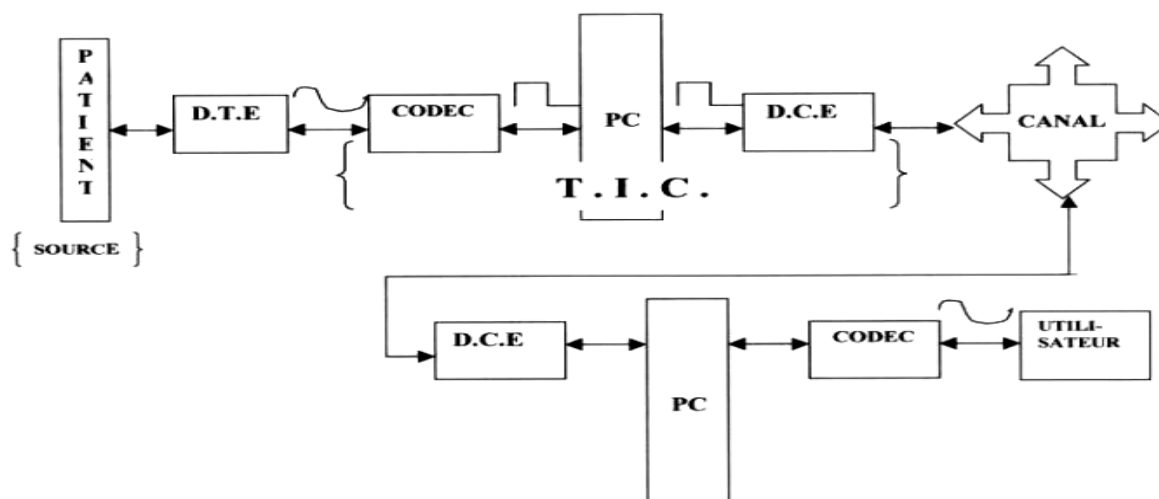


Figure IV.1 - La chaîne télé médicale.

Le patient : source et destinataire de l'information médicale.

Les D.T.E: Chargés de prélever sur le corps humain l'information médicale.

CODEC: Chargé de la numérisation de l'information médicale issu du capteur sous forme analogique et de la transférer à un terminal informatique local selon un Protocole de transmission donné.

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

Les PC :

Chargé de présenter l'information médicale aux praticiens sous forme exploitable et conviviale, de stocker ces informations et d'héberger les différentes applications et plateformes software de traitement numérique et de transfert de l'information médicale multimédia au moyen d'un environnement de programmation donné.

D.C.E:

Chargé d'adapter le signal informationnel au canal de transmission, de transférer les données médicales vers des terminaux distants via le canal de transmission sur les réseaux télé médicaux et de maximiser les débits au moyen des techniques hauts débits.

Selon la nature de l'information médicale dans le sens homme-machine les D.T.E peuvent être :

Unidimensionnelle : Mettant en jeu des capteurs qui transforment les grandeurs physiologiques en une grandeur électrique représentative d'une activité physiologique (ECG, PPG, EEG, PTG, Pression, vitesse, volume, ...)

Bidimensionnelle : Mettant en jeu les différents rayonnements électromagnétiques (radio fréquence, Ultrasonore, Infrarouge, Visible, Ultra-violet, X, γ , ...) et leur interaction avec les tissus biologiques pour la reconstruction des images médicales.

Tridimensionnelle : Mettant en jeu une caméra exo ou endoscopique permettant de visualiser une image vidéo de l'intérieur ou l'extérieur du corps humain.

Et sont dédiés aussi bien à la phase diagnostique de la pratique médicale qu'à la phase thérapeutique (chirurgie laparoscopique mini invasive).

Dans le sens machine-homme les CODEC permettent la génération de signaux contrôlant localement ou à distance des systèmes médicaux (circulation extra corporelle de

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

l'hémodialyse ou de la chirurgie à cœur ouvert, ventilateur artificielle, prothèses auditives ou cardiaques, pompes à insuline, robot de chirurgie...).

Et sont dédiés à la phase thérapeutique de la pratique médicale.

Un tel système accompli implicitement la phase surveillance de la pratique médicale.

4. Domaines d'applications de la télémédecine

Il existe plusieurs utilisations des TIC dans le domaine médical [65]. Ces utilisations regroupent celles qui sont directement liées à la production de soins et celles qui concourent à l'amélioration de la qualité et de la continuité des prises en charge. Les principales applications sont : la téléconsultation, le télé diagnostic, la téléexpertise, la télésurveillance, la téléformation, la téléassistance, dans pratiquement tous les domaines des spécialités médicales (télé cardiologie, télé ophtalmologie, télé dermatologie, télé chirurgie ...).

4.1. Téléconsultation

La téléconsultation permet une consultation entre le médecin et son patient, à travers un système de télécommunication afin d'évaluer l'état du patient ou les données le concernant. [66]

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaine Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale



Figure IV.2 - Exemple de téléconsultation.

4.2. Télésurveillance

La télésurveillance consiste à établir un système de surveillance à distance d'un patient atteint d'une maladie chronique généralement à domicile par la transmission continue de paramètres vitaux. C'est le cas par exemple des insuffisants rénaux, cardiaques, respiratoires, des diabétiques, des hypertendus etc... [67]



Figure IV.3 - Exemple de télésurveillance.

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

4.3. Téléexpertise

La téléexpertise a pour objet de permettre à un professionnel médical de solliciter à distance l'avis d'un ou de plusieurs professionnels médicaux en raison de leurs formations ou de leurs compétences particulières, sur la base des informations médicales liées à la prise en charge d'un patient.

4.4. Téléassistance

La téléassistance médicale a pour objet de permettre à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte médical. Elle a aussi pour objet de prescrire à distance une conduite à tenir à un patient (thérapeutique, hygiène de vie ...).



Figure IV.4 - Exemple de téléassistance.

4.5. Téléchirurgie

La téléchirurgie inclut deux aspects, l'assistance chirurgicale réalisée à distance par un chirurgien expert (téléchirurgie de compagnonnage) ou la chirurgie à distance assistée par ordinateur et robot (chirurgie robotisée). Les deux types de chirurgie nécessitent la transmission en temps réel des champs opératoires. [66]



Figure IV.5 - Exemple de téléchirurgie.

4.6. Téléformation

Cette application regroupe en fait deux types d'utilisation des TIC par les acteurs de santé mais concernés par un même souci : diffuser un contenu pédagogique par le biais des télécommunications. Se former : consiste à utiliser la télémédecine dans le cadre de programmes collectifs de formation médicale. Cette application prend la forme des supports classiques de la formation médicale continue (tests, cas cliniques, cours magistraux, entraînement aux gestes opératoires, etc.). S'informer : constitue un autre type d'utilisation de la télémédecine reposant principalement sur l'usage individuel d'internet. En effet, il s'agit ici, pour les professionnels de santé, de recourir à des bases de données spécialisées dans lesquelles les informations auraient été préalablement structurées et finalisées. Ce type

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaine Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

d'applications peut s'inscrire dans des programmes de recherche et/ou d'études cliniques et/ou épidémiologiques (évaluations, tests, recherche, etc.). [67]



Figure IV.6 - Exemple de téléformation.

5. Télésurveillance médicale à domicile

Le développement des systèmes de télésurveillance médicale à domicile fait face au vieillissement de la population et à la réduction de la durée d'un séjour à l'hôpital [68]. La télésurveillance médicale à domicile établit un système de surveillance à distance des paramètres physiologiques du patient, puis de les transmettre aux praticiens concernés. Il s'agit par exemple de surveiller un insuffisant rénal et/ou cardiaque.

5.1. Objectif

La télésurveillance médicale à domicile permet aux patients de vivre chez eux le plus longtemps et le plus indépendamment possible dans un environnement de confort et de sécurité [69].

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaine Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

L'objectif est de détecter des situations inquiétantes ou critiques du patient par une génération d'un ensemble de messages et d'alarmes, les techniques de détection reposent sur l'analyse de données issues d'un ensemble de capteurs installés dans l'habitat [70].

5.2. Principe [69]

La télésurveillance médicale s'appuie sur un système d'information global comprenant :

- **Des habitats** : Équipés de différents capteurs (physiologie, environnement, activité) reliés aux réseaux pour collecter les données relatives au patient en temps réel, et d'appareillages automatiques (domotique) pour adapter l'environnement de vie de la personne à ses capacités personnelles.
- **Une unité locale de traitement** : Au niveau de chaque habitat, celle-ci stocke et traite les signaux reçus par les capteurs, elle est responsable de la gestion d'une base de connaissances relative à la personne télésurveillée, de l'émission de messages et d'alarmes.
- **Un centre de télé vigilance** : Pour le traitement des messages et alarmes reçus des habitats. Le personnel médical, patient et membres de sa famille pouvant accéder à tout moment, après authentification et selon leurs privilèges, aux données du système.

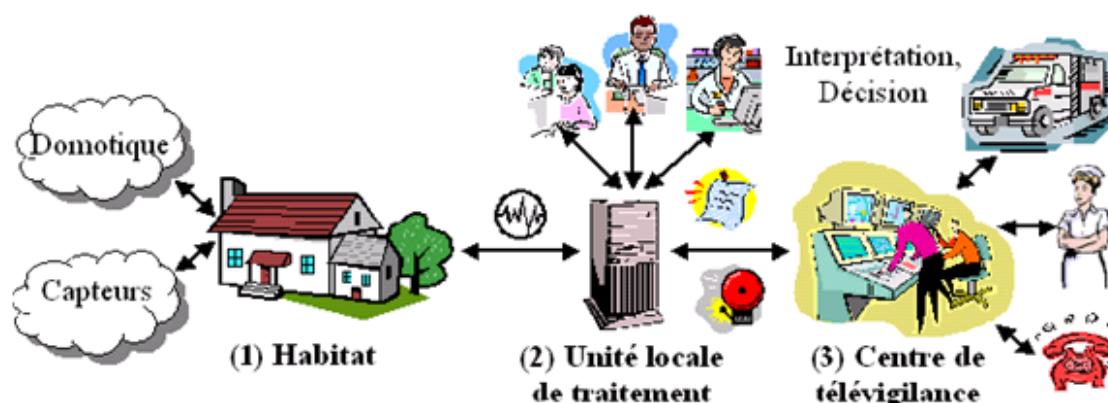


Figure IV.7 - Architecture de la télésurveillance à domicile.

5.3. Champ d'application

Plusieurs domaines d'application de télésurveillance médicale sont proposés à des patients.

Parmi les patients nécessitant une surveillance à domicile, on retiendra :

5.3.1. Les insuffisants respiratoires

La télésurveillance peut être associée à l'oxygénothérapie à domicile des insuffisants respiratoires pour surveiller en continu l'oxygénation du patient.

5.3.2. Les insuffisants cardiaques

Avec l'augmentation de la population âgée et les troubles du rythme de la vie quotidienne, il apparaît un grand nombre d'insuffisants cardiaques. Après une hospitalisation temporaire lorsque les patients reviennent à leur domicile, ils doivent être soumis à une surveillance constante, clinique, biologique, aidée d'examens complémentaires : électrocardiogramme, échocardiogramme [71]. La plupart de ces signaux biologiques peuvent être enregistrés par des appareils portables ou poste local et transmis au médecin traitant par réseau RTC dopé ADSL : c'est le cas du système que nous développons dans le cadre de cette thèse.

5.3.3. Les insuffisants rénaux

Un certain nombre des insuffisants rénaux bénéficient d'un traitement à domicile.

Selon le ministère de la santé, il y aurait entre 1,74 et 2,5 millions de personnes atteintes d'une défaillance progressive et irréversible de la fonction rénale, appelée insuffisance rénale.

Cela concerne principalement les personnes âgées de plus de 65 ans, les diabétiques et les personnes souffrant d'hypertension artérielle. Le risque de mourir d'un accident cardiovasculaire lorsqu'on est en hémodialyse est important. C'est pour cette raison, que la dialyse du sujet âgé est devenue de plus en plus médicalisée.

Des projets ont vu le jour ces dernières années, le projet DIATELIC, organisme basé à Nancy, télésurveillance Interactive et Coopérative des Dialysés à Domicile en 1995, qui est

Chapitre IV. Implémentation d'une Chaîne Télé Médicale Dédiée à la Surveillance de l'Insuffisance Cardio-Rénale

un système de télésurveillance de dialysés à domicile par la technique de DPCA (Dialyse Péritonéale continue Ambulatoire) et le projet AUB (Aide aux Urémiques de Bretagne) expérimenté pendant l'été 2001 [73]. Ce projet de surveillance médicale à distance des patients traités dans un centre de dialyse de proximité (le Centre Hospitalier de Lannion), la surveillance médicale des séances de dialyse ayant été assurée par l'équipe néphrologique basée au Centre Hospitalier de St Brieuc, distant de 70 kilomètres [72]. Il existe d'autres projets de télémédecine appliquée dans des centres d'auto dialyse, comme celui de l'Hôpital NECKER et TENON (AP-HP) à Paris. [73]

6. Schéma synoptique de l'interface homme-machine implémentée au cours d'une séance d'hémodialyse.

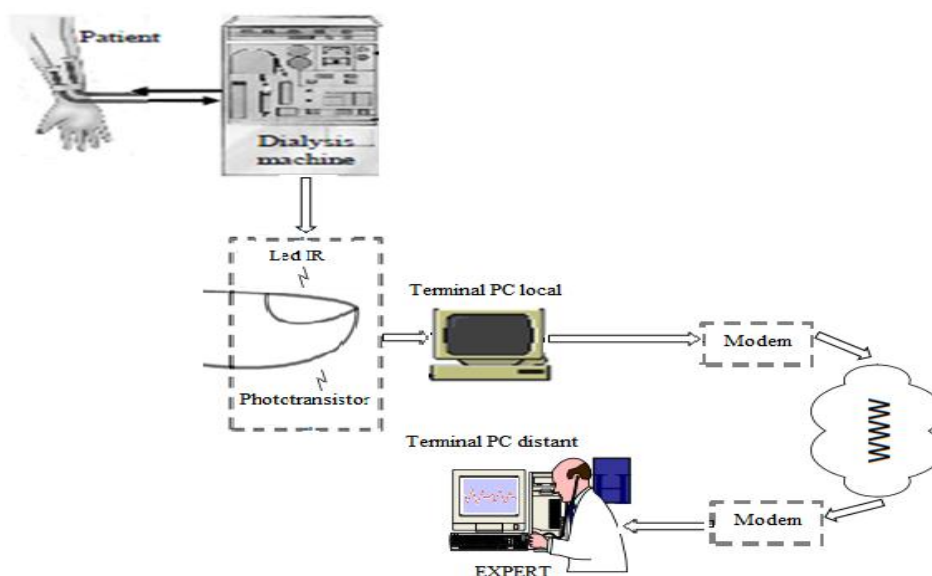


Figure IV.8 - Schéma bloc de l'interface homme-machine télé-médicale dédiée à la télésurveillance de l'insuffisance rénale chez les hémodialysés.

7. Architecture client-serveur pour le transfert des données sous protocole TCP/IP

Pour relier les différents acteurs de la télémédecine, des supports physiques (réseaux informatiques) et des protocoles de communication doivent permettre des échanges de données fiables, rapides et sécurisées. Le réseau informatique utilisé peut être local ou élargi (réseau longue distance). Des liaisons permettant de véhiculer des données utiles à la télémédecine en utilisant le réseau téléphonique commuté (RTC) sous protocole TCP/IP.

7.1. Protocole TCP/IP

La transmission distante des signaux électrocardiographiques et photopléthysmographiques se fait selon le protocole TCP/IP.

TCP/IP représente l'ensemble des règles de communication sur internet. Chaque dispositif du réseau porte une adresse IP afin de pouvoir acheminer des paquets de données.

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 [74], [75].

8. CONCLUSION

La télémédecine est une nouvelle forme d'amélioration de la qualité des soins grâce aux nouvelles technologies d'informations et communications, elle est aussi créatrice de nouveaux services facilitant la vie quotidienne des patients atteints de maladies chroniques telle que l'insuffisance cardio et/ou rénale, ainsi qu'aux professionnels de la santé bénéficiant de plateaux techniques identiques à celui que nous avons réalisé dans le cadre de cette thèse leur permettant d'être en relation permanente avec leurs patients en recevant les paramètres vitaux et pertinents représentatifs de leurs états physiopathologiques.

La télémédecine est donc une réalité dont l'ampleur croît au rythme de l'évolution technologique.

Le chapitre suivant est consacré à la présentation des résultats aux quelles nous sommes parvenu sur le plan de l'implémentation hardware et software du plateau technique dédié à l'interfaçage électrocardio-spectrophotométrique, à l'étude corrélative des signaux et enfin à l'évaluation des coefficients d'atténuations des fonctions auto et inter corrélative.

CHAPITRE V

Résultats

1. Introduction

Ce chapitre est pour nous l'occasion de présenter les résultats aux quelles nous sommes parvenus ainsi que notre contribution personnelle.

Pour répondre à la problématique de la télé surveillance de l'insuffisance cardio-rénale nous avons mis en œuvre une méthode originale non invasive, non intrusive, facile à manipuler et peu onéreuse qui consiste à surveiller en continue l'hypoxémie néfaste pour l'insuffisance rénale par photo pléthysmographie dans l'infra-rouge évaluant la teneur de l'oxyhémoglobine dans le sang HbO_2 , en remplacement de la méthode classique qui utilise le dosage biochimique notamment de l'urée et de la créatinine nécessitant une prise de sang et un déplacement quasi quotidien du patient vers un laboratoire de biochimie.

Par ailleurs nous avons couplé la photo pléthysmographie à l'électrocardiographie par l'enregistrement simultané de l'activité électrique du myocarde révélatrice d'une éventuelle défaillance de celui-ci.

Ces deux signaux ECG et PPG bénéficient d'un traitement numérique réalisant les fonctionnalités suivantes :

La corrélation, l'intercorrélation, le tracé de l'enveloppe de la fonction d'auto et d'intercorrélation, l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'auto et d'intercorrélation en déterminant leurs coefficients d'atténuations de celles-ci.

2. Acquisition des données

Après l'implémentation de la partie hardware micro contrôlée, nous avons procédé à l'implémentation software de l'interface dédiée à l'acquisition et à l'affichage des signaux au niveau du poste local.

Cette interface a été implémentée sous environnement Visual Basic

Pour gérer le port série sous VB, la meilleure façon est d'utiliser le composant « Microsoft Comm Control ». La figure V.1 montre la sélection de ce composant dans la boîte à outil que VB met à la disposition du programmeur.

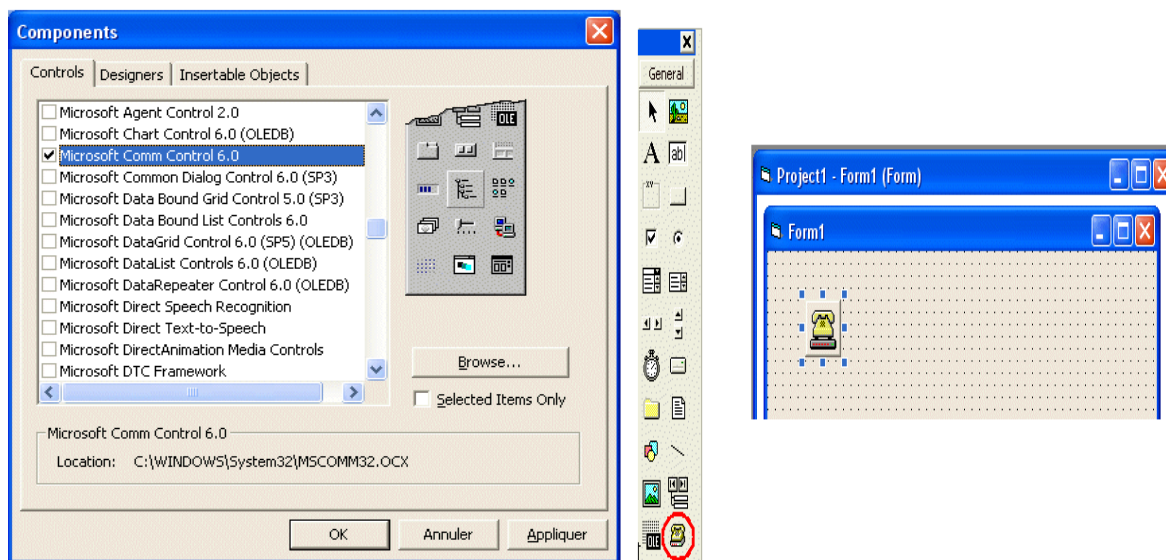


Figure V.1 – Sélection du composant MS COM.

2.1. Organigramme d'acquisition et d'affichage du signal au niveau du Poste local.

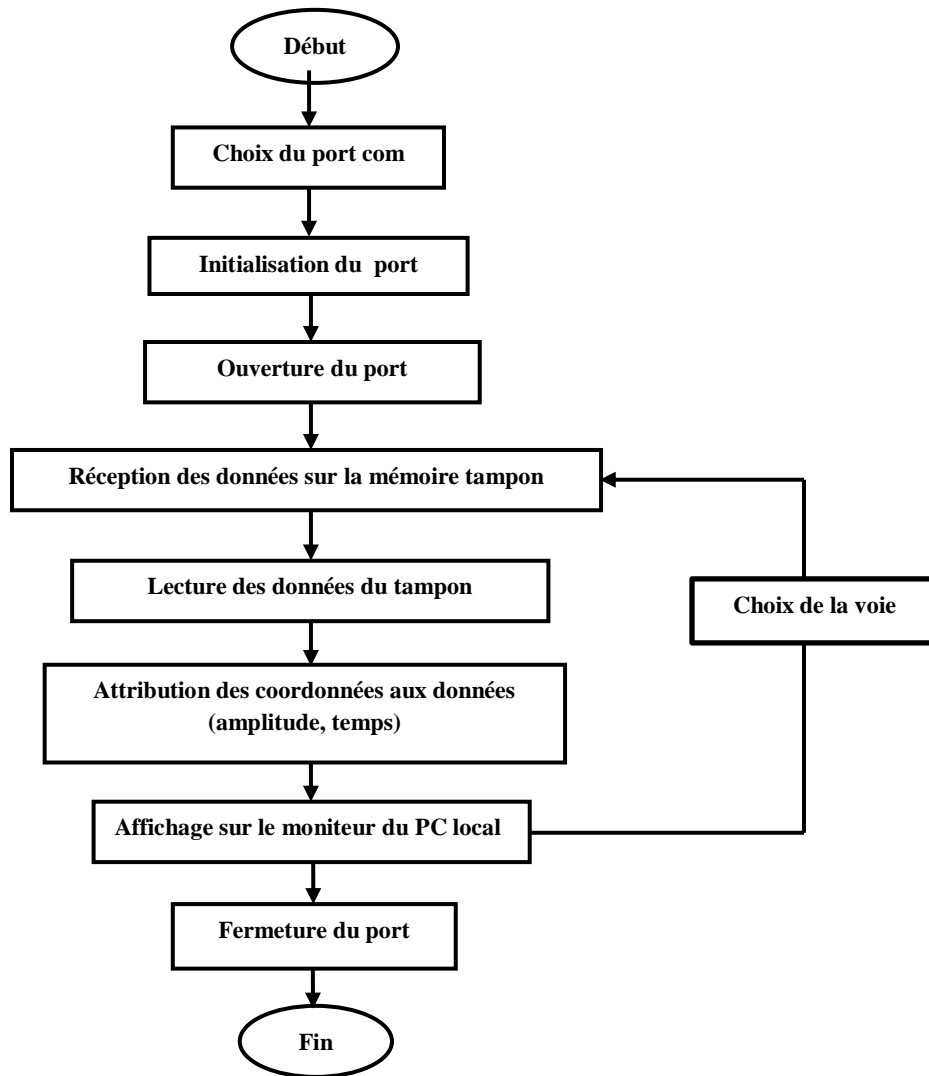


Figure V.2 - Organigramme d'acquisition et d'affichage du signal sur PC

2.2. Acquisition de l'ECG

La figure V.3 montre l'interface d'acquisition et d'affichage morphologique du signal électrocardiographique avec son tableau de valeurs acquis et archivés dans un fichier *.DAT

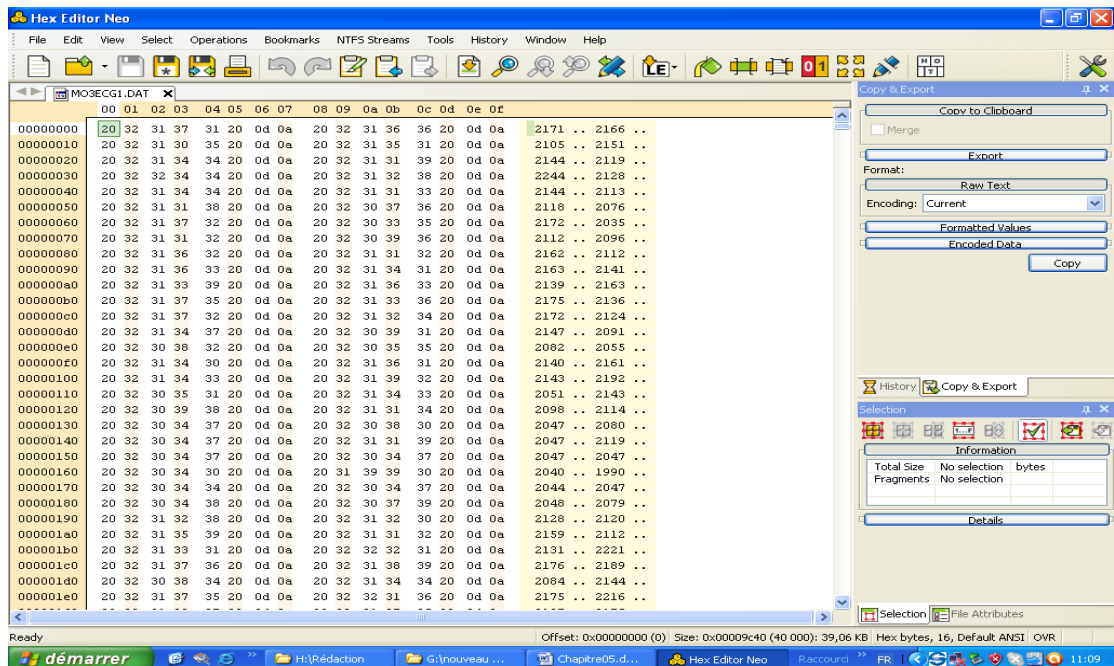
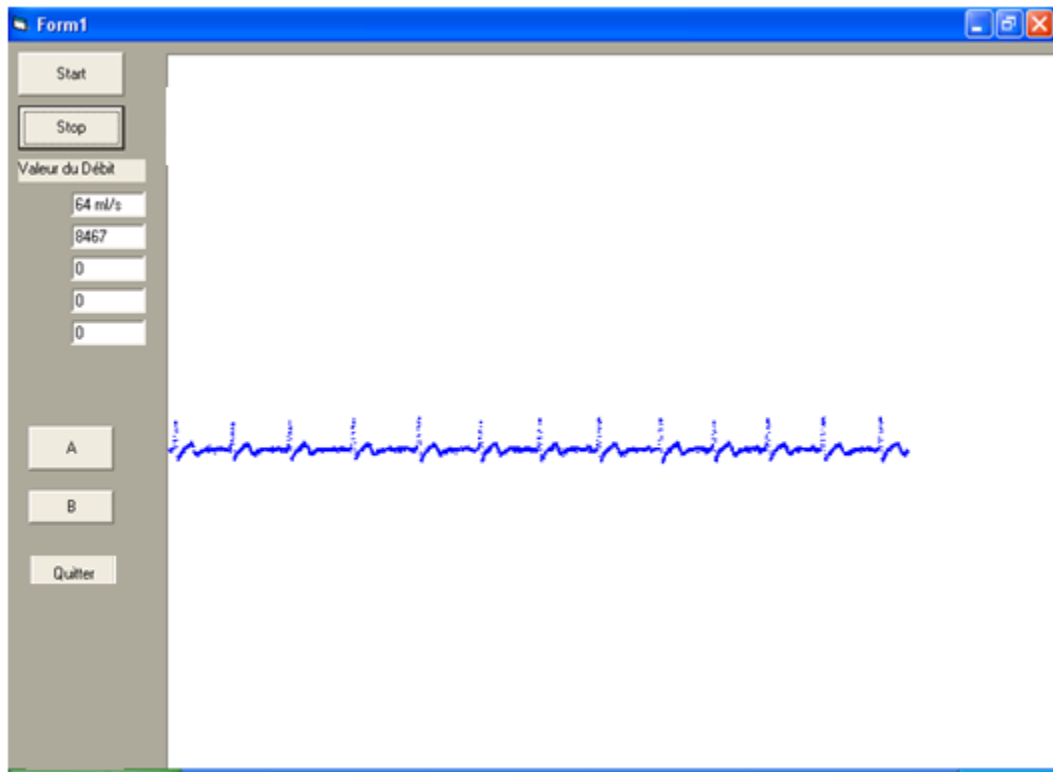


Figure V.3 - Affichage et archivage du signal ECG

2.3. Acquisition du PPG

La figure V.4 montre l'interface d'acquisition et d'affichage morphologique du signal photo pléthysmographique avec son tableau de valeurs acquis et archivés dans un fichier *.DAT

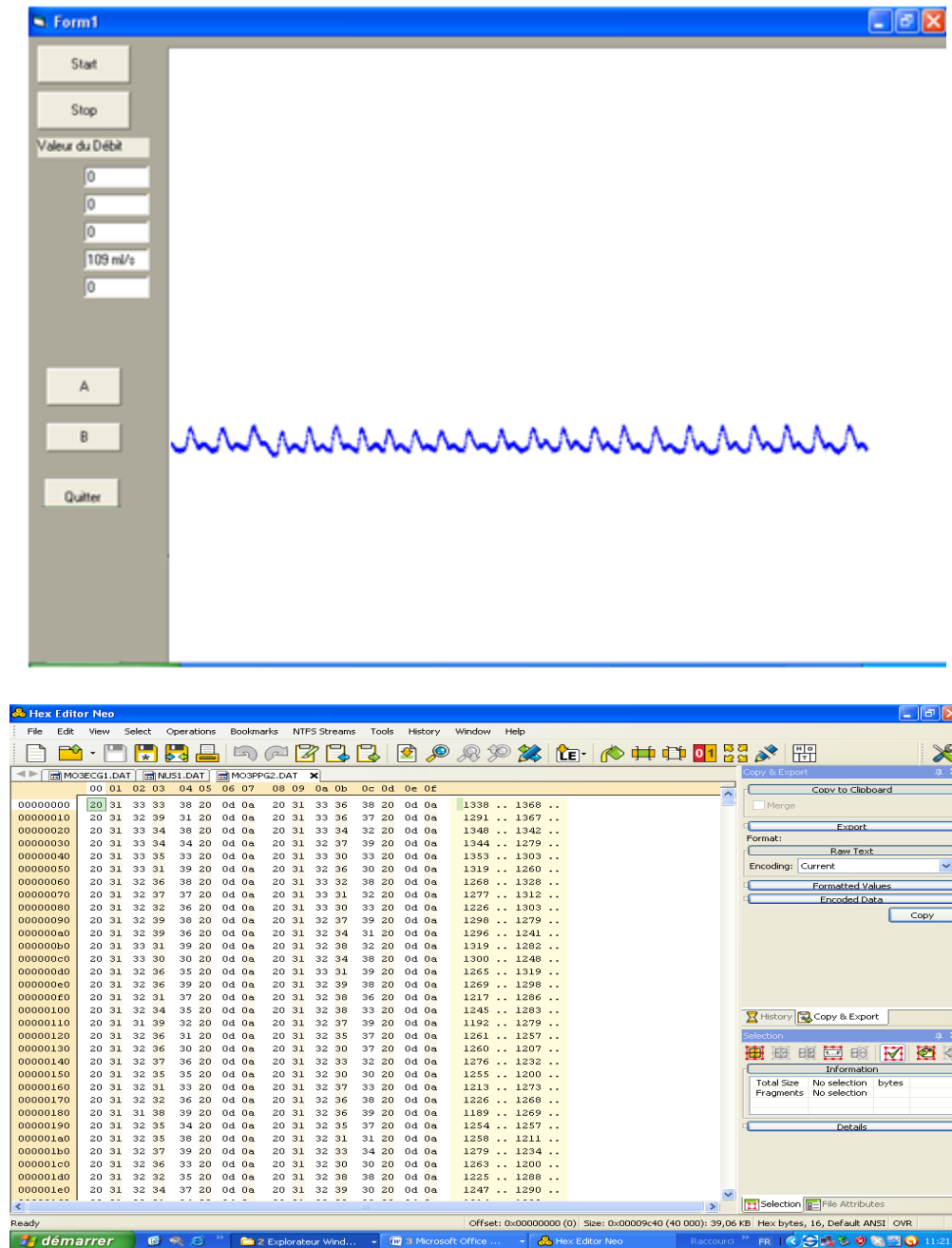


Figure V.4 - Affichage et archivage du signal PPG

2.4. Acquisition simultanée des deux signaux (PPG, ECG)

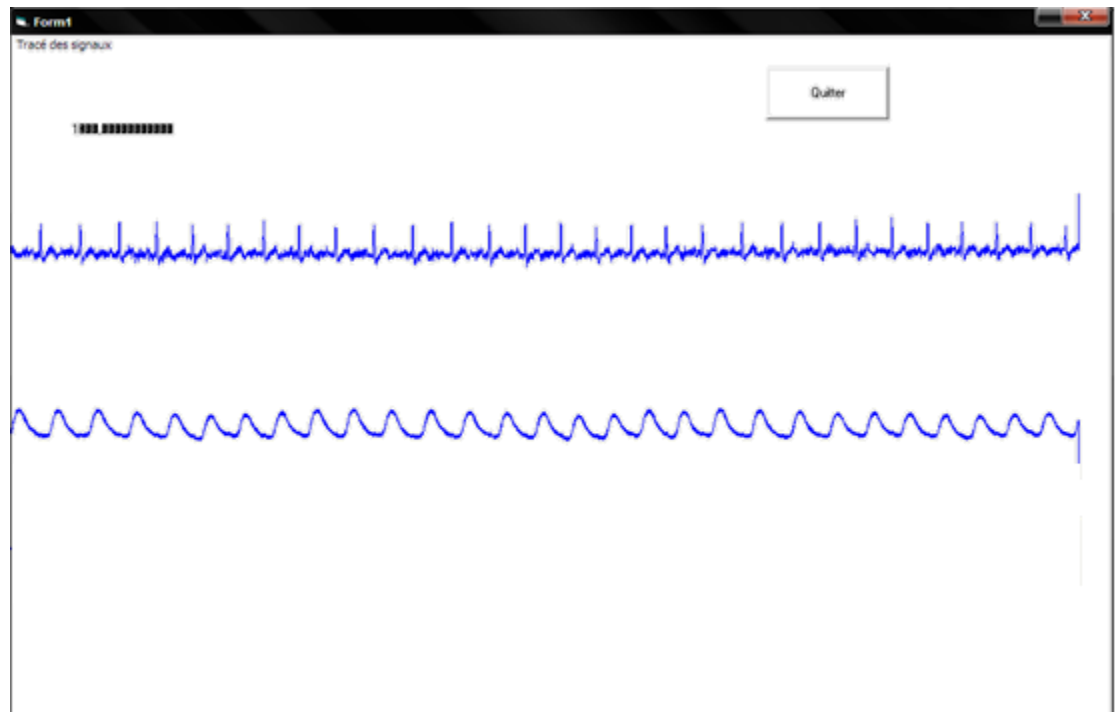


Figure V.5 - Affichage simultané des signaux ECG et PPG

2.5. Interface de transfert des fichiers ECG et PPG

La figure V.6 montre l'interface de transfert des fichiers du patient vers le centre de télévigilance.

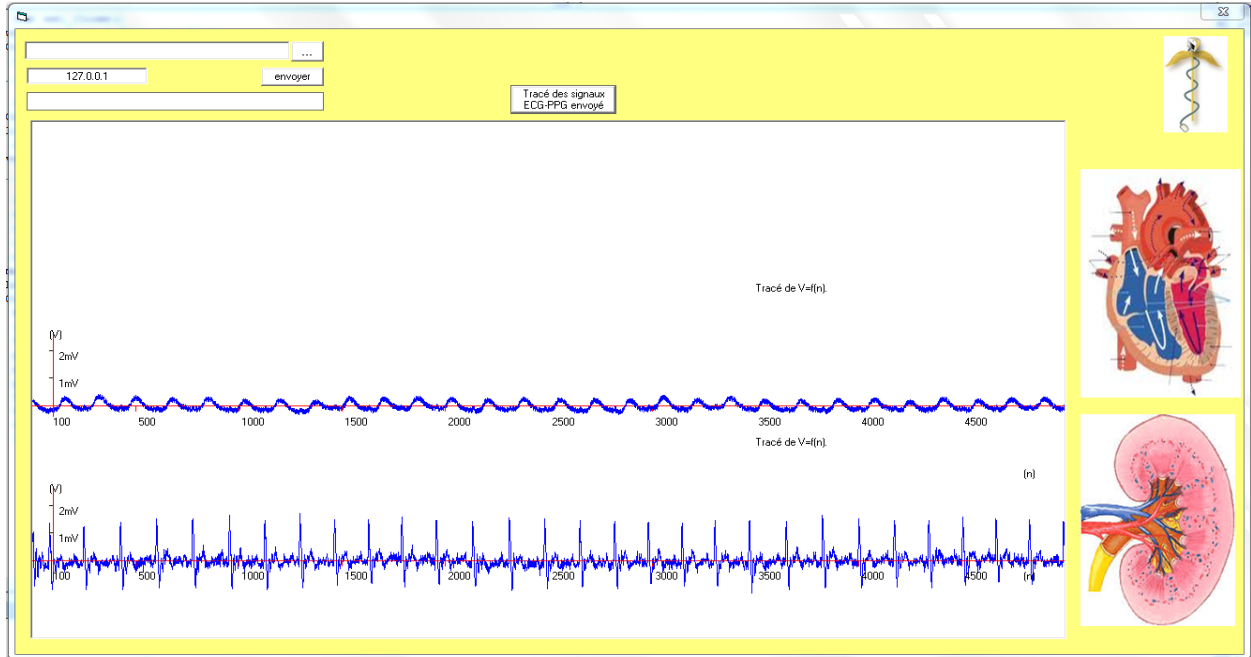


Figure V.6.a - Interface de transfert coté patient

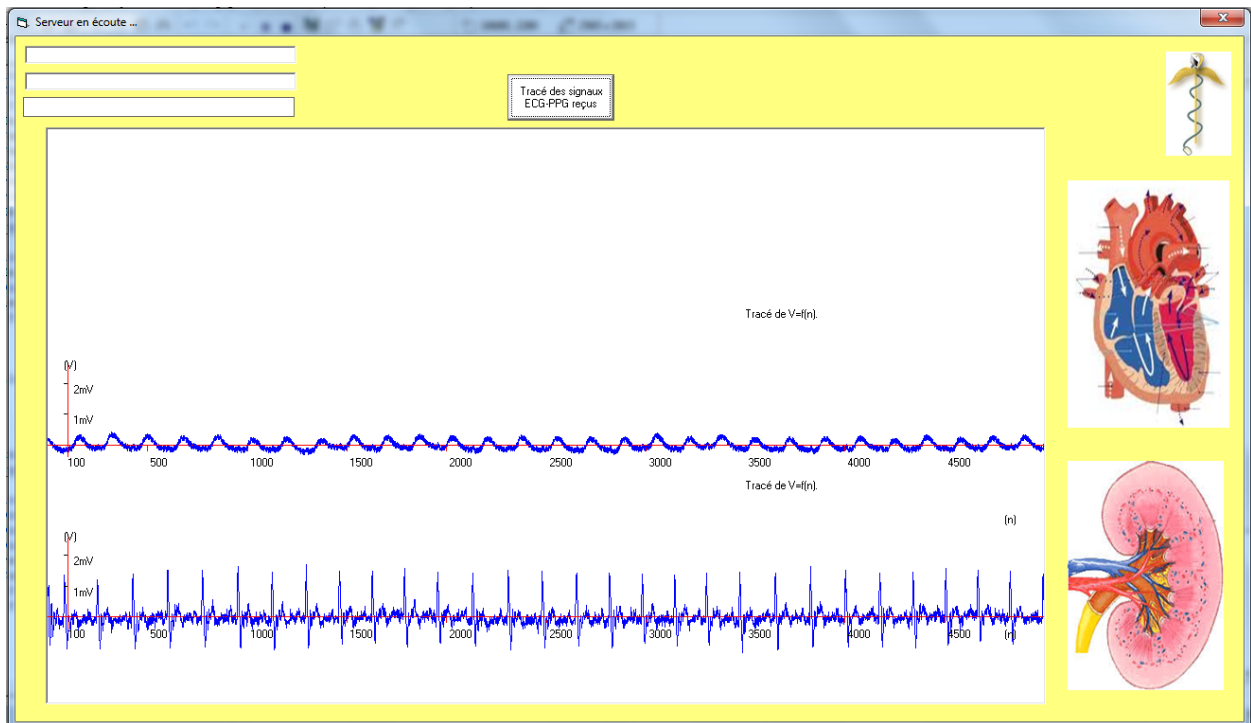


Figure V.6.b - Interface de transfert coté médecin

Les procédures d'envoi du fichier sont décrites dans l'organigramme figure V.7 et figure V.8:

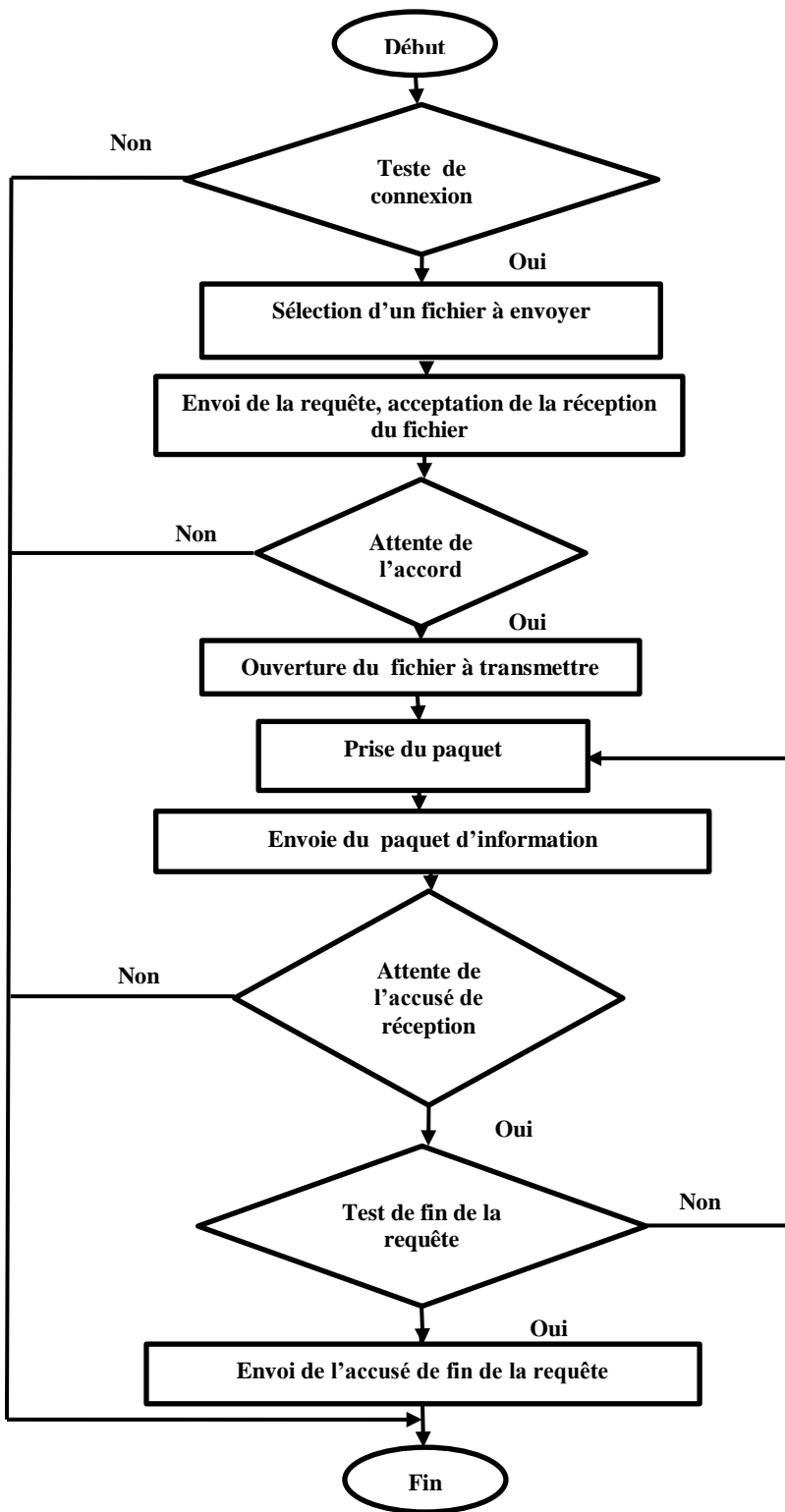


Figure V.7 - L'organigramme de transfert de fichier (coté serveur)

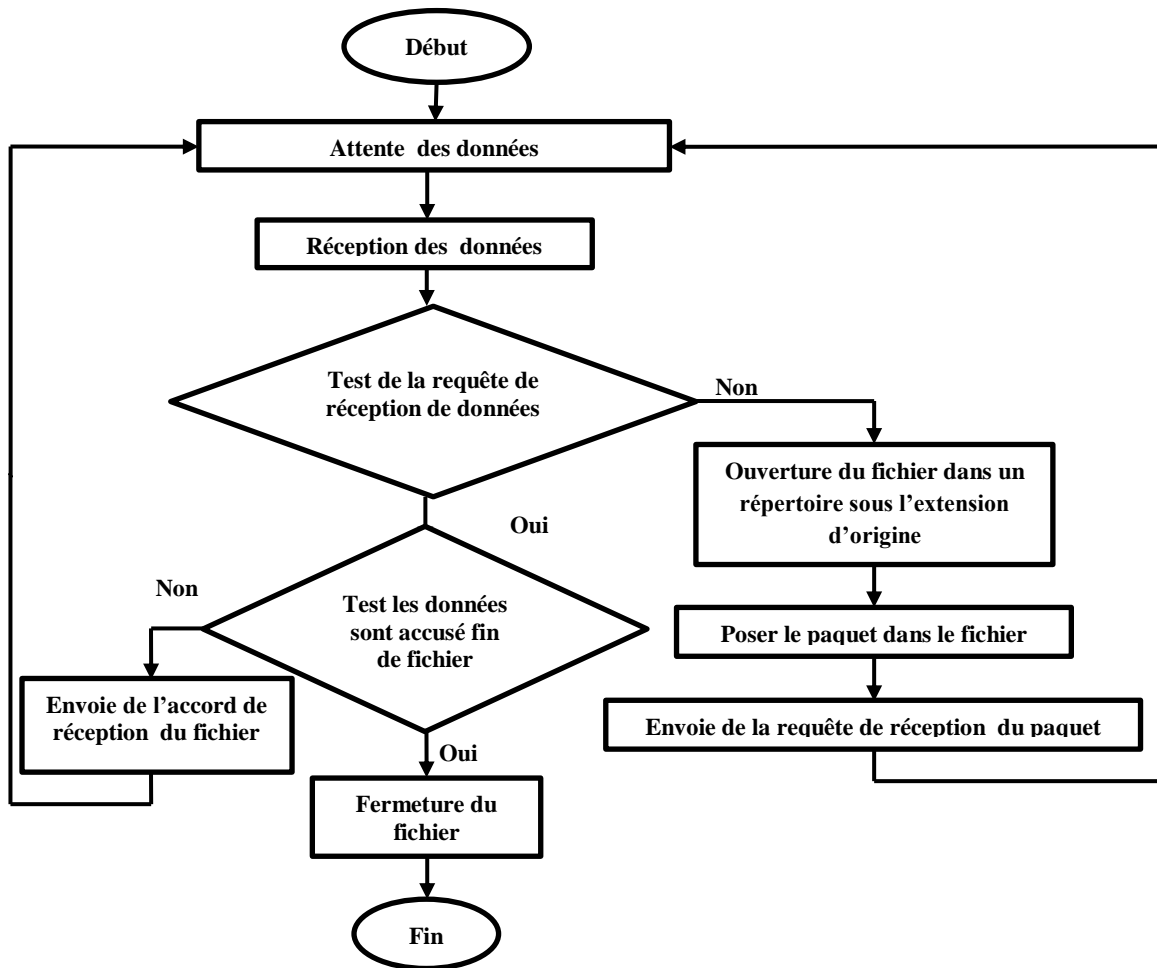


Figure V.8 - L'organigramme de réception de fichier (coté client)

3. Analyse corrélative

L'analyse corrélative permet le calcul et le tracé de la fonction d'auto-corrélation des deux signaux (PPG et l'ECG). La fonction d'inter-corrélation ECG-PPG, est aussi calculée puis tracée. L'algorithme de calcul de la fonction d'auto-corrélation temporelle discrétisée a été implémenté conformément à la relation de définition suivante [34] :

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

et $\tau = 0, \dots, N$.

(V. 1)

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

3.1. Tracé de la fonction d'autocorrélation

Le tracé de la fonction d'autocorrélation de l'ECG est représenté sur la figure V.9

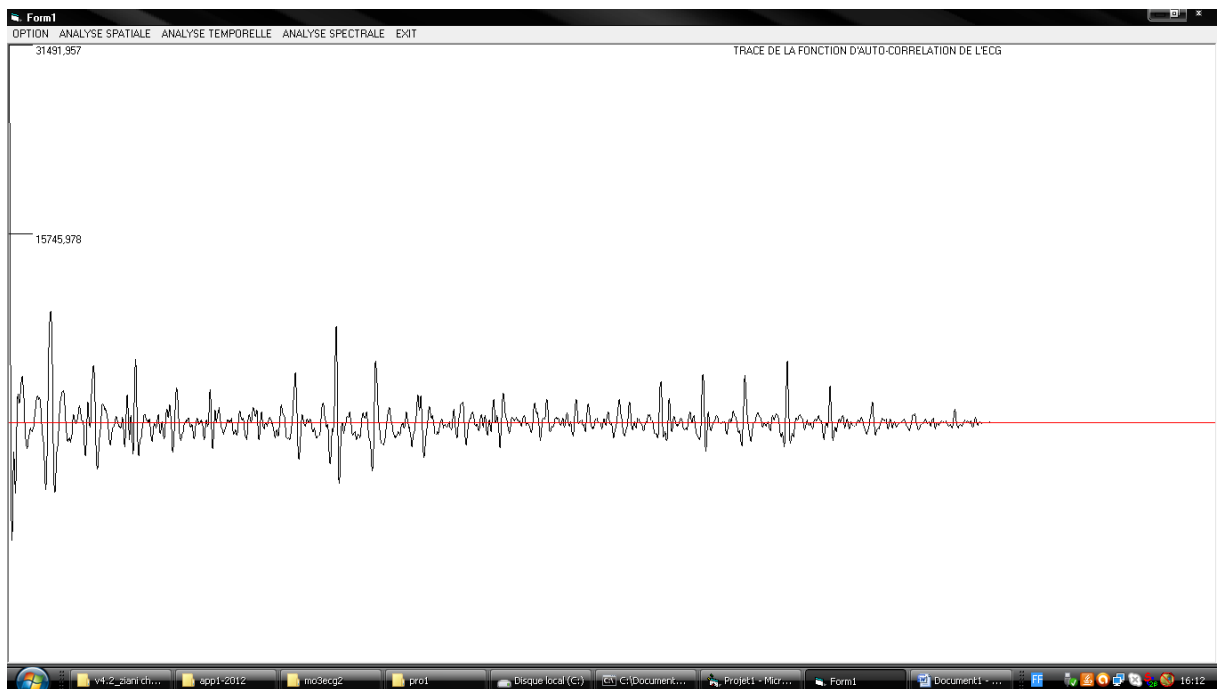


Figure V.9 - Fonction d'autocorrélation ECG.

Le tracé de la fonction d'autocorrélation du PPG est représenté sur la figure V.10:

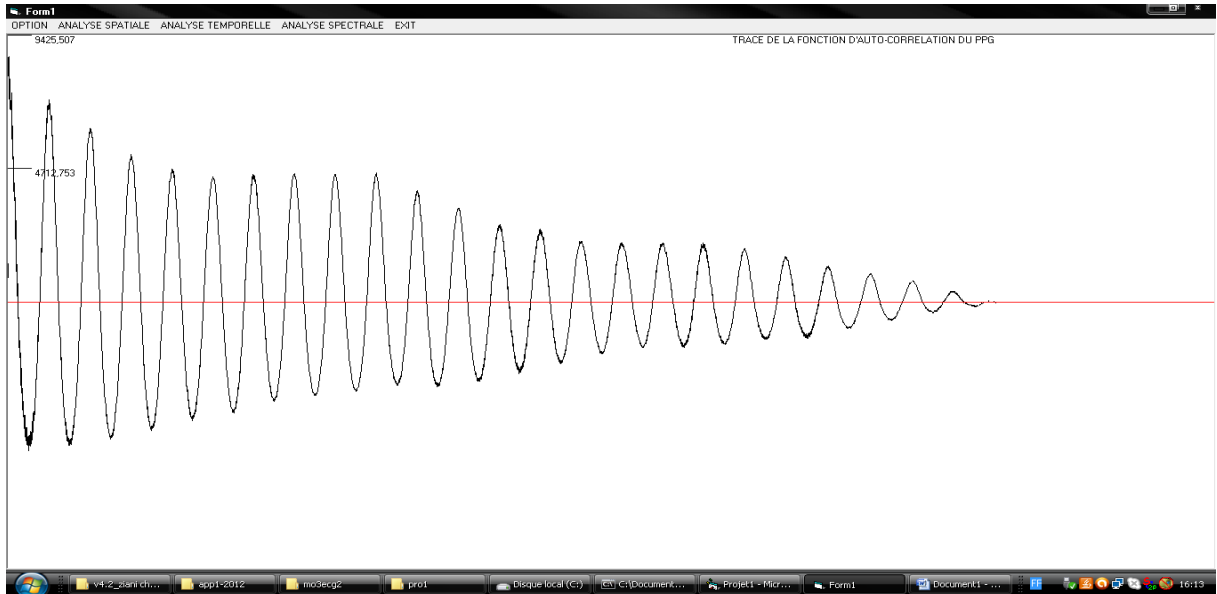


Figure V.10 - Fonction d'autocorrélation PPG.

3.2. Tracé de la fonction d'intercorrélacion

Nous avons développé l'algorithme de la fonction d'inter-corrélation temporelle conformément à la relation de définition [34]:

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

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

En discrétisant cette fonction, elle devient :

$$K_{xy}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{k=\tau}^N x(k) \cdot y(k - \tau), \text{ avec : } N = 2^q \quad (\text{v.3})$$

et $\tau = 0, \dots, N$.

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

Le tracé de la fonction d'inter corrélacion (PPG-ECG) est représenté par la figure V.11:

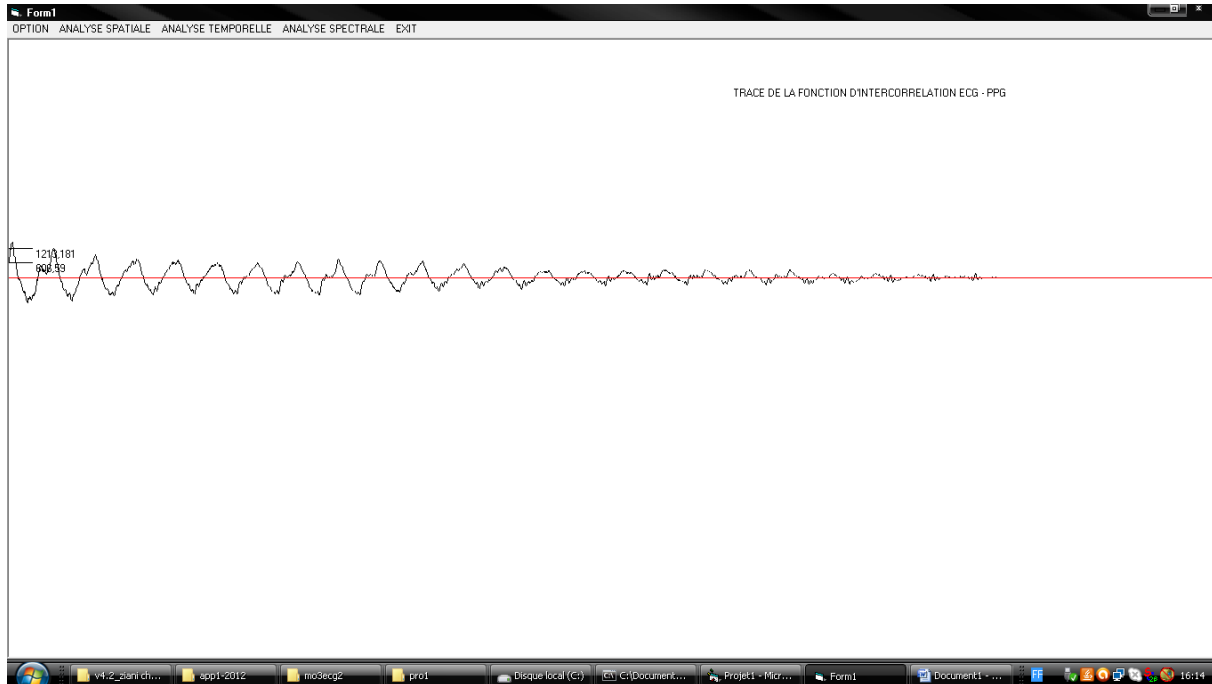


Figure V.11 - Tracé de la fonction d'intercorrélation des signaux PPG ECG

4. Tracé de l'enveloppe des fonctions d'auto et d'intercorrélation

L'établissement d'indices pertinents de processus informatifs tels que les signaux physiologiques ce fait par le biais de l'enveloppe des fonctions d'auto et d'intercorrélation qui permettent de déduire les coefficients d'atténuation de celles-ci. Il nous semble intéressant de mettre à la disposition des praticiens de la médecine ces indices en vue de la prévention des phases aiguës de l'insuffisance cardio-rénale. La détermination de l'enveloppe et le calcul des coefficients d'atténuation ce fait au moyen de deux méthodes: mettant en œuvre le filtre passe bas ou le filtre de Hilbert.

La fonction de transfert d'un filtre passe bas idéal s'écrit :

$$H(f) = \Pi_{2F_M}(f) \quad (V.4)$$

Et par conséquent sa réponse impulsionnelle s'écrit :

$$h(t) = 2F_M \frac{\sin 2\pi F_M t}{2\pi F_M t} \quad (V.5)$$

Le filtre le plus simple a pour fonction de transfert en vue de sa matérialisation électronique la relation :

$$\frac{V_S}{V_E} = \frac{1}{1+jRC\omega} \quad (\text{V. 6})$$

qui a pour fréquence de coupure : $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$ (V. 7)

Ce filtre est très utilisé pour l'extraction de valeurs moyennes ou de l'enveloppe d'un signal.

✚ La transformée de Hilbert et le spectre d'enveloppe

La transformée de Hilbert [76] permet d'associer un signal complexe, appelé signal analytique, à un signal réel. La transformée de Fourier $Z(f)$ du signal analytique $z(t)$ s'exprime selon (V.9), ou $H(f)$ est la fonction de transfert du filtre de Hilbert. La réponse impulsionnelle du filtre de Hilbert est :

$$h(t) = \frac{1}{\pi t} \quad (\text{V. 8})$$

Le filtrage d'un signal $x(t)$ conduit à la composante imaginaire $y(t)$ du signal analytique. La norme du signal analytique est appelée enveloppe du signal.

$$Z(f) = X(f) + jY(f) + jH(f)X(f) \text{ avec } H(f) = -j \sin(f) \quad (\text{V. 9})$$

Avec

$$\begin{cases} +1 & \text{si } f > 0 \\ 0 & \text{si } f = 0 \\ -1 & \text{si } f < 0 \end{cases} \quad (\text{V. 10})$$

- ✚ Nous avons implémenté ces deux filtres sous environnement Matlab et nous avons obtenu les résultats suivants :

4.1. Première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal ECG

La figure V.12 a été obtenue avec une fréquence de coupure de 6000Hz et une Fréquence d'échantillonnage de 12000Hz.

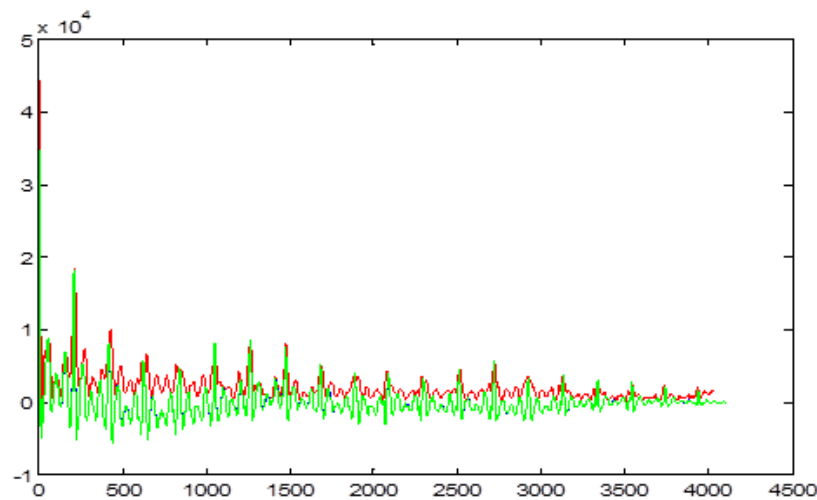


Figure V.12 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal ECG

4.2. Première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal PPG

La figure V.13 a été obtenue avec une fréquence de coupure de 6000Hz et une Fréquence d'échantillonnage de 12000Hz.

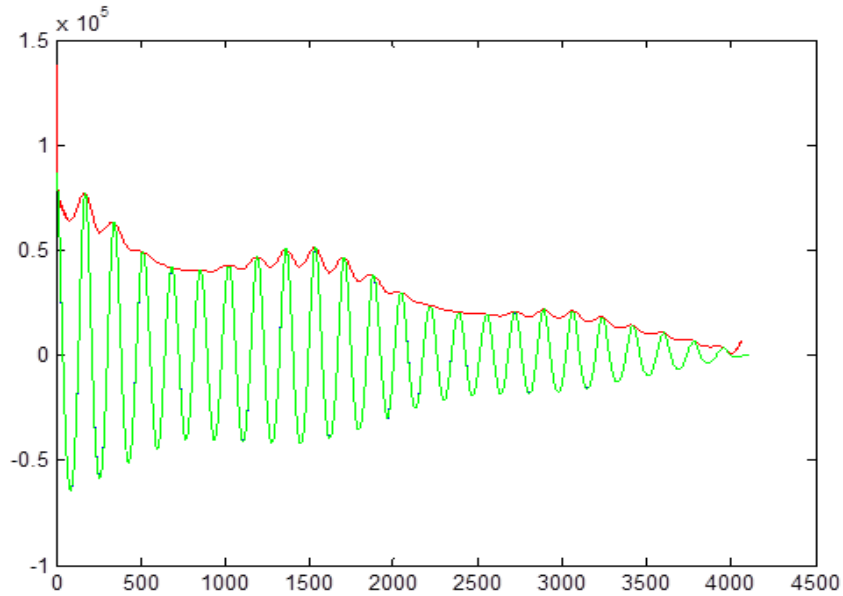


Figure V.13 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal PPG

4.3. Deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué au signal ECG

La figure V.14 a été obtenue avec une Fréquence d'échantillonnage de 12000Hz.

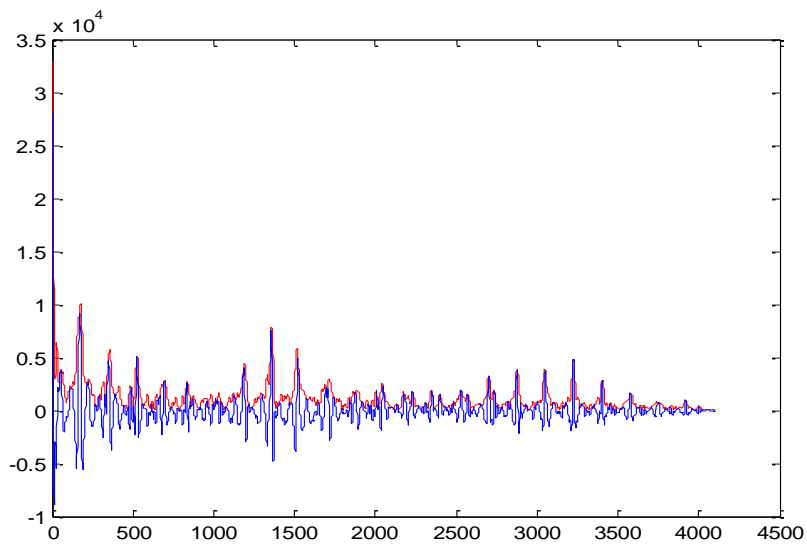


Figure V.14 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal ECG

4.4. deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué au signal PPG

La figure V.15 a été obtenue avec une fréquence de coupure de 6000Hz et une Fréquence d'échantillonnage de 12000Hz.

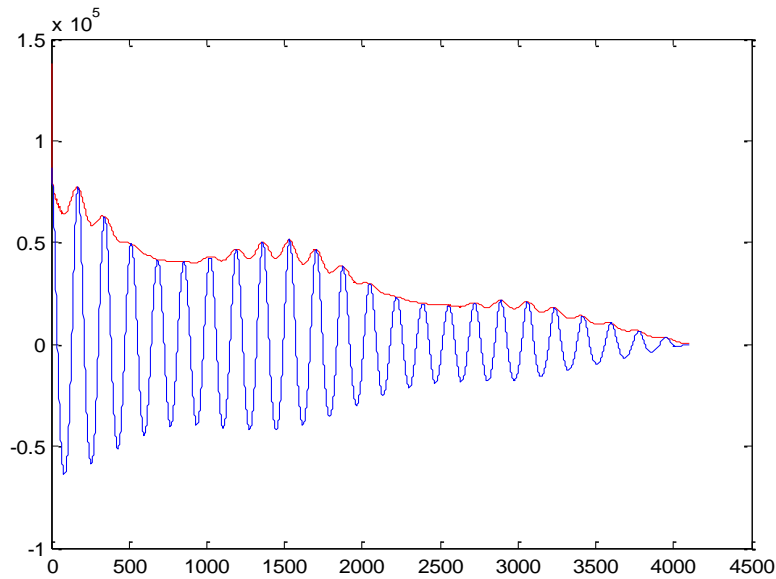


Figure V.15 - Tracé de l'enveloppe appliqué au signal PPG

4.5. Tracé de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué aux signaux PPG-ECG

La figure V.16 a été obtenue avec une fréquence de coupure de 6000Hz et une Fréquence d'échantillonnage de 12000Hz

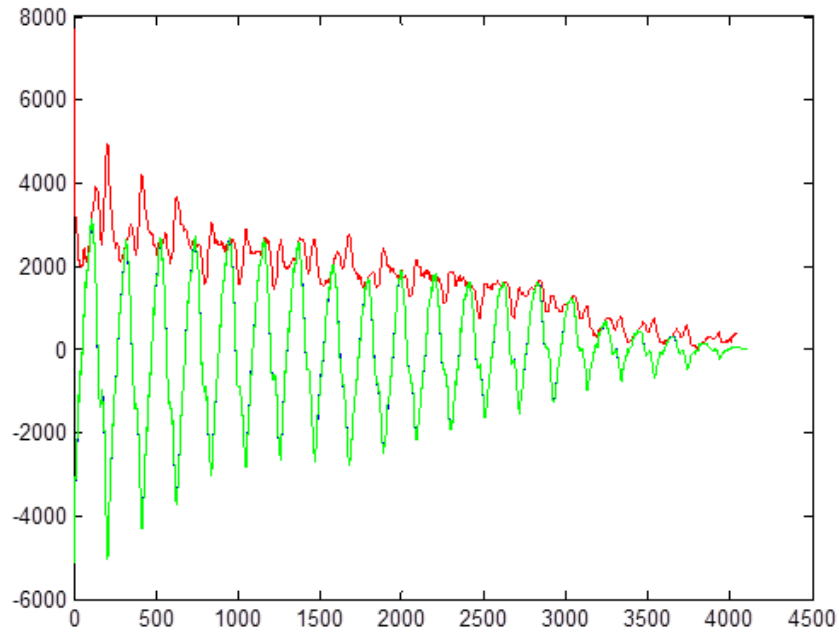


Figure V.16 - Tracé de l'enveloppe appliqué aux signaux ECG-PPG

4.6. Tracé de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation avec la deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué aux signaux PPG-ECG

La figure V.17 a été obtenue avec une Fréquence d'échantillonnage de 12000Hz

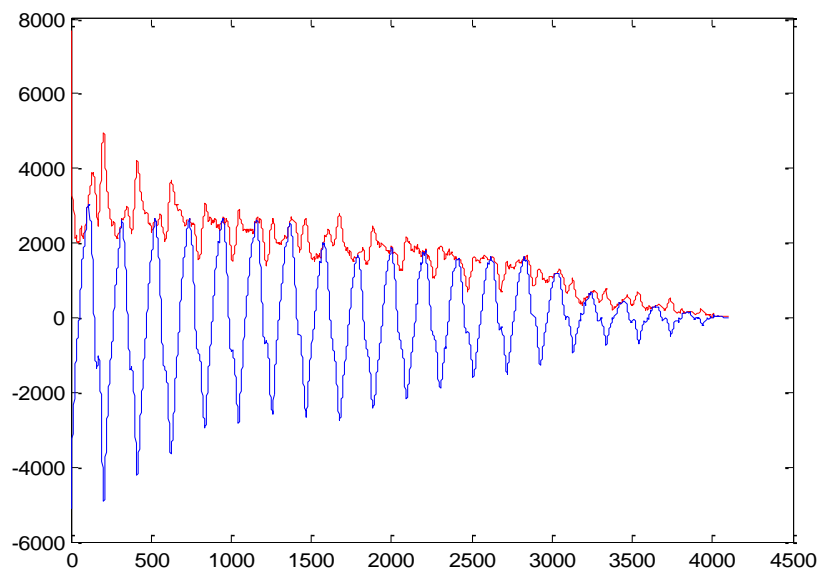


Figure V.17- Tracé de l'enveloppe appliqué aux signaux ECG-PPG

4.7. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal ECG

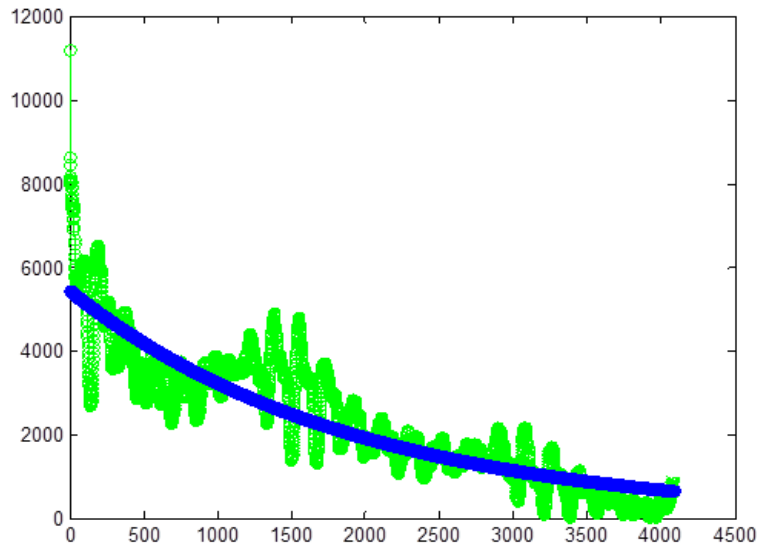


Figure V.18 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal ECG

4.8. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué au signal PPG

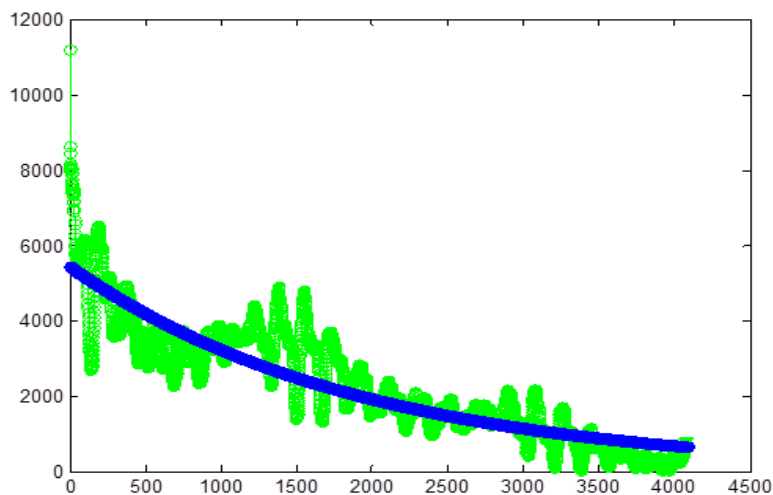


Figure V.19 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal PPG

4.9. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle avec la deuxième méthode (filtre d'hilbert) appliqué au signal ECG

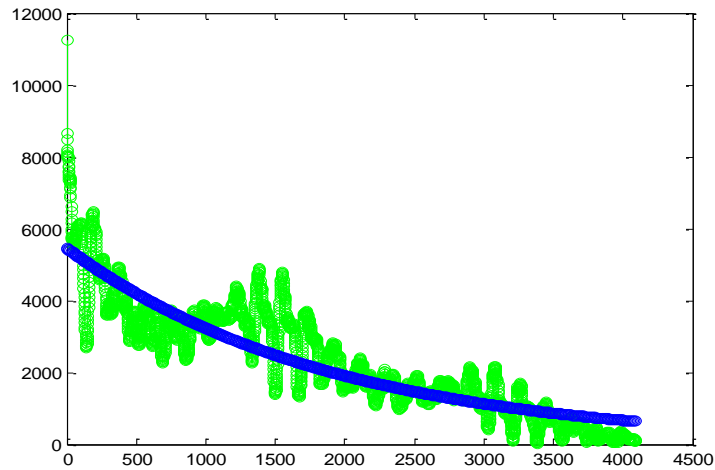


Figure V.20 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal ECG

4.10. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'autocorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la deuxième méthode (filtre d'Hilbert) appliqué au signal PPG

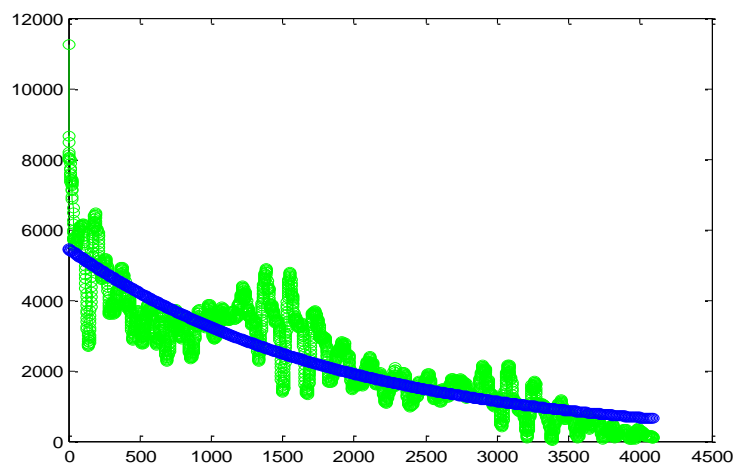


Figure V.21 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué au signal PPG

4.11. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la première méthode (filtre passe bas) appliqué aux signaux PPG-ECG

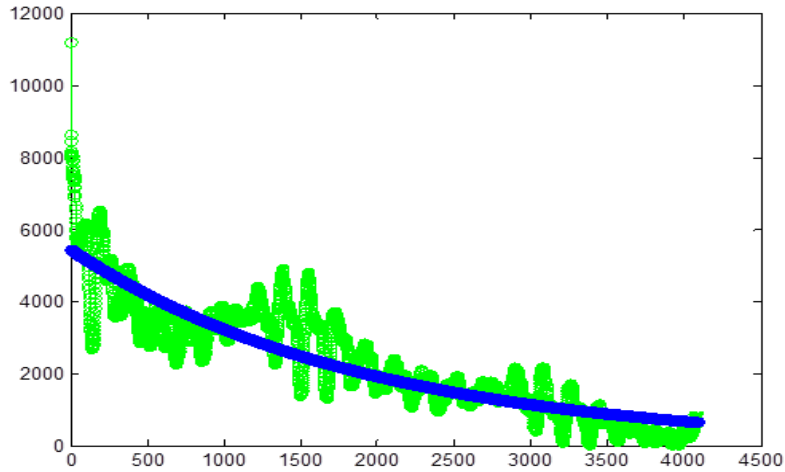


Figure V.22 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué aux signaux PPG-ECG

4.12. Tracé de l'approximation de l'enveloppe de la fonction d'intercorrélation selon la forme exponentielle décroissante avec la deuxième méthode (filtre d'Hilbert) appliqué aux signaux PPG-ECG

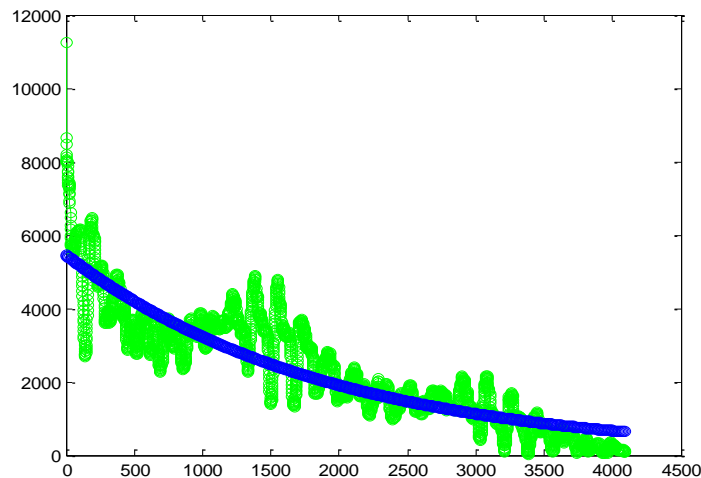
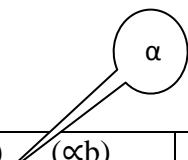


Figure V.23 - Tracé de l'approximation de l'enveloppe appliqué aux signaux PPG-ECG

5. L'approximation de l'enveloppe des fonctions d'auto et d'intercorrélation

L'approximation de l'enveloppe des fonctions d'auto et d'intercorrélation a été obtenue en déterminant les coefficients d'atténuation selon l'algorithme qui met en jeu une exponentielle décroissante conformément à la relation de définition suivante :

$$Y = Ae^{-\alpha b} \quad (V.11)$$



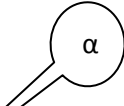
signaux	C ₀ (1) (A)	C ₀ (2) (αb)	filtre
Ecgl	3.77 *10 ³	0.41 *10 ⁻³	Passe Bas
Ppg1	9.43*10 ³	0.47*10 ⁻³	Passe Bas
Ecgl	4.11 *10 ³	0.51 *10 ⁻³	Hilbert
Ppg1	9.45*10 ³	0.47*10 ⁻³	Hilbert
Ecg2	1.99*10 ³	0.41 *10 ⁻³	Passe Bas
Ppg2	6.37*10 ³	0.46*10 ⁻³	Passe Bas
Ecg2	2.01 *10 ³	0.43*10 ⁻³	Hilbert
Ppg2	6.38*10 ³	0.47*10 ⁻³	Hilbert
Ecg3	2.12*10 ³	0.42*10 ⁻³	Passe Bas
Ppg3	6.92*10 ³	0.47*10 ⁻³	Passe Bas
Ecg3	2.27*10 ³	0.48*10 ⁻³	Hilbert
Ppg3	6.95*10 ³	0.47*10 ⁻³	Hilbert

Tableau V.1 – présentation de coefficients d'atténuations α de la fonction d'autocorrélation des signaux PPG et ECG

Du tableau V.1, on remarque que les coefficients d'atténuations (α) du ECG et PPG sont très proche ce qui confirme que ces deux derniers sont fortement corrélés.

L'approximation de l'enveloppe des fonctions d'intercorrélation a été obtenue en déterminant les coefficients d'atténuation selon l'algorithme qui met en jeu une exponentielle décroissante conformément à la relation de définition suivante :

$$Y = Ae^{-\alpha b} \quad (V.11)$$



signaux	C ₀ (1) (A)	C ₀ (2) (αb)	filtre
Ecg1-Ppg1	1.92*10 ³	0.52*10 ⁻³	Passe Bas
Ecg1-Ppg1	1.93*10 ³	0.53*10 ⁻³	Hilbert
Ecg2-Ecg2	3.51*10 ³	0.39*10 ⁻³	Passe Bas
Ecg2-Ecg2	3.56*10 ³	0.41*10 ⁻³	Hilbert
Ecg3-Ecg3	5.43*10 ³	0.52*10 ⁻³	Passe Bas
Ecg3-Ecg3	5.45*10 ³	0.52*10 ⁻³	Hilbert

Tableau V.2 – présentation de coefficients d'atténuations α de la fonction d'intertocorrélation des signaux PPG- ECG

D'après le tableau V.2, on remarque que les valeurs des coefficients d'atténuations des fonctions d'intercorrélations sont identiques pour des sujets normaux. Pour pouvoir donner des interprétations plus pertinentes il faudrait des enregistrements sur un corpus significatif de sujet pathologiques.

6. Conclusion

Ce chapitre a été pour nous l'occasion de présenter les résultats que nous avons obtenu au moyen de de l'interface homme machine spectrophotométrique réalisée au niveau du chapitre précédent et de l'interface graphique de l'utilisateur implémentée sous environnement de développement intégré Visual Basic.

La figure V.24 donne une illustration globale du plateau technique que nous avons conçu et mis en œuvre dans le cadre de cette thèse.

L'IHM (Interface homme-machine) comporte :

PPG et ECG, l'IHM (carte d'acquisition), le réseau de communication des données.

Le premier module est composé d'une électronique analogique chargée de la mise en forme des signaux objet de notre étude.

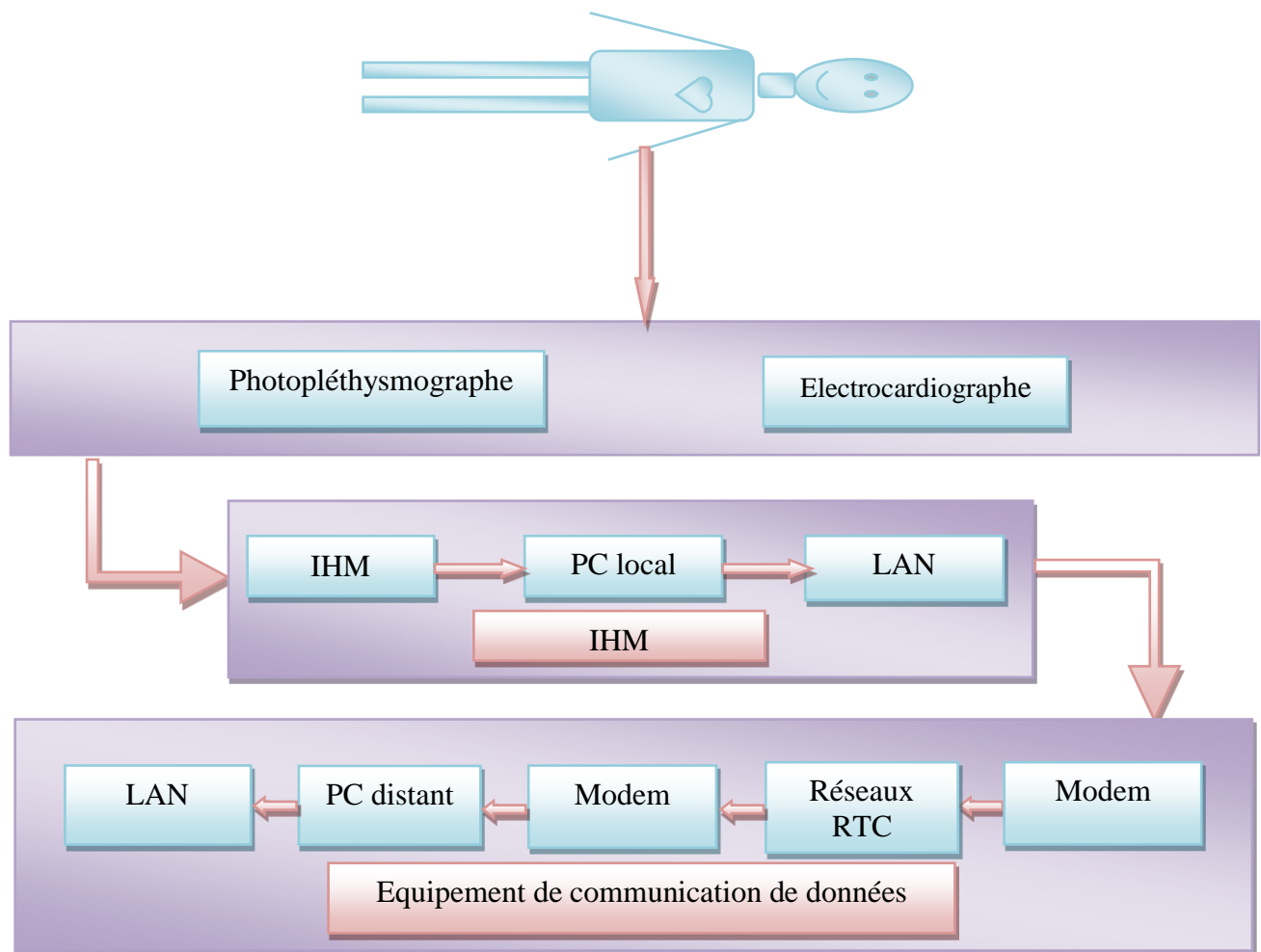


Figure V.24 - Schéma synoptique de l'IHM spectrooptométrique dédié à la télésurveillance de l'insuffisance cardio-rénale.

L'interface homme machine proprement dite est chargée de transférer les valeurs analogiques vers un terminal informatique (poste local). Celle-ci est essentiellement constituée d'un microcontrôleur doté d'un module ADC pour la conversion analogique numérique A/N des données issues du photo capteur et de l'amplificateur ECG, et d'un module USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver ransmitter) pour leur transfert des données sur le terminal informatique local conformément au Protocole RS232. Le microcontrôleur a été programmé en langage assembleur sous environnement MPLAB. Le poste local est chargé d'héberger une interface logicielle graphique sous environnement Visual Basic qui a pour mission d'afficher les signaux PPG et ECG, d'effectuer leur analyse corrélative, de calculer plus particulièrement leur fonction d'inter corrélation, d'archiver les résultats et de les transférer à travers les réseaux télé médicaux dédiés à la télé surveillance des insuffisants rénaux.

Le réseau de communication des données (DCE Data Comunication Equipment) est composé d'un modem ADSL chargé d'adapter la bande passante du signal physiologique au canal de transmission qui est en générale le réseau RTC dopé ADSL réalisant la liaison avec le Backbone (épine dorsale) internet sous le protocole TCP/IP.

CONCLUSION GÉNÉRALE

CONCLUSION GÉNÉRALE

Nos travaux se sont articulés autour de la conception d'un plateau technique dédié à télé surveillance de la fonction cardio-rénale par le biais d'une méthode originale mettant à profit la photopléthysmographie d'absorption moléculaire dans l'infrarouge pour l'évaluation de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine **HbO₂** révélatrice d'une éventuelle hypoxémie néfaste à l'insuffisance cardio-rénale, couplée à une exploration fonctionnelle cardiaque par électrocardiographie permettant d'évaluer la sévérité de la défaillance cardiaque.

L'élaboration d'un procédé de télésurveillance de la fonction cardio-rénale par la méthode photopléthysmographique couplée à l'électrocardiographie nous a parus être plus intéressante par rapport à la méthode classique par dosage biochimique à cause de son caractère de système embarqué, de sa non invasivité, de sa fiabilité ainsi que de la facilité de son usage par le malade lui-même ou tout acteur de la télémédecine. Le contrôle local

Conclusion Générale

des paramètres met en jeux un dispositif hardware et software basé sur un microcontrôleur et le protocole de communication locale RS232. le contrôle distant utilise le protocole TCP/IP sous environnement de programmation Visual Basic.

L'archivage dynamique des résultats à des fins épidémiologiques, ainsi que l'implémentation d'une base de données, font partie de nos perspectives.

Une validation clinique de la méthode par des spécialistes en néphrologie et cardiologie doit être mise en œuvre sur un corpus significatif d'insuffisants rénaux et/ou cardiaques, fait également parti de nos perspectives, nous comptons également confronter les résultats de cette validation avec la méthode biochimique classique. Parmi nos perspectives s'inscrit aussi la mise en œuvre d'une photopléthysmographie dans le rouge et l'infrarouge simultanément rendant compte en même temps des proportions de l'oxyhémoglobine et de l'hémoglobine réduite qui permettent le calcul de la saturation pulsée de l'oxygène dans le sang (SpO_2) indice objectif d'un éventuel dysfonctionnement au niveau des échanges gazeux alvéolo-capillaire responsable de l'hypoxémie et de son retentissement sur l'insuffisance rénale.

L'interface graphique de l'utilisateur que nous avons développé sous environnement intégré Visual Basic pour être hébergée au niveau d'un centre de télé vigilance cardio-rénale met à la disposition des acteurs médicaux de manière précoce des paramètres précieux leurs donnant la possibilité d'agir très rapidement pour déclencher une télé assistance pouvant sauver des vies humaines.

Ces paramètres sont :

- Les fonctions d'auto et d'intercorrélation des signaux ECG et PPG.
- Les coefficients d'atténuations de ces fonctions.

BIBLIOGRAPHIE

Bibliographie

- [1] **Loubna Benamar**, « Dialyse Péritonéale », Doctinews Magazine Professionnel D'informations Medicales
- [2] M. Galinier, Compte Rendu Du Congres 2002, « Insuffisance Cardiaque Et Insuffisance Rénale Associées », Samedi 2 Février 2002, France, Toulouse. Site Des Cardiologues De L'ormeau-Tarbes.
- [3] M. Darmon, M. Legrand, M. Coudrot, F. Zeni, « Conséquences De L'hypoxémie Aiguë Sur La Fonction Rénale Consequences Of The Acute Hypoxemy On The Renal Function », 1624-0693/\$ - See Front Matter © 2009 Publié Par Elsevier Masson Sas Pour La Société De Réanimation De Langue Française.
- [4] Go As Chertow Gm, Fan D, Mcculloch Ce, Hsu Cy. « Chronic Kidney Disease And The Risks Of Death, Cardiovascular Events, And Hospitalization », N Engl J Med 2004;351: 1296-305.
- [5] S. Charriere, N. Rognant, F. Chiche, A. Cremer, G. Deray, M. Priou « Insuffisance Rénale Chronique Et Maladie Cardiovasculaire », 2008 Elsevier Masson Sas, Volume 58, Issue 1, 08/2008.
- [6] M. Vircoulon, C. Combe, « Conséquences Cardiaques De L'insuffisance Rénale Chronique », 2012 Elsevier Masson Sas, Vol. 18-061-G-10 2012
- [7] Redon J, Cea-Calvo , Lozano Jv, Fernandez-Pérez C, Navarro J, Bonet A, Et Al., Investigators. Kidney Function And Cardiovascular Disease In The Hypertensive Population: The Eric-Hta Study. J Hypertens 2006;24:663-9.
- [8] Foley Rn, Parfrey Ps, Sarnak Mj. Clinical Epidemiology Of Cardiovascular Disease In Chronic Renal Disease. Am J Kidney Dis 1998;32(5supp13):S112-9.

- [9] Howes Tq, Deane Cr, Levin Ge, Baudouin Sv, Moxham J. The Effects Of Oxygen And Dopamine On Renal And Aortic Blood flow In Chronic Obstructive Pulmonary Disease With Hypoxemia And Hypercapnia. *Am J Respir Crit Care Med* 1995;151:378-83.
- [10] Hohne C, Krebs Mo, Boemke W, Arntz E, Kaczmarczyk G. Evi-Dence That The Renin Decrease During Hypoxia Is Adenosine Mediated In Conscious Dogs. *J Appl Physiol* 2001;90:1842-8.
- [11] Sharkey Ra, Mulloy Em, O’neill Sj. The Acute Effects Of Oxygen And Carbon Dioxide On Renal Vascular Resistance In Patients With An Acute Exacerbation Of Copd. *Chest* 1999;115:1588-92.
- [12] David E Newby Et Neil R Grubb, Editions Elsevier : Cardiologie
- [13] A. Sabatier « Etudes 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.
- [14] S. Silbernagl Et A. Despopoulos : Atlas De Poche De Physiologie. Flammarion Médecine-Sciences, 2001.
- [15] H. V. Pipberger, M.C. Manus & H. A. Pipberger, Methodology Of Ecg Interpretation In The Ava Program, 1990 Sep;29(4):337-40.
- [16] Anatomie Humaine Tome2 Descriptive, Topographie Et Fonctionnelle. Henni Rouviere & André Delmas, Edition Masson 2002.
- [17] Précis D’anatomie Et De Physiologie Humaine. Michel Lacombe, 28ème Edition De Lamarre 2000.
- [18] Atlas D’anatomie Humaine. Vigue-Martin, Edition Desiris 2004.
- [19] Atlas Of Human Anatomy. Frank H, Netter, Md, Edition Novartis 2002.
- [20] Principe D’anatomie Et De Physiologie. Tortora-Grabowski, 3ème Edition De De Beock 2002.
- [21] Physiologie Humaine, Les Fondements De La Médecine, Gillian Pocock Et Christopher D.Richards, Edition Masson 2004.
- [22] B. Lacour, Z. Massy, « L’insuffisance Rénale Aiguë », *Revue Francophone Des Laboratoires*, Volume 2013, Issue 451, April 2013, Pages 55-58
- [23] B. Dussol, « Différents Stades De L’insuffisance Rénale Chronique : Recommandations », *Immuno-Analyse & Biologie Spécialisée*, Volume 26, Issue 2, April 2011, Pages 55-59

- [24] Université Médicale Virtuelle Francophone « Insuffisance Cardiaque De L'adulte » 2012, Collège Des Enseignants De Cardiologie Et Maladies Vasculaires
- [25] Gheorgiade M, Van Veldhuisen Dj, Jondeau G, Salomon S. « Heart Failure And The Kidney : The Liaison Dangereuse». Heart Failure. 2009.
- [26] Université Médicale Virtuelle Francophone « Détresse Respiratoire Aiguë De L'adulte. Corps Etranger Des Voies Aériennes Supérieures »2012, Collège Des Enseignants De Cardiologie Et Maladies Vasculaires
- [27] A.Gabasson : « Analyse Des Périodes P-P Et P-R Dans Electrocardiogrammes » Thèse De Master En Spatialité Signal Et Télécommunication. Université Nice Sofia Antipolis, Année 2004-2005.
- [28] A. Ellrodt, «Urgences Médicales, 5^édition», Edition Estem, 89, Boulevard Auguste Blanqui, 75013, Paris, 04/2003. Isbn: 978 2 84371 335 4.
- [29] Danial Tchiotso, «Modélisation Polynomiales Des Signaux Ecg Application A La Compression», Thèse De Doctorat, Nancy Université De Lorraine, Pp.15, Novembre 2007.
- [30] Robert B. Northrop : « Analysis And Application Of Analog Electronic Circuits To Biomedical Instrumentation »Edited By Michael R. Neuman, 2004.
- [31] A. Cabasso N « Estimation Et Analyse Des Intervalles Cardiaques », Thèse De Doctorat En Sciences, Université De Nice - Sophia Antipolis, Année 2008.
- [32] Talbi.Mohamed.L, « Analyse Et Traitement Du Signal Electrocardiographique (Ecg) », Thèse De Doctorat, Université Mentourie De Constantine, Pp.11-20,2011.
- [33] B.Abdelaziz, «Réseaux De Neurones Appliqués A La Modélisation Et A La Compression Du Signal Ecg», Thèse De Magister, Université Mentourie De Constantine, Pp.11-16.
- [34] S.Rerbal, « Traitement Numerique Du Signal Physiologique En Telemedecine », Thèse De Doctorat, Université Aboubekrbelkaid,Tlemcen, Algerie, Année 2014.
- [35] W. Mark Saltzman «Biomedical Engineering Bridging Medicine And Technology»; Année 2009.
- [36] K.Bendljelid : «Indices De Remplissage Vasculaire Chez Les Patients Ventiles Par Pression Positive» ; These Doctorat Pour L'obtention Du Diplome De Doctorat ; Universite Claude Bernard Lyoni; Année 2008.
- [37] Dr.Vijaylakshmi Kamat«Pulse Oximetry»; Indian J.Anaesth , Année 2002.
- [38] A. Gleise Le «Saturometre En Ehpad»; Universite Rene Descartes-Paris V ;Année 2009.

- [39] Ph.Baele Et All «Le Transport De L'oxygène Par Le Sang»; Université Libre De Bruxelles ; Février 2002.
- [40] S. Launois-Rollinat«Transport Des Gaz Dans Le Sang»; Université Joseph Fourier De Grenoble; Année 2010/2011.
- [41] L. Baud«Transport Des Gaz Dans Le Sang»; Université De Pierre Et Marie Curie; Janvier 2003.
- [42] M.Benmoulaï «Développement D'un Système En Vue De Mesurer Et D'analyser La Vitesse De L'impulsion Artérielle» Thèse De Magister En Electronique Biomédical; Année 2009.
- [43] N.Delvau Et All «Saturimètre En Médecine Générale»; La Revue Du Praticien Médecine Générale ; Tome 21/N772/773; Année 22 Mai 2007
- [44] A.Gleise«Le Saturimètre En Ehpad» ; Université René Descartes-Paris V ;Année 2009.
- [45] S. Zaydoun ,Spectroscopie . Disponible Sur Le Net A L'adresse : www.fsr.ac.ma/Cours/Chimie/Zaydoun/0607/Chapiii.Pdf (Dernière Consultation 02/2014)
- [46] F. Rouessac,A. Rouessac , D. Cruché. «Analyse Chimique, Méthodes Et Techniques Instrumentales Modernes», 6e Edition.
- [47] Etienne Quivet, Chimie Analytique Instrumentale Notions De Spectrophotométrie Uv-Visible, Laboratoire Chimie Provence, Umr 6264, Universités D'aix-Marseille I, Ii Et Iii – Cnrs
- [48] F. Chauchard Et D.Fontange «Introduction A L'apport Des Techniques Proche Infrarouge Pour Le Contrôle Des Procédés De L'industrie Pharmaceutique Et Démarche Pat»; Spectra Analyse N 269. Année 2009.
- [49] D. Di Benedetto, P. Breuil, Spectrophotométrie D'absorption Dans L'ultraviolet Et Le Visible, P 2 795v2, Technique De L'ingénieur.
- [50] Damien Garcia «Mesure Du Débit Et Volume Sanguins»; Laboratoire De Génie Biomedical Ircm .Montreal ;Année 2006.
- [51] Georges Asch,«Les Capteurs En Instrumentation Industrielle»,Ed. Dunod, 2010,Isbn 2100556975, 9782100556977.
- [52] J. G. Webster, « Medical Instrumentation Application And Design», Edition: 4, Isbn-10: 0471676004, Isbn-13: 978-0471676003, February 3, 2009.
- [53] Vincent Elmer-Haerrig « La Mesure De La Saturation»1^{Eme} Edition Mars 2004.

- [54] G. Couturier « Filtrage Analogique Et Numerique (Vol. 8) »
- [55] La Programmation Des Pics, Seconde Partie-Pic16f876/877, Bigonff
- [56] Jacques Weiss « Microcontrôleurs Pic. 16f628 » (Version 1.00 De Février 2002)
- [57] A. Oumnad « Microcontrolleurs Le Pic 16f876/877 »
- [58] Roger D.Hersch « Informatique Industrielle, Microprocesseurs Et Interface Temps Réel, Collection Informatique, » Presses Polytechniques Et Universitaires Romandes
- [60] La Programmation Des Pics, Première Partie – Pic16f84, Bigonff
- [61] Daniel Litaize « Usart: Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter : Université Paul Sabatier » 09/12/2004
- [62] F. M'madi, M. Lambotin, P. Stab, D. Pringuey Et P. Rampal', P. Staccini « Téléconsultation En Psychiatrie, La Première Expérience Française »
- [63] F. Brunet « Télémédecine »,28 Octobre 2010.
- [64] P. Simon Et D.Ack, « Rapport La Place De La Télémédecine », Cges - Rapport Mission Thématique N° 7/Ps/Da, Novembre 2008
- [65] M.Traore Seeyyddou Tiiddiaanee « La Telemedecine Dans La Formation Et Les Prestations D'un Service De Chirurgie Au Mali », Thèse De Doctorat, Universite De Bamako Faculté De Médecine De Pharmacie Et D'odonto-Stomatologie,Année 2008
- [66] A.Mokbil Ali, « Etude Et Réalisation D'un Habitat Intelligent Pour La Santé (His) », Thèse De Magistère, Thèse De Doctorat, Université Aboubekrbelkaid,Tlemcen, Algerie, Année 2013.
- [67] R.Merzougui, « Conception Et Développement D'applications Et Services Dédiés A La Santé Sur Des Terminaux Mobiles »,Thèse De Doctorat, Thèse De Doctorat, Université Aboubekrbelkaid,Tlemcen, Algerie, Année 2011.
- [68] Thèse De Doctorat De L'université Joseph Fourier F.Duchene, « Fusion De Données Multi Capteurs Pour Un Système De Télésurveillance Médicale De Personnes A Domicile » ; 15octobre2004.
- [69] F. Duchêne1, V.Rialle Et N. Noury, « Télésurveillance Médicale A Domicile »
- [70] N. Zouba «Analyse Multicapteur Pour La Reconnaissance D'activités Humaines» ; 2006.
- [71] Contoux (M) ; Prodhomme (F). Etat De L'art Et Apport De La Télémédecine En Hospitalisation A Domicile, Projet Dess " Thb ", Utc, 2002.

- [72] Simon (P) ; Leonetti (F). Application De La Télémédecine A La Surveillance Médicale De Séance D'hé-Modialyse Réalisées A Distance. Centre Hospitalier De Briec. Centre Hospitalier De Lannion. Association Desurémique De Bretagne. Rennes, Société Hospital, Lyon.
- [73] Cordier (A) ; Vilette (M). Télésurveillance Du Centre D'autodialyse. Hôpital De Tenon, Paris. In :Echanges De L'afidtn, N°61, Septembre 2001.
- [74] G. Pujolle, «Les Réseaux», Editions Eyrolles, Paris, France, 2000.
Isbn: 978-2-212-09119-9.
- [75] A. Tanenbaum, «Réseaux», 3eme Edition Dunod, 1996. Isbn: 0133499456/0-13-349945-6.
- [76] Baptiste Trajin, « Analyse Et Traitement De Grandeurs Electriques Pour La Détection Et Le Diagnostic De Défauts Mécaniques Dans Les Entraînements Asynchrones Application A La Surveillance Des Roulements A Billes », Thèse De Doctorat, L'institut National Polytechnique De Toulouse, Année 2009

Résumé

Les cardiopathies sont particulièrement fréquentes chez les patients porteurs d'une maladie rénale. Un patient insuffisant rénal a plus de risque de mourir d'une insuffisance cardiaque que d'atteindre le stade de la dialyse.

Le rein est l'un des organes les plus sensibles à l'hypoxémie. L'hypoxémie peut être télé surveillée par photopléthysmographie (PPG) qui est basée sur la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infra-rouge.

La photopléthysmographie est plus avantageuse que les méthodes biochimiques tel que le dosage urémique ou créatinémique compte tenu de sa non invasivité et de son caractère de système embarqué rendant possible la surveillance permanente distante des insuffisants rénaux chroniques. Compte tenu de la corrélation de l'insuffisance cardiaque et rénale nous avons pensés à la réalisation d'un plateau technique capable de surveiller simultanément la fonction cardiaque et la fonction rénale par le biais des enregistrements respectifs de l'activité électrique myocardique par électrocardiographie (ECG) et de la saturation pulsée en oxygène de l'hémoglobine par spectrophotométrie infrarouge.

Pour ce faire nous avons conçus et mis en œuvre un plateau technique comprenant :

- 1- Un amplificateur électro cardiographique dédié à la télésurveillance de la fonction cardiaque.
- 2- Un photopléthysmographe dans l'infrarouge dédié à la télésurveillance de la fonction rénale par le biais d'une estimation de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine, (HbO₂) révélatrice d'une éventuelle hypoxémie néfaste pour les insuffisants rénaux chroniques et plus particulièrement ceux hémodialysés.

Mots clés— Insuffisance rénale, Insuffisance cardiaque, Photopléthysmographie, Electrocardiographie, Spectrophotométries, Microcontrôleur, Télé surveillance, TCP/IP.

Abstract

Heartdiseases are particularlycommon in patients withkidneydisease. Renalfailure patients are more likely to die of heartfailurethanreaching the stage of dialysis.

The kidneyis one of the most sensitive to hypoxia bodies. Hypoxemiacanbedownloadedmonitored by photoplethysmography (PPG), whichisbased on molecular absorption spectrophotometry in the infrared. Photoplethysmographyis more advantageousthanbiochemicalmethodssuch as dosage uremic or creatinimecgivenits non-invasiveness and characterembedded system enablingremotecontinuous monitoring of chronicrenalfailure. Given the correlation of the heart and kidneyfailurewethought the achievement of a technicalplatform capable of simultaneously monitoring of cardiacfunction and renalfunctionthrough the respective records of myocardialelectricalactivity by electrocardiography (ECG) and pulsedoxygen saturation of hemoglobin by infraredspectrophotometry.

To do thiswedesigned and implemented a technicalplatformcomprising:

-An electrocardiographicamplifierdedicated to the tele monitoring of cardiacfunction.

-A photoplethysmographinfrareddedicated to the tele monitoring of renalfunctionthrough an estimate of the pulsed concentration of oxyhemoglobin (HbO₂) reveals a possible hypoxemiaharmful to chronicrenalfailure and particularlythoséhmodialysis

KEYWORDS:-RenalInsufficiency , CardiacInsufficiency, PHOTOPLETHYSMOGRAPHY, ELECTROCARDIOGRAPHY, SPECTROPHOTOMETRY, MICROCONTROLLER, TELE MONITORING & TCP/IP.

تلخيص

الامراض القلبية منتشرة خصوصا عند المرضى الذين يعانون من الامراض الكلوية, مرضى الفشل الكلوي اكثر عرضه للوفاة من مرضى القصور القلبي اذا ما وصلوا الى مرحلة الغسيل الكلوي .

الكلية هي واحدة من الاعضاء الاكثر حساسية لنقص الأوكسدة .

و التي تقوم على الامتصاص الطيفي الجزئي للأشعة PPG يمكن مراقبة نقص الاكسجين عن طريق استكشاف مخطط التحجيم الضوئي تحت الحمراء.

هو اكثر فائدة من الطرق البيوكيميائية مثل اعطاء الجرعة غير الغازية, لاسيما انه غير جراحي و يتميز PPG, مخطط التحجيم الضوئي بنظام مركب يقدم امكانية المراقبة المستمرة عن بعد للقصور الكلوي المزمن.

نظرا لارتباط القصور القلبي والكلوي فقد اقترحنا تصميم نموذج تقني قادر على مراقبة انبه لوظيفة القلب و وظيفه الكلى عن طريق وتركيز الاكسجين النبضي في الهيموجلوبين بواسطة القياس الطيفي بالأشعة تحت ECG تسجيلات متواليه للنشاط الكهربائي لعضله القلب الحمراء . للقيام بذلك قمنا بتصميم و تنفيذ نموذج تقني يحوي:

(مكبر عملياتي الكتروني مخصص للرصد عن بعد لوظيفة القلب. 1

(مخطط التحجيم الضوئي بالأشعة تحت الحمراء للرصد عن بعد لوظيفة الكلى عن طريق تقدير التركيز النبضي للهيموجلوبين المحمل 2
بالأكسجين الدال على وجود نقص الأوكسدة السلبية المحتملة للفشل الكلوي المزمن. خصوصا الذين يعتمدون على الغسيل الكلوي .

الكلمات المفتاحية :

المراقبة عن TCP\ IP الفشل الكلوي , القصور القلبي , مخطط التحجيم الضوئي , التخطيط الكهربائي للقلب , المقياس الطيفي الضوئي , المتحكم المصغر , بعد , شفرة الارسال و الاستقبال