



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Télé-Médecine

Présenté par : HADJ AHMED Ismail et LALAYMIA Zin-Eddine

**Exploration fonctionnelle respiratoire par
photopléthysmographie infra-rouge**

Soutenu le 28 mai 2015 devant le Jury

M ^r	A. DJEBBARI	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M ^r	M. BENABDELLAH	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	F. MEZIANI	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice
M ^r	N. KAID ALI MOULHI	<i>Doctorant</i>	Université de Tlemcen	Co-Encadreur

Année universitaire 2014-2015

بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِیْمِ

Remerciement

Nous tenons à remercier avant tous, le bon Dieu qui nous a donné la force et la patience tout au long de la préparation de cette mémoire.

Nous adressons notre plus vive gratitude aux membres de nos jurys :

- à Monsieur M. BENABDELLAH, Professeur à l'Université de Tlemcen, qui nous a accueilli dans son laboratoire dans des conditions plus que favorables à une recherche fructueuse et qui a su, pendant ces deux ans, conseiller et orienter habilement nos travaux vers leur aboutissement,
- à Monsieur A.DJEBBARI, MCB à l'Université de Tlemcen et Madame F.MEZIANI, MCB à l'Université de Tlemcen, qui ont eu la gentillesse d'accepter la lourde tâche de rapporteurs auprès du jury ; nous les remercions 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 nous a apportée des moments de réconfort et distraction nécessaires lors du déroulement d'un tel projet, notamment, l'équipe de recherche du laboratoire Télémédecine pour leur disponibilité à toute heure, leur aide et leur soutien. Nous voudrions remercier N. Kaid Ali, L.Badir Benkrelifa, S.Rerbal, et A. Aissa
- Nous remercions également nos parents, nos enseignants, nos frères et nos amis(es) qui nous ont prouvé une fois de plus leur présence et leur amour au cours de ces cinq années d'une vie.
- Que ceux que nous avons oubliés dans cette longue litanie nous pardonnent.
- Enfin nous adressons nos remerciements les plus sincères à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la concrétisation de ce travail.

Dédicace

A ma mère,

A la plus merveilleuse des mères. J'espère réaliser, en ce jour, l'un de tes rêves. Aucun mot ne saurait exprimer mon respect, ma considération et l'amour que je te porte. Ta présence constante à mes côtés, tes encouragements et tes prières m'ont été d'une aide précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Puisse Dieu le tout puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour...

A mon père,

Aucune dédicace ne saurait exprimer à sa juste valeur tout l'amour, le respect, l'attachement et la reconnaissance que je te porte. Tu m'as enseigné la droiture, le respect et la conscience du devoir. Ce travail est le fruit de tous tes sacrifices, tes encouragements, ton désir de me voir arriver et ton soutien permanent durant ce long parcours. Puisse Dieu, le tout puissant, te procurer santé, bonheur et longue vie...

J'espère

Avoir répondu aux espoirs que vous avez fondés en moi. Je vous rends hommage ici par ce modeste travail en guise de ma reconnaissance éternelle à jamais... Que Dieu, le Tout Puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie.

Toute ma famille,

Grands et petits qui attendent ce travail avec impatience et surtout mes frères Ibrahim, Ilies, Idriss et ma sœur Trouvez ici l'expression de ma profonde affection et mon respect.

Mes professeurs,

Qui m'ont enseigné depuis ma première scolarité. Trouvez ici l'expression de mes respects et mon éternelle reconnaissance.

A tous mes amis, collègues, mon binôme Z.Lalaymia et toute la promotion master en génie biomédicale Que tous vos rêves soient exaucés et la réussite comble votre vie.

M .Hadj Ahmed Ismaïl

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

À mes parents qu'ils soient chéris. Tout en espérant qu'ils touchent le fruit de leurs sacrifices.

Ma mère

L'école de la vie qui m'a enseigné mes premiers pas. Maman, je ne connais pas une personne aussi adorable, tendre que toi, tu as été toujours à mes côtés comme un ange guidant mes pas à chaque moment de ma vie, me couvrant de ta tendresse et de ton amour éternel. Tes prières m'ont été d'une aide précieuse et m'ont permis d'atteindre le but désiré. Quisse Dieu le tout puissant te donner santé et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour...

Mon père

Tous les mots du monde ne sauraient exprimer l'immense amour que je te porte, ni la profonde gratitude que je te témoigne pour tous les efforts et les sacrifices que tu n'as cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être. Tu m'as enseigné la droiture, le respect et la conscience du devoir. Quisse Dieu, le tout puissant, te procurer santé, bonheur et longue vie...

❁ Que Dieux me les protègent ❁

À tous mes frères Billel, Karim et mes sœurs Karima, Linda et Imen, que Dieu, le Tout Puissant vous garde et vous procure santé, bonheur et longue vie. Toute ma famille Lalaymia et Affoune, Grands et petits qui attendent ce travail avec impatience, Trouvez ici l'expression de ma profonde affection et mon respect.

Une pensée à la mémoire de notre cher et regretté mon frère Phafik Lalaymia. Quisse Dieu le Tout Puissant accorder au défunt Sa sainte Miséricorde et l'accueillir en Son Vaste Paradis.

À mes professeurs Qui m'ont enseigné depuis ma première scolarité. À Monsieur Le Professeur Boukadoum Nassim qui a bien voulu se mettre à ma disposition et me faire bénéficier de leurs expérience, et qui a fait preuve de disponibilité à chaque fois qu'il en a été besoin et pour les précieuses conseils et remarques.

À tous ceux qui ont pris place dans mon cœur, mes amis surtout Mouilhi Phamseddine, collègues, mon binôme H.A. Isamil et toute notre promotion Génie Biomédical.

M^{ce}. Lalaymia Lin-Eddine

Table des matières

Remerciement.....	i
Dédicace.....	ii
Table des matières.....	iv
Tables des figures.....	viii
Liste des tableaux.....	x
Glossaire.....	xi
INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	15

CHAPITRE I. Anatomie et Physiologie du Système Respiratoire

I.1 Introduction	18
I.2 Le fonctionnement général du système respiratoire	18
I.3 Anatomie du système respiratoire	20
I.3.1 L'arbre respiratoire	21
I.3.2 Les poumons	25
I.3.3 Les muscles de la respiration	26
I.3.4 Le Coeur	27
I.4 Physiologie de l'appareil respiratoire	28
I.5 Paramètres respiratoires	29
I.6 Etats des lieux concernant les méthodes de mesure des volumes et débits respiratoires :	31
I.6.1 Mesure de volume non mobilisable	31

I.6.2	Mesure de volume mobilisable	32
I.7	Conclusion	33

CHAPITRE II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.1	Introduction	35
II.2	Généralité sur les capteurs biomédicaux	35
II.2.1	Capteur optique	36
II.2.2	L'effet photoélectrique	36
II.2.3	Les photodiodes	37
II.2.4	Les phototransistors	38
II.2.5	Principe de fonctionnement du capteur SpO2	38
II.3	Photo pléthysmographie	39
II.3.1	Historique et l'état de l'art	40
II.3.2	Rappels physiologiques	40
II.3.2.1	Structure d'une molécule d'hémoglobine	40
II.3.2.2	Spectre d'absorption de l'hémoglobine	43
II.3.2.3	La Spectrophotométrie d'absorption moléculaire	44
II.3.2.4	Lois physiques de l'absorption	45
II.3.3	La pulsation du sang	46
II.3.4	Recueil du signal Photopléthysmographique	47
II.4	Conclusion	48

CHAPITRE III. Conception et Réalisation Pratique du Photopléthysmographe

III.1	Introduction	50
III.2	Choix des Capteurs	50
III.3	Détection du photo pléthysmogramme	50
III.3.1	Capteur ou sonde	50

III.3.2	Source lumineuse	51
III.4	Mise en forme des signaux	52
III.4.1	Réalisation pratique du photo pléthysmographe	52
III.4.2	Circuit d'émission/réception	53
III.4.3	Circuit de la première amplification	54
III.4.4	Filtre TwinT	55
III.4.1	Circuit du deuxième amplificateur :	56
III.5	Carte d'acquisition	58
III.5.1	Schéma bloc de la carte d'acquisition	58
III.5.1.1	Le filtre anti-repliement	58
	58
III.5.1.2	Numérisation.....	59
III.5.1.3	Multiplexage.....	59
III.5.1.4	La mise à niveaux.....	59
III.5.1.5	Liaison RS232.....	61
III.5.1.6	Microcontrôleur 16F876A	61
III.5.1.7	Brochage du pic	62
III.5.2	Réalisation pratique de la carte d'acquisition du signal	62
III.6	Conclusion	66

CHAPITRE IV. Résultats et Discussion

IV.1	Introduction	68
IV.2	Acquisition des données	68
IV.3	Acquisition du PPG	69
IV.3.1	Oscilloscope à mémoire.....	69
IV.3.2	Visualisation sur ordinateur	70
IV.4	Aspects techniques de l'HIS	70
IV.4.1	Objectifs des HIS.....	70
IV.4.2	Principe	72
IV.4.3	Enjeux	73
IV.5	L'interface logicielle de communication	74

IV.5.1	Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin	74
IV.5.2	L'application de la télésurveillance du système respiratoire par photopléthysmographie infra-rouge	76
IV.4	Conclusion	77
	CONCLUSION GÉNÉRALE	79
	Bibliographie	82
	Annexe	86

Table des figures

Figure I.1: Schéma de l'appareil respiratoire.	20
Figure I.2: Les voies aériennes supérieures.	21
Figure I.3: La trachée.	22
Figure I.4: Les bronches.	23
Figure I.5: Les bronchioles.	23
Figure I.6: Les capillaires pulmonaires.	24
Figure I.7: Les poumons.	25
Figure I.8 : La plèvre.	26
Figure I.9 : muscles respiratoires (inspiration et expiration).	27
Figure I.10 : Les étapes de la respiration externe.	28
Figure I.11: Volume et la capacité pulmonaire chez l'homme.	29
Figure I.12 : La pléthysmographie.	32
Figure I.13: Principe d'un spiromètre à cloche.	33
Figure II.1: L'effet photoélectrique.	37
Figure II.2: Les photodiodes.	37
Figure II.3: Le phototransistor BPX43.	38
Figure II.4: Forme du signal PPG.	39
Figure II.5: Composition d'une molécule de l'hémoglobine.	41
Figure II.6: schéma représentant la fixation d'O ₂ par une molécule de l'hémoglobine.	42
Figure II.7 : 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.	43
Figure II.8: Absorption et émission de photons.	44
Figure II.9 : Schéma d'une cellule d'absorption.	46
Figure II.10 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants. ..	46
Figure II.11 : Schéma de principe du recueil du signal PPG.	47

Figure III.1 : 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.....	51
Figure III.2 : Représentation du capteur PPG.....	51
Figure III.3: Schéma bloc général d’un photopléthysmographe.....	52
Figure III.4 : Schéma électronique réalisé du photopléthysmographe.....	53
Figure III.5: Capture et le signal délivrer par le capture.....	54
Figure III.6 : Le circuit de la 1ère amplification et le signal résultant.	54
Figure III.7 : Schéma fonctionnel après choix du phototransistor.	55
Figure III.8 : Le circuit de filtrage (Twente) et le signal délivré par ce dernier.	55
Figure III.9: Le circuit de la 2ème amplification et le signal du PPG.	56
Figure III.10 : circuit imprimé de circuit de mise en forme PPG.	57
Figure III.11 : Image 3D de circuit de mise en forme PPG.....	57
Figure III.12 : Structure de la chaine d’acquisition.....	58
Figure III.13 : Représentation d’un filtre passe bas.	58
Figure III.14 : Schéma de principe d'un multiplexeur quatre voies vers une voie.	59
Figure III.15 : circuit de la mise à niveau.	60
Figure III.16 : Brochage de circuit MAX232.	60
Figure III.17 : Brochage du PIC16F876A.	61
Figure III.18: Circuit électronique réalisé de la carte d’acquisition.....	62
Figure III.19: l’image 3D de la carte d’acquisition.	63
Figure III.20 : Circuit imprimé de la carte d’acquisition.	63
Figure III.21: Algorithme d'acquisition des signaux.	65
Figure IV.1: Sélection du composant MS COM.	69
Figure IV.2: Affichage du signal PPG.	69
Figure IV.3: Affichage du signal PPG.	70
Figure IV.4: Système d’information de la télésurveillance médicale à domicile.	72
Figure IV.5: Interface principal côté Patient.	74
Figure IV.6: Interface principal côté Médecin.....	75
Figure IV.7: Visualisation et enregistrement du signal PPG (coté Patient).....	76
Figure IV.8: Visualisation du signal PPG (coté Médecin).....	77
Figure 1: Capteur du PPG.....	86
Figure 2: Circuit de mise en forme analogique du signal PPG.....	86
Figure 3: Carte d'acquisition à base du PIC 16F876A.....	87
Figure 4: Adaptateur USB – Port COMM Série.....	87
Figure 5: La réalisation et l’affichage du signal PPG.....	87

Liste des tableaux

Tableau I.1 : Différents volumes pulmonaires.....	30
--	----

Glossaire

C

CO₂: gaz carbonique.

C.A .N: convertisseur analogique numérique.

D

DPG : DiPhospho Glycerate.

E

ECG: Electrocardiogramme.

EFR : exploration fonctionnelle respiratoire.

F:

Fe : fréquence d'échantillonnage.

F_{max} : fréquence maximal du signal.

H

Hb : Hémoglobine.

HbO₂: Oxyhémoglobine.

HIS : Habitat intelligent pour la santé.

I

IP: Internet Protocol.

O

O₂ : Oxygène.

P

PPG: Photopléthysmogramme.

pH : potentiel hydrogène.

PCO₂ : pression partielle de gaz carbonique.

PC : pléthysmographie corporel.

S

SpO₂ : Saturation pulsée en oxygène.

T

TCP/IP: Transport Control Protocol/ Internet Protocol.

TCP: Transport Control Protocol.

V

VC : Volume courant.

VRI : Volume de réserve inspiratoire.

VRE : Volume de réserve expiratoire.

VR : Volume résiduel.

VGT : volume des gaz thoraciques.

CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le Photoplethysmographe (PPG) est un outil primordial au sein d'un bloc opératoire. Celui-ci permet d'effectuer un tracé vital qui permet au chirurgien de suivre en temps réel l'évolution du taux d'oxygène dans le sang, ce qui lui donne la possibilité de prendre la bonne décision au bon moment au cours d'une opération chirurgicale. C'est alors un outil vital dans le domaine hospitalier et en particulier dans le service de réanimation et les blocs opératoires. Le photopléthysmographe de pouls est utilisé pour la détection des différentes anomalies dans le système cardio-respiratoire lors du transport de l'oxygène.

Le photoplethysmogramme permet de mesurer le taux de saturation en oxygène de façon non invasive. Son principe est basé sur l'utilisation d'une diode électroluminescente (LED) pour l'émission d'une lumière infrarouge (940 nm) qui sera absorbé par l'hémoglobine saturée, et d'un photodétecteur pour la détection de la différence d'absorption de la lumière par l'hémoglobine saturée.

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-respiratoire. Notre contribution dans ce cadre a été l'implémentation hardware et software de celui-ci afin qu'il soit capable d'effectuer l'enregistrement continu du photo pléthysmogramme représentatif de la concentration pulsée de l'oxyhémoglobine HbO₂ dans le sang.

Nous nous sommes proposés dans le cadre de ce sujet : «Exploration fonctionnelle respiratoire par pléthysmographie infra-rouge ».

Introduction Générale

- De réaliser une carte de mise en forme du signal PPG. Cette conception a été élaborée en se basant sur les circuits analogiques de mise en forme de base existant dans la littérature.
- De réaliser autour d'un microcontrôleur une interface Hard capable de faire la numérisation et l'acquisition du signal PPG.
- De faire parvenir ce signal à un terminal local moyennant le protocole de communication RS232.
- De faire parvenir ce signal à un poste de télévigilance appartenant à un réseau de télé médecine selon l'architecture client-serveur d'un système habitat intelligent pour la santé (HIS) soutenu par le protocole TCP/IP.

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

Dans le premier chapitre nous entamons les aspects anatomiques et physiologiques du système respiratoire.

Le second chapitre est consacré à la présentation de la théorie et des concepts généraux de la photo pléthysmographie et la Spectrophotométrie d'absorption moléculaire.

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 photoplethysmographe représentatif de la fonction hémodynamique (Génération de l'oxyhémoglobine HbO_2). 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.

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

Enfin, une conclusion générale synthétise le contenu de cette mémoire et présente les perspectives de ce projet de fin d'étude.

CHAPITRE I

Anatomie et Physiologie du Système Respiratoire

I.1 Introduction :

Les explorations fonctionnelles respiratoires (EFR) regroupent l'ensemble des investigations permettant de mesurer les variables quantifiables de la fonction respiratoire.

C'est le complément indispensable de l'examen clinique et radiographique en pneumologie. Pour cela nous avons consacré ce chapitre à la description des propriétés physiologiques et anatomique du système respiratoire.

I.2 Le fonctionnement général du système respiratoire :

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

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

Chapitre I. Anatomie et Physiologie du Système Respiratoire

La fonction respiratoire est assurée par les poumons et elle est sous forme de phénomènes d'ordre mécaniques et chimiques.

Sur le plan mécanique, la respiration se fait en deux temps :

- ✓ Un premier temps au cours duquel il y a excursions des poumons et expansion de la cage thoracique c'est l'inspiration.
- ✓ Un deuxième temps qui amène une incursion des poumons et de la cage thoracique c'est l'expiration.

Sur le plan chimique, la respiration fait intervenir des phénomènes d'échange gazeux :

- ✓ Lors de l'inspiration, il y a une pénétration d'oxygène O_2 dans les poumons.
- ✓ Lors de l'expiration, il y a rejet du gaz carbonique CO_2 par les poumons. L'appareil respiratoire permet alors les échanges gazeux alvéolo-capillaires entre les liquides circulants et le milieu environnant en assurant la fixation d'oxygène par l'hémoglobine et le rejet du gaz carbonique conformément aux lois de diffusion des gradients de concentration d'oxygène et du gaz carbonique[1].

I.3 Anatomie du système respiratoire :

L'appareil respiratoire (figure I.1) est formé d'un ensemble d'organes :

- ✓ L'arbre respiratoire,
- ✓ les poumons,
- ✓ les muscles respiratoires,
- ✓ le cœur,
- ✓ les gros vaisseaux.

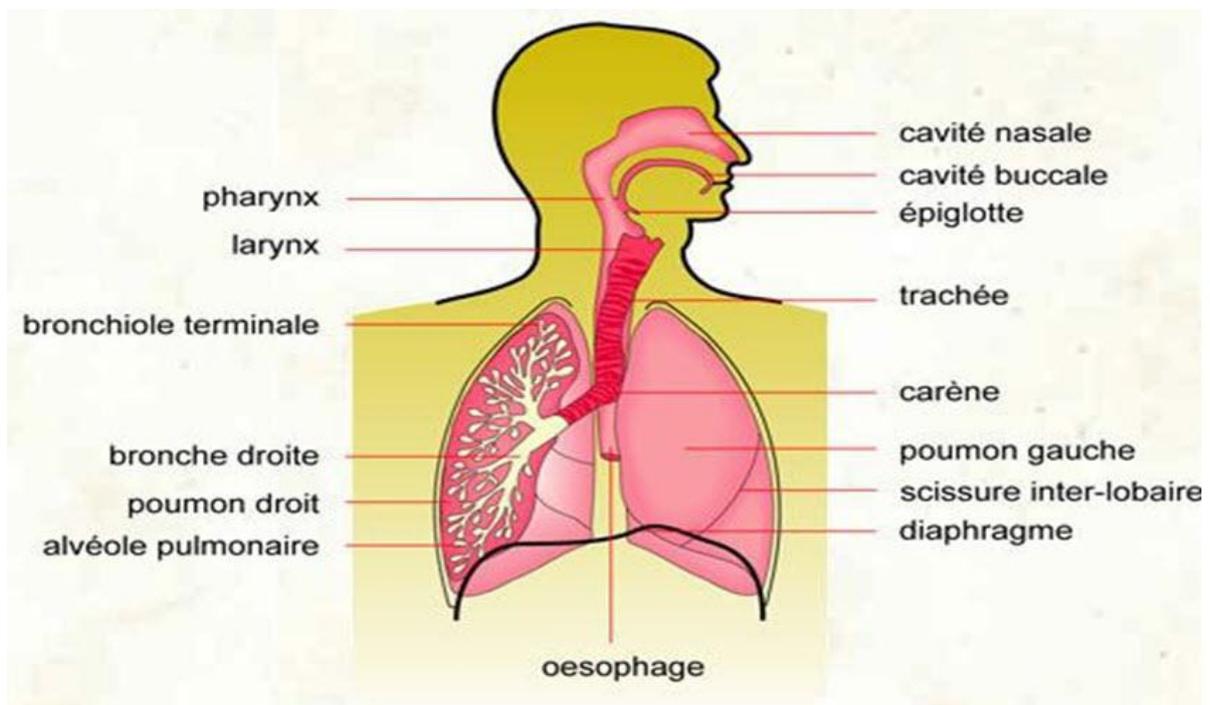


Figure I.1: Schéma de l'appareil respiratoire.

I.3.1 L'arbre respiratoire :

Cet arbre respiratoire comprend :

a. Les voies aériennes supérieures (figure I.2) :

- ❖ Le nez
- ❖ La bouche
- ❖ L'arrière-gorge (oropharynx) : c'est la partie inférieure (ou circulent l'air et le bol alimentaire) revêtu d'une muqueuse de type digestif, mesure = 13 cm de long et s'étend des narines internes (choanes) jusqu'au niveau du cartilage cricoïde, cet arrière gorge possède une paroi composée de muscles squelettiques et délimitée par une muqueuse permettant le passage de l'air et de la nourriture.
- ❖ Le larynx : considère comme un carrefour situe entre la bouche et l'œsophage. C'est là que les voies respiratoires croisent les voies digestives.

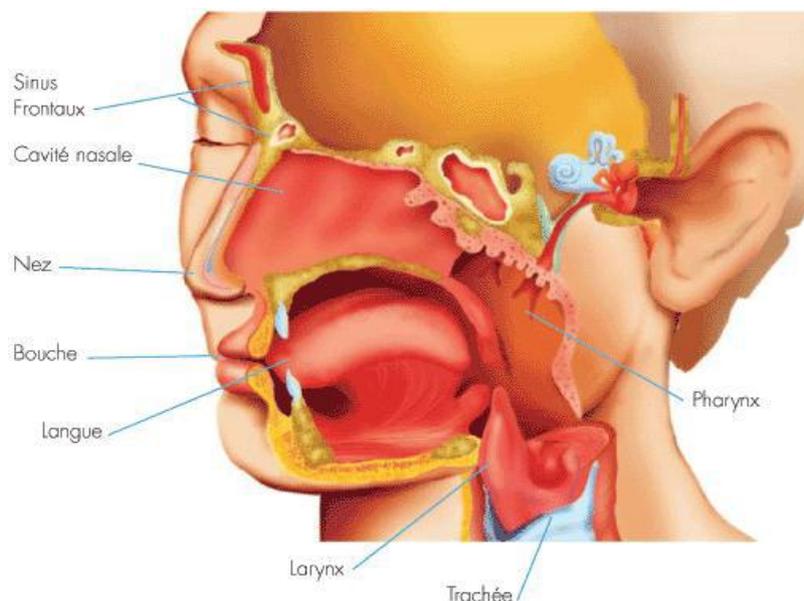


Figure I.2: Les voies aériennes supérieures.

b. Les voies respiratoires inférieures comprennent :

❖ La trachée :

La trachée (figure I.3) est un gros conduit constitué d'une vingtaine d'anneaux, cartilagineux (le cartilage est à la fois rigide et flexible). Elle permet le passage de l'air vers les poumons. La trachée se prolonge par bronches [2].

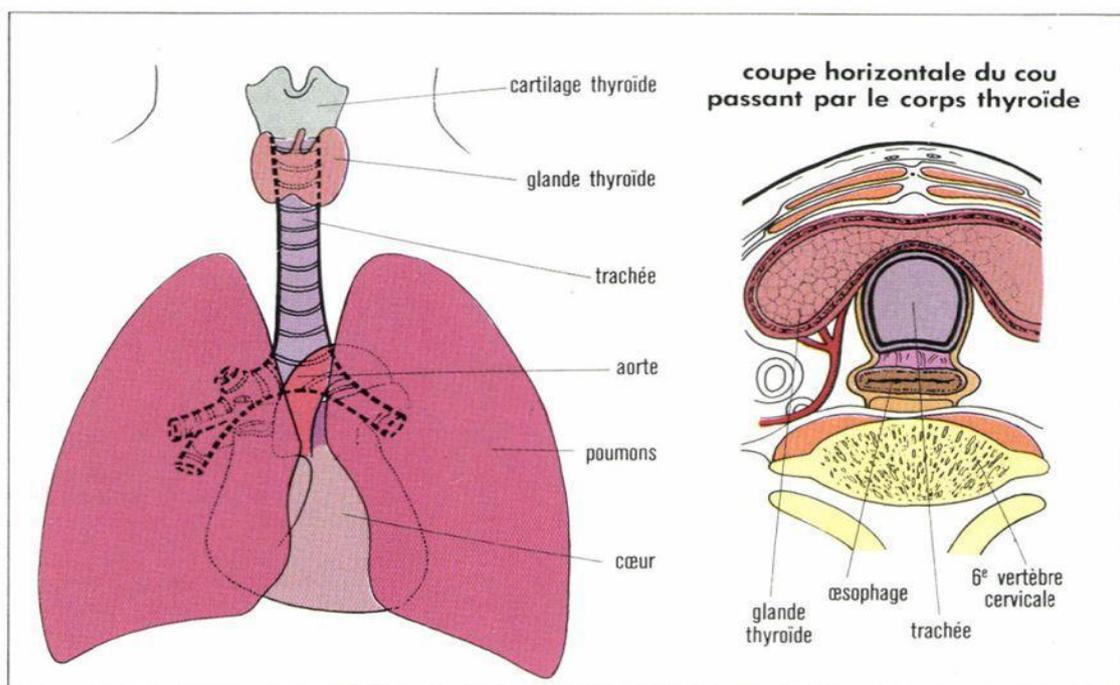


Figure I.3: La trachée.

❖ Les bronches :

Deux bronches principales (figure I.4), desservent le poumon droit et le poumon gauche. Chacune de ces bronches se subdivise en arrivant aux poumons (au niveau du hile) en bronches lobaires puis segmentaires. Par la suite, elles se divisent en bronches de plus en plus petites, jusqu'aux bronchioles [2].

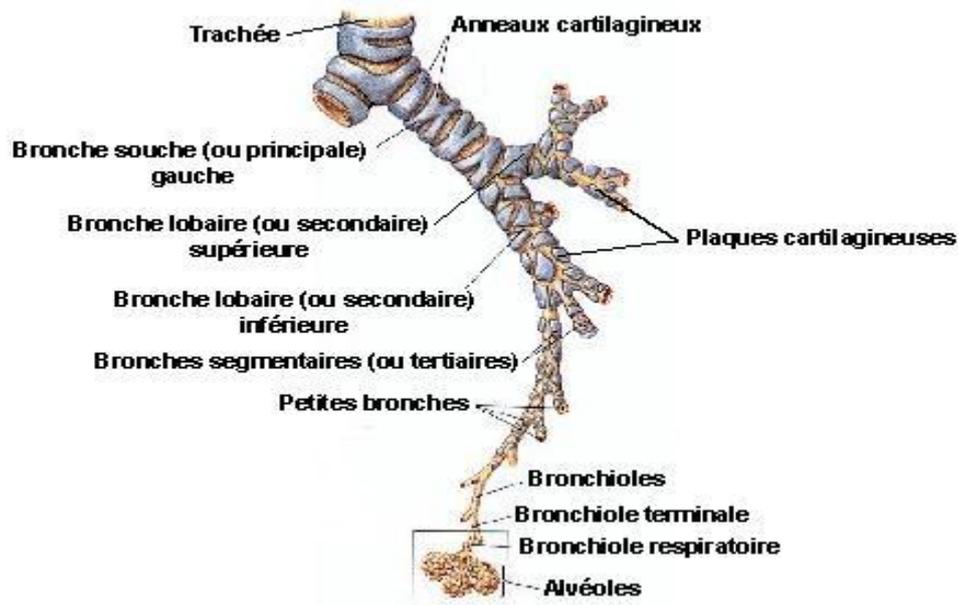


Figure I.4: Les bronches.

❖ Les bronchioles :

Les bronchioles (figure I.5) n'ont pas de cartilage, elles sont fines comme des cheveux et se terminent par des minuscules sacs plein d'air : les alvéoles pulmonaires [2].

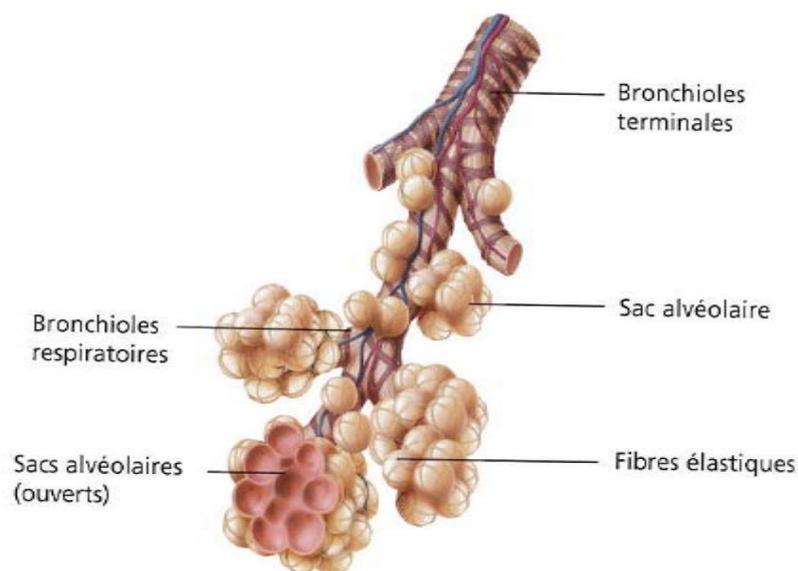


Figure I.5: Les bronchioles.

❖ Les alvéoles pulmonaires :

Elles sont au nombre d'environ 200 millions.

- quand vous inspirez, les alvéoles se gonflent,
- quand vous expirez, elles diminuent de volume en se vidant.

❖ Les capillaires pulmonaires :

Les capillaires pulmonaires (figure I.6) sont des petits vaisseaux sanguins qui entourent l'alvéole. C'est à travers leurs parois que se font les échanges gazeux [2].

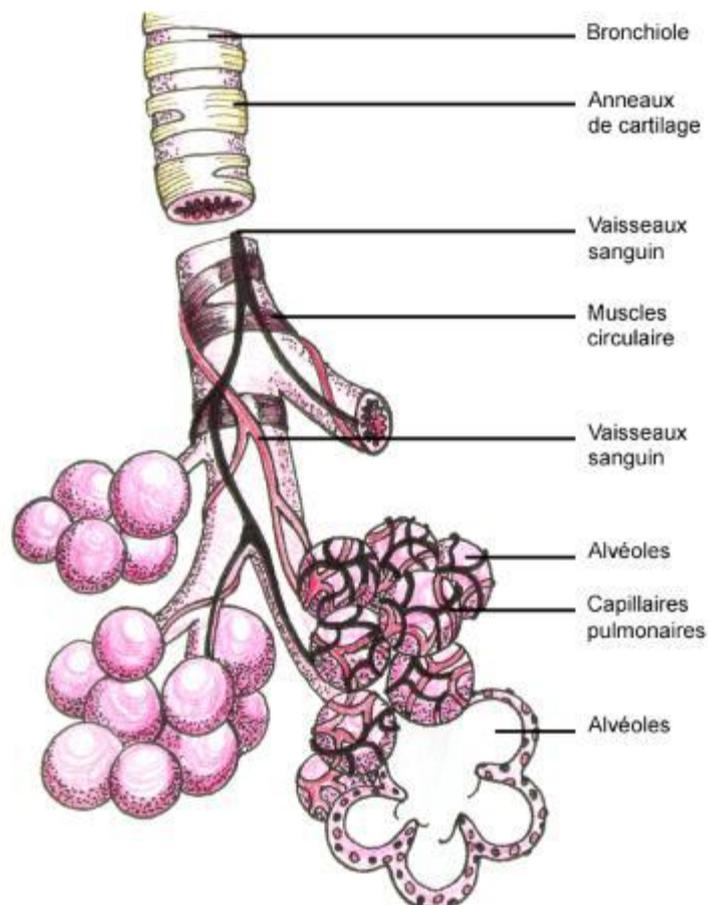


Figure I.6: Les capillaires pulmonaires.

I.3.2 Les poumons :

Ils sont constitués par les bronchioles, les alvéoles et les capillaires pulmonaires (figure I.7) [2].

- ❖ Le poumon droit est constitué de trois lobes.
- ❖ Le poumon gauche a deux lobes. Sa face interne présente un emplacement où se loge le cœur.

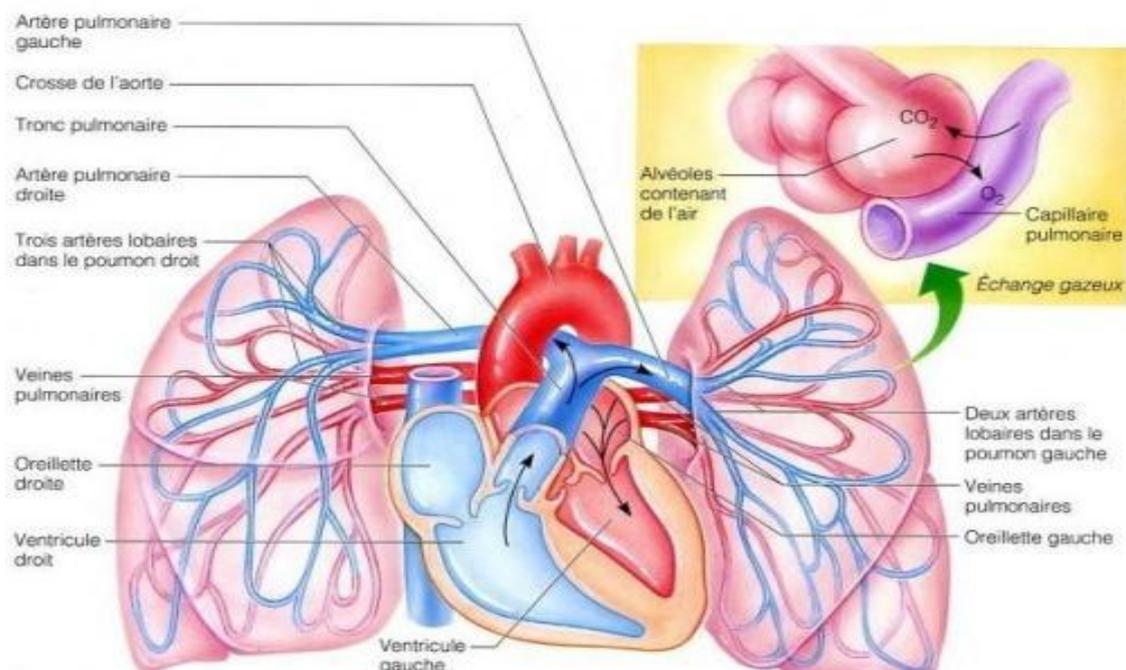


Figure I.7: Les poumons.

❖ La plèvre :

Cette dernière est une mince membrane à deux feuillets, dont l'un tapisse la paroi intérieure du thorax et l'autre la face externe des poumons. Entre les deux feuillets de la plèvre, une infime quantité de liquide (liquide intra pleurale) permet aux poumons de glisser doucement à l'intérieur de la cage thoracique (figure I.8) [2].

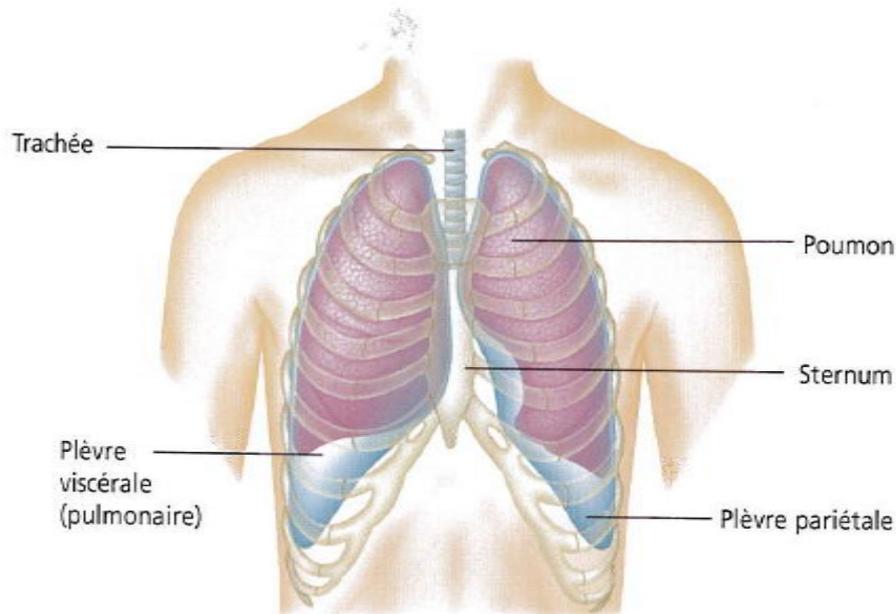


Figure I.8 : La plèvre.

I.3.3 Les muscles de la respiration :

Les muscles de la respiration (figure I.9) modifient le volume de la cage thoracique.

Le diaphragme se situe en dessous de la cage thoracique et sépare cette dernière de l'abdomen. C'est le muscle le plus important pour la respiration qui est actif à l'inspiration.

L'inspiration se fait grâce à la contraction du muscle diaphragmatique et l'expiration se fait par simple relaxation thoracique

D'autres muscles interviennent au cours des respirations forcées :

- ❖ les muscles intercostaux (entre les côtes),
- ❖ les muscles abdominaux, les muscles du cou, les muscles du nez etc.... [2].

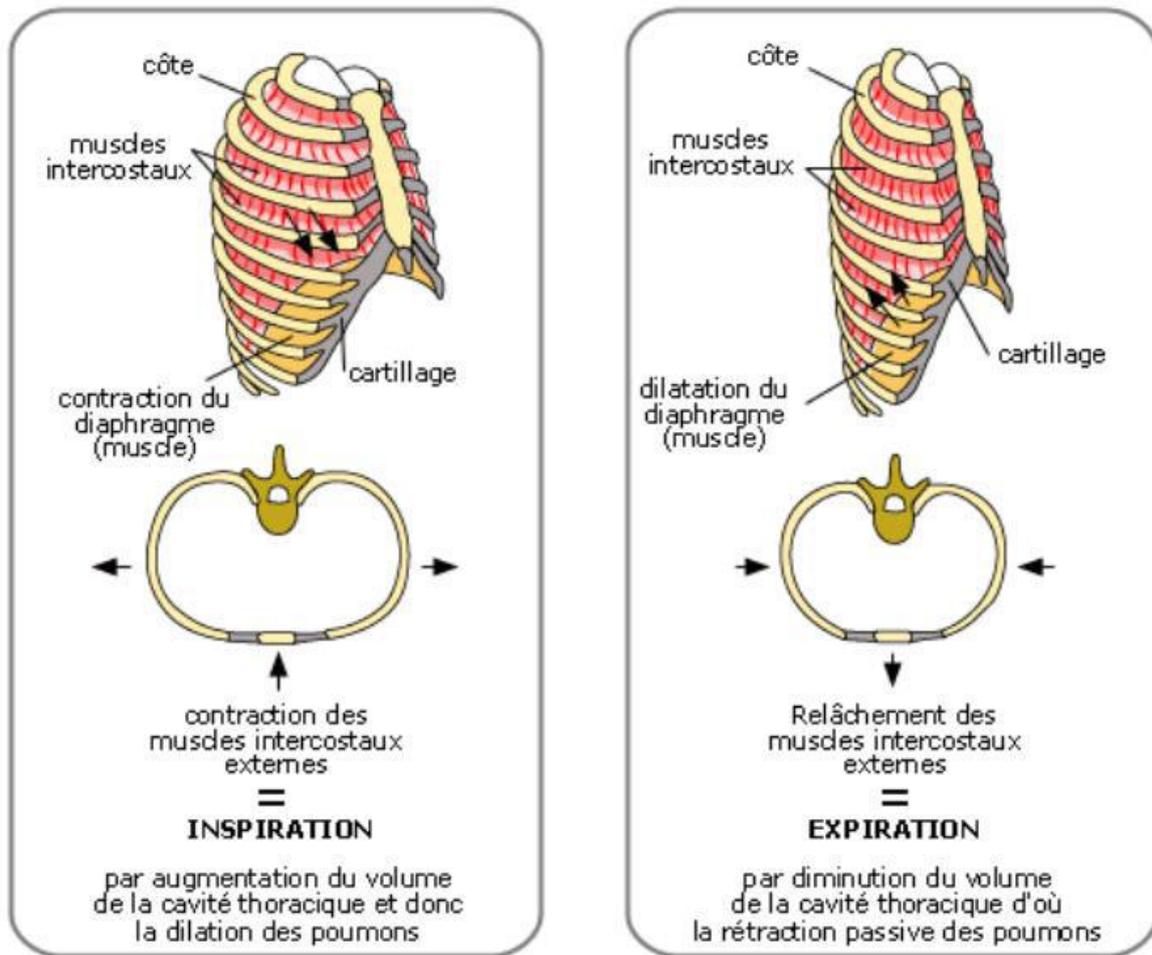


Figure I.9 : muscles respiratoires (inspiration et expiration).

I.3.4 Le Coeur:

C'est un muscle dont la taille normale est de la grosseur du poing. Il fonctionne comme une pompe, en aspirant le sang oxygéné provenant des veines pulmonaires et en le renvoyant dans l'organisme au moyen des contractions auriculo-ventriculaires gauche par le biais de l'artère aortique à travers la valve aortique.

I.4 Physiologie de l'appareil respiratoire :

La respiration correspond à deux mécanismes : l'inspiration qui fournit l'oxygène de l'air à l'organisme et l'expiration qui permet d'éliminer le CO_2 . Cet échange gazeux se produit au niveau des poumons, dans les alvéoles pulmonaires grâce à une différence de pression entre les deux côtés (un gaz s'écoule du milieu le plus concentré vers le moins concentré).

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

L'échange gazeux au niveau des alvéoles pulmonaires s'effectue par diffusion (dite alvéolo-capillaire) grâce à un mécanisme appelée la ventilation pulmonaire qui correspond à l'ensemble des mouvements respiratoires assurant le renouvellement de l'air passant par les poumons. Ces mouvements se font grâce aux muscles respiratoires intercostaux et diaphragme (muscle fin à la base des poumons qui sépare la cage thoracique de l'abdomen).

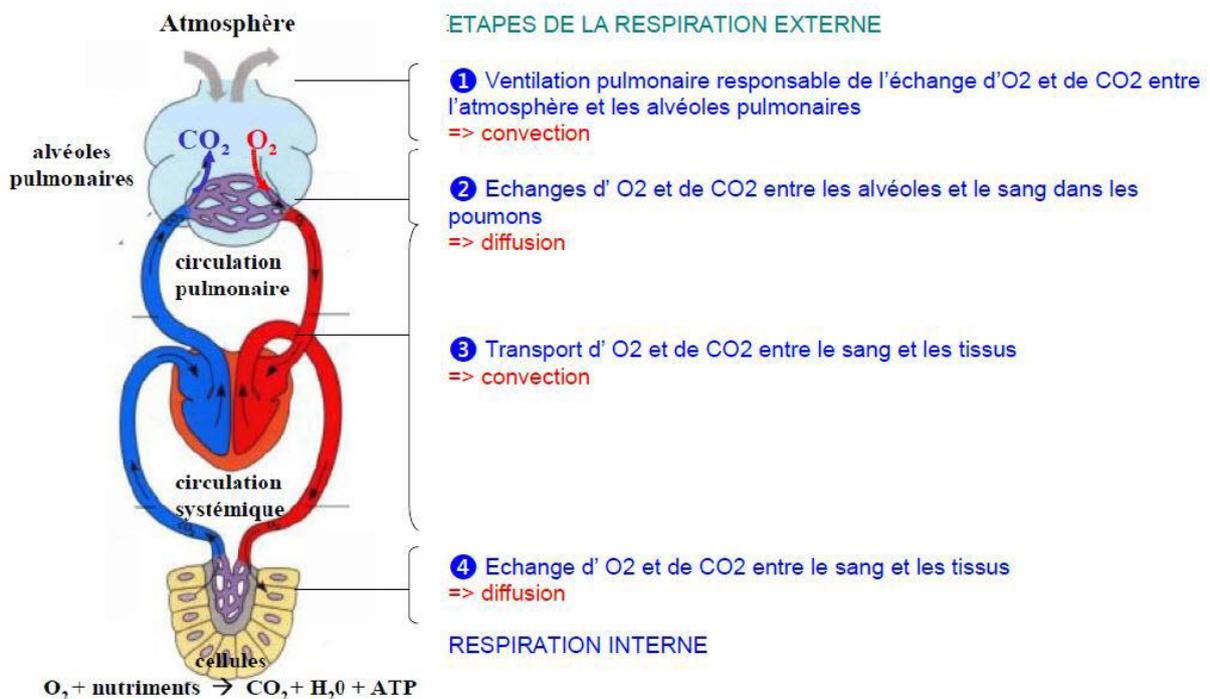


Figure I.10 : Les étapes de la respiration externe.

La respiration est un phénomène automatique et spontané. Au repos, le rythme ou fréquence respiratoire d'un adulte moyen est de 16 respirations par minute (figure I.10) [3].

I.5 Paramètres respiratoires :

Les poumons peuvent ainsi être divisés en différents volumes selon le schéma suivant :

La figure I.11 montre les différents volumes et capacités pulmonaires explorés par pneumotachographie.

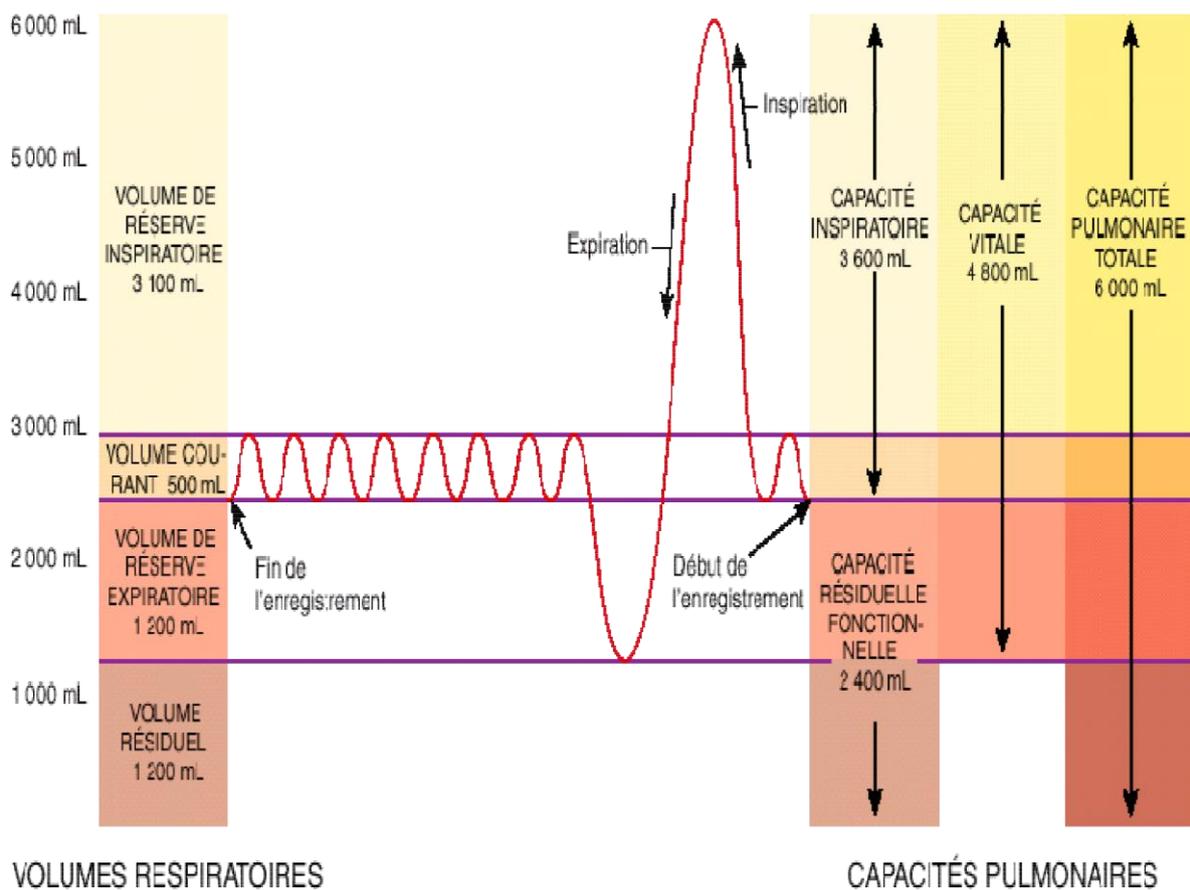


Figure I.11: Volume et la capacité pulmonaire chez l'homme.

Chapitre I. Anatomie et Physiologie du Système Respiratoire

Le tableau I.1 résume les différents volumes misent en jeu par l'appareil respiratoire.

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

Tableau I.1 : Différents volumes pulmonaires.

I.6 Etats des lieux concernant les méthodes de mesure des volumes et débits respiratoires :

Les explorations fonctionnelles respiratoires offrent une large palette d'examens et donc de techniques visant à évaluer la manière dont il fonctionne le système respiratoire. Cette évaluation oriente le diagnostic et permet le suivi évolutif des pathologies respiratoires, parmi les examens , le plus souvent pratiqués est la mesure des volumes gazeux que les poumons peuvent contenir. Certains volumes peuvent être inspirés ou expirés ce qui signifie qu'ils sont mobilisables et relativement faciles à mesurer. En revanche, le volume résiduel, correspond au volume gazeux qui reste toujours dans les poumons et ne peut donc jamais être expiré. Il s'agit d'un volume non mobilisable dont la mesure est plus difficile.

I.6.1 Mesure de volume non mobilisable :

- **La pléthysmographie :**

La pléthysmographie corporelle permet la mesure du volume des gaz thoraciques (VGT) et mesure la Capacité résiduelle fonctionnelle (CRF). Le pléthysmographie corporelle (PC) consiste en une cabine couplée à un circuit spirométrique.

Le sujet respire de l'air de l'extérieur de cette cabine à travers un orifice (tuyau directement dans sa bouche) (figure I.12).

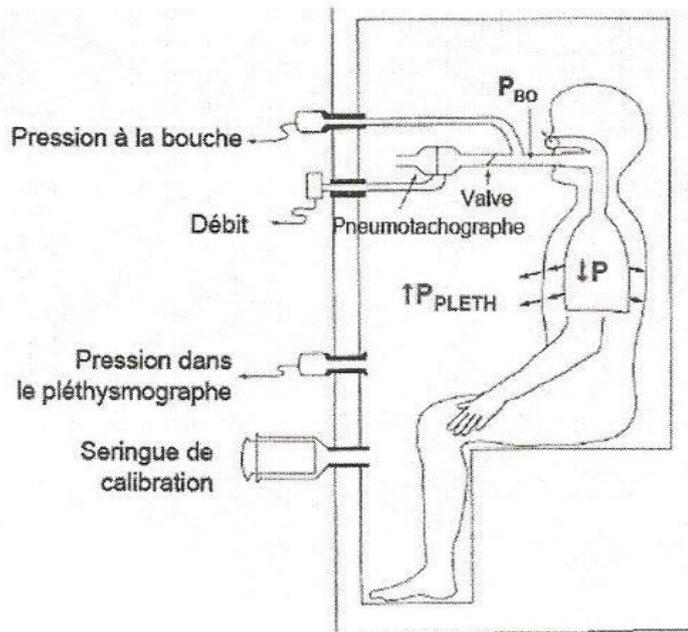


Figure I.12 : La pléthysmographie.

I.6.2 Mesure de volume mobilisable :

- **Spirométrie :**

La spirométrie consiste à faire respirer le sujet par la bouche, le nez pincé, dans un tuyau relié à un appareil de mesure, en exécutant différentes manœuvres (respiration normale, inspiration forcée, expiration forcée). Elle indique les volumes d'air contenus dans les poumons à différents moments de la respiration, les débits d'air inspirés ou expirés et permet de tracer un graphique (courbe débit-volume).

La spirométrie permet de détecter d'un éventuel syndrome obstructif, qui se traduit par une baisse des débits expiratoires, ou restrictifs, se traduisant par une baisse de volumes. C'est la technique d'exploration fonctionnelle respiratoire la plus simple, la plus rapide (quelques minutes) (figure I.13).

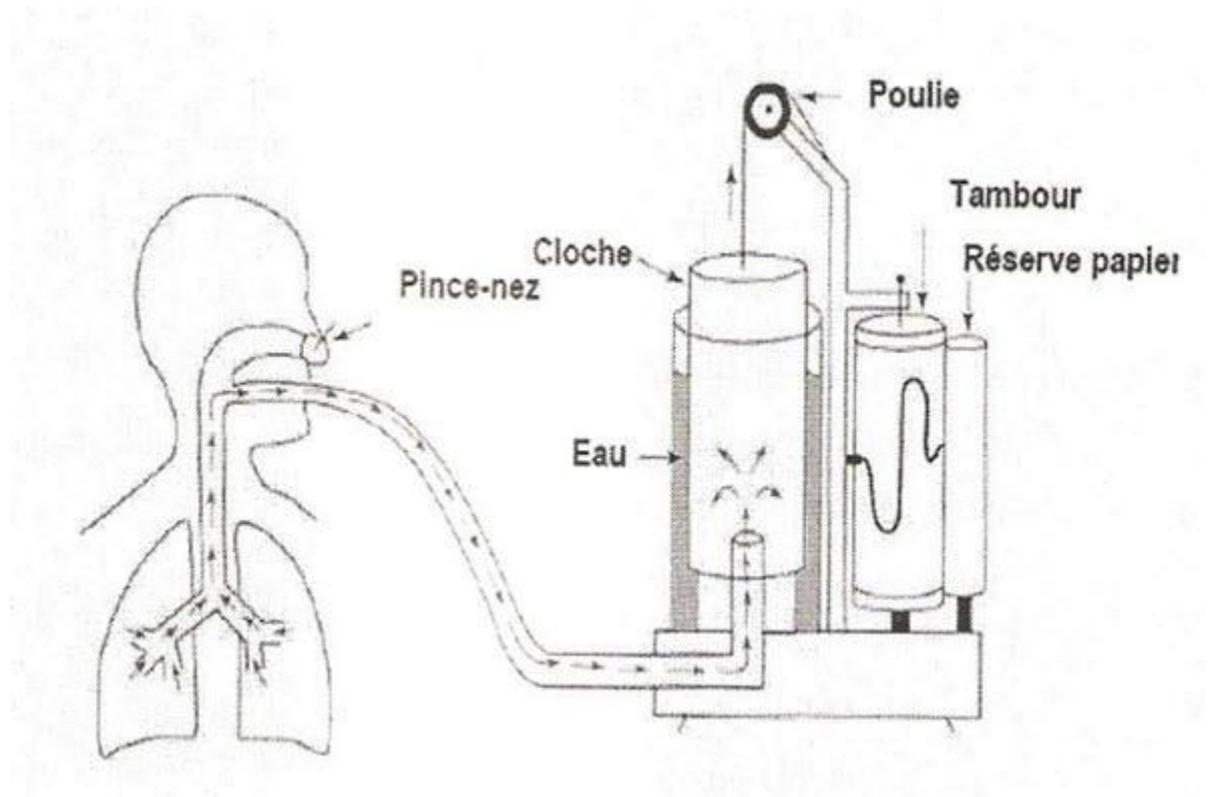


Figure I.13: Principe d'un spiromètre à cloche.

I.7 Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté des notions générales sur le fonctionnement physiologique du système respiratoire qu'est devenu une étape essentielle dans le diagnostic et le suivi des troubles ventilatoires dans l'orientation thérapeutique ainsi que la consultation pré-anesthésique.

Le chapitre suivant est consacré à la présentation de la théorie et des concepts généraux de la photo pléthysmographie par infra-rouge.

CHAPITRE II

Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.1 Introduction :

Le XX^e siècle a encore reculé les limites de l'investigation humaine grâce à la multiplication des examens complémentaires, qui autorisent une approche de plus en plus sélective des processus pathologiques.

Un examen complémentaire a fait un grand pas dans le domaine du monitoring continu de la saturation du sang en oxygène dans les services de réanimation et dans les blocs opératoire pendant ou après l'opération, connu sous le nom photopléthysmographie.

Ce chapitre est consacré à la présentation de la théorie et des concepts généraux de la photo pléthysmographie et la Spectrophotométrie d'absorption moléculaire.

II.2 Généralité sur les capteurs biomédicaux :

Dans le domaine de la médecine, les capteurs sont utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic par la mesure continue des paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire, etc. [4]

Les capteurs biomédicaux sont destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par des organismes vivants en particulier par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute transformation biologique doit être exploitée, présentée sous la forme de signaux, enregistrée et mesurable.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

On peut classer les grandeurs physiques mis en jeu dans le cadre de ce projet en quatre familles.

- Electrique : capteur ECG (électrodes).
- Mécanique : capteur de vélocité pariétale (ultrasons).
- Optique : capteur de saturation d'O₂ du sang (photo transistor).
- Pression : capteur de respiration (inductif).

II.2.1 Capteur optique :

Un capteur optique est un dispositif capable de détecter l'intensité ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux [5]. La mesure de grandeur issue des capteurs optiques est généralement un courant. Le signal récupéré par le capteur est amplifié pour être exploité par la partie commande [5].

II.2.2 L'effet photoélectrique :

Albert EINSTEIN a montré en 1905 que l'impact d'un photon de fréquence ν sur un métal suffisait à en extraire un électron si l'énergie du photon $h\nu$ dépassait l'énergie d'extraction W nécessaire pour dégager l'électron du métal. C'est le phénomène photoélectrique mis en œuvre dans la plupart des capteurs. Réciproquement, si un électron libre e percute un électron e' . Si l'énergie apportée est suffisante, cette dernière se déplace sur une orbite d'atome de plus grand diamètre. En retrouvant sa position d'origine, il restitue l'énergie reçue sous forme de photons. C'est le principe mis en œuvre dans les émetteurs photoélectriques (diodes électroluminescentes) (figure II.1).

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

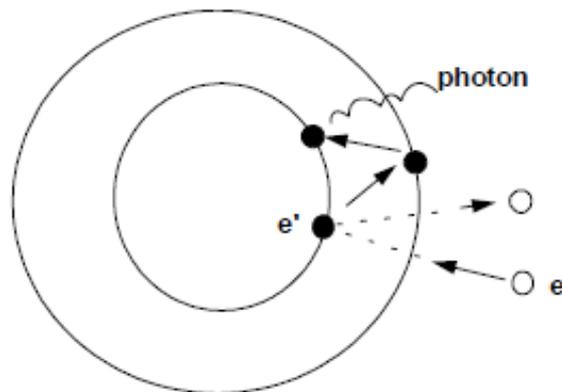


Figure II.1: L'effet photoélectrique.

II.2.3 Les photodiodes :

Les photodiodes (figure II.2) sont des diodes au silicium qui exploitent l'effet photoélectrique. Sous éclairage, les photons libèrent des paires électron-trous. Sa polarisation en inverse produit un courant (**IR**) qui augmente proportionnellement à l'intensité lumineuse.



Figure II.2: Les photodiodes.

La photodiode est un composant basé sur la jonction d'un semi-conducteur de type **P** et d'un semi-conducteur de type **N** :

- Chaque photon absorbé par le semi-conducteur peut créer une paire électron-trous,
- Sous l'action du champ interne, l'électron se diffuse vers la zone **N** et le trou vers la zone **P**.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

- On a une diffusion des trous et des électrons dans des sens opposés,
- Ces porteurs donnent naissance à un photocourant de génération.

II.2.4 Les phototransistors :

Le faible courant électrique transmis par les photodiodes a poussé les constructeurs de semi-conducteurs à rajouter à ce composant un transistor donnant ainsi naissance au phototransistor (figure II.3), Les caractéristiques sont sensiblement les mêmes que celle des photodiodes.



Figure II.3: Le phototransistor BPX43.

II.2.5 Principe de fonctionnement du capteur SpO₂ :

Les appareils de mesure fonctionnent selon deux principes :

- La **pléthysmographie**, qui utilise l'absorption des ondes lumineuses pour reproduire les ondes émises par le sang pulsatif.
- La **spectrophotométrie**, qui mesure l'absorption de la lumière à travers les substances à certaines longueurs d'onde.

La couleur du sang variait selon son oxygénation autrement dit, sa saturation. C'est donc grâce à cette propriété que les capteurs des appareils vont pouvoir déterminer la SpO₂. L'appareil va d'une part repérer chaque onde pulsatile artérielle et ensuite

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

déterminer la saturation selon la couleur du sang qui sera déduite selon l'absorption de la lumière émise. Il va donc fournir une SpO_2 [7]. Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert.

II.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.4). Ce tracé découle de la modification de l'atténuation de l'énergie lumineuse transmise par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée [8].



Figure II.4: Forme du signal PPG.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.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 dernières années la mesure de la saturation en oxygène du sang artériel nécessitait un dosage direct et répétitif du sang artériel, qui présente un caractère invasif et potentiellement risqué. [9]

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 [9]. 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 [10,11]. 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 [12,9].

II.3.2 Rappels physiologiques :

II.3.2.1 Structure d'une molécule d'hémoglobine :

L'hémoglobine humaine est une protéine hétéro-tétramérique se présentant comme une sphère d'un diamètre moyen de 6 nm [13]. Ainsi l'hémoglobine est une hétéroprotéine pigmentée, tétramérique, constituée de quatre sous-unités polypeptidiques composée de deux protomères [12]. Chaque sous-unité est codée par neuf gènes différents [14]. 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. [12] (Figure II.5).

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

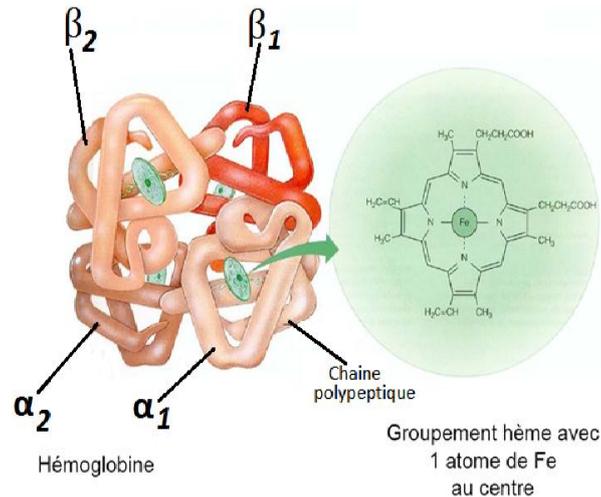


Figure II.5: Composition d'une molécule de l'hémoglobine.

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 [12]. Chacun des quatre sites va fixer, de façon réversible, une molécule d' O_2 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' O_2 , en fonction de la pression de ce gaz, est de type allostérique, la liaison à l'hémoglobine dépend de la pression partielle d' O_2 [12,15], 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' O_2 augmente l'affinité de la liaison de la seconde, la fixation de la seconde augmente l'affinité pour la troisième [12]. La quatrième molécule d' O_2 se fixe 200 fois plus vite que la première [14].

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

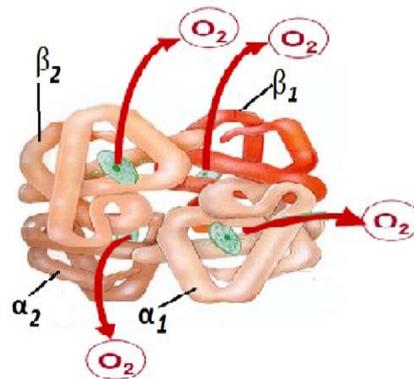


Figure II.6: schéma représentant la fixation d' O_2 par une molécule de l'hémoglobine.

La coopération entre les potomètres confère à l'hémoglobine une grande affinité pour l' O_2 dans les poumons où il est abondant, et au contraire une faible affinité pour l' O_2 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' O_2 sont différentes [12].

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' O_2 .
- Lorsque la PCO_2 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' O_2 dans les tissus.

II.3.2.2 Spectre d'absorption de l'hémoglobine :

L'analyse du spectre permet de 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) [16]. 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. [12]

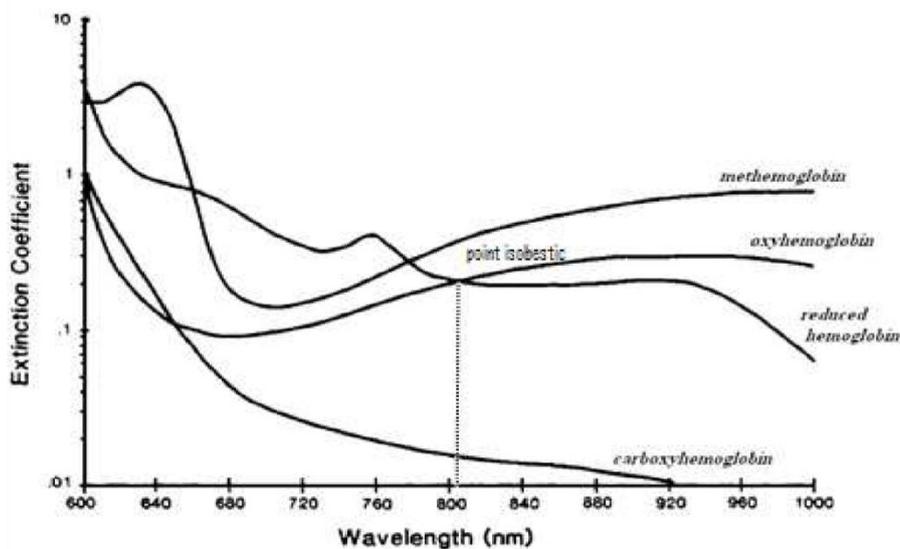


Figure II.7 : Coefficients d'extinction des quatre espèces les plus communes d'hémoglobine : oxyhémoglobine, l'hémoglobine réduite, la carboxyhémoglobine, et méthémoglobine à des longueurs d'onde d'intérêt d'étude.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.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 [17]. 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 [18].

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 en 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 [19], [20].

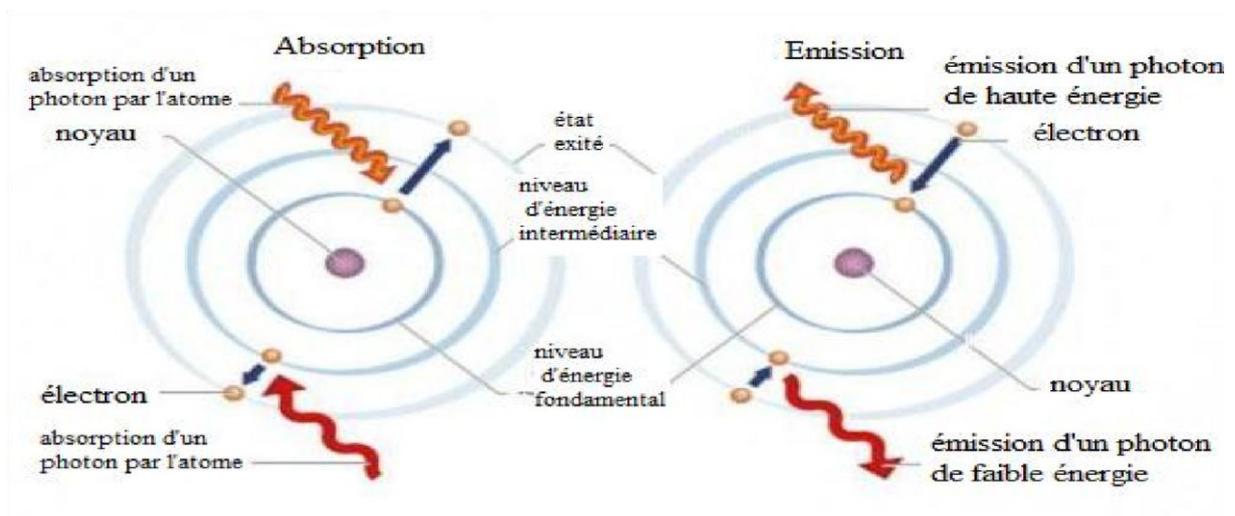


Figure II.8: Absorption et émission de photons.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.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 [18]. 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 [21].

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 [22]:

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

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.

L'absorbance A_{λ} est donc proportionnelle à la concentration c des molécules de l'espèce qui absorbe à cette longueur d'onde [22].

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

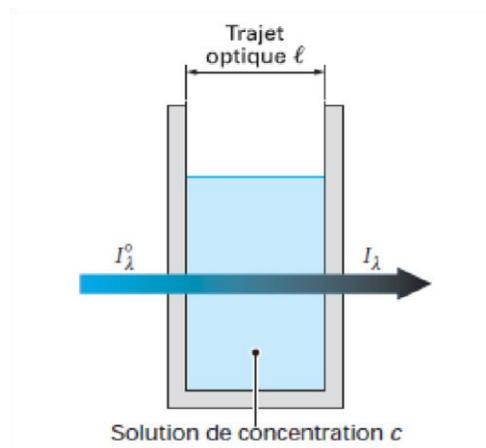


Figure II.9 : Schéma d'une cellule d'absorption.

II.3.3 La pulsation du sang :

La lumière qui traverse les tissus biologiques (par exemple, le doigt ou lobe de l'oreille) est absorbée par les différentes substances absorbantes. Les premiers absorbeurs de lumière dans la région d'intérêt sont les pigmentations de la peau, les os et le sang artériel et veineux. Au lieu de faire les mesures sur le sang in vitro avec un échantillon de sang artériel et d'un spectrophotomètre, la photopléthysmographie sur le doigt utilise la pulsation artérielle. La figure (II.10) illustre la quantité de lumière transmise et absorbée dans les tissus vivants en fonction du temps [23].

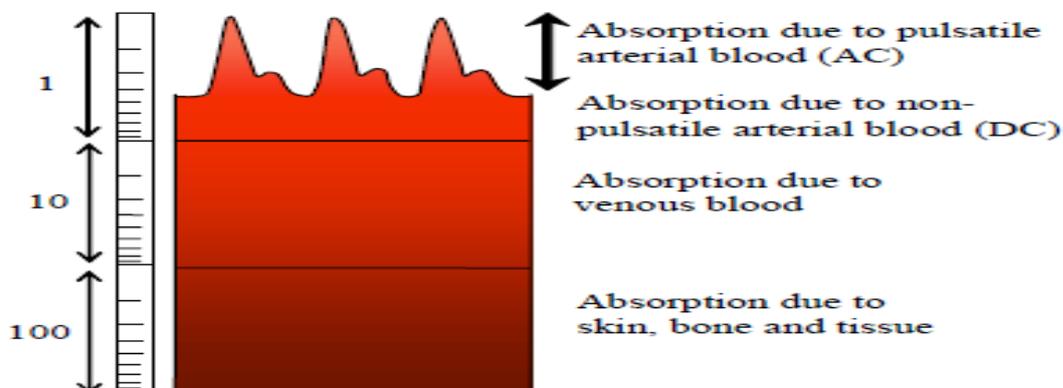


Figure II.10 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.3.4 Recueil du signal Photopléthysmographique :

Celui-ci utilise la spectrophotométrie d'absorption moléculaire dans l'infrarouge pour l'enregistrement de l'oxyhémoglobine pulsée [17] HbO_2 par la mise à contribution d'une diode émettrice dans l'infrarouge et d'un phototransistor comme le montre la figure II.11.

L'enregistrement de l'oxyhémoglobine pulsée rend compte de l'efficacité de l'échangeur pulmonaire [24] 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 électro lumineuse dans l'infrarouge et d'évaluer l'absorption de celle-ci par le biais d'une cellule photo électrique réceptrice (photo transistor).

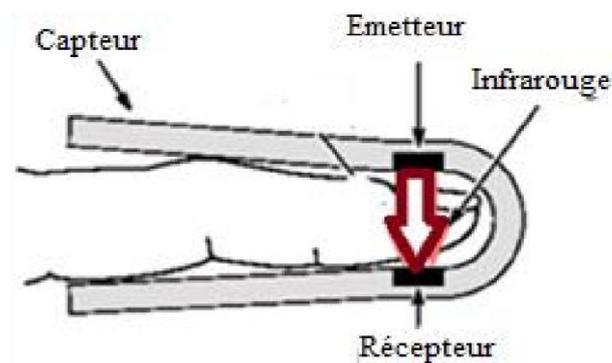


Figure II.11 : Schéma de principe du recueil du signal PPG.

Chapitre II. Théorie et Concept Généraux de la Photopléthysmographie dans l'infra-rouge

II.4 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté un aperçu sur la théorie qui régit la photoplethysmographie. 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 du Photopléthysmographe

III.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 le signal photo pléthysmographie au terminal informatique local.

III.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.

III.3 Détection du photo pléthysmogramme :

III.3.1 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).

Chapitre III. Conception et Réalisation Pratique du Photopléthysmographe

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'une photo détecteur pour détecter la lumière transmise [26].

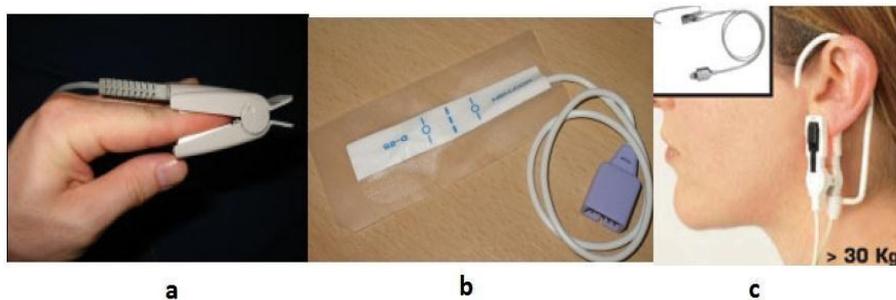


Figure III.1 : Les différentes formes du capteur du PPG, (a) pince semi-rigides s'adaptant à toutes les morphologies, (b) pince autocollante utilisée au niveau du pied, (c) pince à l'oreille.

III.3.2 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.

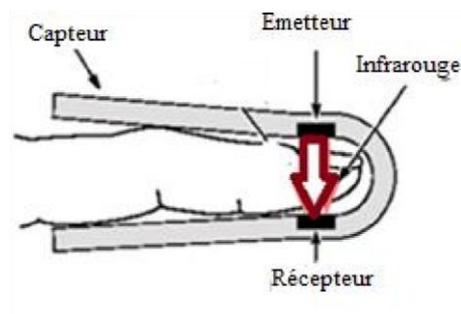


Figure III.2 : Représentation du capteur PPG.

III.4 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...).

III.4.1 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.3 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.3 :

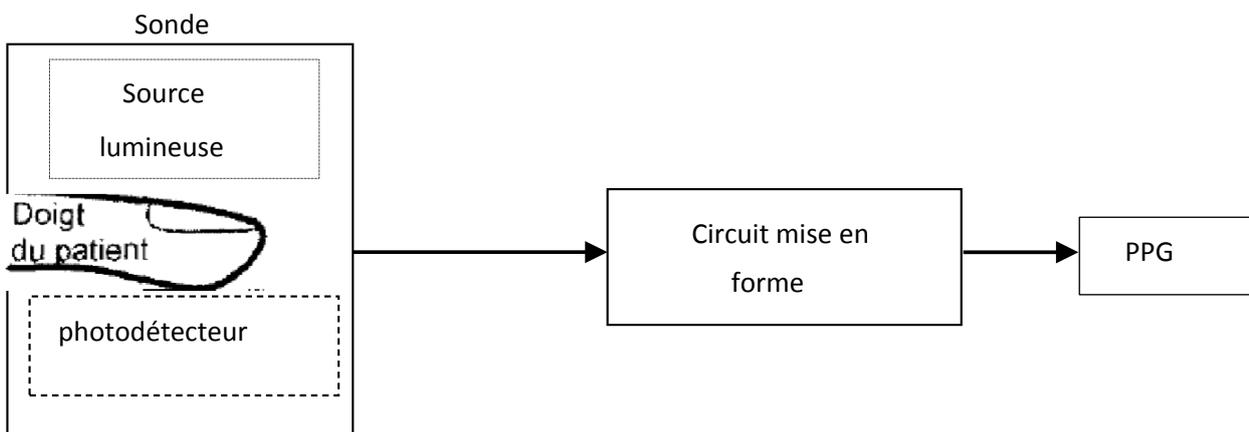


Figure III.3: Schéma bloc général d'un photopléthysmographe.

Chapitre III. Conception et Réalisation Pratique du Photopléthysmographe

La figure III.4 représente le schéma électronique réalisé d'un photopléthysmographe PPG.

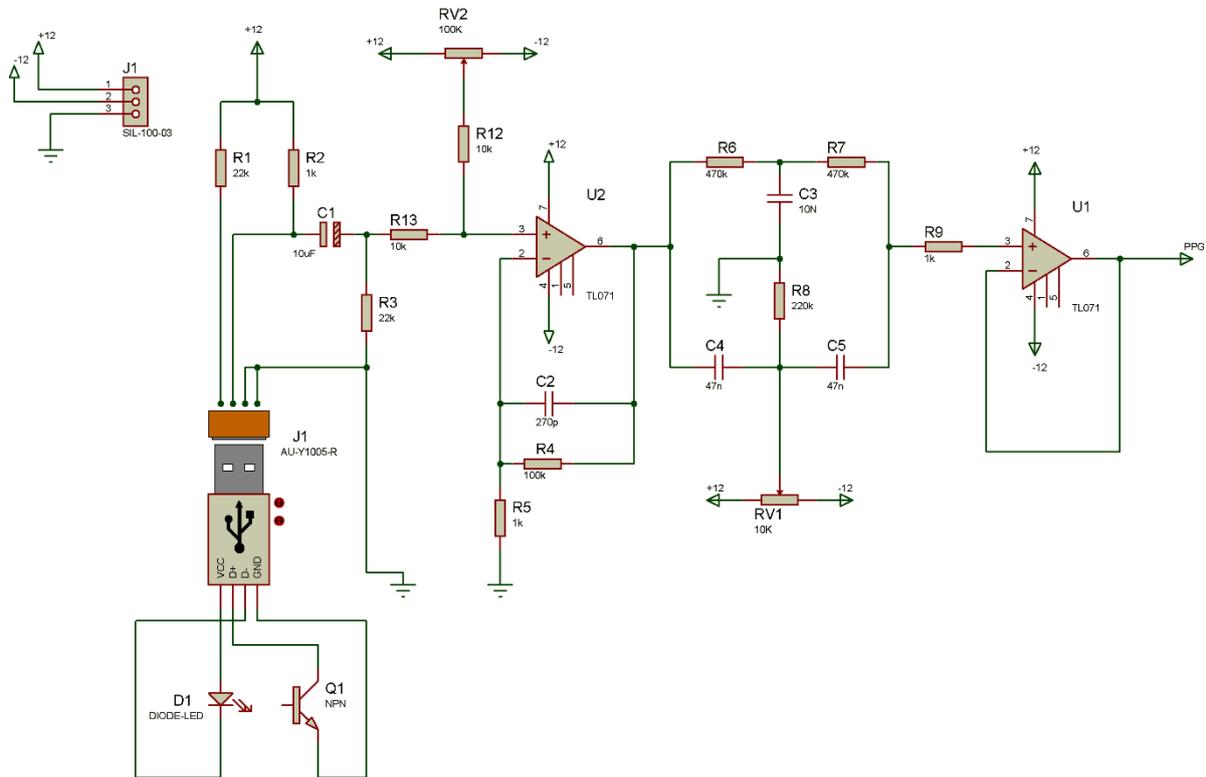


Figure III.4 : Schéma électronique réalisé du photopléthysmographe.

III.4.2 Circuit d'émission/réception :

Une LED est une diode semi-conductrice optoélectronique qui produit la lumière par électroluminescence. Les LED sont caractérisées par une grande efficacité lumineuse. La LED que nous avons utilisé est une source de lumière infrarouge IR.

Un capteur phototransistor détecte les variations de l'intensité lumineuse transmise, un système électronique permet d'amplifier et filtrer ces variations.

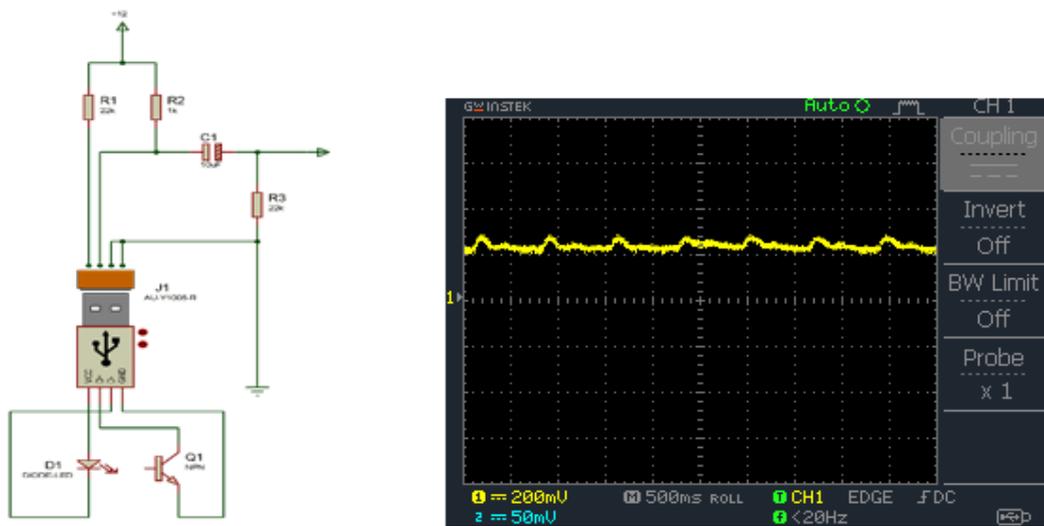


Figure III.5: Capture et le signal délivrer par le capture.

III.4.3 Circuit de la première amplification :

Comme illustré sur la figure III.5, l'amplification est nécessaire pour permettre une éventuelle acquisition. Cependant, Le signal PPG est tellement faible qu'il nécessite un circuit d'amplificateur avec un gain égal à 100. Cela permet d'amplifier les signaux de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts issus de phototransistor. Le premier amplificateur lié à un potentiomètre RV2 qui permet de régler la composante continue, Le signal de sortie est de l'ordre de 1V.

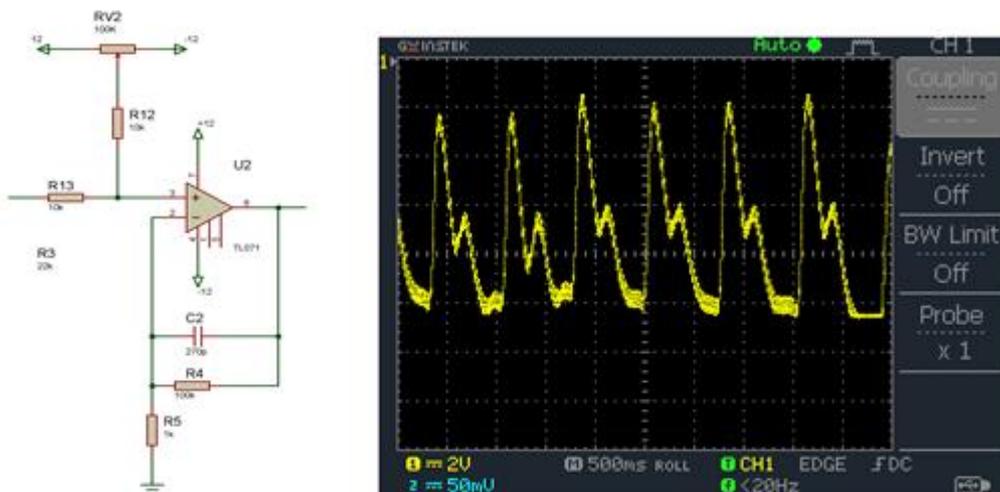


Figure III.6 : Le circuit de la 1ère amplification et le signal résultant.

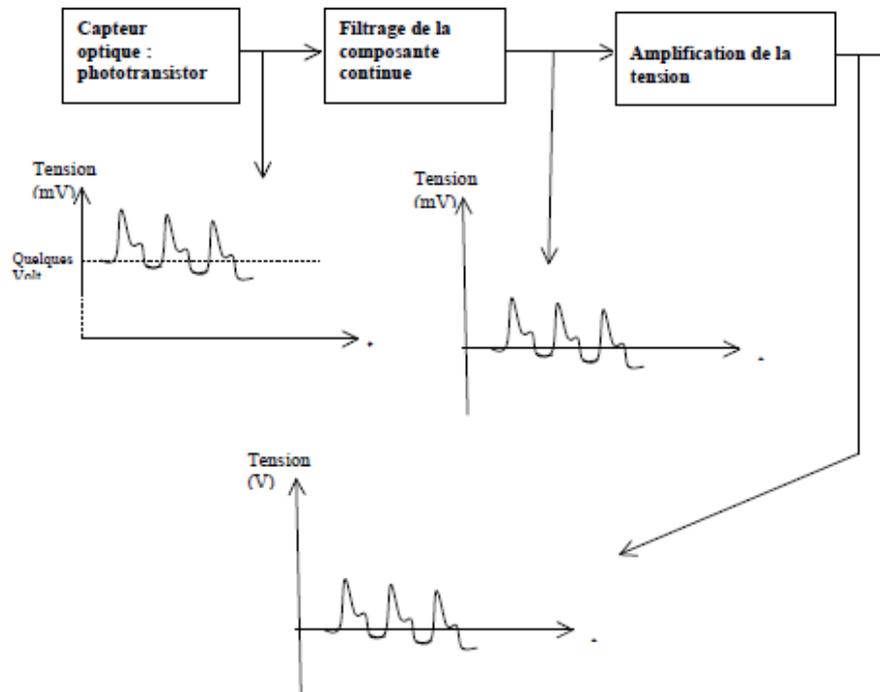


Figure III.7 : Schéma fonctionnel après choix du phototransistor.

III.4.4 Filtre TwinT :

Ce filtre permet d'éliminer la fréquence de 50Hz qui affecte le signal PPG, le choix des résistances et des condensateurs est fait à partir du calcul de la fréquence de coupure qui est égale à 50Hz.

Le signal sera appliqué à un filtre de TwinT lié à un potentiomètre RV1 permettant de régler la fréquence de coupure (figure III.8).

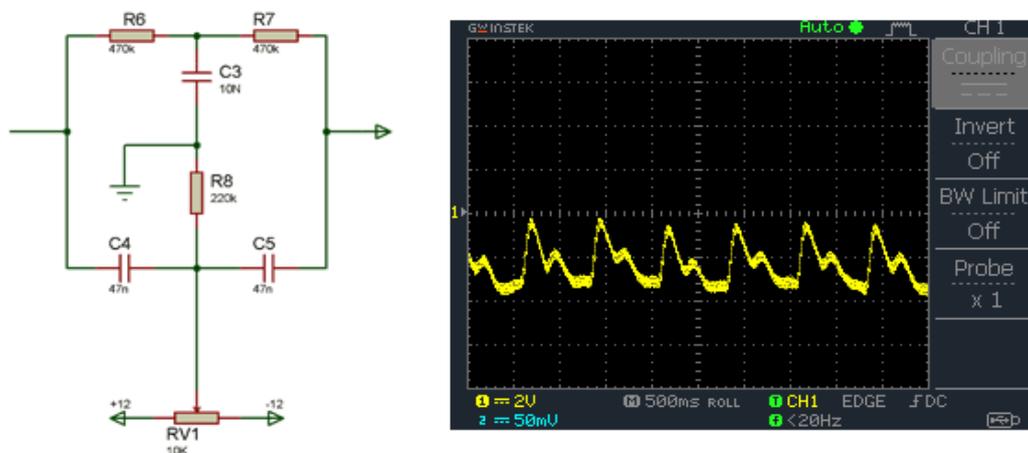


Figure III.8 : Le circuit de filtrage (Twente) et le signal délivré par ce dernier.

III.4.1 Circuit du deuxième amplificateur :

Le signal respectif ainsi filtré et amplifié. Les amplificateurs sont réalisés autour du UA741 avec un gain respectif de 1.

Cette amplification est nécessaire pour garantir une meilleure mesure du signal photopléthysmographique (Figure III.9).

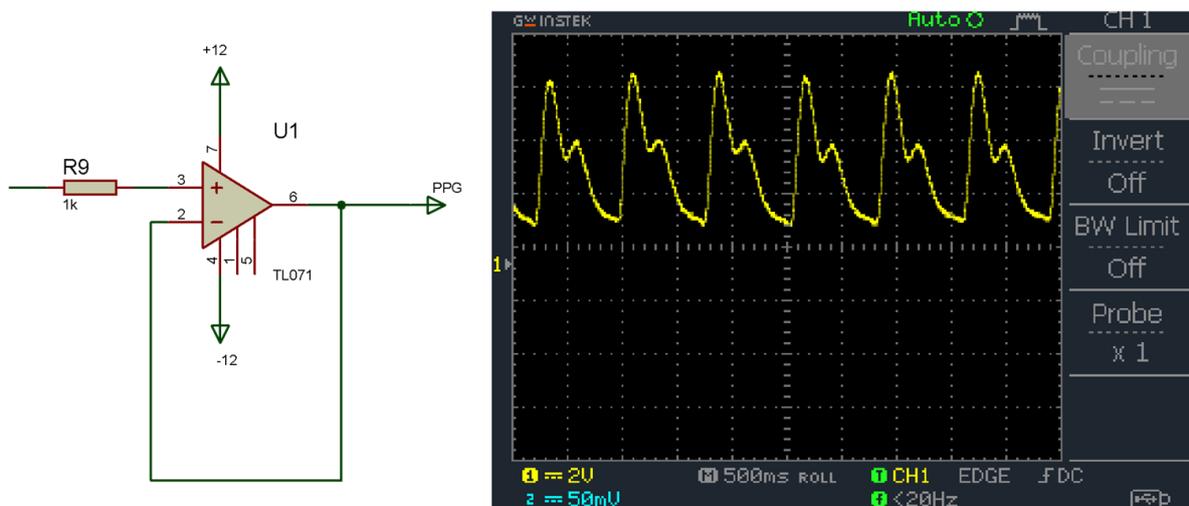


Figure III.9: Le circuit de la 2ème amplification et le signal du PPG.

Chapitre III. Conception et Réalisation Pratique du Photopléthysmographe

Les figures III.10 et III.11 représentant respectivement le circuit imprimé et la visualisation 3D, de la réalisation pratique de notre carte PPG.

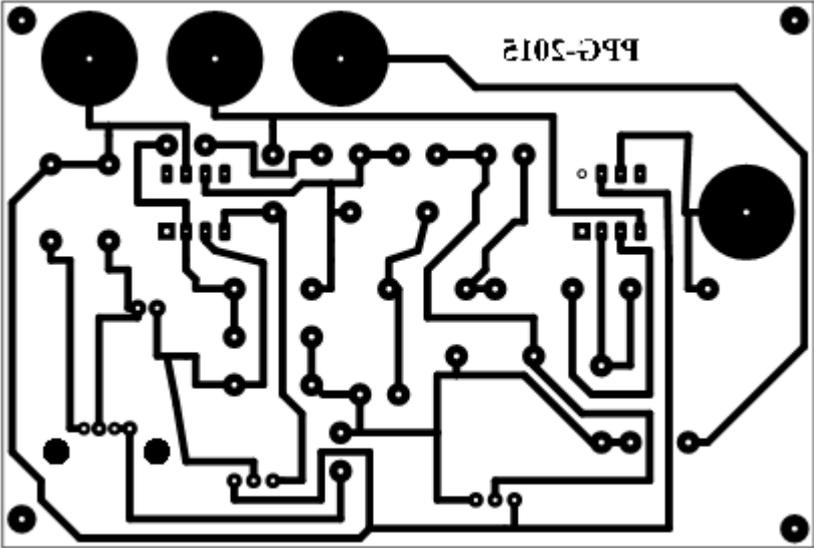


Figure III.10 : circuit imprimé de circuit de mise en forme PPG.

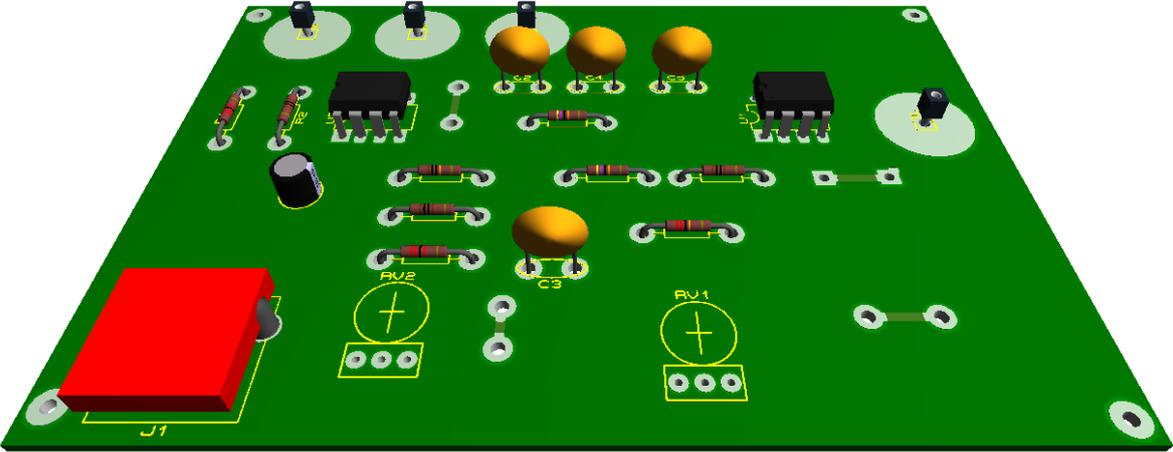


Figure III.11 : Image 3D de circuit de mise en forme PPG.

III.5 Carte d'acquisition :

Il s'agit d'une carte d'acquisition à cinq entrées analogiques et une seule sortie numérique. La carte se connecte à un terminal local via un port série sous protocole RS232.

III.5.1 Schéma bloc de la carte d'acquisition :

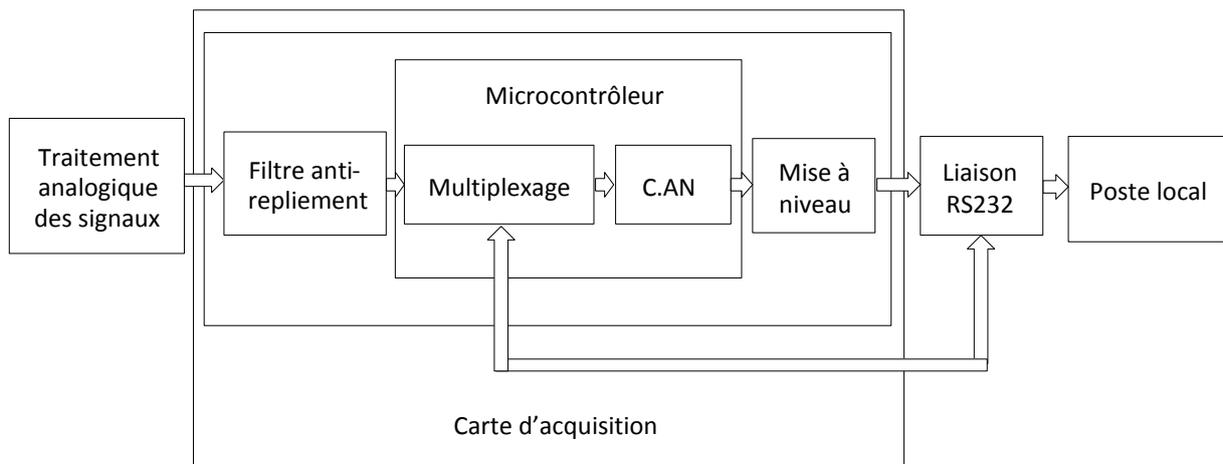


Figure III.12 : Structure de la chaîne d'acquisition.

La carte d'acquisition est représentée selon la figure III.12 :

III.5.1.1 Le filtre anti-repliement :

Un filtre anti-repliement [27] 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

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \cong 160 \text{ Hz}$$

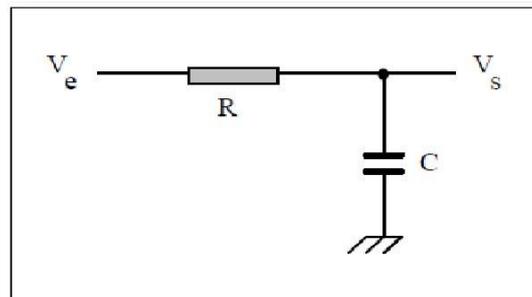


Figure III.13 : Représentation d'un filtre passe bas.

III.5.1.2 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.

III.5.1.3 Multiplexage :

Le multiplexeur permet de brancher successivement plusieurs voies sur une seule, comme le montre la figure III.14

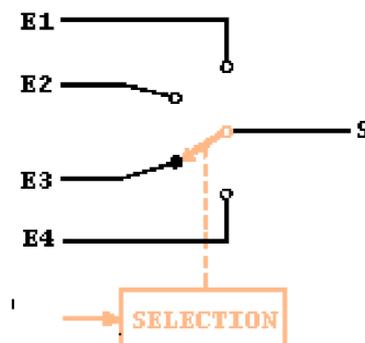


Figure III.14 : Schéma de principe d'un multiplexeur quatre voies vers une voie.

III.5.1.4 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.

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.

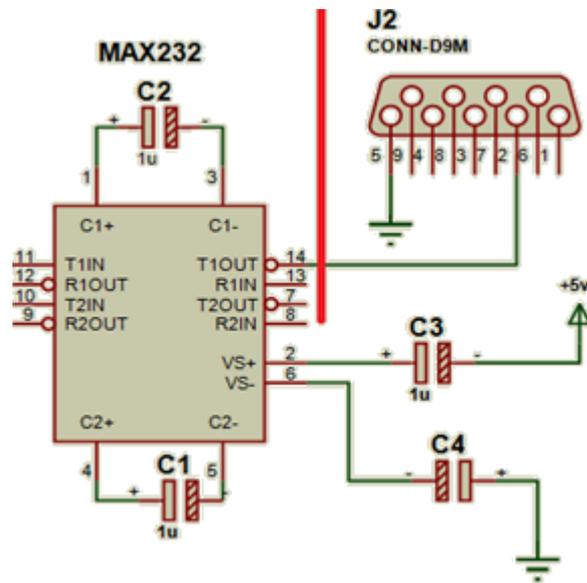


Figure III.15 : circuit de la mise à niveau.

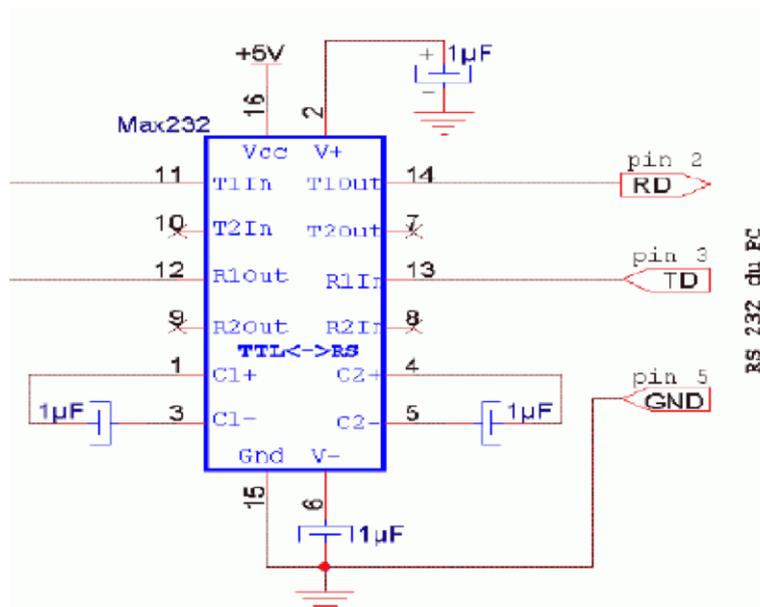


Figure III.16 : Brochage de circuit MAX232.

Notant que la liaison étant full-duplex, émission et réception sont croisées, chaque fil ne transmet 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 :

Chapitre III. Conception et Réalisation Pratique du Photopléthysmographe

- 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.

III.5.1.5 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).

III.5.1.6 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 leur port de données. Un microcontrôleur peut donc fonctionner de façon autonome après programmation.

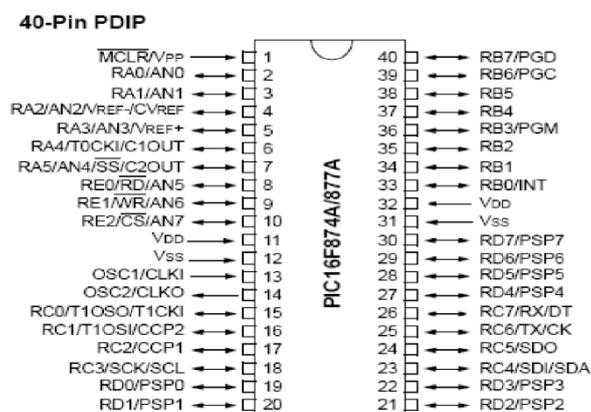


Figure III.17 : Brochage du PIC16F876A.

Chapitre III. Conception et Réalisation Pratique du Photopléthysmographe

III.5.1.7 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).

III.5.2 Réalisation pratique de la carte d'acquisition du signal :

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.18) ainsi conçu, d'une carte de communication série sur le protocole RS-232 SUBD9.

Les figures III.19 et III.20 représentent le circuit imprimé et la visualisation 3D de la carte d'acquisition réalisé dans notre projet et la figure III.21 représente l'algorithme de celle-ci.

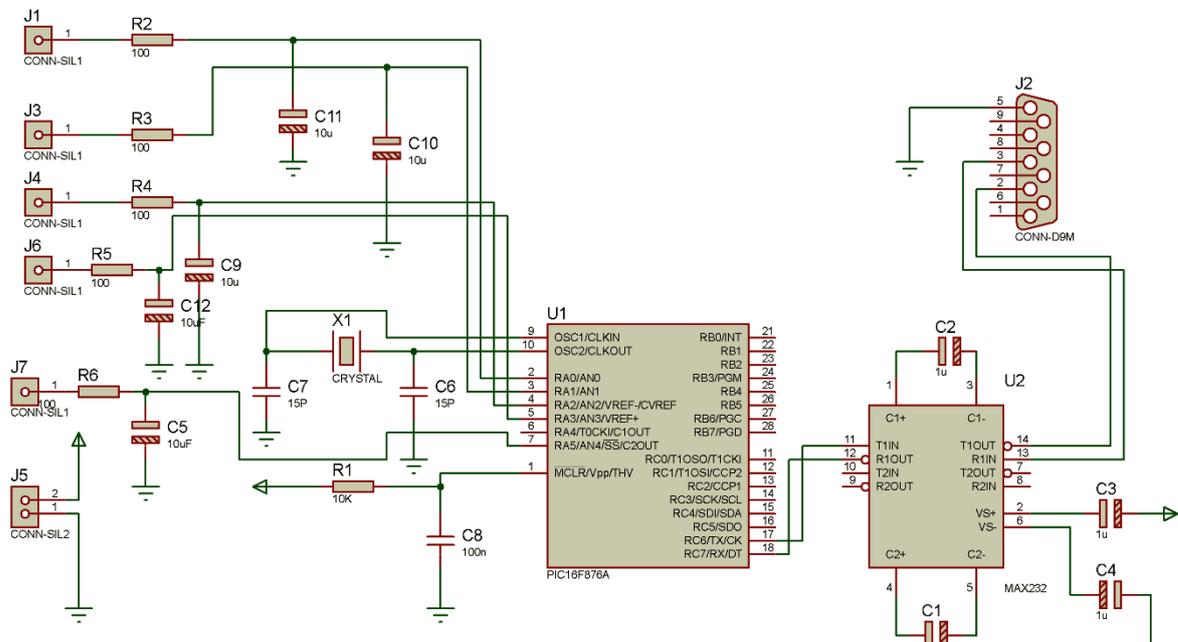


Figure III.18: Circuit électronique réalisé de la carte d'acquisition.

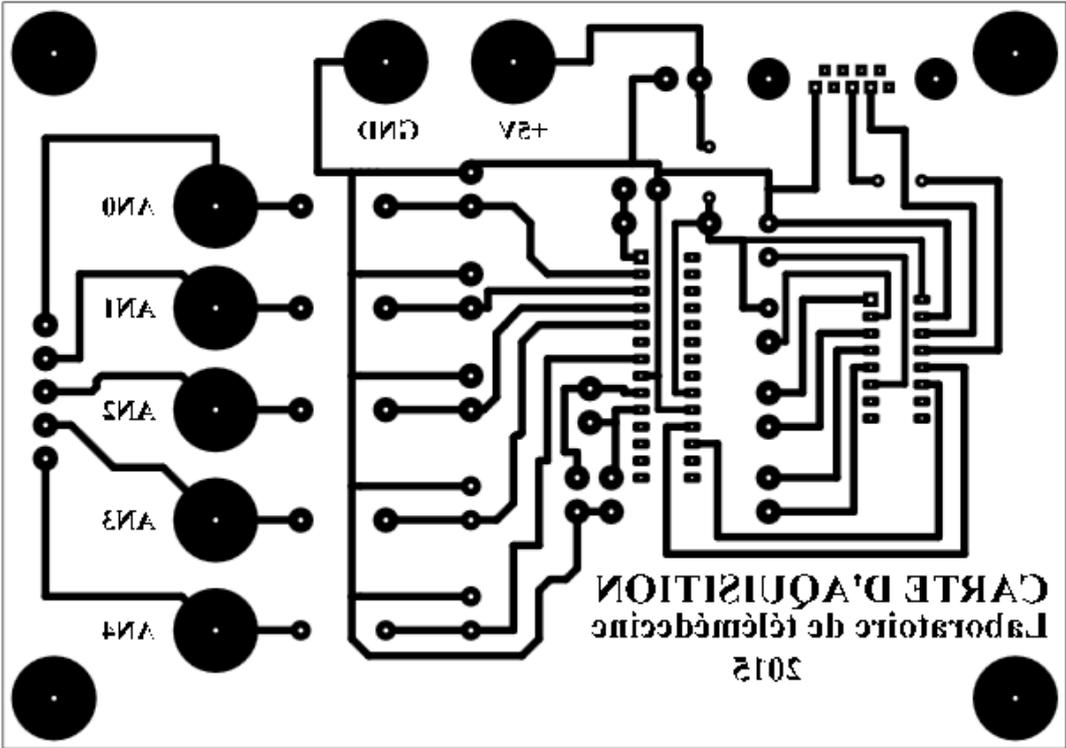


Figure III.20 : Circuit imprimé de la carte d'acquisition.

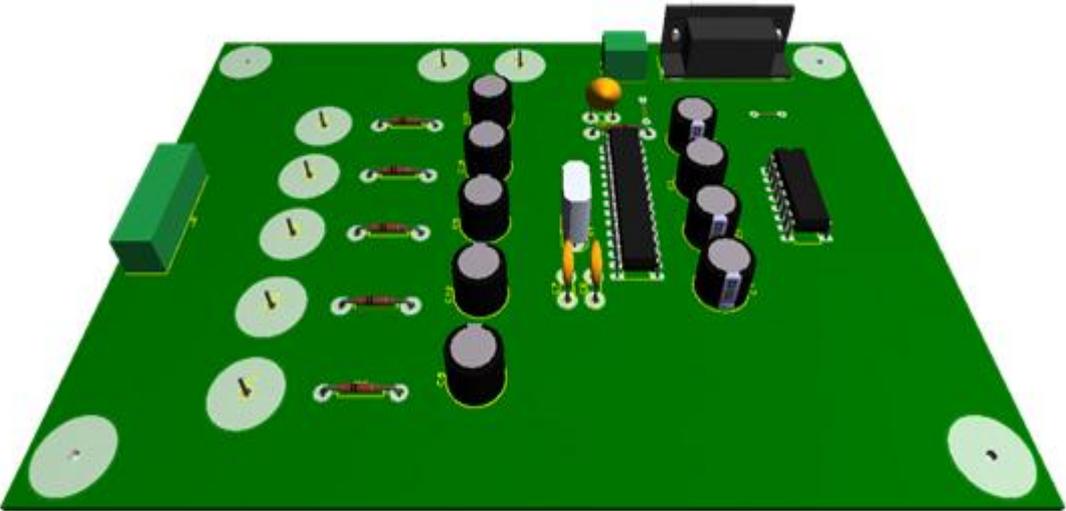
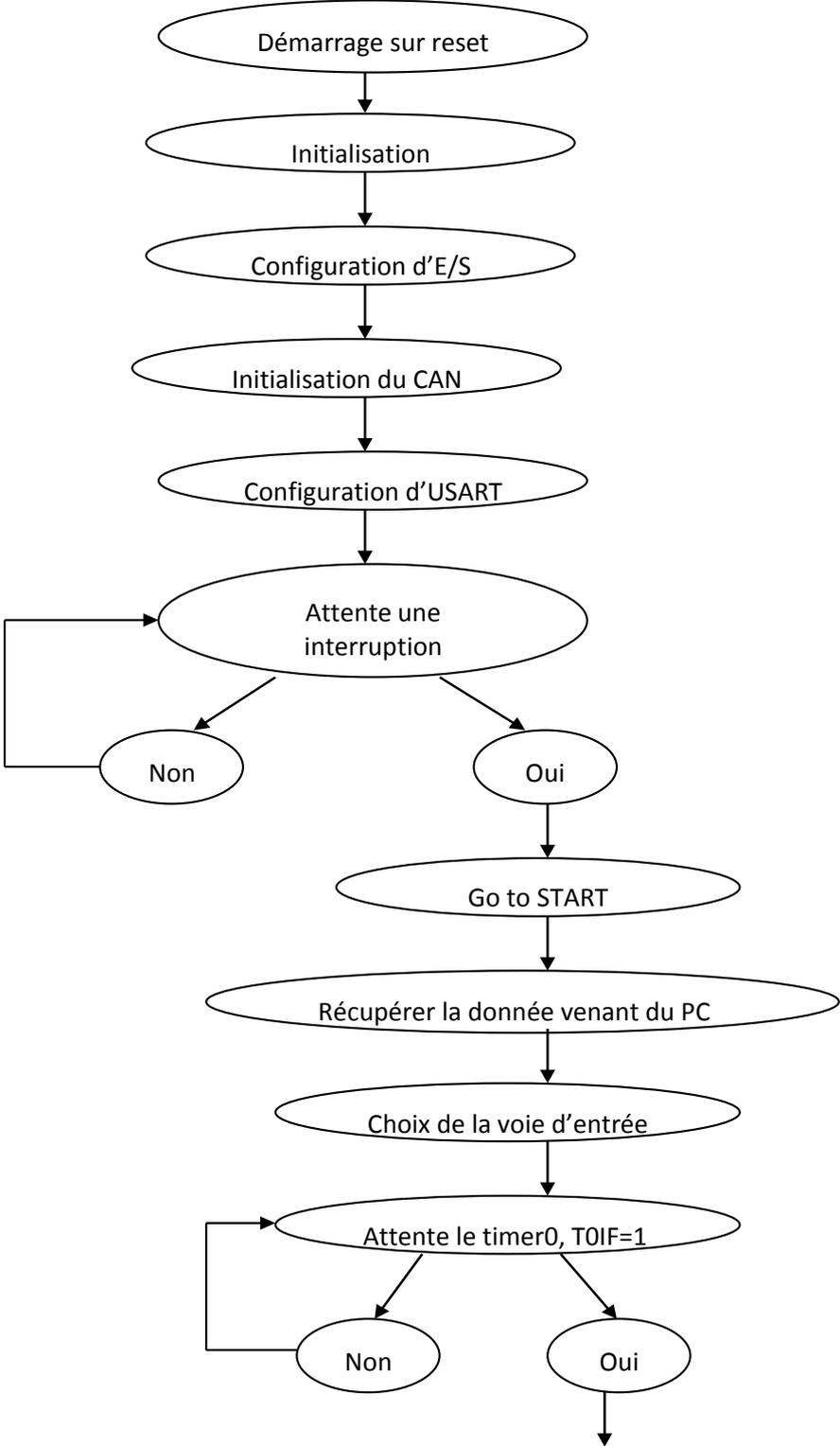


Figure III.19: l'image 3D de la carte d'acquisition.



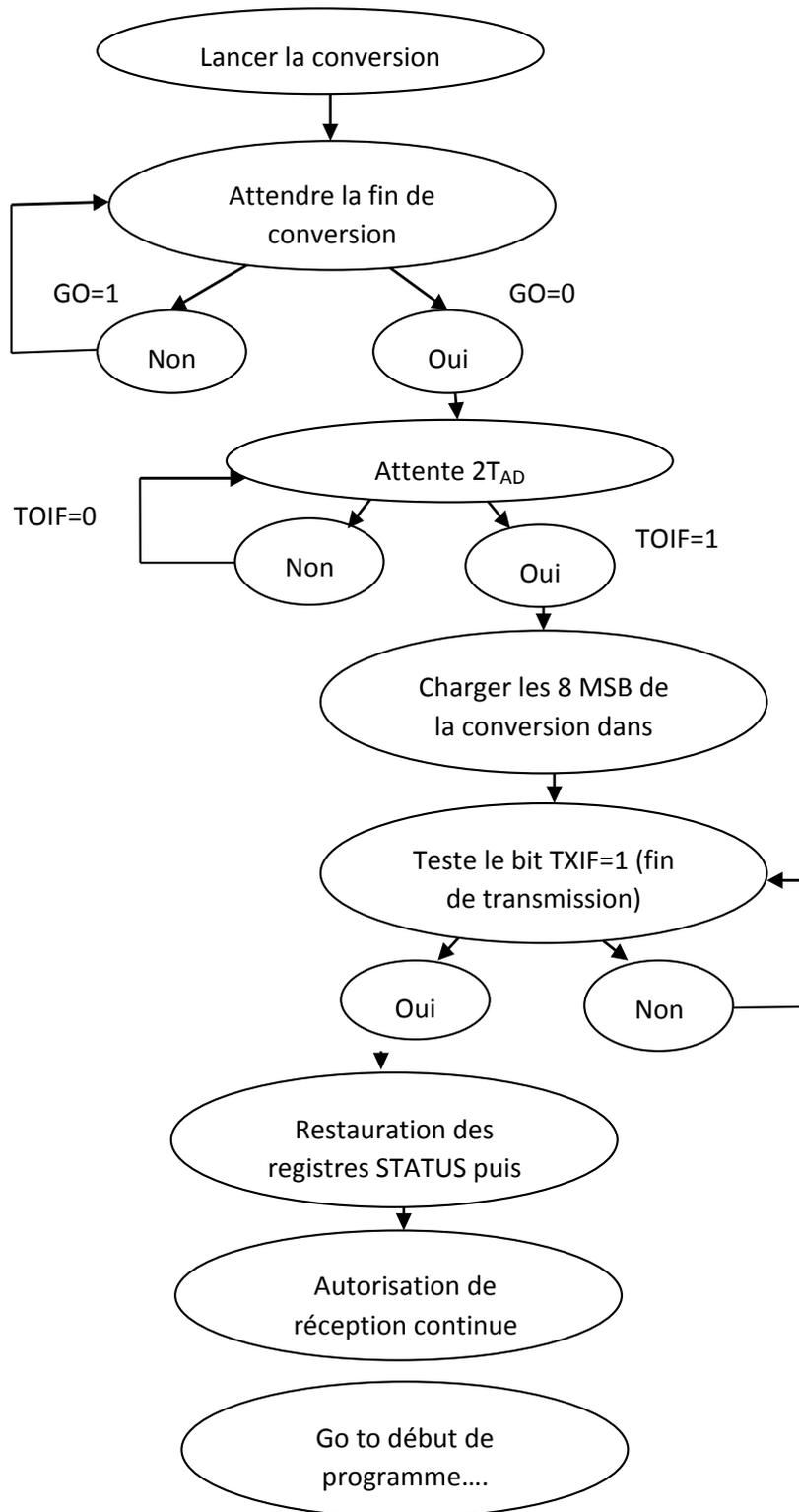


Figure III.21: Algorithme d'acquisition des signaux.

III.6 Conclusion :

Les objectifs concernant la mise en œuvre d'un plateau technique dédié à la surveillance du système respiratoire, 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 motorisée du système respiratoire.

Ce chapitre a été consacré à la réalisation pratique des différents circuits permettant le recueil du signal physiologique (PPG). Ce dernier issu 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 .

CHAPITRE IV

Résultats et discussion

IV.1 Introduction :

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

Nous avons mis en œuvre une méthode originale non invasive, non intrusive, facile à manipuler et peu onéreuse qui consiste à explorer le système respiratoire par photo pléthysmographie dans l'infra-rouge évaluant la teneur de l'oxyhémoglobine dans le sang **HbO₂**.

La mise en œuvre d'un réseau de télémédecine permettant la transmission des données offre de nombreux avantages : citons le transfert des données médical en vue d'établir une interprétation à distance afin que les médecins consultants peuvent établir un diagnostic voire une thérapeutique en temps réel et moins de déplacements pour les patients.

IV.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, l'affichage des signaux au niveau du poste local et la transmission des signaux vers un post distant.

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.

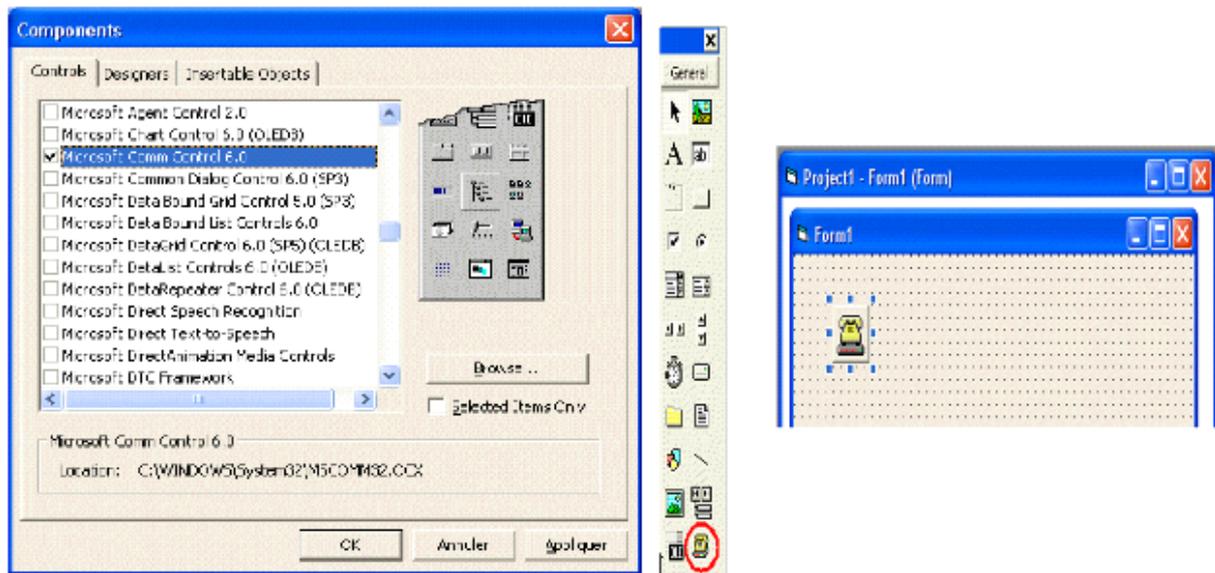


Figure IV.1: Sélection du composant MS COM.

IV.3 Acquisition du PPG :

IV.3.1 Oscilloscope à mémoire :

La première étape a été de visualiser le PPG sur un oscilloscope. Nous avons donc opté pour un oscilloscope à mémoire qui permet une visualisation de ce signal. La figure IV.2 montre deux photopléthysmogramme recueilles sur deux personnes différents.

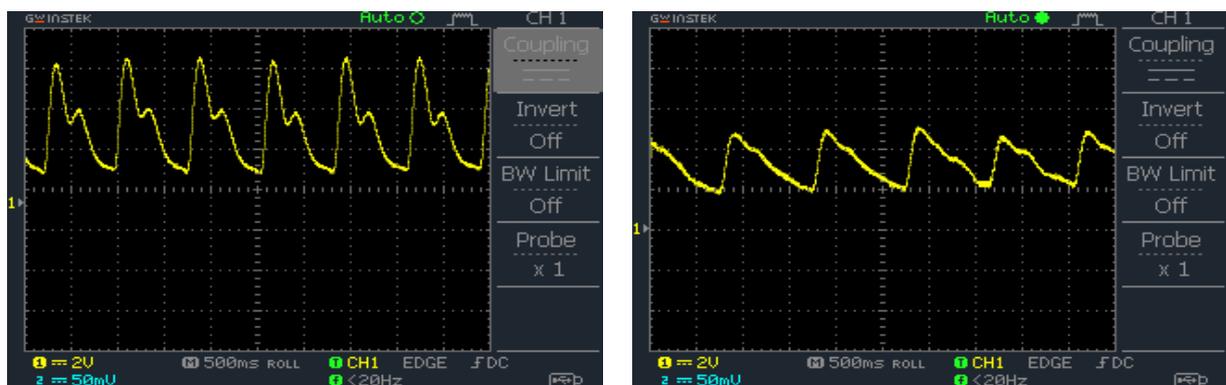


Figure IV.2: Affichage du signal PPG.

IV.3.2 Visualisation sur ordinateur :

La figure IV.3 montre l'interface d'acquisition et l'affichage morphologique du signal photo pléthysmographique.

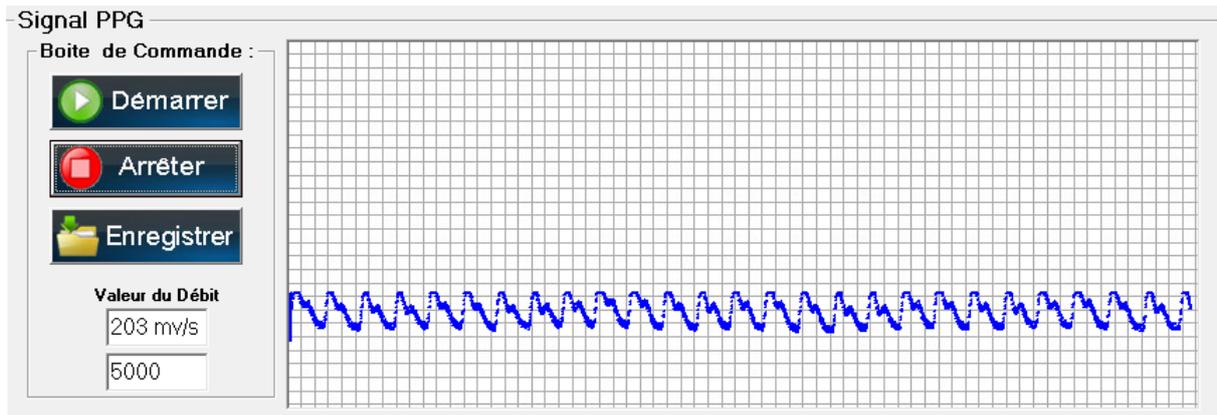


Figure IV.3: Affichage du signal PPG.



Pour lancer le traçage du signal PPG.

Pour arrêter le traçage du signal PPG.

Pour enregistrer le signal PPG.

IV.4 Aspects techniques de l'HIS :

IV.4.1 Objectifs des HIS :

L'objectif de tels systèmes est de permettre aux personnes de vivre chez elles le plus longtemps et le plus indépendamment possible, dans un environnement de confort et de sécurité. Il s'agit de détecter et de prévenir l'occurrence de situations critiques à domicile ou une dégradation de l'état de santé d'une personne. Ces systèmes représentent ainsi une alternative momentanée ou durable à l'hospitalisation ou au recours aux établissements

Chapitre IV. Résultats et Discussion

d'hébergement de longue durée – maisons de retraite ou centres spécialisés. Le patient n'est alors plus contraint de renoncer à son domicile et à la vie en société. Il conserve une large autonomie dans son environnement social et privatif, tout en bénéficiant de services préventifs de santé. Ces systèmes concernent particulièrement les personnes âgées, mais plus généralement les personnes présentant des risques d'affection motrice (chute par exemple) ou cognitive (dépression, démence sénile, etc.), ou nécessitant des soins ou une attention particulière (diabétiques, asthmatiques, etc.)[28].

Alors Les objectifs des HIS sont nombreux [29] :

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

IV.4.2 Principe :

L'habitat intelligent pour la santé (HIS) s'appuie sur un système d'information global comprenant les éléments suivants (voir Figure IV.4) :

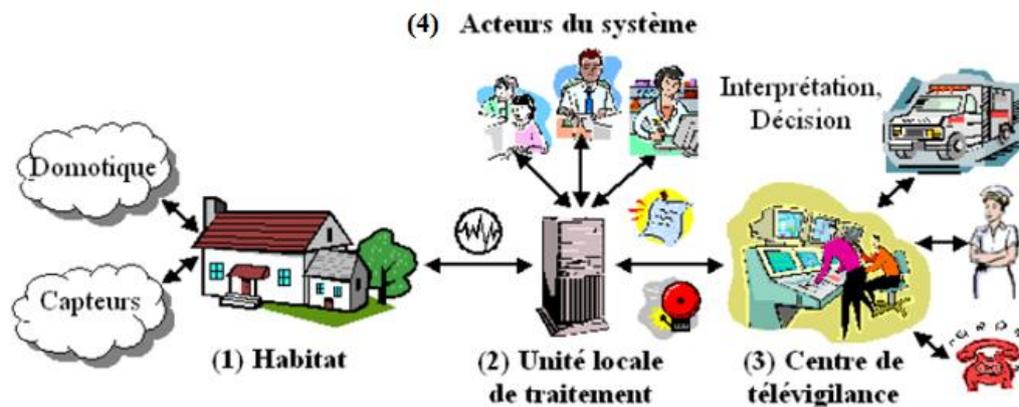


Figure IV.4: Système d'information de la télésurveillance médicale à domicile.

1. Un ensemble de capteurs de différents types (physiologie, environnement, activité) installés dans l'habitat ou portés par la personne, reliés en réseaux pour la collecte en temps réel de données, et d'appareillages automatiques (domotique) pour adapter l'environnement de vie de la personne à ses capacités personnelles, motrices et cognitives;
2. Une unité locale de traitement, au niveau de chaque habitat, responsable du stockage et du traitement des signaux reçus des capteurs, de la gestion d'une base de connaissances relative à la personne télé surveillée, et de l'émission de messages et d'alarmes ;
3. Un centre de télé vigilance pour le traitement des messages et alarmes reçus des habitats.
4. Un ensemble d'acteurs (personnel médical, personne télé surveillée et membres de sa famille) peuvent accéder à tout moment, après authentification et selon

Chapitre IV. Résultats et Discussion

leurs privilèges, aux données du système, au niveau de l'unité locale de traitement.

IV.4.3 Enjeux :

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

On identifié alors d'après [30] cinq sous-systèmes clés du développement des systèmes d'information pour les services de soin à domicile :

1. **Système de surveillance local**– Il s'agit d'un réseau local au domicile pour l'enregistrement télémétrique de données relatives à une personne par l'intermédiaire de capteurs physiologiques, d'environnement et d'activité.
2. **Système d'analyse de données**– La grande quantité de données collectées nécessite la conception d'assistants intelligents pour l'extraction d'informations pertinentes permettant la génération de messages et d'alarmes, l'aide au diagnostic et à la décision.
3. **Système de base de données**– Les données collectées ou les informations extraites doivent être stockées et accessibles pour leur consultation ou leur mise à jour.
4. **Système d'interfaces**– Les données et informations issues de la télésurveillance et de l'analyse des données collectées doivent être facilement accessibles aux différents acteurs du système.
5. **Système de communication**– Il s'agit de permettre l'inter opérabilité des quatre sous-systèmes précédents à travers un réseau médical qui relie les habitats de patients, les centres hospitaliers, les centres de télé vigilance et plus généralement les différents acteurs du système.

IV.5 L'interface logicielle de communication :

Notre programme est composé de deux parties, l'émission et la réception. Il se présente sous la forme d'un transfert en temps réel et permet donc à un utilisateur d'envoyer vers l'ordinateur récepteur les différents flux.

IV.5.1 Représentation de l'interface de communication entre le patient et le médecin :

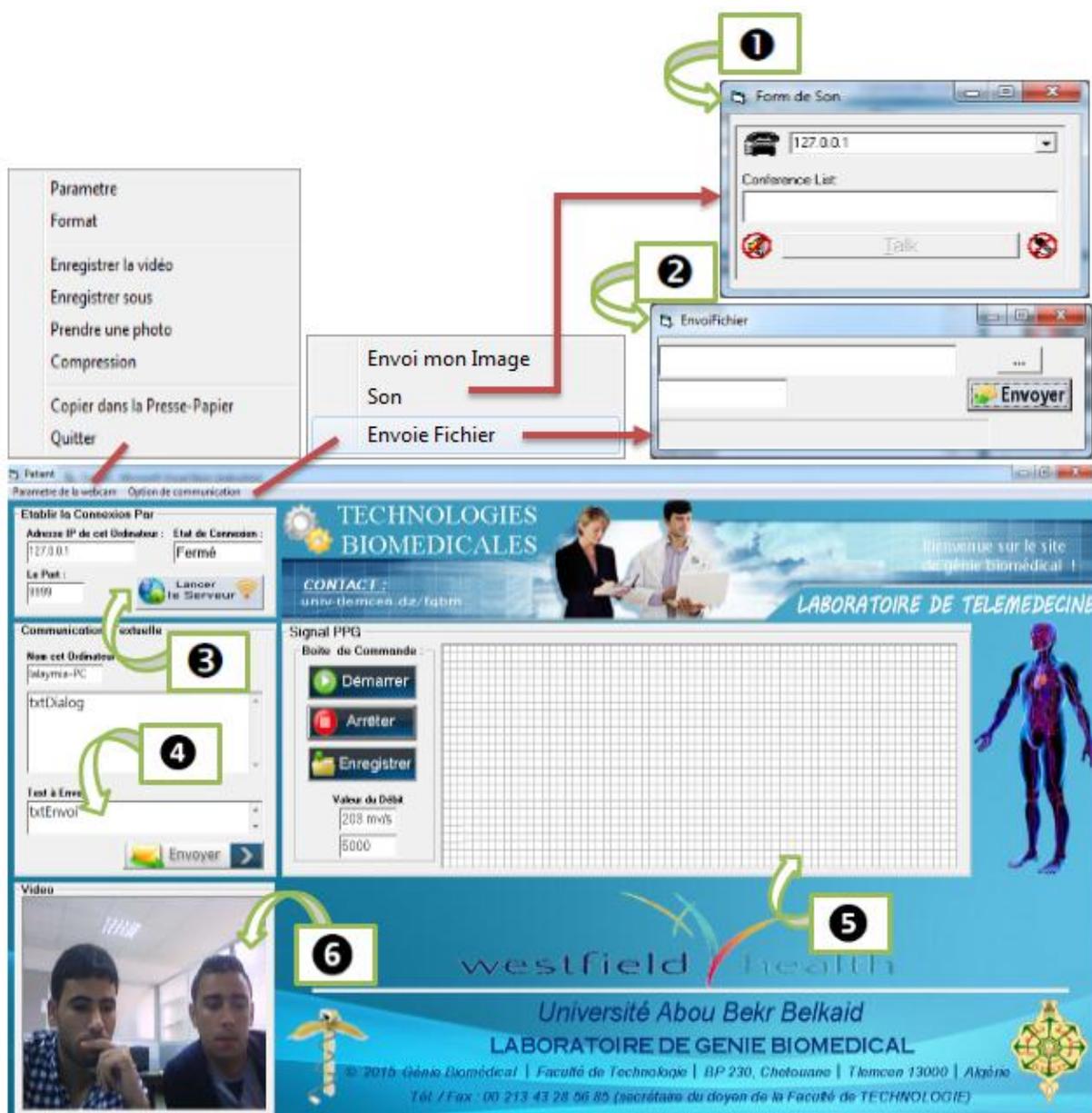


Figure IV.5: Interface principal côté Patient.

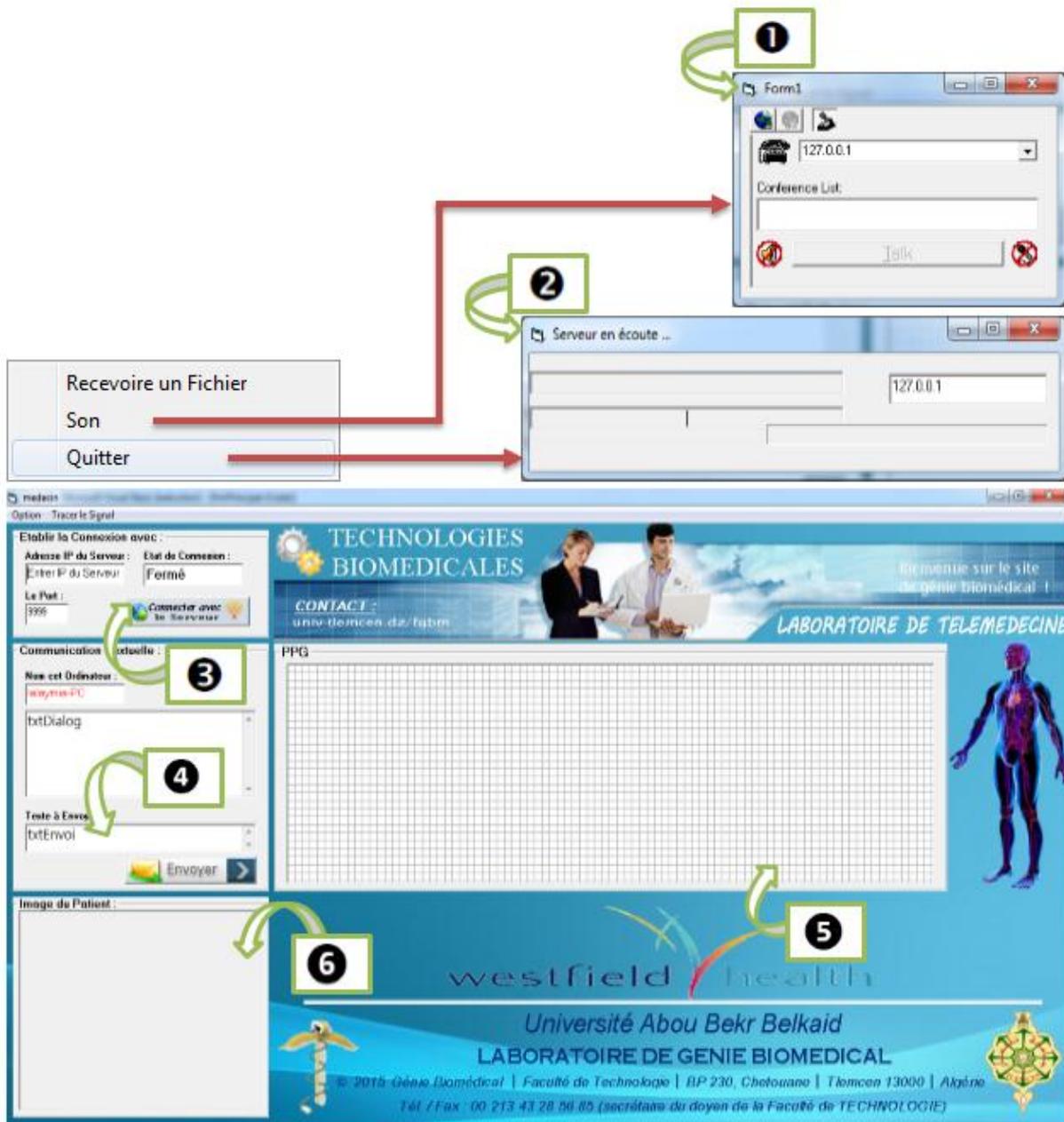


Figure IV.6: Interface principal côté Médecin.

Dans cette partie nous présentons l'interface développée sous environnement VB.

Les figures IV.5 et IV.6 montrent que celle-ci se compose de deux parties.

Chaque côté est constitué d'une fenêtre principale pour gérer la mise en route de la connexion ainsi que les différents types de communication. Elle comporte :

Chapitre IV. Résultats et Discussion

- 1 Fenêtre du transfert du son.
- 2 Fenêtre du transfert du fichier.
- 3 Fenêtre d'établissement de la connexion.
- 4 Fenêtre du transfert textuel.
- 5 Fenêtre du transfert vidéo.
- 6 Fenêtre de commande de la visualisation et l'enregistrement du signal (coté patient), et seulement pour la visualisation du signal (coté médecin).

IV.5.2 L'application de la télésurveillance du système respiratoire par photopléthysmographie infra-rouge :



Figure IV.7: Visualisation et enregistrement du signal PPG (coté Patient).

Chapitre IV. Résultats et Discussion

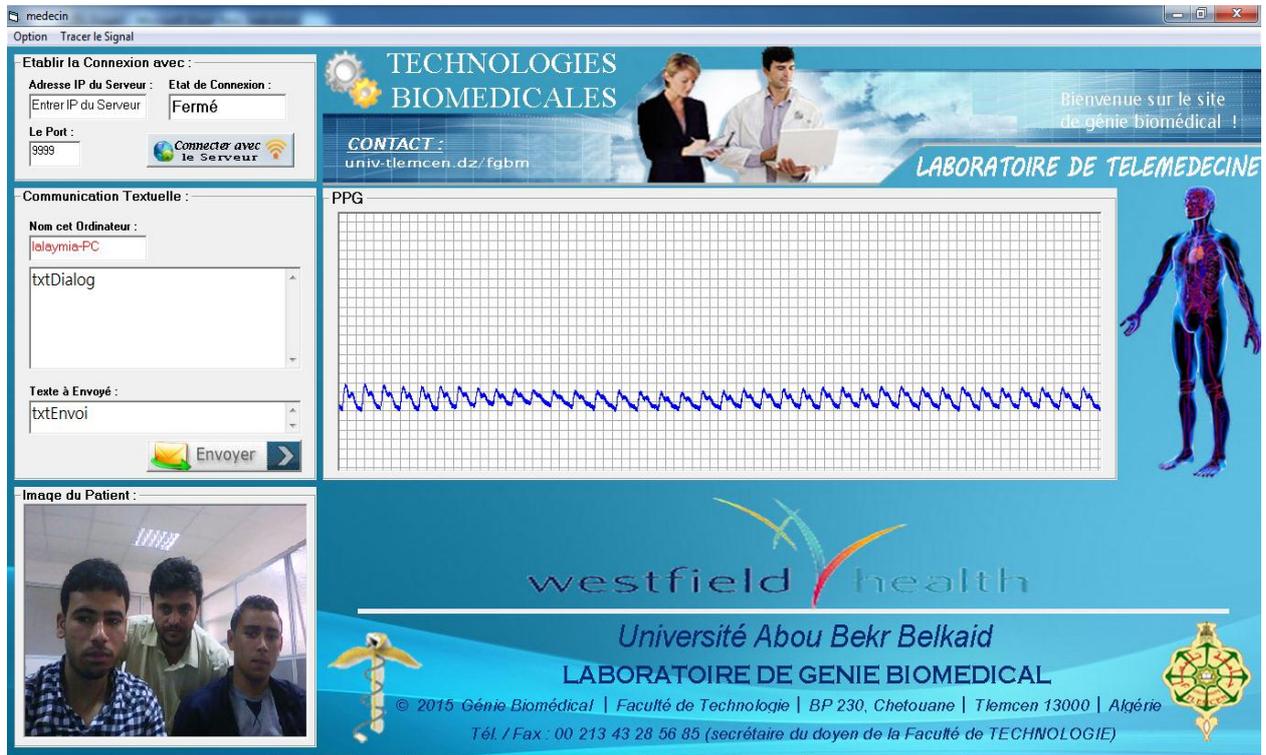


Figure IV.8: Visualisation du signal PPG (coté Médecin).

IV.4 Conclusion :

Ce chapitre présente les résultats que nous avons obtenu au moyen de l'interface homme machine spectrophotométrique réalisée au niveau du chapitre précédent et de l'interface graphique de l'utilisateur implémentée sous environnement Visual Basic chargée de l'affichage, de l'archivage et du transfert des données à un centre de vigilance sous protocole TCP/IP. Ces données revêtent le caractère Multimédia car il s'agit de la capture et de la transmission de flux textuels, vocaux, vidéo et de fichiers multi formats.

CONCLUSION GÉNÉRALE

CONCLUSION GÉNÉRALE

Nos travaux se sont déroulés autour de la conception d'un plateau technique dédié à télé surveillance de la fonction cardio-respiratoire 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.

Le circuit de mise en forme réalisé consiste en deux parties élémentaires. Une première partie analogique et une autre numérique.

La partie analogique consiste en une sonde optique, des circuits analogiques de mise en forme en particulier un circuit amplificateur branché avec le photodétecteur afin d'obtenir un signal photoplethysmographique. Le photodétecteur utilisé est un phototransistor permettant d'améliorer la qualité du signal que l'on recueille en mettant à profit une photodiode. Un circuit de filtrage est aussi réalisé afin de réduire le bruit pouvant affecter le signal recueilli.

Le contrôle local du signal PPG (la partie numérique) met en jeu 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.

Conclusion Générale

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-respiratoire 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.

BIBLIOGRAPHIE

Bibliographie

- [1] S. BABACI, M. BERROUA BENZINA « Etude et réalisation d'un capteur de pression différentielle a inductance variable », mémoire de projet de fin d'étude pour l'obtention du diplôme master2 en Electronique Biomédicale de l'université Abou Bekr Blkaid, 2012.

- [2] http://www.antadir.com/uploads/editor/file/guide_tracheo_2008.

- [3] <http://anatomieludique.unblog.fr/lappareil-respiratoire>.

- [4] LEHSAINI Mohamed « Diffusion et couverture basées sur le clustering dans les réseaux de capteurs : application à la domotique » Thèse de Doctorat Année 2009.

- [5] http://philippe.berger2.free.fr/automatique/cours/cpt/les_capteurs.htm_ La date de voir9-2-2012.

- [6] François Lepoutre « Principes généraux des capteurs, Principes physiques des capteurs optiques thermiques et mécaniques » Chapitre 2, Chapitre 3
http://ww1.cnam.fr/instrumasure/down/capteur/capteursB0_2.pdf
http://ww1.cnam.fr/instrumasure/down/capteur/capteursB0_3.pdf La date de voir7-2-2012.

- [7] Vincent Elmer-Haerrig, Infirmier DE « la mesure de la saturation » premier Edition Mars 2004.

- [8] S.Rerbal, « Traitement Numérique Du Signal Physiologique En Télémédecine », Thèse De Doctorat, Université Abou bekr belkaid, Tlemcen, Algérie, Année 2014.

- [9] W. Mark Saltzman «Biomedical Engineering Bridging Medicine And Technology»; Année 2009.

- [10] K.Bendljelid : «Indices De Remplissage Vasculaire Chez Les Patients Ventilés Par Pression Positive» ; Thèse Doctorat Pour L'obtention Du Diplôme De Doctorat ; Université Claude Bernard Lyoni; Année 2008.
- [11] Dr.Vijaylakshmi Kamat «Pulse Oximetry»; Indian J.Anaesth , Année 2002.
- [12] A. Gleise Le «Saturimètre En Ehpad»; Université Rene Descartes-Paris V ; Année 2009.
- [13] Ph.Baele Et All «Le Transport De L'oxygène Par Le Sang»; Université Libre De Bruxelles ; Février 2002.
- [14] S. Launois-Rollinat«Transport Des Gaz Dans Le Sang»; Université Joseph Fourier De Grenoble; Année 2010/2011.
- [15] L. Baud«Transport Des Gaz Dans Le Sang»; Université De Pierre Et Marie Curie; Janvier 2003.
- [16] 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.
- [17] N.Delvau Et All «Saturimètre En Médecine Générale»; La Revue Du Praticien Médecine Générale ; Tome 21/N772/773; Année 22 Mai 2007.
- [18] A.Gleise «Le Saturimètre En Ehpad» ; Université Rene Descartes-Paris V ; Année 2009.
- [19] S. Zaydoun, Spectroscopie . Disponible Sur Le Net A L'adresse : [Www.Fsr.Ac.Ma/Cours/Chimie/Zaydoun/0607/Chapiii.Pdf](http://www.fsr.ac.ma/Cours/Chimie/Zaydoun/0607/Chapiii.Pdf) (Dernière Consultation 02/2014).
- [20] F. Rouessac,A. Rouessac , D. Cruché. «Analyse Chimique, Méthodes Et Techniques Instrumentales Modernes», 6e Edition.
- [21] 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.
- [22] D. Di Benedetto, P. Breuil, Spectrophotométrie D'absorption Dans L'ultraviolet Et Le Visible, P 2 795v2, Technique De L'ingénieur.
- [23] Benmoulaï Hadj Mohamed « développement d'un système en vue de mesurer et d'analyser la vitesse de l'impulsion artérielle » soutenu en 2009.

- [24] Damien Garcia «Mesure Du Debit Et Volume Sanguins»; Laboratoire De Genie Biomedical Ircm .Montreal ;Année 2006.
- [25] Georges Asch, «Les Capteurs En Instrumentation Industrielle», Ed. Dunod, 2010, Isbn 2100556975, 9782100556977.
- [26] Vincent Elmer-Haerrig « La Mesure De La Saturation» 1^{ère} Edition Mars 2004.
- [27] G. Couturier « Filtrage Analogique Et Numerique (Vol. 8) ».
- [28] Florence DUCHÊNE « Fusion de données multi capteurs pour un système de télésurveillance médicale de personnes à domicile » Thèse pour l'obtention du grade de docteur de l'université joseph fourier le vendredi 15 octobre 2004.
- [29] Gilles VIRONE « architecture et simulation locales du système d'information domotique-sante intégré a domicile (sid²) pour la détection de situations a risque et l'aide a la décision » thèse pour obtenir le grade de docteur de l'université joseph fourier le 26 novembre 2003.
- [30] J.P. Thomesse, "TISSAD : Technologies de l'Information Intégrées aux Services des Soins À Domicile," Télémedecine et e-santé, R. Beuscart, P. Zweigenbaum, A. Venot, et P. Degoulet (eds), Springer-Verlag, collection "Informatique et Santé", Paris, France, pp. 27-34, 2002.

ANNEXE

Annexe



Figure 1 : Capteur du PPG.

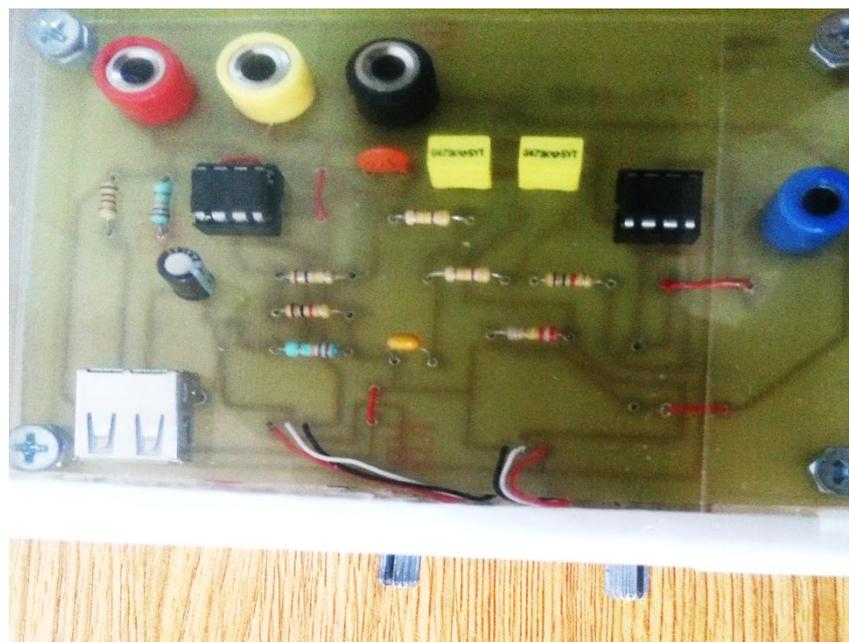


Figure 2 : Circuit de mise en forme analogique du signal PPG.



Figure 3 : Carte d'acquisition à base du PIC 16F876A.

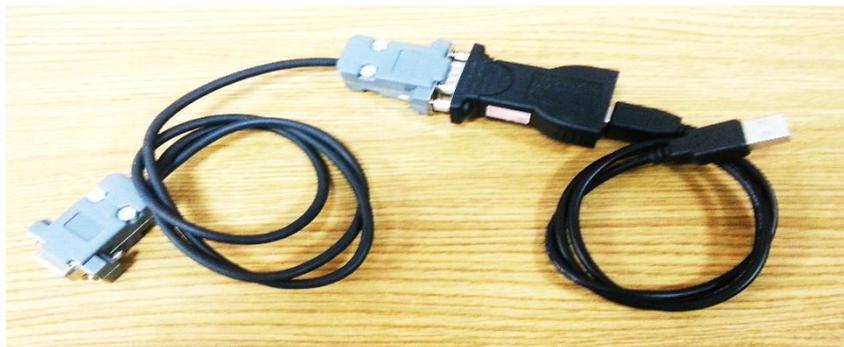


Figure 4 : Adaptateur USB – Port COMM Série.

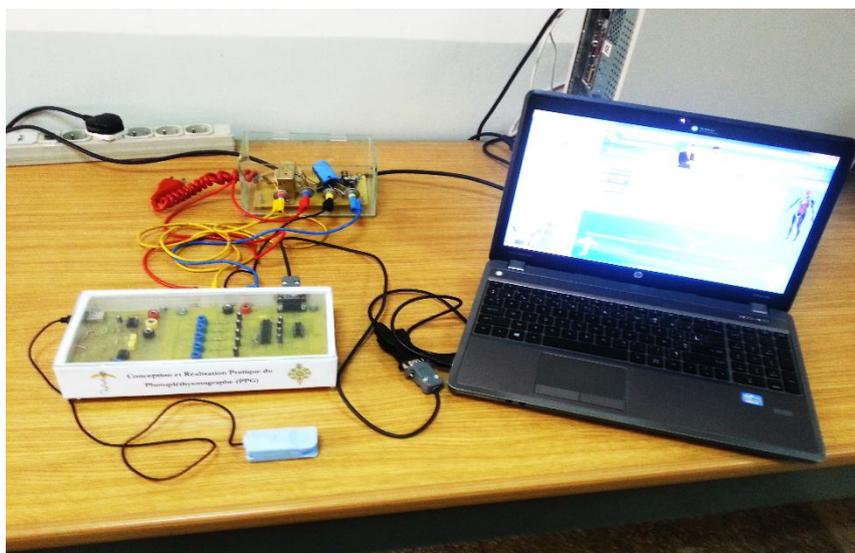


Figure 5 : La réalisation et l'affichage du signal PPG.

الصورة تخطيط التحجم هو أداة الذي يقيس معدل بسيطة وموثوق بها، موسع ومستمر لتثبيح الأوكسجين في الدم ومعدل ضربات القلب للإنسان

نقترح كجزء من هذا العمل لدراسة وتقديم منصة تقنية (بما في ذلك تنسيق بطاقة إشارة PPG وجزء الرقمي للحصول على إشارة PPG على جهاز الكمبيوتر) مكرسة لمهمة الرصد القلب وفقا لبروتوكول الاتصالات المحلية RS232 وبعيد TCP / IP.

وقد وضعت الدوائر التناظرية تشكيل للكشف عن إشارة PPG . وقد تم الاستحواذ عليه من قبل خريطة وضعت حول نوع 16F876A متحكم PIC من رقاقة. يتم عرض النتائج التي تم الحصول عليها مع هذا النظام على جهاز الكمبيوتر باستخدام واجهة رسومية وضعت في إطار بيئة Visual Basic.

هذه الواجهة هي عبارة عن منصة تقنية قادرة على اتخاذ على المريض في الوقت الحقيقي إشارة PPG (ممثل النشاط التنفسي المبادلات الرئوي) ومن ثم إرساله إلى محطة محلية في المرة الأولى ونقل من خلال شبكات الكمبيوتر للتطبيقات الطبية مثل بيانات الاستشعار عن بعد أرشفة لغرض الرصد عن بعد في المرة الثانية. هذا السؤال يقودنا إلى مفهوم المنزل الذكي للصحة، وإعطاء مزيد من الاستقلالية للأشخاص الذين يعانون من أمراض مختلفة (المزمنة) أو أوجه القصور الحركي (الإعاقة، وإدمان) خلال موقفهم في المنزل.

كلمات مفتاحية: PPG ، المقياس الطيفي الضوئي، المتحكم المصغر، المراقبة عن بعد، TCP/IP ، Visual basic ، الطب عن بعد.

Résumé

La photo-pléthysmographie est un outil qui permet de mesurer de façon simple, fiable, non invasive et continue le taux de saturation d'oxygène dans le sang ainsi que le rythme cardiaque d'un être humain.

Nous nous proposons dans le cadre de ce travail d'étudier et de réaliser un plateau technique (comprenant une carte de mise en forme du signal PPG et une partie digitale permettant d'acquérir le signal PPG sur ordinateur) dédiée à la télésurveillance de la fonction cardio-respiratoire selon le protocole de communication local RS232 et distant TCP / IP.

Les circuits analogiques de mise en forme ont été développés pour la détection du signal PPG. L'acquisition de celui-ci a été réalisée au moyen d'une carte réalisée autour d'un microcontrôleur du type PIC 16F876A de Microchip. Les résultats obtenus par ce système sont visualisés sur un PC grâce à l'interface graphique développée sous environnement Visual basic.

Cette interface est un plateau technique capable de prélever sur le patient en temps réel le signal PPG (représentatif de l'activité respiratoire de l'échangeur pulmonaire), puis de le faire parvenir à un poste local dans un premier temps et le transférer à travers des réseaux informatiques en vue d'applications télé médicales telles que l'archivage des données à des fins de Télésurveillance dans un deuxième temps. Cette problématique nous conduit vers la notion d'habitat intelligent pour la santé, qui donne plus d'autonomie aux personnes souffrant de diverses pathologies (chroniques) ou d'insuffisances motrices (handicaps, dépendance) par le biais de leurs maintiens à domicile.

Mots clés— PPG, Spectrophotométries, Microcontrôleur, Télé surveillance, TCP/IP, Visual basic, Télé médecine.

Abstract

Photo-plethysmography is a tool that measures a simple, reliable, noninvasive and continuous rate of oxygen saturation in the blood and the heart rate of a human being.

We propose as part of this work to study and make a technical platform (including formatting card PPG signal and a digital part for acquiring the PPG signal on computer) dedicated to the monitoring function cardiopulmonary according to the local communication protocol RS232 and remote TCP / IP.

Analog circuits shaping have been developed for detecting the PPG signal. The acquisition of it was done by a map made around a PIC microcontroller type 16F876A from Microchip. The results obtained with this system are displayed on a PC using the graphical interface developed under Visual Basic environment.

This interface is a technical platform capable of taking on the patient in real time the PPG signal (representative of the respiratory activity of pulmonary exchanger) and then send it to a local station in a first time and transfer through computer networks for medical applications such as remote data archiving for the purpose of remote monitoring in a second time. This question leads us to the concept of smart home for health, giving more autonomy to people suffering from various diseases (chronic) or motor deficiencies (disabilities, addiction) through their stand at home.

keywords — PPG, spectrophotometry, microcontroller, tele monitoring, TCP/IP, visual Basic, telemedicine.