

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

UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D' INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes
de MASTER ACADEMIQUE**

Filière : Génie Electrique
Spécialité : Electronique biomédicale

Présenté par
Yacine TRIKI

Mémoire dirigé par Mr Mourad LAGHROUCHE

Thème

**Conception et réalisation d'un
polysomnographe à base d'une carte
Arduino UNO**

Mémoire soutenu publiquement le 17 juillet 2016.

Dédicaces

Je dédie ce travail à :

A ma mère,

A mon père,

A mes frères et sœur,

A toute ma famille,

A tous mes enseignants et mes amis à l'université de Tizi-Ouzou.

A tous ceux que j'aime

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

Remerciements

Ce modeste projet est l'occasion pour moi de remercier toutes les personnes qui ont contribué à ce travail ainsi que celles que j'ai pu rencontrer durant ces années d'études.

Tout d'abord, je tiens à exprimer toute ma profonde reconnaissance au Professeur Mourad LAGHROUCHE pour m'avoir proposé ce sujet passionnant qui m'a permis de me former dans le domaine de la recherche biomédicale. Je le remercie, aussi, de toujours m'avoir proposé de nouvelles idées de qualité pour mon travail. Je le remercie, également, de m'avoir témoigné de sa confiance et de son aide scientifique. Sans lui, la thèse n'aurait jamais vu le jour.

Je tiens aussi à remercier le président et les membres du jury qui m'ont fait l'honneur de participer à l'examen de ce modeste travail.

Je remercie également monsieur Mhenna NACHEF pour sa disponibilité, ses conseils, ses encouragements et son aide.

Mes remerciements du fond du cœur vont à ma famille qui a su me donner, sans cesse, son soutien, son amour et l'envie d'apprendre encore plus.

Enfin, merci à tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin durant ces années d'études, un grand merci à tous mes amis.

Liste des figures

Chapitre I : Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil

- Figure. 1 : l'appareil respiratoire de l'être humain.
- Figure. 2 : Pénétration de l'air lors du sommeil.
- Figure. 3 : Mécanisme de fermeture des VAS.
- Figure. 5 : Polygraphie : disposition des différents capteurs.
- Figure. 6 : polysomnographie : disposition des différents capteurs.

Chapitre II : Présentation des signaux physiologiques.

- Figure. 1 : structure en coupe d'une électrode à usage unique.
- Figure. 2 : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.
- Figure. 3 : Montage de Wilson.
- Figure.4 : Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres.
- Figure. 5 : Position des électrodes pour les dérivations unipolaires précordiales.
- Figure. 6 : Étapes successives de dépolarisation/repolarisation du cœur.
- Figure. 7 : Ondes et intervalles de l'ECG.
- Figure. 8 : ECG Holter.
- Figure.9 : la loi de Beer-Lambert (Absorbance d'un analyte).
- Figure.10 : la loi de Beer-Lambert.
- Figure.11 : configuration typique de l'oxymètre de pouls de détection sur un doigt.
- Figure.12 : Atténuation d'un signal lumineux à travers un tissu
- Figure.13 : Schéma d'absorption des ondes lumineuses.
- Figure. 14 : Les deux relations entre le rapport R et la saturation en oxygène.

Chapitre III : Conception et réalisation du circuit électrique

- Figure.1 : Schéma synoptique du polysomnographe réalisé.
- Figure.2 : Schéma du circuit de la mesure du signal ECG.
- Figure.3 : Electrodes ECG à usage unique.
- Figure.4 : Schéma représentant les tension issues d'un capteur.
- Figure.5 : Structure élémentaire de l'amplificateur d'instrumentation.

Figure.6 : Schéma structurel du INA 114.
Figure.7 : circuit du pied droit.
Figure.8 : circuit d'adaptation de niveau.
Figure.9 : circuit de filtrage.
Figure.10 : Sonde utilisée dans notre projet.
Figure. 11. : le convertisseur lumière-fréquence TSL235R
Figure. 12 : module accéléromètre ' Accel Board'.
Figure.13 : schéma de la structure interne de L'ADXL335
Figure.14 : le capteur de gaz MQ135.
Figure. 15 : le capteur de température et d'humidité DHT11.
Figure. 16 : Circuit globale du système réalisé.
Figure. 17 : Carte électronique du système réalisé.

Chapitre IV : Développement logiciel.

Figure.1 : Organigramme de la fonction qui calcul la fréquence PPG.
Figure.2 : Organigramme du programme de mesure du signal PPG.
Figure. 3 : Diagramme et face avant d'un programme LabVIEW.
Figure.4 : La fonction 'VISA Configure Serial Port'.
Figure. 5 : La fonction 'VISA Read Fonction'.
Figure. 6 : la fonction ' *Rechercher une expression*'.
Figure. 7 : la fonction 'Chaîne Fract/Exp en nombre '.
Figure. 8 : Diagramme de l'application développé.
Figure. 9 : Face avant de l'application développée.
Figure. 10 : Publication WEB de l'interface graphique LabVIEW.
Figure. 11 : Exemple de signal ECG mesuré.
Figure. 12 : Interprétation du signal ECG mesuré.
Figure.13 : Signal PPG mesuré (PPG rouge + PPG infrarouge).
Figure. 14 : Exemple de signal PPG mesuré.
Figure. 15 : Interprétation du signal PPG mesuré.

Sommaire

Introduction générale	1
------------------------------------	---

Chapitre I : Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil

I. Introduction	3
II. La respiration chez l'être humain	3
II.1. Anatomie de l'appareil respiratoire humain	3
II.2. Physiologie de la respiration	5
II. 3. La respiration pendant le sommeil	6
III. Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil	7
IV. Physiopathologie de l'apnée obstructive du sommeil	8
V. Symptomatologie du SAOS	10
VI. Diagnostique du SAOS	11
VI.1. La polygraphie	11
VI.2. La polysomnographie	12
VII. Conclusion	14

Chapitre II : Présentation des signaux physiologiques.

I. Introduction	16
II. Electrocardiogramme	16
II.1. Mesure du signal ECG	16
II.1.1 Les électrodes de l'ECG	17
II.2. Système de Dérivations électrocardiographiques	18
II.2.1. Les dérivations périphériques	19
II.2.2. Les dérivations précordiales	21
II.3. Description du signal électrocardiographique	22
II.4. Fréquence cardiaque	25
II.5. L'ECG ambulatoire (HOLTER)	26
III. L'oxymétrie de pouls	27
III.1. Principe de l'oxymétrie	27
III.1.1. La loi de Beer-Lambert	27
III.2. Fonctionnement du sphygmo-oxymètre	29
III.2.1 Système à deux longueurs d'onde	31
III.3. Mesure pratique de la saturation	32

IV. Position du corps lors du sommeil	34
V. conclusion	36

Chapitre III : Conception et réalisation du circuit électrique

I. Introduction	37
II. Schéma synoptique du polysomnographe réalisé	37
III. Circuit de mesure de l'ECG	39
III.1. Les électrodes	40
III.2. Circuit d'amplification du signal ECG	40
III.3 Circuit du pied droit	43
III.4. Circuit d'adaptation de niveau	44
III.5. Circuit de filtrage	45
IV. Sonde de mesure du signal Photopléthysmographique (PPG)	46
V. Le capteur de mesure de position de sommeil	47
VI. Le Capteur de mesure du taux du CO2	48
VII. Le capteur de mesure de température et d'humidité DHT11	49
VIII. Conclusion	52

Chapitre IV : Développement logiciel.

I. Introduction	53
II. Description du programme implémenté sur la carte Arduino	53
III. Description de l'application développée sous LabVIEW	57
III.1. L'environnement de programmation graphique LabVIEW	57
III.2. Le diagramme de l'application LabVIEW développée	58
III.3. La face avant de l'application LabVIEW développée	62
IV. Publication WEB de l'interface graphique LabVIEW	63
V. Interprétation des résultats mesuré	64
V.1. Signal ECG	64
V.2. Signal PPG	65
VI. Conclusion	67
Conclusion générale	68
Bibliographie	69

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le sommeil est indispensable à une bonne santé physique, psychique et sociale. Un proverbe déclare que « le sommeil est la moitié de la santé », tant il est vrai qu'il est nécessaire à l'équilibre de notre organisme. Chacun de nous est conscient du grand bienfait apporté par une nuit où l'on dort bien, quantitativement et qualitativement. Inversement, une « mauvaise nuit » où l'on a le sentiment de ne pas avoir assez dormi, a non seulement des conséquences sur notre santé, mais aussi sur notre vie sociale et nos capacités intellectuelles.

Dans certains cas, le sommeil peut être troublé gravement, c'est notamment le cas du « syndrome d'apnée obstructive du sommeil » (SAOS). Le Syndrome des Apnées Obstructives du Sommeil est une maladie fréquente chez l'homme. Il est caractérisé par la survenue durant le sommeil d'un nombre anormalement élevé d'épisodes d'obstruction totale ou partielle des voies respiratoires supérieures. Ces obstructions génèrent des « asphyxies » répétées qui réveillent incessamment le patient et altèrent la qualité de son sommeil.

Les épisodes d'apnées et la fragmentation du sommeil qui en résultent entraînent une somnolence diurne et une diminution des performances responsables d'un taux accru d'accidents et de handicaps socioprofessionnels.

Le syndrome d'apnées obstructives du sommeil (SAOS) est une maladie fréquente qui concerne selon l'âge de 5 à 15 % de la population, en majorité les hommes (1 femme atteinte pour 3 hommes) et surtout à partir de 40/50 ans ; cette probabilité augmente avec l'âge, mais on peut retrouver ce syndrome même chez les jeunes gens. C'est un véritable enjeu de santé publique, d'autant plus qu'un très grand nombre de personnes souffrant de ce trouble ne sont pas diagnostiqués.

La polysomnographie est la méthode de référence pour diagnostiquer l'apnée du sommeil. C'est un examen médical consistant à enregistrer, au cours du sommeil du patient, plusieurs variables physiologiques par l'utilisation d'un polysomnographe comprenant un ensemble de capteur dont on peut trouver : un oxymètre de pouls nocturne, un électrocardiogramme (ECG), un électroencéphalogramme (EEG), un electro-oculogramme (EOG), un électromyogramme (EMG), un capteur de position, et un capteur de sons.

Dans ce présent mémoire nous décrivons le travail effectué dans mon projet de fin d'études de Master ayant pour objet la conception et réalisation d'un polysomnographe à base d'une carte Arduino. Le polysomnographe réalisé aura pour rôle de mesurer un ensemble de signaux et paramètres qui sont : le signal électrocardiogramme (ECG), le signal photopléthysmographie (PPG), le taux de saturation en oxygène, la fréquence cardiaque ainsi que le taux du CO₂, la température et l'humidité dans la chambre du de sommeil du

patient. Toutes ces grandeurs mesurées seront par la suite affichées pour visualisation sur un PC sous une application LabVIEW.

Le présent mémoire est reparti en quatre chapitres :

Le premier chapitre présente brièvement les outils et processus de la respiration chez l'être humain. Il permet en particulier de comprendre le syndrome d'apnée obstructive du sommeil. Cette présentation a concerné notamment, la Physiopathologie de l'apnée obstructive du sommeil, la symptomatologie du SAOS et les examens de diagnostic de ce dernier.

Le deuxième chapitre est dédié aux trois principaux paramètres mesurés par le polysomnographe que nous avons réalisé, à savoir l'électrocardiogramme (ECG), l'oxymétrie de pouls et la position du corps du patient lors de son sommeil. En premier lieu nous présentons, le signal électrocardiogramme qui correspond à l'enregistrement de l'activité électrique du cœur, Ensuite, nous nous intéressons à l'oxymétrie de pouls ainsi qu'au principe de fonctionnement d'un sphygmo-oxymètre. Enfin, la dernière partie de ce chapitre présente brièvement les différentes positions du corps lors du sommeil et leurs impacts sur la respiration et la circulation sanguine d'un individu lors de son sommeil.

Le troisième chapitre expose en détail la partie hard de notre système réalisé. Après présentation du schéma synoptique générale, nous présentons en détail les schémas et le fonctionnement des circuits et capteurs permettant de mesurer les différents signaux et paramètres de l'enregistrement polysomnographique du sommeil auxquels nous nous sommes intéressés. A savoir le circuit de mesure des signaux ECG et PPG, les circuits de mesure de la position de sommeil, du taux de CO₂, de température et d'humidité.

Le dernier chapitre présente la partie Soft de notre travail. La première partie présente En premier lieu, sera présenté le programme implémenté dans la carte Arduino permettant de mesurer, de calculer et d'écrire sur le porte série du PC les signaux et paramètres mesurés par le polysomnographe réalisé. La deuxième partie décrit l'application que nous avons développée sous l'environnement LABVIEW. Le rôle de cette application est d'acquérir à partir de la carte Arduino, mettre en forme et puis afficher les signaux et paramètres mesurés. La troisième partie présente une publication web de l'interface graphique de l'application LabVIEW, permettant la télésurveillance à distance est donnée. Enfin, la visualisation et l'interprétation de signaux et de paramètres mesurés par notre système réalisé sont donnés en dernière partie.

Ce mémoire est clôturé par une conclusion générale qui regroupe les contributions et les résultats obtenus ainsi que des perspectives pour des travaux futures.

CHAPITRE I

Le Syndrome d'Apnée Obstructive du Sommeil

I. Introduction :

Ce premier chapitre présente un ensemble de connaissances permettant de comprendre le syndrome d'apnée obstructive du sommeil, en effet, en premier lieu nous avons donné des informations relatives aux outils et processus de la respiration chez l'être humain. En second lieu, nous avons présenté le syndrome d'apnée obstructive du sommeil. Cette présentation a concerné notamment, la Physiopathologie de l'apnée obstructive du sommeil, la symptomatologie du SAOS et les examens de diagnostic du SAOS.

II. La respiration chez l'être humain :

La respiration regroupe l'ensemble des mécanismes permettant d'approvisionner l'organisme en oxygène O₂, et de le libérer du dioxyde de carbone CO₂

II. 1. Anatomie de l'appareil respiratoire humain :

L'appareil respiratoire regroupe les organes qui permettent d'inspirer et d'expirer l'air dans le but de fournir de l'oxygène (O₂) à l'organisme et d'éliminer le dioxyde de carbone (CO₂).

Ces organes regroupent les organes des voies respiratoires supérieures et des organes de voies respiratoires inférieures.

➤ Les organes des voies respiratoires supérieures sont :

- **Le nez et la bouche** : permettant les échanges gazeux entre le l'être humain et son environnement extérieur.
- **Le pharynx** : qui est un conduit musculaire d'environ 13 centimètres qui se situe entre le nez et la trachée. Il travaille étroitement avec le larynx pour contrôler l'ouverture et la fermeture du tube respiratoire (trachée) et du tube digestif (œsophage).

➤ **Les organes des voies respiratoires inférieures sont :**

- **Le larynx** : son rôle est de fermer l'accès aux voies respiratoires pendant que la nourriture est envoyée dans le tube digestif.
- **La trachée** : c'est un cartilage cylindrique d'environ 20 mm de diamètre qui fait suite au larynx et donne naissance aux bronches. La trachée permet le passage de l'air vers les bronches.
- **Les bronches** : deux tubes d'environ 12 mm de diamètre qui se dirigent vers la gauche et vers la droite et qui conduisent l'air aux poumons.
- **Les bronchioles** : des tubes ramifiés mesurant environ 0,5 mm de diamètre. Leur fonction est de conduire l'air aux alvéoles.

- **Les alvéoles** : minuscules poches d'air d'environ 0,2 mm de diamètre. Les poumons d'un être humain comportent environ 300 millions d'alvéoles.
- **Les poumons** : Organes thoraciques qui contiennent les bronches, les bronchioles et les alvéoles. L'être humain possède deux poumons, un gauche et un droit. Les poumons reposent sur le diaphragme et sont protégés par la cage thoracique. Les deux poumons ont pour rôle de réaliser les échanges gazeux entre le corps humain et l'air ambiant. Ces échanges ont lieu au niveau des alvéoles, où le sang est alors enrichi en oxygène et appauvri en dioxyde de carbone.

Bien que ne faisant pas partie du système respiratoire, **le système cardiovasculaire** (cœur et vaisseaux) est indispensable pour pomper et transporter le sang entre les poumons et les autres organes du corps humain.

Le cœur est un muscle de la grosseur d'un poing. Il fonctionne comme une pompe et se compose du :

- cœur gauche, qui reçoit des poumons du sang riche en oxygène et l'envoie dans les différents organes du corps ;
- cœur droit, qui renvoie vers les poumons le sang chargé de gaz carbonique provenant des organes du corps.

La figure suivante représente les organes de l'appareil respiratoire de l'être humain.

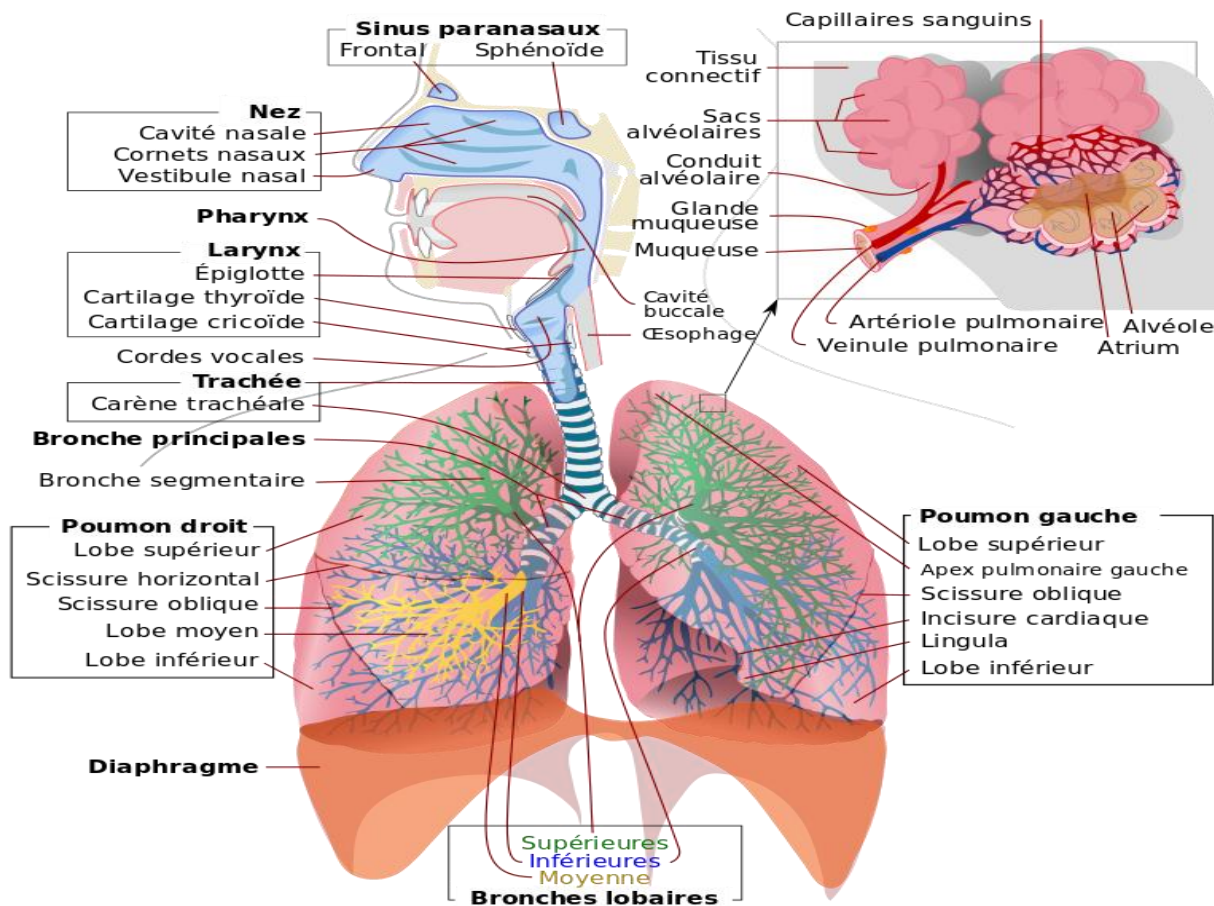


Figure. 1 : l'appareil respiratoire de l'être humain.

II.2. Physiologie de la respiration :

La finalité de la respiration est de permettre à toutes les cellules de l'organisme de recevoir de l'oxygène et d'éliminer le gaz carbonique. Lors de la respiration, les poumons et le cœur fonctionnent de concert pour amener l'oxygène à tous les organes du corps.

Le cycle respiratoire comprend deux étapes :

- **L'inspiration** : où l'air est prélevé du milieu extérieur pour l'amener dans les poumons, pendant cette étape, le diaphragme se contracte et descend, et le thorax s'agrandit. Cette augmentation du volume pulmonaire crée une dépression à l'intérieur des poumons et attire l'air à travers le nez, la gorge et les bronches, jusqu'aux alvéoles.
- **L'expiration** : où l'air chargé de dioxyde de Carbone (CO₂) plus communément appelé gaz carbonique est renvoyé au milieu extérieur. Lors l'inspiration, le diaphragme s'élève, le thorax et les alvéoles diminuent de volume, et il y a expulsion de l'air des poumons vers la trachée.

Au repos, une personne a besoin de dix à quinze respirations par minute pour permettre une bonne oxygénation du sang. Cette fréquence respiratoire est maintenue automatiquement par une régulation nerveuse complexe qui dépend du taux d'oxygène et de gaz carbonique présent dans le sang.

Le manque d'oxygène ou le surplus de gaz carbonique crée une augmentation de la fréquence et de l'amplitude de la respiration (hyperventilation) [4]. A contrario, l'augmentation du taux d'oxygène ou la baisse du taux de gaz carbonique a l'effet inverse (hypoventilation).

Pendant l'endormissement, la respiration se ralentit, devient moins profonde et le taux de gaz carbonique augmente légèrement. Avant que le sommeil ne soit bien installé, l'oscillation entre éveil et sommeil peut entraîner une respiration irrégulière, et même des pauses respiratoires. Une fois le sommeil bien installé, la respiration devient régulière [4].

II. 3. La respiration pendant le sommeil :

Le sommeil est un état physiologique de perte de conscience, périodique et réversible, il existe deux types principaux de sommeil : le sommeil lent (léger ou profond) et le sommeil paradoxal (sommeil de rêve). La respiration n'est pas là même dans ces deux cas.

En sommeil lent, la respiration est régulière, influencée par la pression artérielle en gaz carbonique. Toutefois, la transition entre l'éveil et le sommeil s'accompagne, chez 40% à 80% des sujets, d'instabilité de la respiration avec alternance de mouvements du corps d'amplitude et de fréquence variées et aussi d'interruption totale de la respiration pendant de brèves périodes dans certains cas. Ces interruptions brèves de la respiration sont désignées apnées obstructives du sommeil.

En sommeil paradoxal, la respiration est irrégulière et son contrôle pourrait être assuré par un réseau de neurones suprabulbaires (tegmentum pontique) également responsable des mouvements oculaires rapides, il s'y associe une majoration de la relaxation des muscles, particulièrement du pharynx et une augmentation de la latence des réflexes.

III. Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil :

Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil, communément appelé SAOS, est un trouble respiratoire du sommeil qui se traduit par la survenue, durant le sommeil, d'épisodes anormalement fréquents d'obstructions intermittentes, complètes (apnées) ou partielles (hypopnées) des voies respiratoires supérieures [2]. L'obstruction de ces voies entraîne des efforts respiratoires qui peuvent aboutir à des micro-éveils (le cerveau réveille brièvement la personne afin qu'elle se remette à respirer), qui perturbent la qualité du sommeil.

L'apnée consiste en une interruption de la respiration durant un laps de temps supérieur à 10 secondes [3]. L'hypopnée consiste en une diminution du flux respiratoire d'au moins 50 % durant plus de 10 secondes, associée à une désaturation de l'hémoglobine en oxygène de plus de 3% par rapport à une période de référence stable [2].

La fréquence des événements d'obstructions respiratoires est considérée comme anormale lorsque l'Index d'apnée et hypopnée (IAH) correspondant au nombre apnées ou hypopnées par heure de sommeil est supérieur à 10.

Les types sévérité du syndrome d'apnées et d'hypopnées du sommeil (SAHS) [4] sont définis par l'utilisation de l'IAH comme suit :

- Lorsque $5 < IAH < 15$ le SAHS est considéré *modeste*,
- Lorsque $15 < IAH < 30$ le SAHS est considéré *modéré*,
- Lorsque $30 < IAH$ le SAHS est considéré *sévère*.

La figure 2 schématise la pénétration de l'air lors du sommeil, dans le cas d'une respiration normale, le cas de renflement et le cas d'une apnée

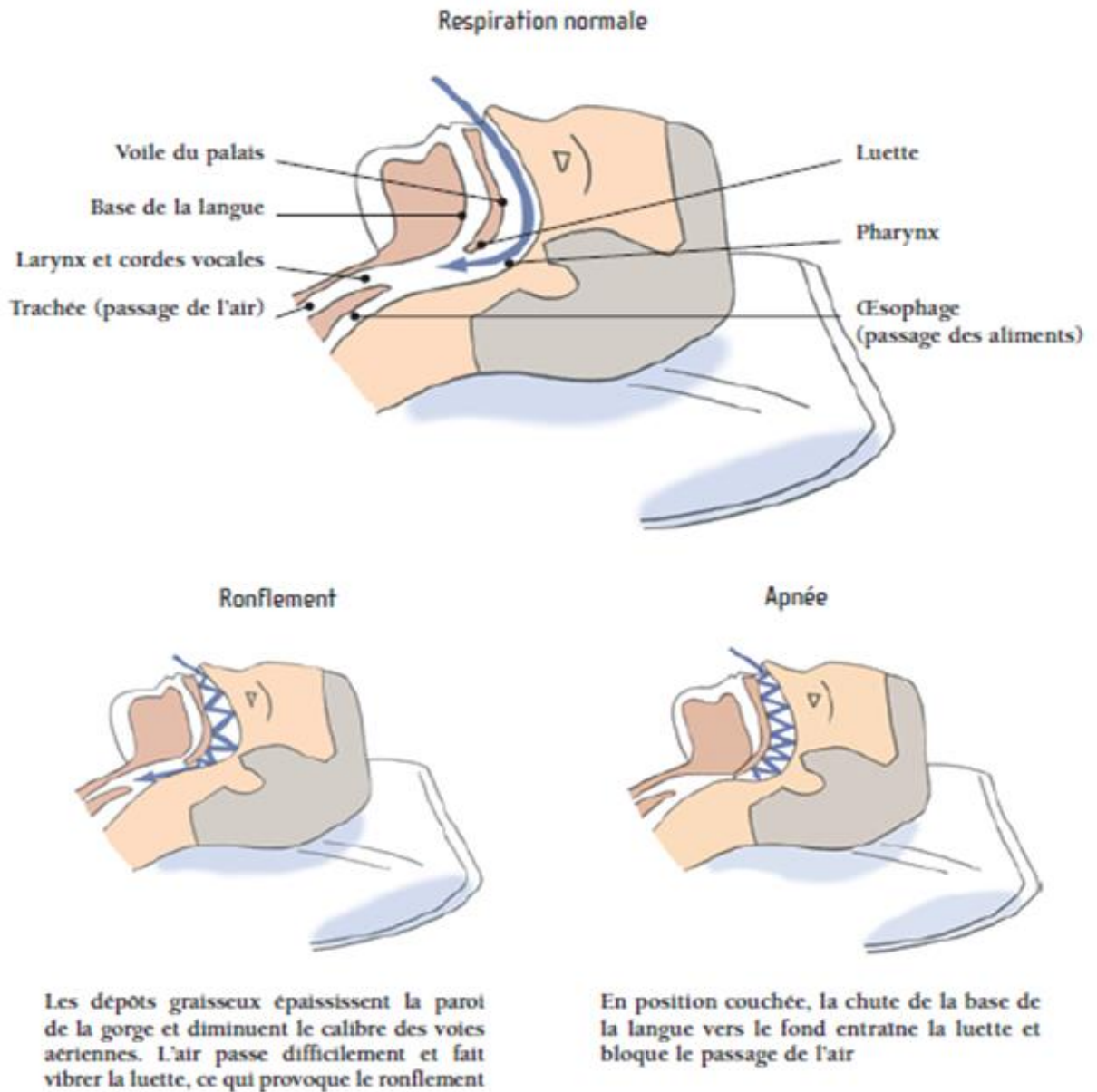


Figure. 2 : Pénétration de l'air lors du sommeil.

IV. Physiopathologie de l'apnée obstructive du sommeil :

Divers facteurs peuvent expliquer la fermeture des voies respiratoires supérieures (VAS) tels que la désynchronisation entre l'activité des muscles dilatateurs et celle du diaphragme ou un retard de l'éveil en cas de collapsus des voies respiratoires supérieures. Il existe également des facteurs favorisants comme ; les somnifères, la consommation de boissons alcoolisées le soir, l'obésité, le fait de dormir en décubitus dorsal ou le tabagisme [2]. Mais sont plus particulièrement impliqués les facteurs anatomiques et neuromusculaires qui font que les voies aériennes peuvent se fermer.

Pour pénétrer jusqu'aux poumons, l'air emprunte des conduits dont le calibre et la rigidité varient. Les voies aériennes supérieures, situées à l'extérieur du thorax, peuvent se boucher lors des mouvements inspiratoires (figure.3). Ce phénomène ne concerne pas celles dont la rigidité garantit l'ouverture (nez, trachée). En revanche, le pharynx, qui est un tube mou, musculaire et membraneux, est susceptible de s'obstruer.

En effet, la contraction des muscles inspiratoires (diaphragme en particulier) crée une pression négative, c'est-à-dire inférieure à la pression atmosphérique, dans les voies aériennes : c'est ce phénomène qui attire l'air vers l'intérieur du thorax. Ce faisant, elle tend à ouvrir les voies aériennes situées à l'intérieur du thorax. En revanche, le conduit aérien situé à l'extérieur du thorax tend à se fermer. Pour empêcher l'occlusion du pharynx, un mécanisme protecteur est mis en action avant même le début de l'inspiration : la contraction des muscles dilatateurs du pharynx. Ainsi que l'application d'une pression négative dans les voies.

Au cours du sommeil normal, ces protections sont moindres, ce qui entraîne une diminution physiologique du calibre pharyngé et la diminution de la ventilation [2].

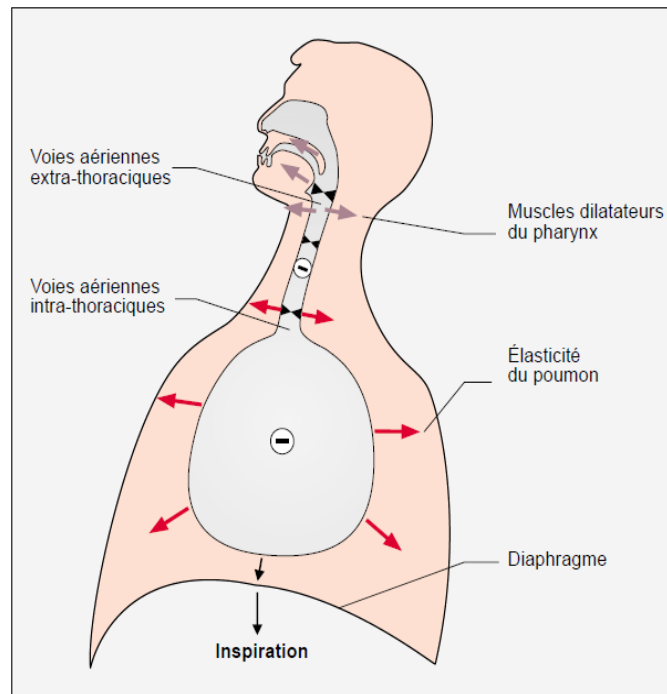


Figure.3 : Mécanisme de fermeture des VAS.

Chez le patient atteint de SAOS, les évènements intervenant lors du sommeil et des facteurs fonctionnels et anatomiques vont entraîner une rupture de l'équilibre des forces et conduire à un rétrécissement de l'espace pharyngé avec de nombreuses conséquences :

- l'écoulement de l'air passe de laminaire à turbulent et devient donc **générateur de vibrations produisant le bruit du ronflement** ;
- l'augmentation de la résistance au passage de l'air engendre une diminution de la ventilation pulmonaire, d'où une réponse sous forme d'une **augmentation de l'effort inspiratoire** ;
- l'air ne pénètre que peu ou pas pendant l'inspiration du fait de «l'obstacle» alors que le diaphragme continue de se contracter. L'effort diaphragmatique augmente pour forcer le passage aérien dans les V.A.S. rétrécies, accentuant la pression négative ce qui crée un effet de succion sur les voies aériennes qui se collabent. Les pauses respiratoires se produisent dans ces conditions. Il en résulte **une baisse du taux d'oxygène dans le sang**.

En cas d'obstruction, l'organisme réagit par une contraction croissante des muscles inspiratoires. Or, cette Compensation est, dans le cas de l'apnée, mal adaptée : plus les muscles inspiratoires se contractent, plus la pression négative qu'ils développent aspire en dedans les berges du pharynx et de la bouche. Une telle réponse aboutirait au décès, si des mécanismes complexes n'entraînaient un réveil. Le réveil étant le seul mécanisme qui permet de réactiver complètement les muscles dilatateurs du pharynx et de ce fait rétablir une ventilation normale.

V. Symptomatologie du SAOS :

La personne atteinte d'apnées du sommeil est rarement consciente de ses difficultés respiratoires, même au réveil, et les apnées du sommeil ne sont donc souvent pas diagnostiquées [6]. Bien souvent, c'est l'entourage qui s'inquiète, le conjoint, les proches, les soignants (quand la personne est hospitalisée) constatent que la personne présente au cours du sommeil :

- un ronflement bruyant,
- des pauses respiratoires,
- des réveils nocturnes avec une sensation d'étouffement,
- des changements répétés de position dans le lit.

La personne elle-même ne se rend pas compte qu'elle fait des apnées du sommeil. La plupart du temps, elle n'a même pas conscience de ronfler. En revanche elle perçoit un certain nombre de signes qui ne sont pas spécifiques au syndrome d'apnées comme :

- des levers dans la nuit pour uriner ;
- des sueurs nocturnes,
- des maux de tête ou une fatigue au réveil,
- salivation excessive,
- une somnolence diurne lors de situations courantes et monotones de la vie quotidienne,
- des troubles de la concentration ou de la mémoire,
- une irritabilité ou parfois une dépression.

VI. Diagnostique du SAOS :

C'est souvent le médecin traitant qui, en interrogeant le malade, peut dépister un syndrome d'apnées du sommeil. Ainsi, une personne présentant un surpoids, qui ronfle et qui est fatiguée dans la journée peut être considérée comme à risque de SAS. Il en est de même pour les diabétiques et les personnes souffrant de maladies cardio-vasculaires. Pour évaluer l'importance de la somnolence et de la fatigue excessive, le médecin utilise un questionnaire (l'échelle de somnolence d'Epworth) [7].

En cas de suspicion d'un SAS, le diagnostic doit être confirmé par un enregistrement de la respiration au cours du sommeil appelé polygraphie et polysomnographie quand on y associe un enregistrement des stades du sommeil.

VI.1. La polygraphie :

La polygraphie, ou polygraphie ventilatoire nocturne, consiste à enregistrer la respiration pendant la période de sommeil. Elle sert à dépister et diagnostiquer le syndrome d'apnées obstructives du sommeil. L'enregistrement se fait à domicile, ce qui constitue son principal intérêt.

Selon les appareils et le type d'examen voulu, le dispositif utilisé peut être constitué des éléments suivants :

- **Un capteur nasal** : qui mesure le flux respiratoire, par les variations de pression des voies supérieures aériennes,
- **Des ceintures abdominales et thoraciques** : qui suivent les mouvements respiratoires et donnent des informations sur d'éventuels gênes de la respiration,
- **Un capteur de son** : collé à la base du cou et permet l'analyse du ronflement,
- **Un oxymètre** : placé au bout du doigt pour mesurer l'oxygénation du sang.

La figure 5 donne un exemple de capteurs utilisés lors d'un examen polygraphique ainsi que leurs dispositions sur le corps d'un patient.

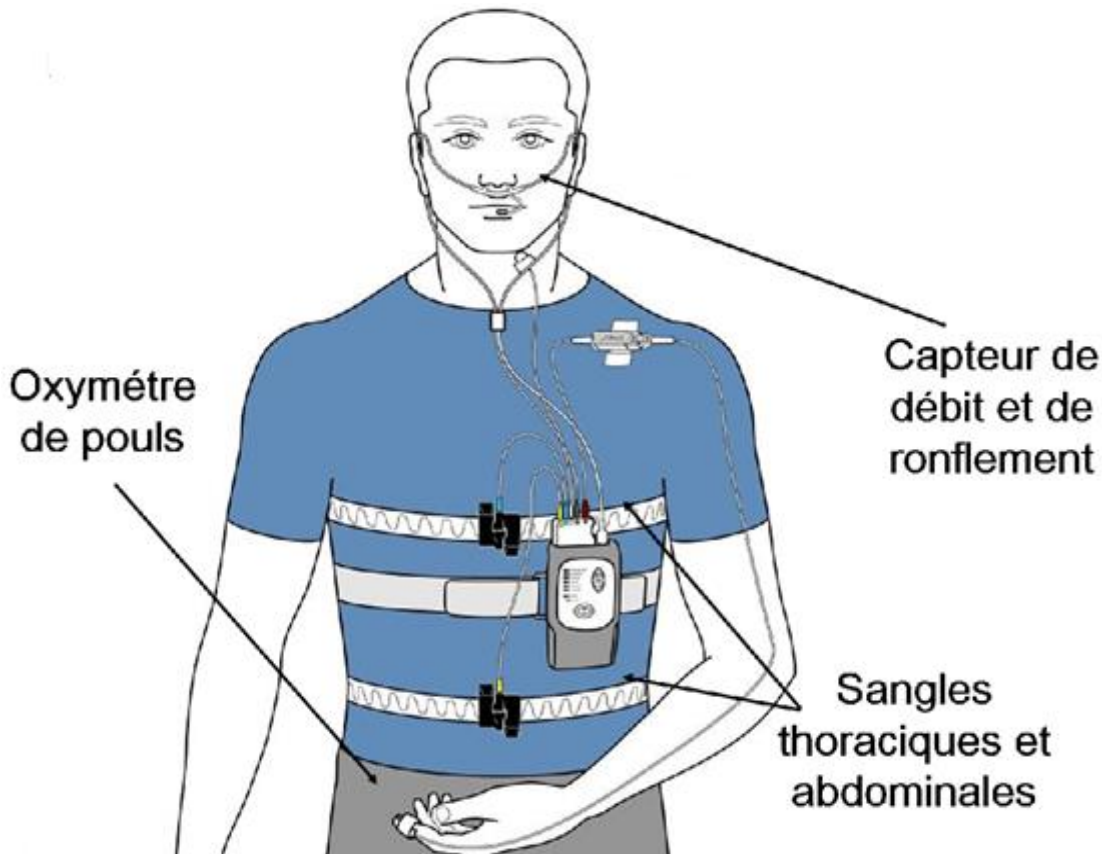


Figure. 5 : Polygraphie : disposition des différents capteurs.

VI.2. La polysomnographie :

La polysomnographie (PSG) est l'examen de référence pour confirmer l'hypothèse clinique d'apnée obstructive du sommeil et découvrir d'autres troubles du sommeil. La polysomnographie est habituellement définie comme un processus de surveillance et d'enregistrement de données physiologiques pendant le sommeil. Cet examen permet de quantifier le nombre d'apnées et d'hypopnées, de déterminer leur type (obstructif, central ou mixte [1]) et d'évaluer leur retentissement sur l'hématose [1], l'architecture du sommeil et le rythme cardiaque.

L'enregistrement polysomnographie comprenant habituellement dans une version complète :

- **Un oxymètre de pouls nocturne ;**

Il s'agit d'un appareil placé sur le bout d'un doigt et qui permet d'évaluer la saturation fonctionnelle d'oxygène du sang par une mesure optique indolore, en outre il indique le pourcentage de l'hémoglobine porteuse d'oxygène dans le sang.

- **Un électrocardiogramme (ECG) ;**

L'électrocardiogramme ou ECG, est un examen médical qui permet de mesurer l'activité électrique du cœur sous forme d'un signal appelé signal ECG. Ce signal il met en évidence les variations de la fréquence et du rythme cardiaque pouvant accompagner les événements respiratoires.

- **Un électroencéphalogramme (EEG) ;**

L'électroencéphalographie (EEG) est une méthode d'exploration cérébrale qui mesure l'activité électrique du cerveau par des électrodes placées sur le cuir chevelu. L'activité E.E.G. nous renseigne sur l'activité électrique du cerveau.

- **Un electro-oculogramme (EOG) ;**

L'électro-oculographie, ou EOG, est un examen de la rétine qui mesure le potentiel électrique entre la rétine et la cornée. La mesure indique l'activité électrique de la rétine au repos, qui existe en l'absence de tout stimulus visuel. L'activité oculaire au cours du sommeil constitue un paramètre indispensable à une bonne analyse du sommeil. En effet ces mouvements permettront de distinguer les périodes de sommeil lent (mouvements oculaires lents) et de sommeil paradoxal avec les mouvements oculaires rapides.

- **Un électromyogramme (EMG) ;**

L'électromyogramme est une technique qui permet d'enregistrer l'activité électrique spontanée d'un muscle ou d'un nerf. Le tonus musculaire est une donnée indispensable pour classer les stades de sommeil. Il Diminue progressivement du stade léger au sommeil profond et disparaît au cours du Sommeil paradoxal.

- **Un capteur de position ;**

Le recours à un capteur de position permet de connaître la position du patient à chaque instant de l'enregistrement ainsi que la survenue d'évènements respiratoires dans une position particulière.

- **Un capteur de sons ;**

Un capteur de sons pour enregistré les bruits respiratoires et notamment du ronflement qui permettent d'identifier les anomalies respiratoires au cours du sommeil et également de constater la réussite d'une opération corrective.

- **Une caméra :**

Un enregistrement vidéographique du patient est souvent nécessaire, il a pour but de corrélérer une manifestation clinique à un aspect EEG concomitant. Ce type d'enregistrement est nécessaire dès que le sujet ou son entourage se plaint de comportements anormaux pendant le sommeil.

La figure 6 donne un exemple de capteurs utilisé lors d'un examen La polysomnographie ainsi que leurs dispositions sur le corps d'un patient.

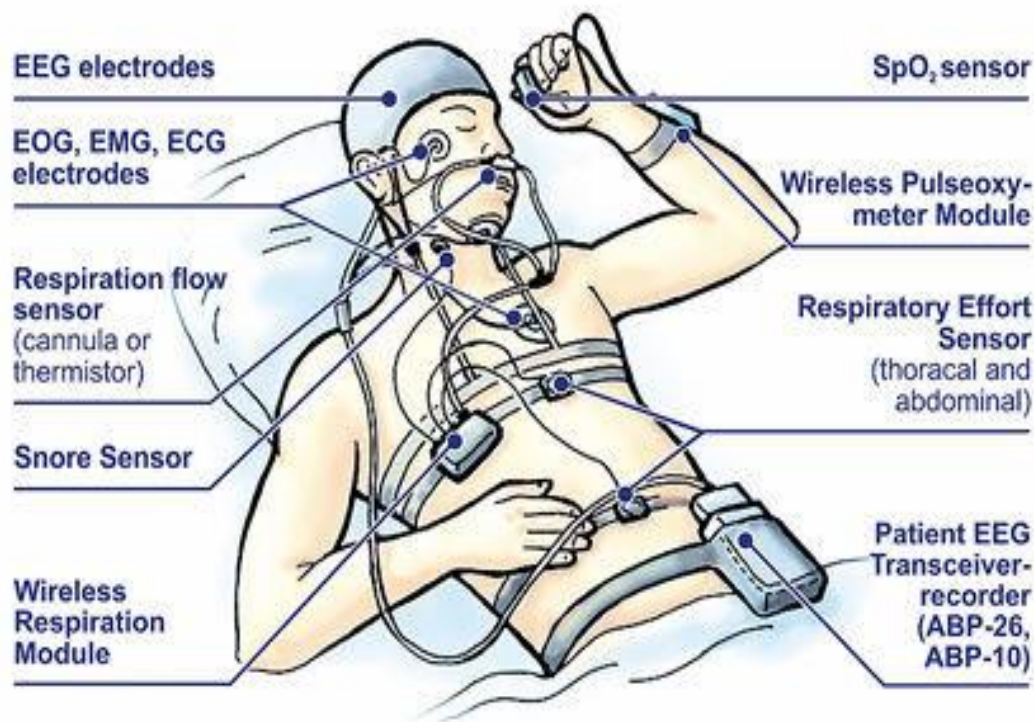


Figure. 6 : polysomnographie : disposition des différents capteurs.

VII. Conclusion :

Le syndrome d'apnée obstructive du sommeil ou le SAOS est un trouble respiratoire du sommeil qui se traduit par la survenue, durant le sommeil, d'épisodes anormalement fréquents d'obstructions intermittentes des voies respiratoires.

Divers facteurs peuvent expliquer la fermeture des voies respiratoires supérieures (VAS), à l'origine de ces troubles respiratoires, tels que la désynchronisation entre l'activité des muscles dilatateurs et celle du diaphragme ou un retard de l'éveil.

La personne atteinte d'apnées du sommeil est rarement consciente de ses difficultés respiratoires, même au réveil. Bien souvent, c'est les gens de l'entourage qui s'inquiètent lorsqu'ils constatent des comportements ou phénomènes anormaux pendant le sommeil de la personne atteinte du SAOS.

En cas de suspicion d'un SAOS, le diagnostic doit être confirmé par un examen d'enregistrement de la respiration au cours du sommeil par l'utilisation d'un système d'enregistrement comprenant un ensemble de capteurs et appareils dont on peut trouver : un oxymètre de pouls nocturne, un électrocardiogramme (ECG), un électroencéphalogramme (EEG), un électro-oculogramme (EOG), un électromyogramme (EMG), un capteur de position, un capteur de sons, et une caméra.

CHAPITRE II

Présentation des signaux physiologiques

I. Introduction :

Comme décrit dans le chapitre précédent, la polysomnographie est l'examen de référence pour le diagnostic du syndrome d'apnée obstructive du sommeil. Plusieurs paramètres sont mesurés lors de cet examen. Dans notre travail nous allons nous intéresser à trois de ces paramètres, à savoir l'électrocardiogramme, l'oxymétrie de pouls ainsi que la position du corps lors du sommeil. Ce chapitre sera dédié à ces trois paramètres. En premier lieu nous présentons le signal électrocardiogramme qui correspond à l'enregistrement de l'activité électrique du cœur. Ensuite, nous allons nous intéresser à l'oxymétrie de pouls ainsi qu'aux principes de fonctionnement d'un sphygmo-oxymètre. Enfin, la dernière partie de ce chapitre sera consacrée à une brève présentation des différentes positions du corps lors du sommeil et leurs impacts sur la respiration et la circulation sanguine d'un individu lors de son sommeil.

II. Electrocardiogramme :

L'électrocardiogramme (abrégé par l'acronyme 'ECG') est une représentation graphique de l'activité électrique du cœur. Le tracé électrocardiographique est une forme de visualisation des tensions électriques (de différences de potentiels électriques provoquées par la propagation de l'influx électrique au sein du cœur) qui résultent de l'excitation du cœur.

L'ECG représente donc les événements électriques de l'excitation cardiaque et permet de renseigner sur l'état du cœur ; la fréquence de battement, la nature et la genèse du rythme, l'excitation et ses effets, ainsi que les perturbations éventuelles d'origine anatomique ou mécanique.

II.1. Mesure du signal ECG :

Le corps humain est considéré comme électriquement conducteur. Par conséquent, les potentiels d'actions générés au niveau des fibres cardiaques lors de l'activité mécanique cardiaque peuvent être mesurés par des électrodes métalliques placées sur la surface de la peau.

La mesure du signal ECG est indolore et non invasive. Elle s'effectue, par l'utilisation d'électrodes de surface, dont l'emplacement sur le thorax du patient définit un type de dérivation. Les emplacements des électrodes sont choisis de manière à explorer la quasi-totalité du champ électrique cardiaque.

II.1.1. Les électrodes de l'ECG :

Il s'agit de capter par voie externe les ondes électriques émises par le cœur. L'élément sensible sera donc une plaque faite d'un matériau conducteur que l'on mettra en contact avec la peau. Plus la surface de contact sera grande, plus l'impédance de contact diminuera. Avant de l'appliquer, il est parfois nécessaire de nettoyer la peau afin de réduire sa couche superficielle (mauvaise conductrice) et éventuellement de raser les poils s'ils sont en trop grand nombre.

Il convient de choisir une électrode en fonction de l'utilisation que l'on souhaite en faire, et de la qualité de signal recherchée. Les électrodes à usage unique, plus fiables, sont utilisées de façon universelle pour le monitoring des patients en réanimation.

Les électrodes doivent être placées au niveau des parties osseuses, afin d'être le plus loin possible des muscles car des trémulations musculaires entraînent des interférences au niveau du tracé E.C.G. En effet, dès qu'un muscle se contracte il émet des ondes électriques par transfert d'ions à travers les membranes cellulaires. Ces ondes se propagent sur tout le corps par conduction avec un taux d'atténuation. Il convient donc de les placer le plus loin possible des muscles susceptibles de se contracter pendant la surveillance.

Structure de l'électrode à usage unique :

Une électrode à usage unique comporte plusieurs éléments :

- **Electrolyte** : C'est l'élément le plus déterminant pour la qualité de l'électrode. Il modifie l'impédance de peau qui intervient de 90% dans l'impédance totale d'un système de mesure. L'électrolyte ne doit réagir ni avec la peau ni avec l'élément sensible. A cet effet il est maintenu en place par un tampon de mousse saturée d'environ un demi-centimètre cube. Le plus souvent, pour réaliser l'électrolyte on utilise le chlorure de sodium mélangé à d'autres composants. Le but recherché est d'obtenir une concentration ionique voisine de celle de la peau afin de réduire la différence de potentiel de contact.
- **Elément sensible** : C'est le matériau qui est en contact avec l'électrolyte. Les meilleurs résultats sont obtenus avec l'alliage Argent / Chlorure d'argent. En général il s'agit d'une couche déposée sur un autre matériau.
- **Bouton de contact** : C'est sur celui-ci que se fait le raccordement du câble qui l'électrode au moniteur. Il n'est pas en contact direct avec l'électrolyte. Ses propriétés sont donc moins critiques. Il doit être fixé fermement à l'électrode de façon à éviter les mouvements qui provoqueraient des artefacts. Pour la réalisation de ce bouton le cuivre

nickelé donne de bons résultats en raison de sa bonne conductivité et de sa bonne tenue mécanique.

- **Coupelle** : Elle sert à déterminer le volume laissé à l'électrolyte et doit stabiliser ses ions. Elle est donc réalisée dans un matériau inerte et rigide afin d'éviter des déformations du volume notamment en cas de mouvements du patient qui risquent de rompre l'équilibre ionique.

Le schéma de la figure 1 ci-dessous donne un exemple de structure en coupe d'électrode à usage unique pré-gélifiée [9].

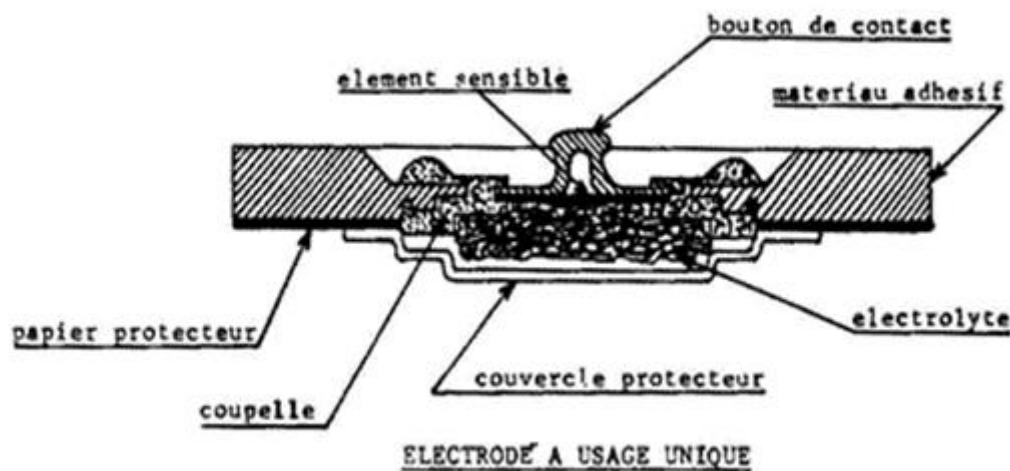


Figure. 1 : structure en coupe d'une électrode à usage unique.

II.2. Système de Dérivations électrocardiographiques :

La dérivation en électrocardiographie se définit par deux points d'observation de l'activité électrique du cœur à partir desquels on mesure une différence de potentiel électrique.

L'ECG s'enregistre à partir de divers points (dérivations) donnant naissance à des courbes de morphologies différentes, toujours dans l'ordre : onde P, complexe QRS et onde T. La courbe électrocardiographique va présenter des morphologies différentes selon où est placée l'électrode qui enregistre. Les endroits où sont placées les électrodes correspondent aux différentes dérivations. Les courbes de l'ECG peuvent ainsi être ou positives (ondes R) ou négatives (QS). Comme le cœur est un organe tridimensionnel, il est nécessaire de connaître les projections des vecteurs représentatifs de l'activité cardiaque sur tous les plans, frontaux (les dérivations périphériques) et horizontaux (les dérivations précordiales)

II.2.1. Les dérivations périphériques :

Les dérivations périphériques (ou dérivations des membres) permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Elles sont obtenues au moyen de 4 électrodes appliquées au bras droit, au bras gauche et à la jambe gauche, l'électrode de la jambe droite étant une électrode neutre destinée à éliminer les parasites électriques.

Elles ont été déterminées par Einthoven en 1912 (Les dérivations périphériques bipolaires) et complétées par Goldberger en 1942 (Les dérivations périphériques unipolaires).

a) Les dérivations périphériques bipolaires :

Les dérivations bipolaires (DI, DII, DIII) ont été déterminées par Einthoven au début du vingtième siècle et restent encore utilisées aujourd'hui.

Ces dérivations utilisent trois électrodes qui sont placées sur les bras droit et gauche et sur la jambe gauche pour former un triangle (triangle d'Einthoven). Chaque côté du triangle formé représente une dérivation (figure. 2). Elles sont dites bipolaires parce qu'elles mesurent une différence de potentiel entre deux électrodes.

Les trois dérivations sont [10]:

- DI (dérivation I) avec $DI = VL - VR$
- DII (dérivation II) avec $DII = VF - VR$
- DIII (dérivation III) avec $DIII = VF - VL$

Avec [10]:

- VL le potentiel sur le bras gauche ;
- VR le potentiel sur le bras droit ;
- VF le potentiel sur la jambe gauche.

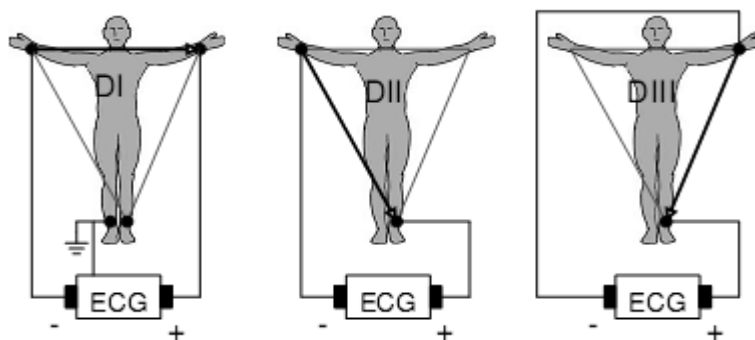


Figure. 2 : Montage d'Einthoven pour l'enregistrement des dérivations bipolaires des membres.

b) Les dérivations périphériques unipolaires :

Les dérivations unipolaires ont été introduites par Wilson (Figure.6.). Dans son système, les dérivations sont obtenues entre une électrode exploratrice placée au sommet du triangle d'Einthoven et une borne centrale (électrode neutre ou indifférente, dont le potentiel est la moyenne des potentiels des trois sommets du triangle d'Einthoven). Cela a donné les dérivations unipolaires VL VR et VF.

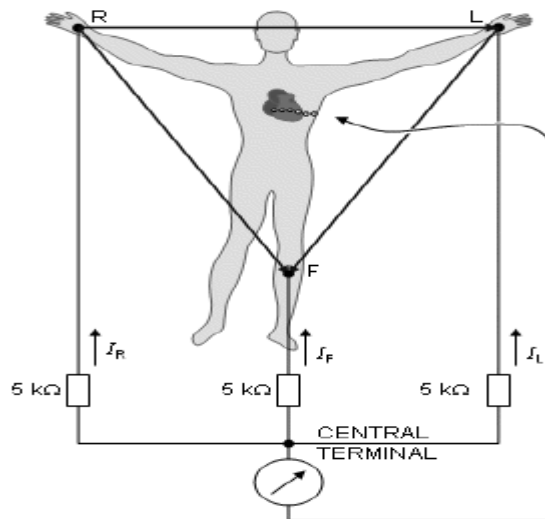


Figure. 3 : Montage de Wilson.

Plus tard, en 1942 Goldberg a modifié le système des dérivations de Wilson pour obtenir trois dérivations unipolaires augmentées, appelées aVL aVR et aVF (illustré dans la figure 4). La lettre a (de l'anglais augmented) désigne le fait que les nouvelles dérivations amplifient les variations de potentiel des dérivations de Wilson par un facteur de 1,5.

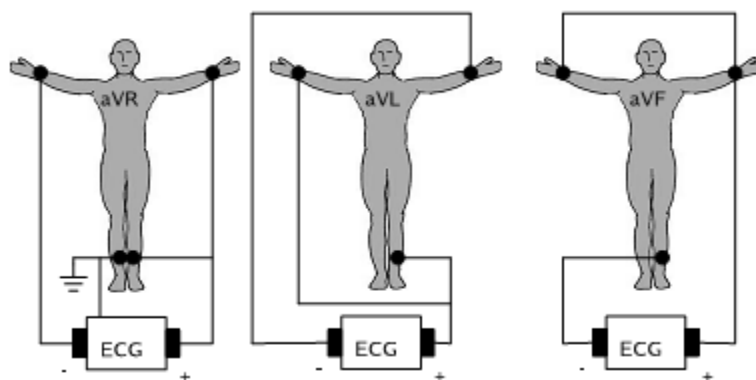


Figure.4 : Montage de Goldberger pour l'enregistrement des dérivations unipolaires des membres.

II.2.2. Les dérivations précordiales :

Les dérivations précordiales ou (dérivations du plan horizontale) constituent les dérivations unipolaires et sont au nombre de six de (V1 à V6) (figure 5). Ces dérivations ont une partie positive, là où est placée l'électrode exploratrice, et une négative, qui correspond à la région opposée. L'électrode exploratrice est placée sur divers points précordiaux. En plus des dérivations V1 à V6, on peut utiliser dans certaines occasions les dérivations plus droites (V1R à V4R) ou plus gauches (V7 à V9) [11].

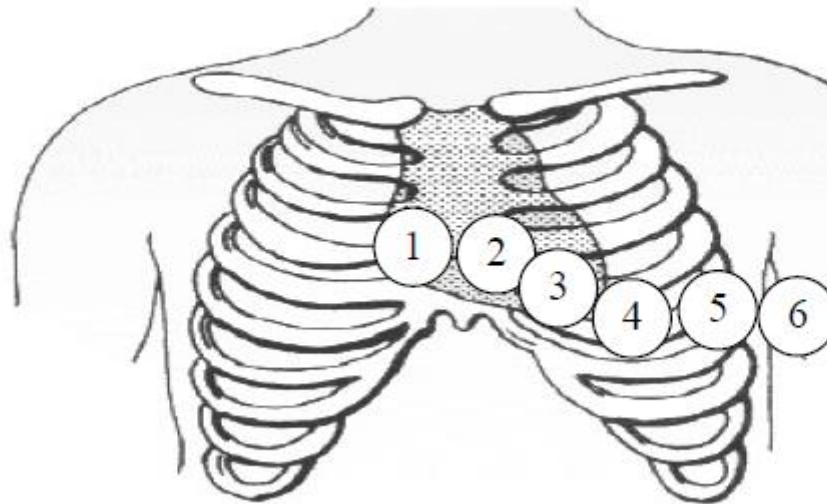


Figure. 5 : Position des électrodes pour les dérivations unipolaires précordiales.

Position des électrodes précordiales :

- V1 et V2 : explore le ventricule droit
 - V1: 4ème espace intercostal, bord droit du sternum ;
 - V2: 4ème espace intercostal, bord gauche du sternum ;
- V3 et V4 : explore le septum inter ventriculaire
 - V3: à mi-distance entre V2 et V4 ;
 - V4: 5ème espace intercostal, ligne médio-claviculaire gauche ;
- V5 et V6 : explore le ventricule gauche
 - V5: à mi-distance entre V4 et V6, sur la ligne axillaire antérieure ;
 - V6: même niveau horizontal que V4 et V5, ligne axillaire moyenne .

II.3. Description du signal électrocardiographique :

Comme introduit auparavant, l'électrocardiogramme (ECG) est la représentation temporelle de l'évolution du champ électrique dans le muscle cardiaque à la surface du corps humain. Souvent il est considéré comme la superposition des ondes élémentaires. Par conséquent, dans le cas normal, il est assimilé à un signal quasi périodique.

Ces ondes élémentaires traduisent les différents phénomènes mécaniques relatifs au parcours du potentiel d'action de la stimulation cardiaque et dont les étapes sont successives comme illustré dans la figure 6 [10].

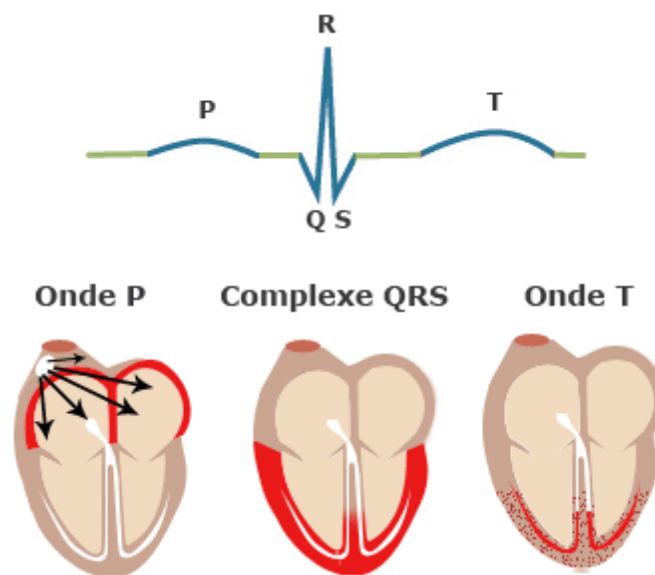


Figure. 6 : Étapes successives de dépolarisation/repolarisation du cœur.

La contraction des oreillettes se traduit sur l'ECG par une onde positive appelée onde P. Elle est suivie d'une courte pause correspondant à la temporisation effectuée par le noeud (AV). La contraction brève et puissante des deux ventricules est représentée par trois ondes : l'onde Q, l'onde R et l'onde S. On parle alors de complexe QRS. Q est la première onde négative en début de complexe ; elle n'est pas toujours visible ; l'onde R est la deuxième onde ; elle est positive et de grande amplitude, la troisième étant l'onde S. L'onde T correspond à la repolarisation des cellules musculaires des ventricules. Entre cette onde et l'onde S se situe le segment ST.

L'ECG est enregistré sur un papier millimétré. Le temps, en seconde, est représenté sur l'axe horizontal (1 mm pour 0,04 s) ; les déflexions, en mV, sont représentées sur l'axe vertical (1 mm pour 0,1 mV). La ligne de base du tracé ECG est la ligne isoélectrique du cœur au repos qui est prise comme référence. Les différentes ondes et les intervalles les séparant, ont permis de dresser le standard ECG (figure. 7).

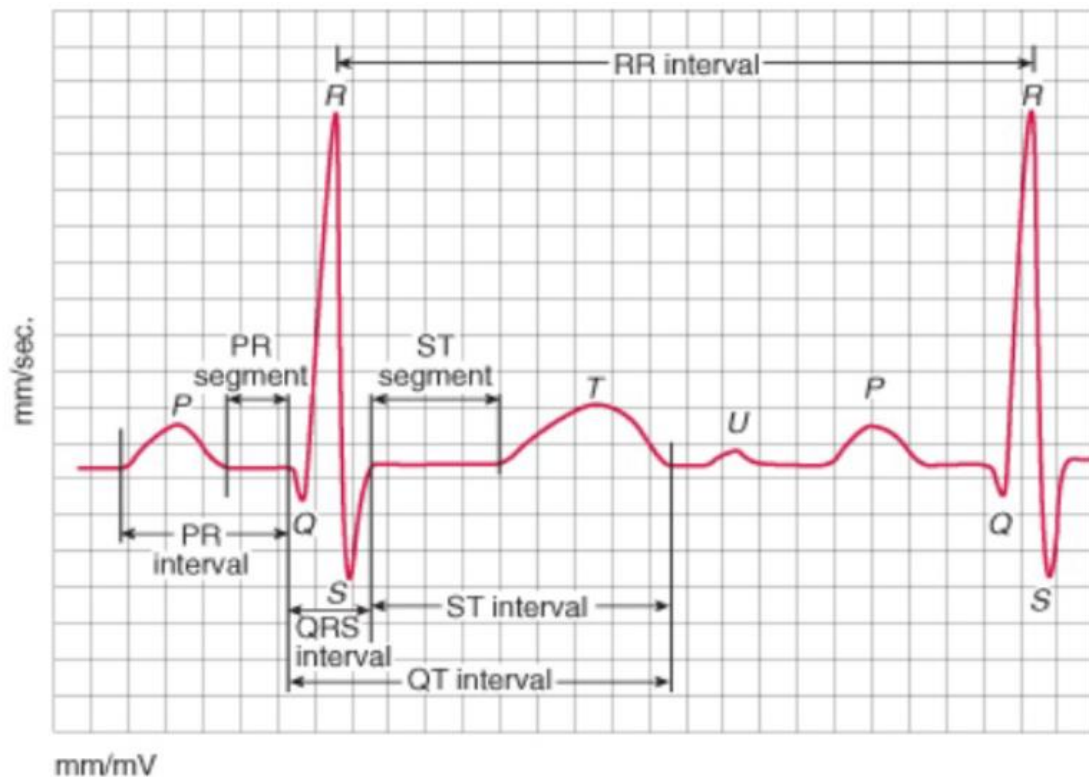


Figure. 7 : Ondes et intervalles de l'ECG.

Les principales formes d'ondes qui constituent l'ECG global sont décrites ci-dessous :

- **La ligne isoélectrique** : la ligne de base correspondant à l'absence de l'activité électrique. Au-dessus de celle-ci, on parle d'onde positive et au-dessous on a les ondes négatives ;
- **L'onde P** : représente la dépolarisation auriculaire, qui se propage du noeud sinusal à travers le myocarde des deux oreillettes. Sa durée est de l'ordre de 90 ms. C'est une onde positive dont l'amplitude est normalement inférieure ou égale à 0.2 mV ;

- **Le complexe QRS** : représente la dépolarisation ventriculaire, c'est-à-dire la propagation de l'onde d'excitation électrique à travers les ventricules. Commence par une déflexion vers le bas, se poursuit sous la forme d'une grande onde triangulaire vers le haut, et se termine en une onde descendante. Sa durée normale est comprise entre 85 et 95 ms ;
- **L'onde T** : indique la repolarisation ventriculaire, elle se produit juste avant le début de la décontraction des ventricules, Il s'agit d'une déflexion ascendante en forme de dôme. L'onde T est plus petite et plus étendue que le complexe QRS parce que la repolarisation se fait plus lentement que la dépolarisation ;
- **L'onde U** : parfois observée après l'onde T, c'est une onde positive de faible amplitude, inconstante, qui débute à la fin de l'onde T, et dont l'origine demeure discutée. Une petite déflexion parfois observée après l'onde T[9].

Outre les formes d'ondes, un battement cardiaque est aussi caractérisé par plusieurs segments et intervalles qui sont des paramètres importants, permettant d'évaluer la normalité ou non de l'espace entre deux événements électriques :

- **L'intervalle PR (ou PQ)** : il est mesuré entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS. Il correspond à la pause qui s'écoule entre le début de l'excitation auriculaire et le début de l'excitation ventriculaire. L'intervalle P-Q correspond au temps requis pour permettre à l'influx électrique de se propager à travers les oreillettes, le noeud auriculo-ventriculaire et le reste des fibres du système de conduction. Sa durée est comprise entre 0,12 et 0,20 seconde ;
- **Le segment PR** : c'est la période temporelle comprise entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS. Il représente le temps de transmission du front de dépolarisation par le nœud A-V ;
- **Le segment ST** : il est compris entre la fin du complexe QRS (ou point J) et le début de la phase ascendante de l'onde T. Ce segment correspond au temps pendant lequel l'ensemble des cellules myocardiques sont dépolarisées (phase de plateau) et donc, dans le cas normal, doit être isoélectrique ;

- **L'intervalle QT** : le temps entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T. Il représente une indication de la longueur des phases de dépolarisation et repolarisation ventriculaire (longueur moyenne d'un PA ventriculaire). Sa durée varie avec la fréquence cardiaque entre 0.3 et 0.38 s [11] ;
- **L'intervalle RR** : sépare les sommets de deux ondes R successives et représente le cycle de repolarisation ventriculaire. Il est associé à la période cardiaque, en outre l'intervalle RR permet le calcul de la fréquence cardiaque.

II.4. Fréquence cardiaque :

C'est le nombre de battements (ou pulsation) que le cœur émet par unité de temps (généralement la minute). C'est une notion quantitative qui peut aussi se définir en cycles par seconde, par l'inverse de la période. Elle est très rapide chez un nouveau-né (110 BPM environs), rapide chez un enfant (environs 90BPM), et légèrement plus lente chez une personne adulte (environs 75BPM).

La fréquence cardiaque d'un individu est influencée par plusieurs facteurs : les plus importants sont le sexe, l'âge, le poids, les émotions, les médicaments et le niveau d'activité physique. La fréquence cardiaque peut descendre à 40 BPM quand une personne est couchée, tandis qu'elle peut atteindre 150-200 BPM quand elle est en mouvement ou quand elle pratique un sport difficile.

La fréquence cardiaque est aussi le nombre de contraction ventriculaire par unité de temps ; autrement dit, sur l'ECG on la repère grâce au nombre de complexe QRS ou intervalle (R-R) par minute.

II.5. L'ECG ambulatoire (HOLTER) :

En cardiologie, l'examen le plus couramment pratiqué est l'ECG 12 dérivations, où le signal électrocardiographique est visualisé selon 12 axes privilégiés : 6 axes dans le plan frontal, et 6 axes dans le plan transversal. Sa durée peut varier de quelques secondes à une ou deux minutes ; il permet le diagnostic et la localisation précise de certaines pathologies qui laissent des traces permanentes comme, par exemple, des zones du myocarde déficientes à la suite d'un infarctus. En revanche, la courte durée de cet examen est un obstacle à la détection systématique de certains symptômes épisodiques (palpitations, lipothymies, douleurs, ...). Des symptômes qui ont très peu de chances de se produire au moment de l'enregistrement, privant ainsi de la possibilité de rattacher ces symptômes à un éventuel trouble du rythme cardiaque. Le diagnostic de ces symptômes paraissant alors bien compromis.

Au début des années 60, un américain s'appelant Holter a tenté de résoudre le problème en concevant . Un appareil "portatif" permettant d'enregistrer l'activité cardiaque pendant plusieurs heures ; cet archivage constitue ce que l'on appelle "l'examen Holter" [11] L'enregistreur Holter d'aujourd'hui se présente sous la forme d'un petit boîtier (Figure 8) auquel sont reliées cinq électrodes collées sur la poitrine du patient. Ce dernier se fait poser l'appareil chez un cardiologue et retourne ensuite à ses occupations habituelles. 24 heures plus tard, il revient chez le cardiologue pour se faire enlever l'appareil qui a en mémoire 24 heures d'enregistrements ECG effectués tandis que le patient a vécu une journée normale. Les résultats issus de l'analyse des quelque 100 000 battements que compte l'enregistrement permettent ainsi de diagnostiquer une plus grande gamme de pathologies que l'ECG hospitalier. En outre, la longueur de l'enregistrement autorise par exemple le suivi du rythme cardiaque durant les phases diurnes et nocturne [12].

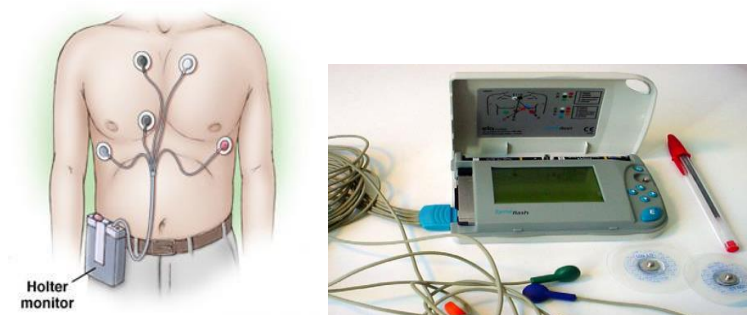


Figure. 8 : ECG Holter

La figure 8 représente un ECG Holter, ainsi que la manière de le placer sur le corps du patient. Il s'agit d'un enregistreur Syneflash® de la société Ela Medical. Le signal cardiaque enregistré pendant 24 heures est stocké sous forme numérique à 200Hz sur une carte à puce du type SanDisk®. Cette carte est ensuite directement lisible sur un ordinateur PC et l'enregistrement peut être analysé avec le logiciel Synetec® produit par la même société.

III. L'oxymétrie de pouls :

L'oxymétrie est un terme général référant à la mesure, généralement optique, de la saturation en oxygène de l'hémoglobine au niveau des capillaires sanguins d'une personne (extrémités des doigts, des orteils ou du lobe de l'oreille), effectuée d'une manière non invasive.

Si le résultat de cette mesure en instantané ne présente pas réellement de sens médical, son monitoring en continu, en particulier pendant le sommeil, peut permettre de détecter et de quantifier des anomalies telles que les variations excessives de fréquence ou les apnées obstructives du sommeil qui engendrent une fatigue de l'appareil respiratoire et cardiaque [14].

III.1. Principe de l'oxymétrie :

L'oxymétrie permet de mesurer la saturation en oxygène du sang d'un être humain. Le principe de l'oxymétrie est basé sur l'absorption spectrophotométrique de lumières de longueurs d'onde spécifiques par un échantillon sanguin. L'absorbance de ses ondes lumineuses obéit à la loi de Beer-Lambert.

III.1.1. La loi de Beer-Lambert

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert (également dénommée loi de Beer ou loi de Bouguer), c'est-à-dire que l'on utilise les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux. Beer (1729) et Lambert (1760) relient la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction connu à travers une épaisseur connue.

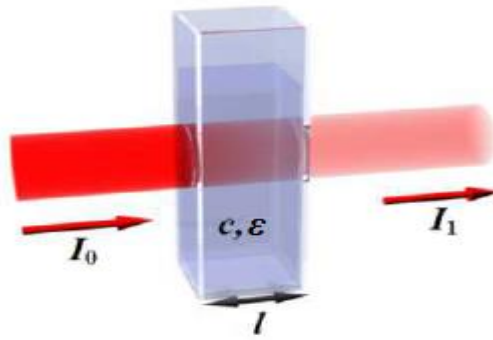


Figure.9 : la loi de Beer-Lambert (Absorbance d'un analyte).

Autrement dit, cette loi exprime la relation de proportionnalité existant entre l'absorbance A et les trois paramètres qui sont :

- L'absorptivité (ϵ en $\text{Lmmol}^{-1}\text{cm}^{-1}$) de l'analyte absorbant la lumière,
- l'épaisseur de la cellule de mesure (l)
- la concentration (c en mmol L^{-1}) de l'analyte.

L'équation (1) est la forme mathématique sous laquelle est habituellement présentée cette loi.

$$A = \epsilon * d * c \quad (1)$$

Lorsqu'une radiation monochromatique se propage dans un tissu absorbant, une partie de son énergie est absorbée. L'intensité de lumière subit généralement une série de décroissances exponentielles (figure 10). Cette atténuation de la lumière est régie par la loi de Beer-Lambert :

$$I(d) = I_0 * e^{-\epsilon(\lambda)c d} \quad (2)$$

Où $I(d)$ est l'intensité lumineuse après que la lumière ait parcouru un chemin optique de longueur d , I_0 est l'intensité lumineuse incidente, ϵ est le coefficient d'atténuation de l'absorbant qui dépend de la longueur d'onde λ et c est la concentration d'absorbant en question.

Dans le cas où le signal lumineux traverse un milieu contenant N absorbants, l'exposant s'écrit explicitement comme :

$$\epsilon(\lambda)c d = \epsilon_1(\lambda)C_1 d_1 + \epsilon_2(\lambda)C_2 d_2 + \dots + \epsilon_N(\lambda)C_N d_N \quad (3)$$

La transmission T est définie comme le rapport de l'intensité transmise à l'intensité incidente.

A partir de la relation (2) on déduit la transmittance :

$$T = \frac{I_0}{I} \quad (4)$$

Et l'absorbance :

$$A = -\log T = -\log \frac{I_0}{I} = \epsilon c d \quad (5)$$

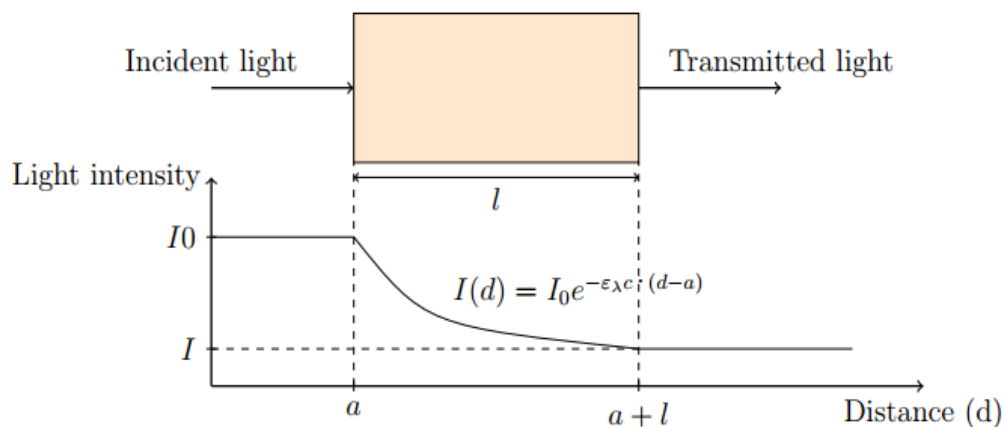


Figure.10 : la loi de Beer-Lambert.

L'intensité lumineuse diminue exponentiellement avec la distance dans le milieu absorbant. l'intensité de la lumière transmise I est déterminée par la loi de Beer. Elle reste constante après la sortie du milieu de longueur l du chemin optique. Elle peut être mesurée par un photodétecteur.

III.2. Fonctionnement du sphygmo-oxymètre :

Le sphygmo-oxymètre est l'appareil qui permet de mesurer la saturation en oxygène du sang d'un être humain, son fonctionnement est relativement simple. D'un côté, on retrouve deux diodes électroluminescentes : une émettant dans le rouge (à 660nm) et l'autre dans l'infrarouge (à 940 nm) [15]. De l'autre côté, il y a une photodiode pour détecter la lumière qui est transmise. Entre les diodes émettrices et la photodiode, on place le doigt du patient. À chaque battement de cœur, les vaisseaux sanguins se gorgent de sang, puis se dégonflent. Cela modifie le chemin optique d et par le fait même l'intensité lumineuse qui est détectée par la photodiode [16]. Une intensité lumineuse qui sera par la suite transmise au moniteur qui l'analyse et restitue une valeur de SpO_2 et une courbe de pléthysmographie.

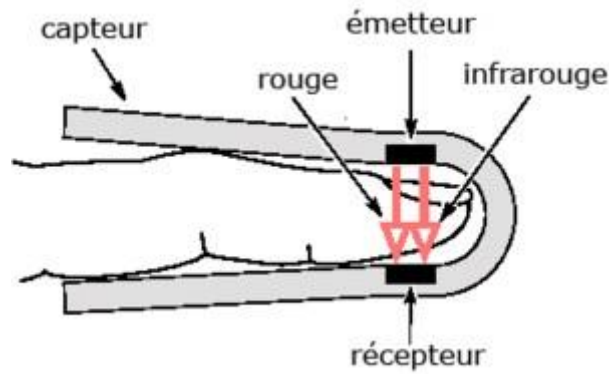


Figure.11 : configuration typique de l'oxymètre de pouls de détection sur un doigt.

Les ondes émises sont absorbées par tous les tissus traversés. L'absorbance des ondes lumineuses obéit à la loi de Beer-Lambert qui dit, en synthèse, que les variations d'absorption des ondes lumineuses sont fonctions des variations temporelles de la concentration d'un tissu.

Parmi les composantes atténuantes présentes dans les tissus humains, on compte, entre autres, l'eau, le sang veineux, le sang artériel, les pigments, etc. Parmi ces dernières, seul le sang artériel possède une pulsation en fonction du temps. L'intensité lumineuse sera ainsi atténuée d'une composante constante et d'une composante oscillante avec la pulsation cardiaque [16]. On représente l'absorption constante par une distance optique constante d_{cte} , et l'absorption oscillante par une distance variable oscillant entre d_{min} et d_{max} . En bref, grâce aux battements de coeur, il est possible de discriminer le sang artériel des autres composantes atténuantes.

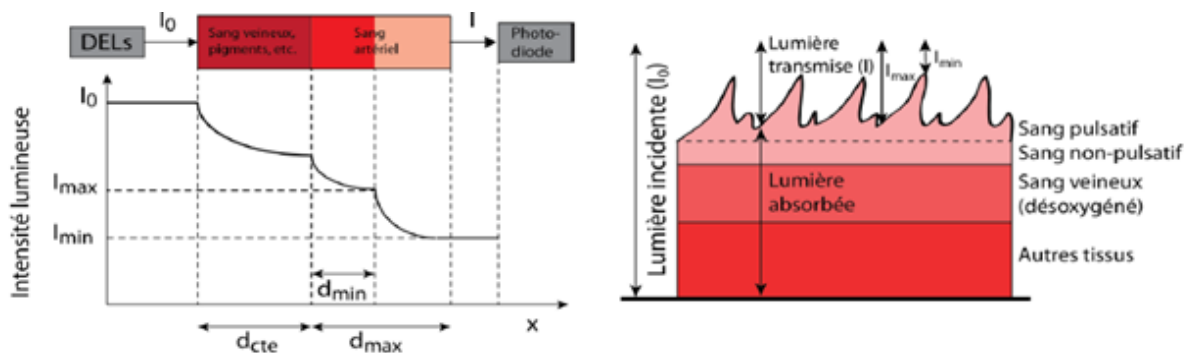


Figure.12 : Atténuation d'un signal lumineux à travers un tissu. L'absorption de la lumière comporte une composante oscillante due au sang artériel et une composante constante due aux autres absorbants présents dans le tissu (sang veineux, eau, pigments, etc.).

Le sang artériel (la composante oscillante) contient habituellement quatre formes d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO_2), l'hémoglobine réduite (Hb), la méthémoglobine ($HbMet$) et la carboxyhémoglobine ($HbCO$). Mises à part des situations pathologiques, la méthémoglobine et la carboxyhémoglobine ne sont présentes qu'à des concentrations faibles. Comme les définitions initiales de la saturation de l'hémoglobine en oxygène reposaient sur la

mesure de la saturation en oxygène du sang artériel (SaO₂), elles ne prenaient en compte que les deux types d'hémoglobine jouant un rôle dans le transport en oxygène, à savoir HbO₂ et Hb [17].

III.2.1. Système à deux longueurs d'onde

Le fait que l'Hb et l'HbO₂ absorbent la lumière différemment suggère la possibilité d'utiliser l'absorption de la lumière pour calculer in vivo la SaO₂. Un système à deux longueurs d'ondes peut donc être envisagé à cette fin (Figure.13).

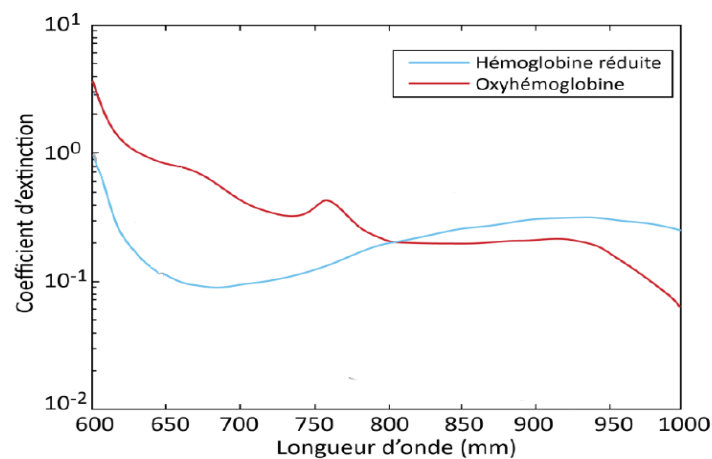


Figure.13 : Schéma d'absorption des ondes lumineuses.

De ce fait l'oxymétrie de pouls s'intéresse seulement à deux composantes : l'hémoglobine réduite, dénotée Hb, et l'oxyhémoglobine, dénotée HbO₂ [15].

Dans le rouge (à 660 nm) l'oxyhémoglobine possède un coefficient d'extinction supérieur à celui de l'hémoglobine réduite tandis que dans l'infrarouge (à 940 nm), c'est l'inverse. Ainsi, en prenant une mesure de la transmittance à l'aide de chaque diode, on obtient un ensemble de deux équations qui nous permettent de discriminer l'hémoglobine réduite et l'oxyhémoglobine [18].

Une fois les deux mesures de la transmittance obtenues, la quantité qui nous intéresse est dénotée SpO₂ et correspond au rapport d'oxyhémoglobine sur l'hémoglobine totale. Ce qui a permis de définir la saturation fonctionnelle (SpO₂) :

$$SpO_2 = [HbO_2 / (HbO_2 + Hb)] \times 100\% \quad (6)$$

Dans les laboratoires d'analyse du sang, on trouve des oxymètres qui, à partir d'un échantillon de sang déterminent le pourcentage de chacune des quatre formes d'hémoglobine et de ce fait on peut définir, la saturation fractionnelle (SaO₂) :

$$\text{SaO}_2 = [\text{HbO}_2 / (\text{HbO}_2 + \text{Hb} + \text{HbCO} + \text{HbMet})] \times 100\% \quad (7)$$

Cette mesure se fait par prélèvement de sang artérielle, elle nécessite donc un acte pratiqué par la médecine, ou d'une personne qualifiée. C'est à l'heure actuelle la seule technique (mesure de la saturation par prélèvement de sang artérielle) qui permet une mesure fiable et définitive des gaz du sang.

Les oxymètres actuels utilisés *in vivo* sont incapables de faire la différence entre les formes anormales et normales de l'hémoglobine. Ils mesurent donc la saturation fonctionnelle. Cependant les algorithmes de ces appareils sont conçus afin de combler cette carence [19].

III.3. Mesure pratique de la saturation :

Le moniteur à oxymètre associe donc deux principes : la spectrophotométrie basée sur cette différence d'absorption des ondes lumineuses et la pléthysmographie basée sur les variations cycliques du volume sanguin. En effet, l'écoulement du sang est composé d'un flux continu non pulsatile diastolique pouvant être considéré comme constant, et d'un flux pulsatile observé uniquement durant la systole. L'oxymètre de pouls peut différencier l'absorption des deux ondes lumineuses qui est supposée constante durant la diastole et qui présente un pic d'absorption durant la systole [19].

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante « oscillante » (AC) (figure 12) de l'absorption (absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile) pour chacune des deux longueurs d'onde, puis il divise la valeur obtenue par la composante « constante » (DC) (figure.12) qui lui correspond (absorption de lumière par les tissus, y compris les sangs veineux et capillaires, ainsi que la fraction du débit artériel qui n'est pas pulsatile) pour obtenir un niveau d'absorption « relatif au pouls » qui est indépendant de l'intensité de la lumière incidente. L'oxymètre calcule alors le rapport R (équation. 8) de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO₂ par une formule empirique [20].

$$R = (\text{AC}_{660}/\text{DC}_{660}) / (\text{AC}_{940}/\text{DC}_{940}) \quad (8)$$

Les valeurs de ce rapport R sont calibrées à partir de références obtenues en exposant des sujets volontaires sains à une diminution de la FIO₂. Aux valeurs de SaO₂ mesurées entre 100 et 75 % correspond un rapport R qui est intégré au moniteur créant ainsi la relation entre SaO₂ et SpO₂. En dessous de 75 %, les SpO₂ affichées sont obtenues par extrapolation des données entre 75 et 100 %. Cet algorithme de calibration est intégré dans pratiquement tous les oxymètres de pouls [19].

Les premiers oxymètres ont employé pour le calculer des valeurs du SpO₂ l'équation empirique suivante :

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (9)$$

Avec le temps, et surtout grâce à l'avancement technologique, les oxymètres de laboratoire ont montré que cette équation empirique basé sur la loi de Beer-Lambert, n'était pas tout à fait exacte, et qu'une telle simplification était exagérée. La lumière Incidente qui passe par le tissu humain n'est pas seulement divisée en lumière absorbée et transmise telle que proposée par la loi de Beer. Certaines parties de la lumière se reflètent et d'autres sont dispersées. La Figure.14 montre deux rapports, un en utilisant la loi de Beer-Lambert et l'autre basée sur des données empiriques, entre le rapport R et la saturation de l'oxygène de patient. En conséquence, les instruments basés sur la loi de Beer-Lambert ont tenue à donner des évaluations incorrectes de la valeur de la saturation de l'oxygène (particulièrement pour la valeur de SpO₂ qui est en-dessous de 85%).

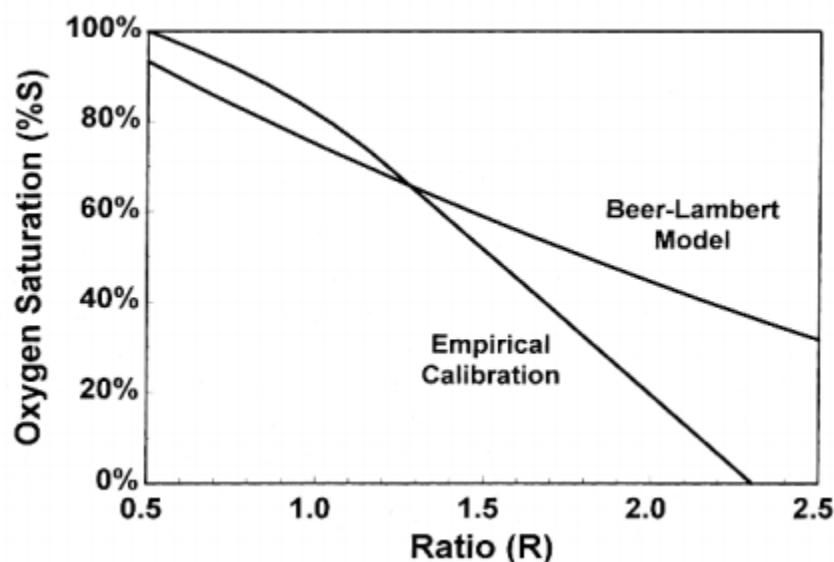


Figure. 14 : Les deux relations entre le rapport R et la saturation en oxygène.

Afin de pallier à ce problème, de nos jours la plupart des oxymètres d'impulsion emploient des tables « look-up » obtenue d'une étude de calibrage sur un grand nombre de volontaires en bonne santé dont la saturation de l'oxygène est également mesurée invasivement (grâce à l'oxymètre de laboratoire).

Cependant, la loi de Beer-Lambert, sur laquelle cette équation est basée, ne tient pas compte de la dispersion multiple de la lumière par les cellules de sang rouge. Alors que l'oxymétrie est une technique différentielle, l'effet de la dispersion est compensé partiellement puisque la dispersion dépend de la longueur d'onde. Donc la simplification de l'équation précédente est exagérée : La Figure 13 montre deux rapport, un en utilisant la loi de Beer-Lambert et l'autre basée sur des données empiriques, entre le rapport R et la saturation de l'oxygène de patient.

En conséquence, les instruments basés sur la loi de Beer-Lambert ont tenue à donner des évaluations incorrectes de la valeur de la saturation de l'oxygène (particulièrement pour la valeur de SpO₂ qui est en-dessous de 85%) [21]. Il y a eu peu de tentatives pour modifier la théorie afin de prendre en compte la dispersion, la plupart des oxymètres d'impulsion emploient maintenant des tables « look-up » obtenue d'une étude de calibrage sur un grand nombre de volontaires en bonne santé dont la saturation de l'oxygène est également mesurée invasivement.

IV. Position du corps lors du sommeil :

Bien dormir est essentiel à une bonne santé psychique mais aussi physique. La durée de notre sommeil est au cœur de cette problématique. Beaucoup de critères entrent en jeu afin d'avoir un sommeil paisible et reposant.

Le stress, la qualité du sommier ou du matelas, mais les positions dans lesquelles une personne dort ont également un impact non négligeable sur la qualité du sommeil. Alors que certaines favorisent l'apnée du sommeil ou des maux de dos, d'autres sont bonnes pour la circulation sanguine, la respiration ou les articulations.

➤ Dormir sur le côté

Dormir sur le côté ne favorise pas une très bonne circulation sanguine et exerce une pression importante sur l'un des côtés du corps qui peut s'accompagner de douleurs à l'épaule et à la hanche. Pour cela, il convient de ne pas toujours dormir dans la même position.

- **Sur le côté avec les bras le long du corps** : cette position est très bonne pour le dos car la colonne vertébrale est positionnée dans son inclinaison naturelle. Elle participe également à la réduction de l'apnée du sommeil et des ronflements [22].
- **Sur le côté avec les bras perpendiculaires au corps** : cette position présente tous les avantages d'une posture sur le côté : réduction des ronflements et de l'apnée du sommeil. En revanche, elle ne facilite pas la circulation sanguine ce qui peut entraîner des douleurs dans les bras, les épaules ou même le dos.
- **Sur le côté gauche** : dormir sur le côté gauche n'est pas très bon pour le foie, les poumons et l'estomac.
- **Sur le côté droit** : dormir sur le côté droit ne favorise pas une bonne digestion.

Dormir en position du fœtus entraîne des maux de dos et de nuque et empêche de respirer profondément. Ceci dit, elle est recommandée aux personnes sujettes aux ronflements

➤ **Dormir sur le ventre :**

Cette position induit une rotation des vertèbres ce qui peut entraîner des douleurs cervicales, au niveau des épaules mais peut également engendrer des maux de tête.

En outre, elle peut entraîner des douleurs au niveau des mâchoires et des grincements de dents. Il s'agit donc d'une position à éviter [22].

➤ **Dormir sur le dos :**

- **Dormir sur le dos avec les bras le long du corps** : cette position est bonne pour la santé. En effet, elle est bonne pour le dos et pour la nuque. Les individus ayant tendance à ronfler devraient éviter cette position qui ne fait que favoriser les ronflements. De plus, cette position favorise également l'apnée du sommeil chez les personnes prédisposées.
- **Dormir sur le dos avec les bras levés** : cette position présente tous les avantages de dormir sur le dos mais également ses inconvénients : De plus, elle peut entraîner des reflux gastriques et des tendinites. En effet, le fait de lever les bras pendant de longues périodes répétées entraîne une mauvaise circulation sanguine au niveau des épaules.

En pratique on utilise un capteur de position, généralement un accéléromètre qui nous renseigne sur la position du corps d'un individu lors de son sommeil.

V. Conclusion :

L'électrocardiogramme, est un examen médical qui permet de mesurer l'activité électrique du cœur sous forme d'un signal appelé signal ECG. Ce signal met en évidence les variations de la fréquence et du rythme cardiaque pouvant accompagner les événements respiratoires.

L'oxymètre de pouls est un appareil placé sur le bout d'un doigt, évaluer la saturation fonctionnelle d'oxygène du sang par une mesure optique indolore, en outre il indique le pourcentage de l'hémoglobine porteuse d'oxygène dans le sang.

Les positions dans lesquelles une personne dort ont un impact non négligeable sur la qualité du sommeil. Alors que certaines favorisent l'apnée du sommeil ou des maux de dos, d'autres sont bonnes pour la circulation sanguine, la respiration ou les articulations.

Ces trois paramètres sont essentiels pour l'étude du sommeil d'un individu, ces paramètres sont enregistrés lors de la polysomnographie et sont d'une grande utilité pour le diagnostic de l'apnée obstructive du sommeil.

CHAPITRE III

Conception et réalisation du circuit électrique du système

I. Introduction :

Ce chapitre est dédié à la description de la partie hard de notre système réalisé. Après présentation du schéma synoptique générale, nous présentons en détail les schémas et le fonctionnement des circuits et capteurs permettant de mesurer les signaux et paramètres de l'enregistrement polysomnographique du sommeil. A savoir le circuit de mesure des signaux ECG et PPG, les circuits de mesure de la position de sommeil, du taux de CO₂, de température et d'humidité.

II. Schéma synoptique du polysomnographe réalisé :

Comme illustré sur le schéma synoptique de la figure 1, le polysomnographe est construit autour d'une carte Arduino UNO a la quelle est connecté, d'une part un ensemble de circuit électrique permettant la mesure des signaux et grandeurs physiologique. Et d'une autre part un PC pourtant une application logicielle permettant la visualisation des signaux et paramètres mesuré.

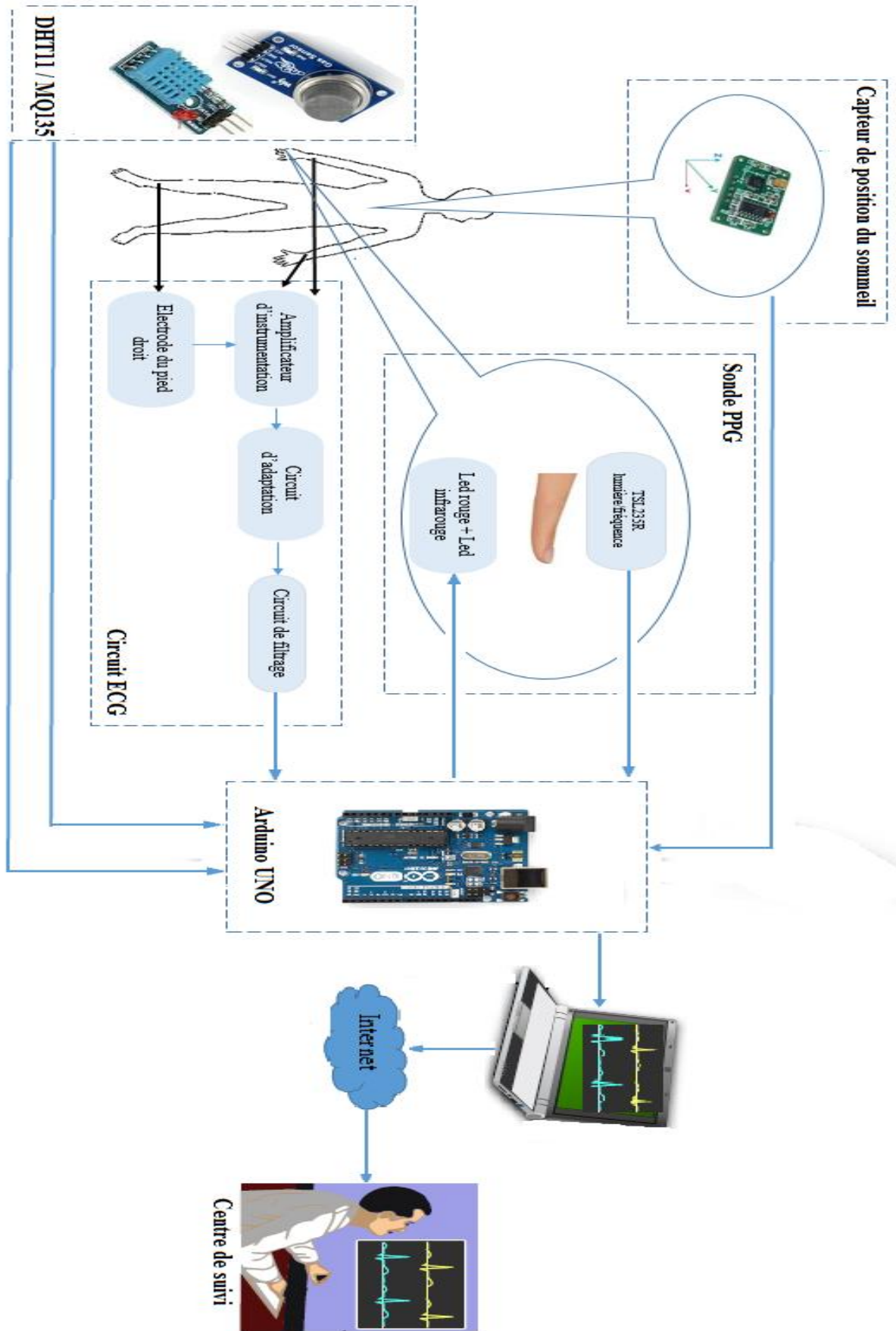


Figure.1 : Schéma synoptique du polysomnographe réalisé

III. Circuit de mesure de l'ECG :

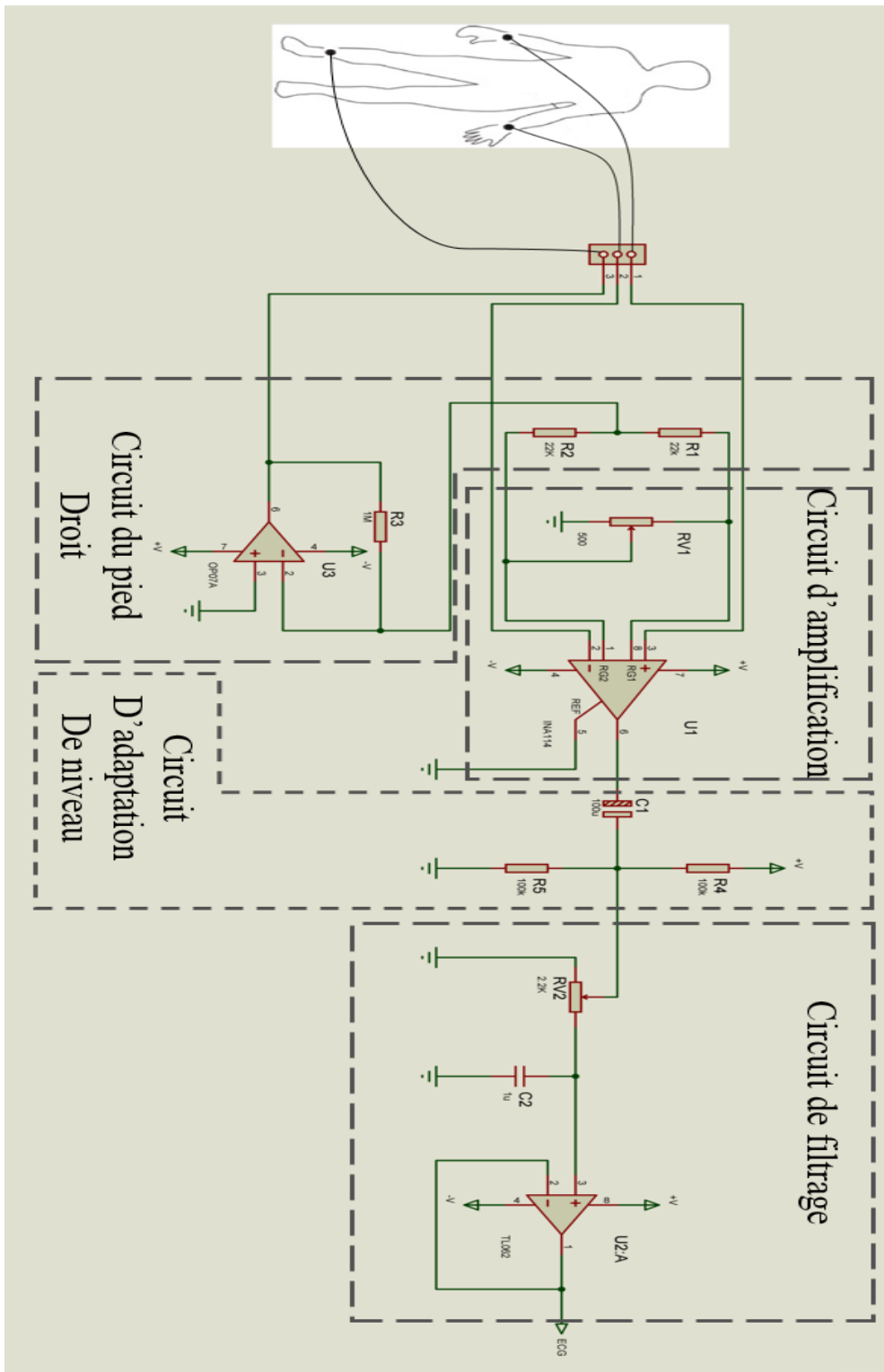


Figure.2 : schéma du circuit de la mesure du signal ECG.

Comme représenté sur le schéma électrique de la figure 2, le circuit de mesure du signal ECG est composé essentiellement de :

- Trois électrodes,
- Un amplificateur d'instrumentation,
- Un circuit du pied droit,
- Un circuit d'adaptation de niveau,
- Un circuit de filtrage.

III.1. Les électrodes :

Pour assurer une interface appropriée entre les tissus vivants et un conducteur, un biocapteur est nécessaire. Par définition un biocapteur est un outil ou système analytique conçu pour transformer une réponse biologique en un signal électrique.

Dans notre projet pour la mesure du signal ECG, on utilise comme biocapteur, des électrodes des électrodes ECG à usage unique. Elles sont de type « à contacte directe » (c-à-d à contacte directe avec la peau). Leur avantage principal est le fait qu'elles sont pré-gelées et donc prêtes à l'emploi. Par ailleurs, l'un des défauts des électrodes ECG est leurs sensibilités au mouvement du patient. Pour réduire l'effet des artefacts on doit veiller à ce que les électrodes soient correctement fixées.



Figure.3 : Electrodes ECG à usage unique.

III.2. Circuit d'amplification du signal ECG :

Le bio potentiel varie entre $1\mu\text{V}$ et quelques mV. Ainsi, pour mesurer le signal ECG avec une bonne précision, une amplification du signal capté est nécessaire. Cette amplification ne doit concerner que le signal utile (signal ECG). Or à la mesure, ce dernier côtoie bien souvent une tension parasite, souvent du même ordre de grandeur que le signal utile, et une tension de mode commun. A cet effet, il faut utiliser une amplification sélective qui permet d'éliminer ou atténuer fortement ces tensions parasites, pour ne garder que le signal utile. Pour ce faire, un amplificateur d'instrumentation est une bonne solution.

Dans notre projet pour réaliser une bonne mesure du signal ECG nous avons opté pour l'amplificateur d'instrumentation IN114.

➤ L'amplificateur d'instrumentation

En sortie d'un capteur le signal utile est généralement une différence de potentiel entre deux points, alors que les outils de mesure usuels (amplificateur opérationnel) évaluent le potentiel par rapport à une référence imposée appelée masse (voir figure 4).

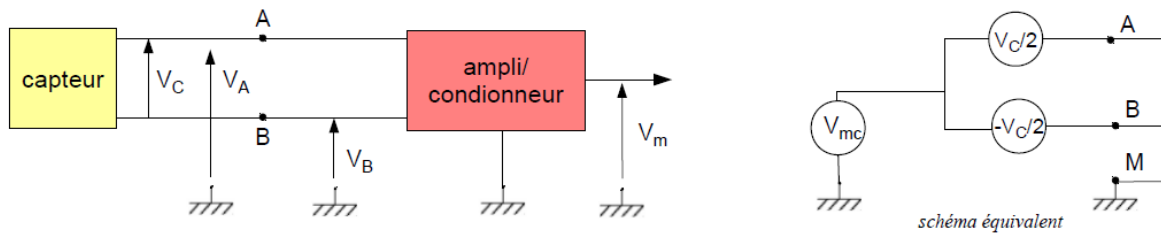


Figure.4 : schéma représentant les tensions issues d'un capteur.

La tension de mesure V_C issue d'un capteur qui est aussi **la tension en mode différentiel** est la différence de potentiel entre les deux conducteurs A et B :

$$V_C = V_A - V_B \quad (1)$$

La **tension du mode commun** (V_{mc}) est définie comme étant la tension commune à V_A et V_B et qui ne contient pas d'information elle est définie par :

$$V_{mc} = \frac{(V_A + V_B)}{2} \quad (2)$$

D'où :

$$V_A = V_{mc} + \frac{V_C}{2} \quad \text{et} \quad V_B = V_{mc} - \frac{V_C}{2} \quad (4)$$

La tension de mode commun peut être très importante devant la tension du signal mesuré (plusieurs volts pour un signal de quelques millivolts). Elle peut être stable, mais le plus souvent, elle est perturbée par des bruits de mesures [23].

L'amplificateur d'instrumentation est un amplificateur particulier qui amplifie la tension de mode différentiel sans amplifier la tension de mode commun.

Ils consistent à utiliser un montage amplificateur avec plusieurs AOP pour optimiser le rapport de l'amplification du mode différentiel par rapport à l'amplification de mode commun (voir figure 5).

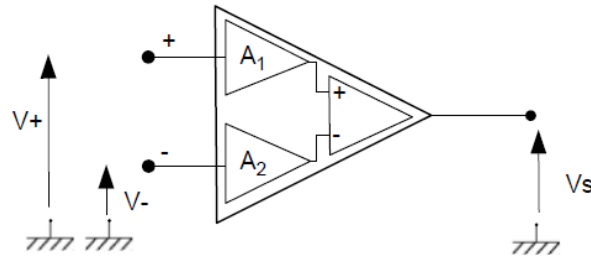


Figure.5 : Structure élémentaire de l'amplificateur d'instrumentation.

On dispose de deux entrées, une entrée inverseuse de gain A_1 et une entrée non inverseuse de gain A_2 . La tension de sortie est la somme des deux entrées. La tension de sortie s'écrit alors comme suit :

$$V_S = A_1 V^+ - A_2 V^- \quad (5)$$

On pose :

$$V_{mc} = \frac{V^+ + V^-}{2} \quad (6)$$

$$\text{et } V_{diff} = V^+ - V^- \quad (7)$$

La tension de sortie peut alors s'écrire sous la forme suivante :

$$V_S = A_1(V_{mc} + V_{diff}/2) - A_2(V_{mc} - V_{diff}/2) \quad (8)$$

On définit alors :

Le gain de mode commun :

$$A_{mc} = A_1 - A_2 \quad (9)$$

Le gain différentiel :

$$A_{diff} = \frac{A_1 + A_2}{2} \quad (10)$$

La tension de sortie V_S devient alors :

$$V_S = A_{diff} \left(V_{diff} + \frac{1}{\tau} V_{mc} \right) \quad (11)$$

Avec :

$$\tau = \frac{A_{diff}}{A_{mc}} \quad (12)$$

τ est appelé taux de réjection du mode commun. Il est utilisé pour quantifier la capacité d'un amplificateur différentiel à rejeter la tension commune de ses deux entrées [23]. Il est généralement exprimé en décibel comme suit :

$$\tau = 20 \log_{10} \left| \frac{A_{diff}}{A_{mc}} \right| \quad (13)$$

➤ L'amplificateur d'instrumentation INA114

L'amplificateur d'instrumentation INA114 est un amplificateur d'instrumentation de grande précision comportant une impédance d'entrée très grande et un taux de rejection en mode commun important. Le INA114 est composé de trois amplificateurs opérationnels. La souplesse d'utilisation de ce composant, sa petite taille ainsi que ses performances le rendent idéal pour des applications larges et étendue.

Comme représentée sur la figure 6, la structure interne du INA114 est une structure classique d'amplificateur différentiel à trois étages. L'utilisateur doit placer une résistance R_G qui permet de fixer le gain. La relation entre la résistance R_G et le gain en tension est caractérisé par la formule suivante :

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (14)$$

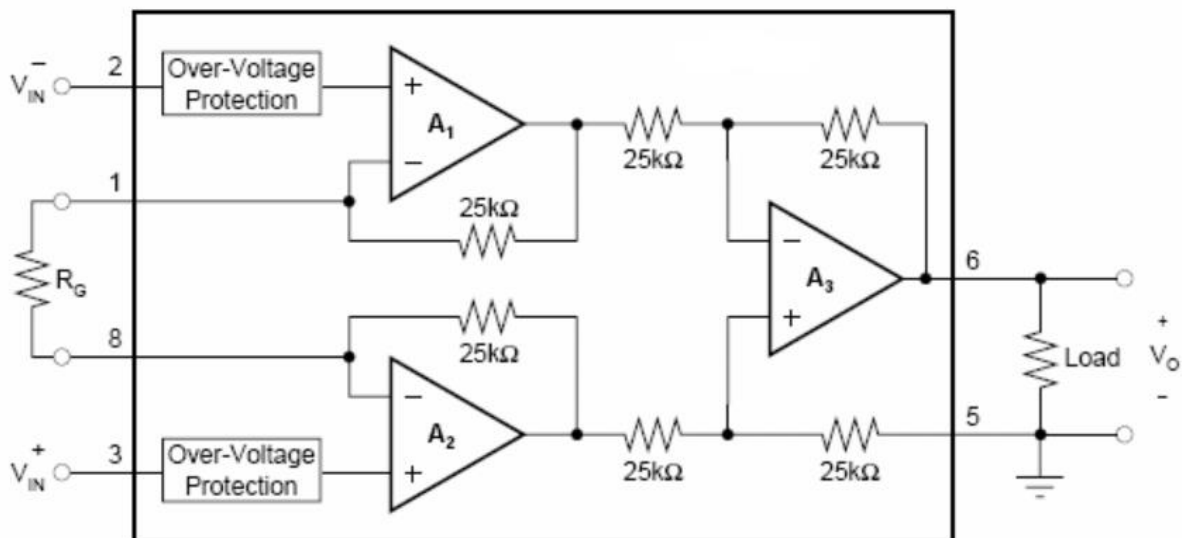


Figure.6 : Schéma structurel du INA 114

III.3. Circuit du pied droit :

Dans électrocardiographes modernes, l'électrode de pied droit (électrode référence) n'est pas liée directement à la terre. Mais, elle est connectée à la sortie d'un amplificateur auxiliaire, qui fonctionne comme un amplificateur inverseur.

De ce faite, la tension en mode commun V_{cm} sur le corps est détectée par les deux résistances R_2 et R_1 , elle est inversée, puis amplifiée et connectée à l'électrode de pied droit. Cette tension négative ramène V_{cm} à une valeur basse. Aussi, le courant de fuite qui peut apparaître dans le corps ne circule pas vers la terre, mais vers la sortie de l'amplificateur auxiliaire, ceci réduit le pick-up de l'amplificateur d'ECG [24].

Ce circuit assure aussi une bonne protection électrique au patient, dans le cas d'apparition d'une tension anormale entre le patient et la terre [24], l'amplificateur auxiliaire se sature, permettant d'isoler le patient qui sera lié à la terre par la résistance R3 dont la valeur est de 1 M Ω .

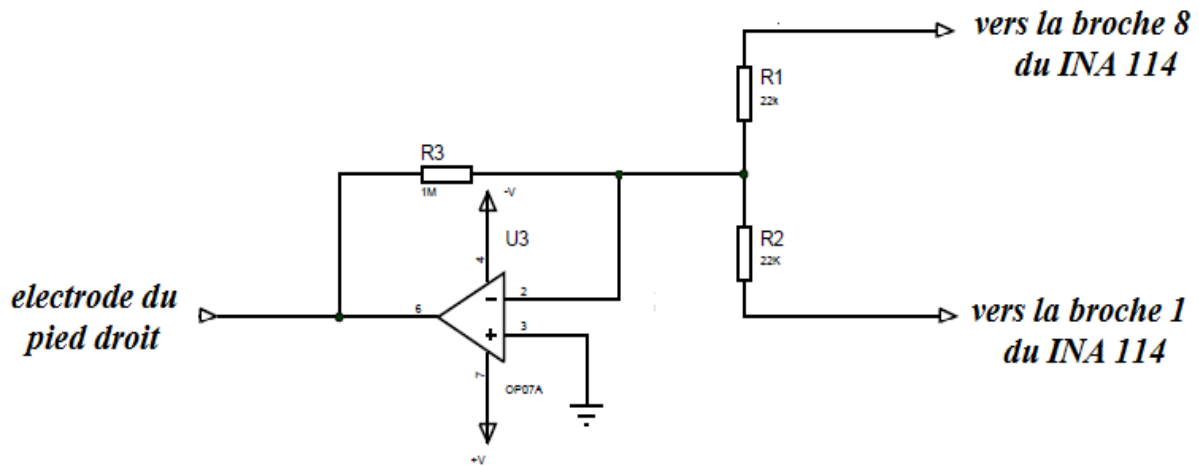


Figure.7 : circuit du pied droit

III.4. Circuit d'adaptation de niveau :

Le signal ECG normal contient des ondes négatives et des onde positive, et par conséquent on aura des tensions négatives en sortie de l'amplificateur d'instrumentation. Cependant, le microcontrôleur de la carte Arduino qui va recevoir le signal mesuré et amplifié de l'ECG n'accepte en entrées que des tensions les valeurs positive comprise entre 0 et 5 V.

Il apparaît donc clairement qu'un étage d'adaptation de niveau est nécessaire. On propose ainsi le montage suivant (figure 8) qui va décaler le signal vers le haut en gardant l'allure du signal telle quelle est.

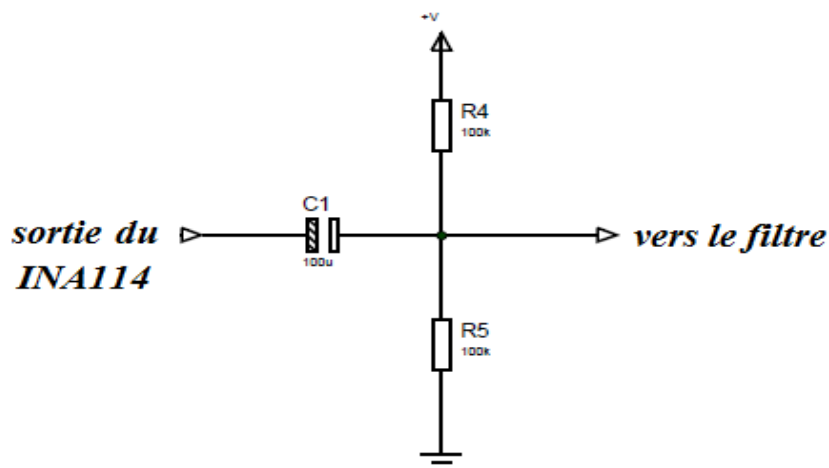


Figure.8 : circuit d'adaptation de niveau.

III.5. Circuit de filtrage :

La fréquence d'un signal ECG est comprise entre 0.3 Hz et 150Hz environs, en d'hors de ses fréquences, le signal ECG sera mélangé avec du bruit (généralement des bruits de haute fréquences). Afin d'éliminé ses bruit haute fréquences, notre signal doit être filtré. Différents circuits peuvent être proposés pour réaliser ce type de filtrage : ils dépendent des caractéristiques de filtrage visées.

Dans notre réalisation, on a opté pour un filtre passe bas du premier ordre avec suiveur.

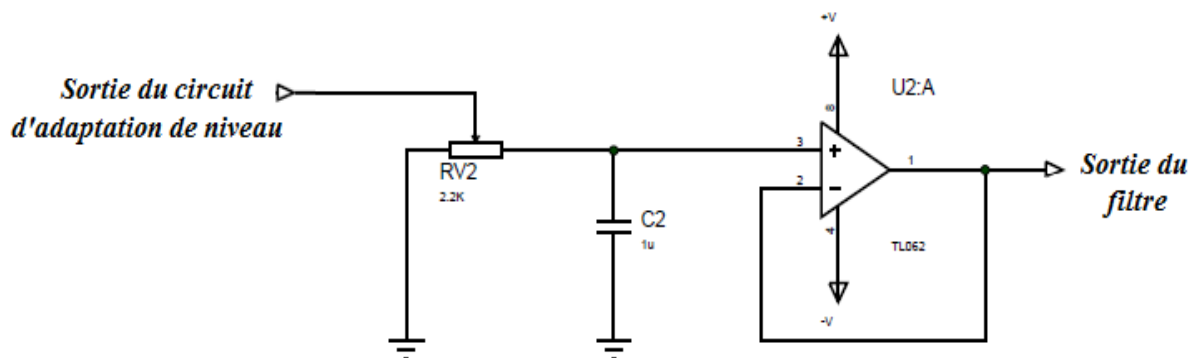


Figure.9 : circuit de filtrage.

La fréquence de coupure de ce filtre est est définie par la formule suivante :

$$F = \frac{1}{2 * \pi * RV2 * C2} \text{ [Hz]} \quad (15)$$

L'amplificateur monté en suiveur à la sortie de la cellule RC, ' suit ' la tension d'entrée, c'est un montage en contre-réaction. Ce montage sert d'adaptateur d'impédance.

IV. Sonde de mesure du signal Photopléthysmographique (PPG) :

Comme c'est le cas de la plupart des sondes utilisées pour la mesure du signal Photopléthysmographique, la sonde utilisée dans notre projet se présente sous forme d'une pince rigide à placer sur n'importe quel doigt de la main gauche ou de la main droite. Ses bords sont équipés de volets latéraux pour éviter l'arrivée de lumière parasite sur le capteur.

A l'intérieur de cette pince on trouve une sonde de mesure contenant :

- Deux Leds différentes, placées côte à côte du même côté du doigt, qui émettent au travers du doigt deux lumières différentes l'une est rouge et l'autre est infrarouge. Ces lumières traversent le flot sanguin artériel, le flot veineux et les structures avoisinantes (muscles, tendons, os).
- Un photo-capteur qui a une plage de détection admissible pour les deux lumières. Il est placé du côté opposé du doigt de telle manière à pouvoir capter la lumière émise par les deux Leds. Le rôle de ce photo-capteur est de mesurer les lumières des Leds qui traversent le doigt.

Comme on peut le constater sur la figure, cette sonde comporte deux diodes (une diode rouge, et une diode infrarouge) et capteur de lumière. Ce dernier est réalisé par un convertisseur lumière- fréquence, le TSL235R.

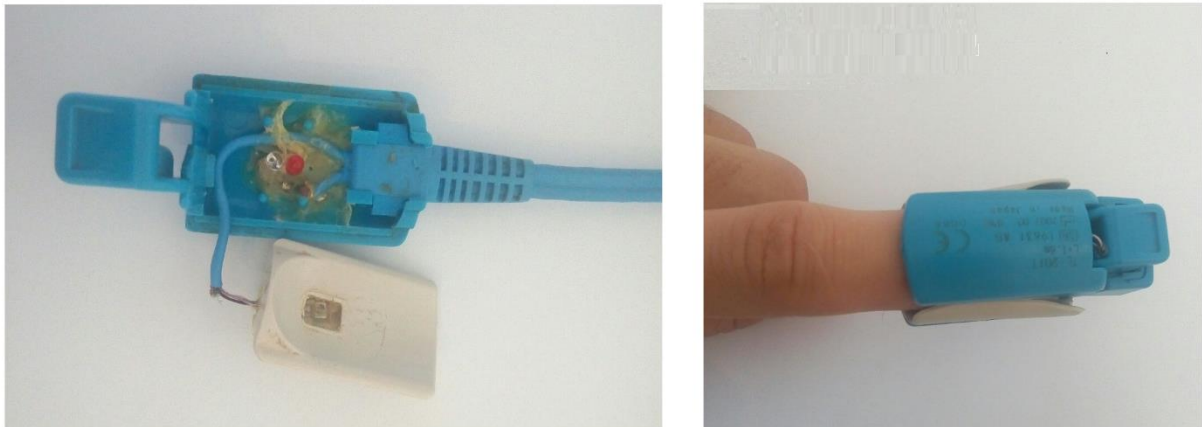


Figure.10 : Sonde utilisée dans notre projet.

Le photo capteur TSL235R combine une photodiode au silicium et un convertisseur courant-fréquence sur un seul circuit intégré CMOS monolithiques (figure13.) La sortie de ce convertisseur est un signal carré (rapport cyclique de 50%), avec une fréquence directement proportionnelle à l'intensité de la lumière sur la photodiode [25].

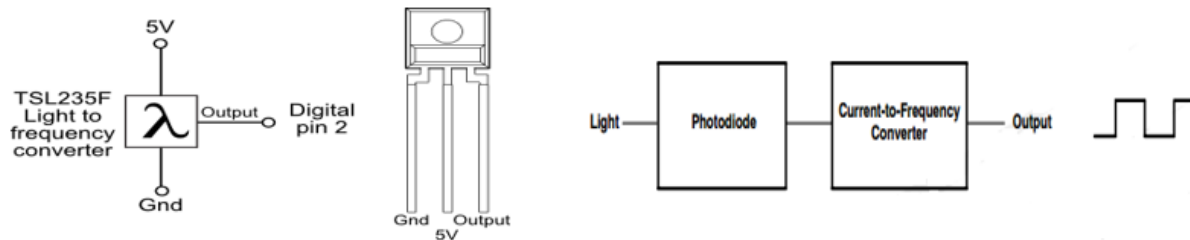


Figure. 11. : le convertisseur lumière-fréquence TSL235R

Le TSL 235 R ne nécessite pas de composants externes pour convertir l'intensité lumineuse en fréquence. La fréquence de sortie est proportionnelle à l'intensité lumineuse. Grâce à la compatibilité TTL et au signal d'ondes de sortie rectangulaire, ce capteur n'a pas besoin de circuit électronique d'évaluation permettant sa connexion à un microcontrôleur ou un afficheur.

V. Le capteur de mesure de position de sommeil :

Afin de détecter la position du patient lors de son sommeil on a opté pour l'utilisation d'un accéléromètre à trois axes. Ce dernier va nous fournir la position de sommeil suivant les trois axes : x, y et z. Cet accéléromètre sera fixé sur le corps du patient.

Dans notre travail nous avons utilisé un module accéléromètre le « Accel Board », Ce petit module intègre un accéléromètre 3 axes "ADXL335" de Analog Devices délivrant des tensions proportionnelles aux positions de l'accéléromètre suivant les axes x, y et z.

La représentation et la structure interne de l'accéléromètre utilisé sont donnés sur les figures

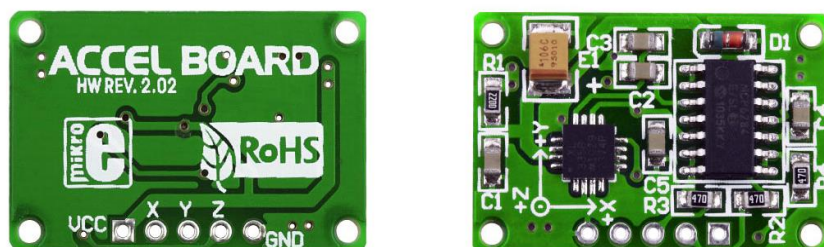


Figure. 12 : module accéléromètre ' Accel Board'.

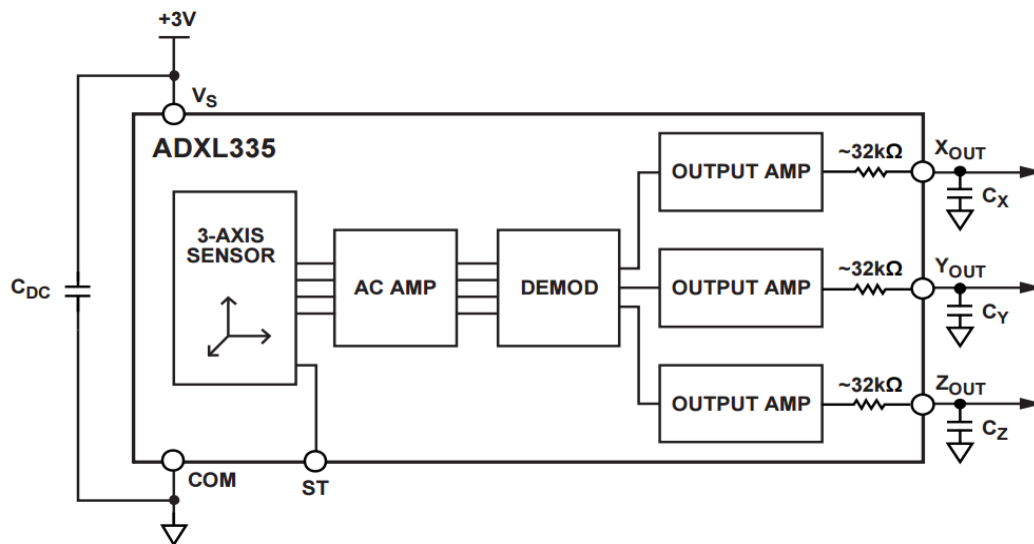


Figure.13 : schéma de la structure interne de L'ADXL335

VI. Le Capteur de mesure du taux du CO₂ :

La mesure du taux de CO₂ dans la pièce où se trouve le patient pendant son sommeil est très important pour étudier le sommeil d'un patient. En effet ce paramètre renseigne la qualité de l'air et notamment sur l'oxygénation de la chambre de sommeil du patient.

Pour doter notre système réalisé d'un capteur de mesure de cette grandeur (taux de CO₂) nous avons opté pour le capteur de gaz MQ135.

Le MQ135 est un capteur de mesure de la qualité de l'air. Ce capteur est sensible aux principaux polluants présents dans l'atmosphère. Il sensible au CO₂, à l'alcool, au Benzène, à l'oxyde d'azote (NO_x) et à l'ammoniac (NH₃) [26].

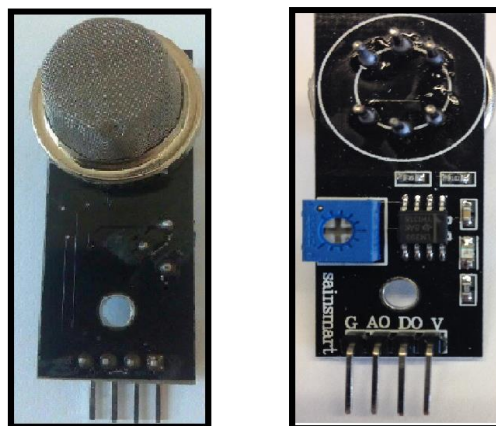


Figure.14 : le capteur de gaz MQ135.

Le MQ135 utilise le dioxyde d'étain (SnO_2) dont la conductivité électrique varie en fonction de la présence de polluant(s). Le signal de sortie correspondant à la concentration du gaz.

Pour mesurer la présence d'un polluant en particulier il faudra procéder à une calibration dans une atmosphère de référence.

Pour notre cas, nous avons pour réaliser la calibration par rapport au CO_2 et par la suite mesurer le taux du CO_2 nous avons utilisé une bibliothèque et un programme récupéré à partir de la page web : <https://hackaday.io/project/3475-sniffing-trinket/log/12363-mq135-arduino-library>

VII. Le capteur de mesure de température et d'humidité DHT11 :

Comme la mesure du taux de CO_2 , la mesure de l'humidité et de la température dans la pièce de sommeil du patient à surveiller sont importantes pour étudier le sommeil du patient. Pour mesurer ces deux grandeurs nous avons choisi le module DHT11.

Le DHT11 est un module capteur d'humidité et de température à la fois, il fournit à sa sortie une information numérique proportionnelle à la température et l'humidité mesurée. Il est constitué d'un capteur de température à base de NTC et d'un capteur d'humidité résistif.



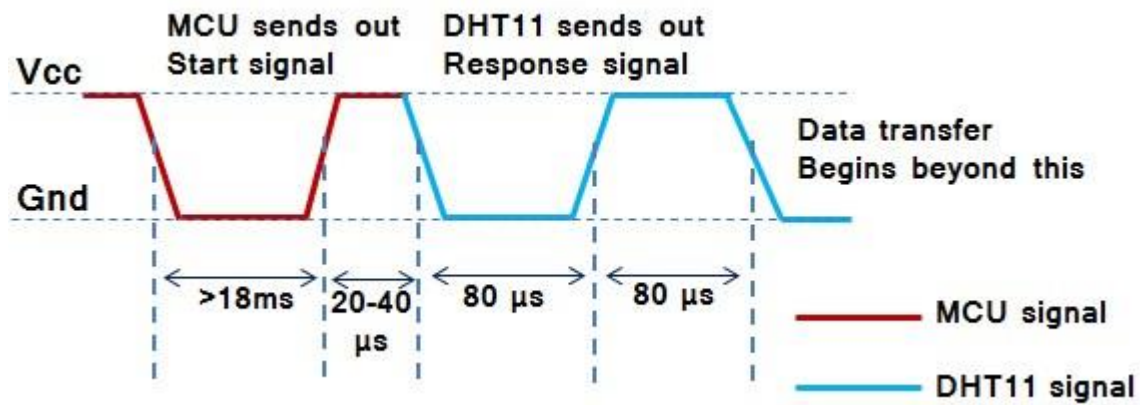
Figure. 15 : le capteur de température et d'humidité DHT11.

L'exploitation du capteur de température et d'humidité DHT11 se réalise suivant un protocole spécifique. Ce protocole est une variante du protocole One-Wire qui n'utilise qu'un seul fil digital pour la lecture et l'écriture. Il s'agit d'un protocole demandant des timings bien précis. Ce protocole est décrit comme suit :

Séquence de début de lecture :

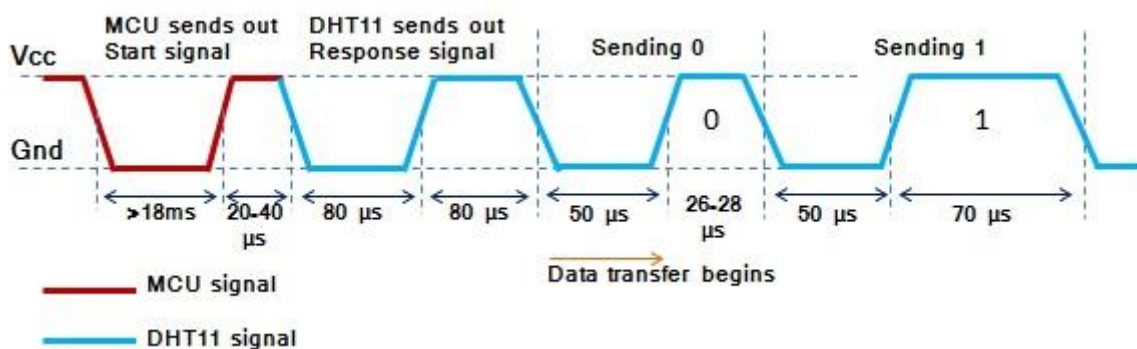
Envoi d'un signal LOW pendant 18 ms, puis HIGH.

Attente d'une séquence LOW pendant 80 microsecondes, puis HIGH pendant 80 microsecondes. A ce moment précis le capteur est prêt, les mesures de la température et de l'humidité sont faites et le capteur va pouvoir commencer à envoyer les données.



Lecture des valeurs d'humidité et de température renvoyées par le capteur

Une valeur 0 est représentée par un HIGH de 28 microsecondes et une valeur 1 par un HIGH de 70 microsecondes. L'état de repos dure 50 ms. Les états et les durées sont lus en continu pour les 40 états (16 bits pour l'humidité et 16 bits pour la température + 8 bits pour le checksum) et analysés après.



L'humidité et la température sont décodés simultanément. Ce sont 2 valeurs sur 16 bits codées sur le format suivant : Valeur entière (8 bits) + Valeur décimale (8 bits).

Vérifier que les données sont cohérentes

Le checksum permet de vérifier que les données sont cohérentes. Il correspond aux 8 derniers bits de la formule suivante : Valeur entière humidité + Valeur décimale humidité + Valeur entière température + Valeur décimale température.

Le schéma du circuit électrique global du système réalisé est donné en figure suivante.

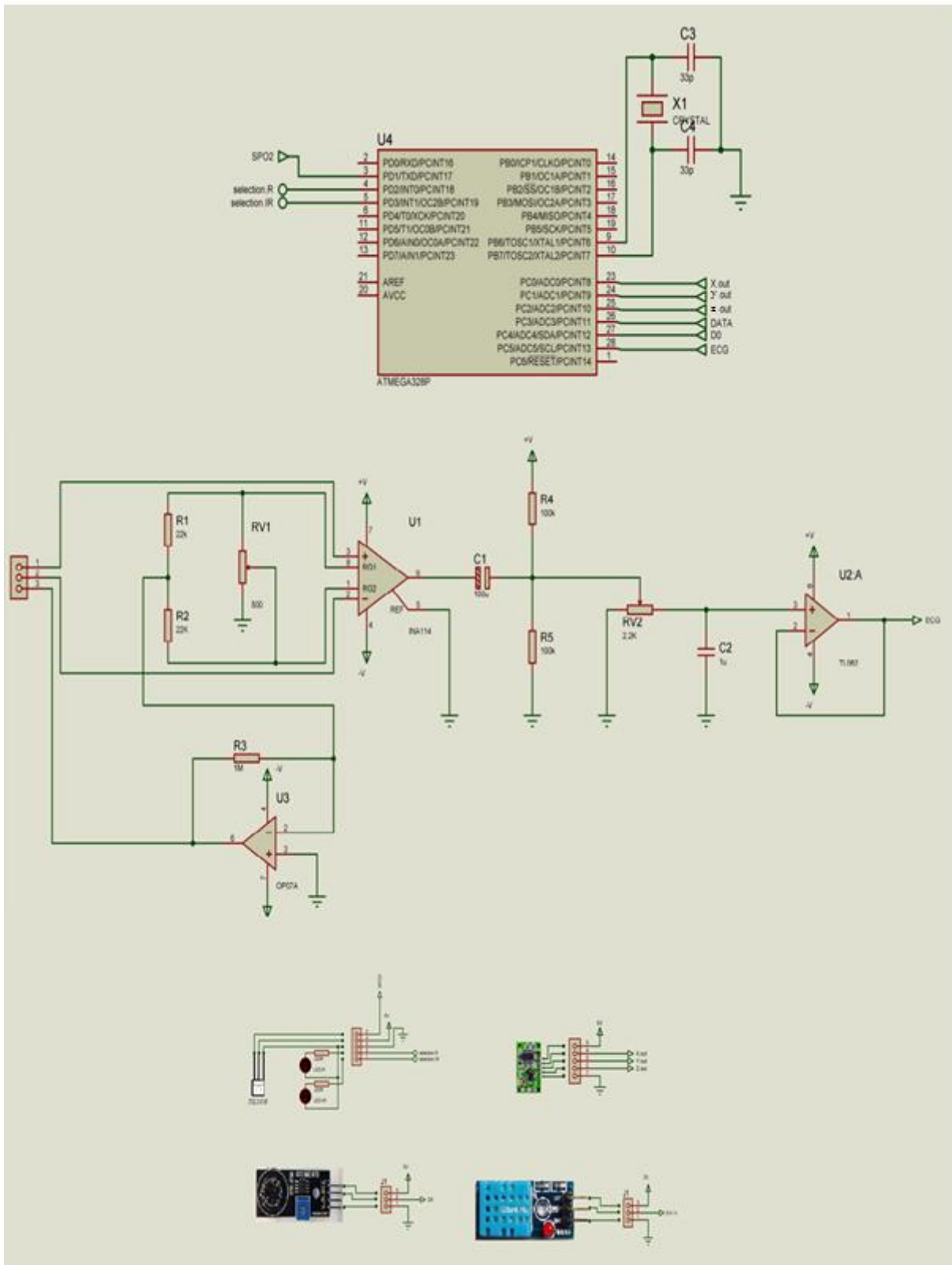


Figure. 16 : Circuit global du système réalisé

La carte électronique du système réalisée est donnée en figure suivante.

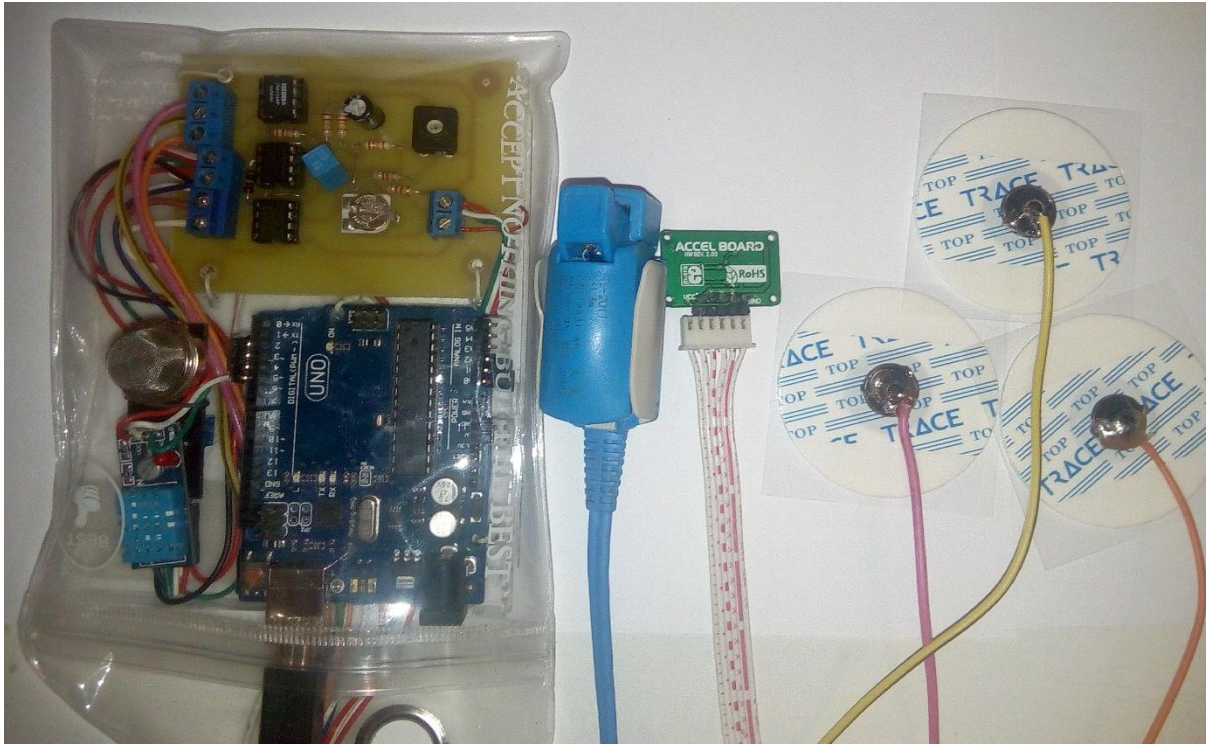


Figure. 17 : carte électronique du système réalisé.

VII. Conclusion :

La partie hard de notre polysomnographie est constitué d'une carte Arduino Uno et de cinq circuits électriques permettant la mesure du signal ECG, signal PPG, position du sommeil, taux de CO₂, température et humidité.

CHAPITRE IV

Développement logiciel

I. Introduction :

Après la description de la partie hard de notre système. Dans ce chapitre nous allons présenter la partie soft de notre travail. En effet, cette partie du mémoire est consacrée pour la description de trois applications logicielles. En premier lieu, sera présenté le programme implémenté dans la carte Arduino permettant de mesurer, de calculer et d'écrire sur le porte série du PC les signaux et paramètres issue du polysomnographe réalisé, à partir des signaux de sortie des capteur et circuits décrits dans le chapitre précédent. En second lieu, nous présentons l'application que nous avons développé sous l'environnement LABVIEW. Le rôle de cette application est d'acquérir à partir de la carte Arduino, mettre en forme et puis afficher les signaux et paramètres mesurés. En troisième lieu, une publication web de l'interface graphique de l'application LabVIEW, permettant la télésurveillance à distance est donnée. En dernier lieu, la présentation d'exemple de signaux et valeurs des paramètres mesurée et affichés est réalisée.

II. Description du programme implémenté sur la carte Arduino :

Le programme implémenté dans la carte Arduino permet de mesurer et d'écrire sur le porte série du PC (pour affichage sur application LabVIEW) le taux de saturation en oxygène, la fréquence cardiaque, la position du patient pendant son sommeil, ainsi que le taux du CO₂, la température et le taux d'humidité dans la chambre du patient. Le calcul de ces paramètres se fait à partir des valeurs que la carte Arduino reçoit des sorties des capteurs oxymètres, accéléromètre, sonde SPO₂, MQ135, DHT11 et du circuit de mesure du signal ECG.

Ce programme est réalisé en quatre parties principales :

Partie 1 : déclaration et initialisation :

Dans cette partie sont réalisés :

- Déclaration et initialisation des constantes et variables du programme.
- Importation des bibliothèques à utiliser dans le programme.

Partie 2 : la fonction setup () :

C'est une fonction qui est exécutée une seule fois au démarrage.

Dans cette partie sont réalisés :

- La configuration des pins de la carte Arduino en entrées ou en sorties
- Fixer les valeurs de démarrage du programme.
- Choix de la vitesse de transmission du port série.

Partie 3 : le sous-programme d'une fonction qui calcule la fréquence PPG, utilisée dans le programme de calcul du SPO2, l'organigramme de cette fonction est donné dans la figure 1.

Partie 4 : la fonction loop () :

Cette partie comprend les programmes qui s'exécutent d'une manière continue. Ces programmes sont :

- Le programme qui détermine et écrit sur le port série la position de sommeil du patient par la lecture des sorties du capteur accéléromètre ADXL335.
- Le programme qui détecte et écrit sur le port série du taux de CO2, de température et de l'humidité dans la chambre du patient par l'utilisation du capteur de gaz MQ135 et du capteur d'humidité et de température DHT11.
- Programme qui mesure et écrit sur le port série du signal PPG, l'organigramme de ce programme est présenté en figure 2.
- Le programme qui calcule et écrit sur le port série du taux de saturation du sang en oxygène (SPO2) à partir du signal PPG.
- Programme qui mesure et écrit sur le port série du signal ECG.
- Le programme qui calcule et écrit sur le port série de la fréquence cardiaque mesurée à partir du signal de mesure de l'ECG.

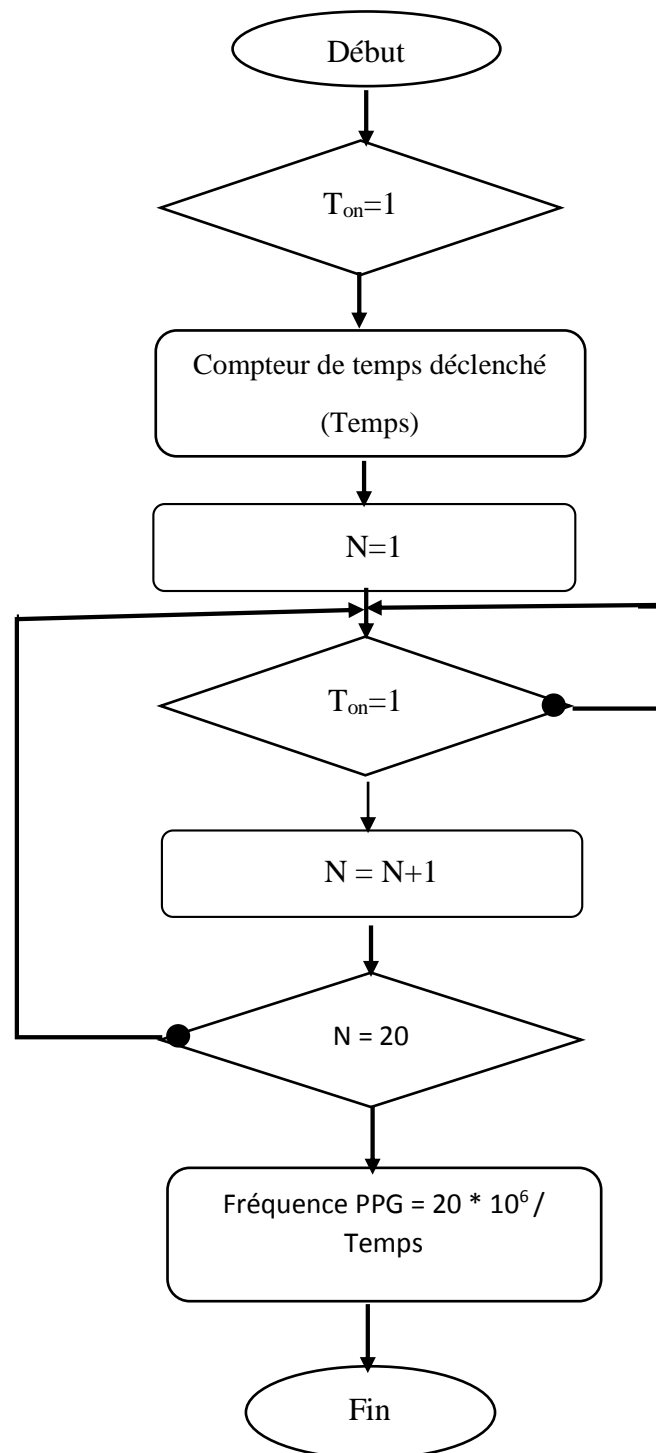


Figure.1 : Organigramme de la fonction qui calcul la fréquence PPG

Dans cet organigramme :

- $T_{on}=1$: correspond à la détection d'un front montant sur le signal de sortie du capteur de lumière TSL235.
- N est le nombre de font montant détectés dans une période Temps en μs .

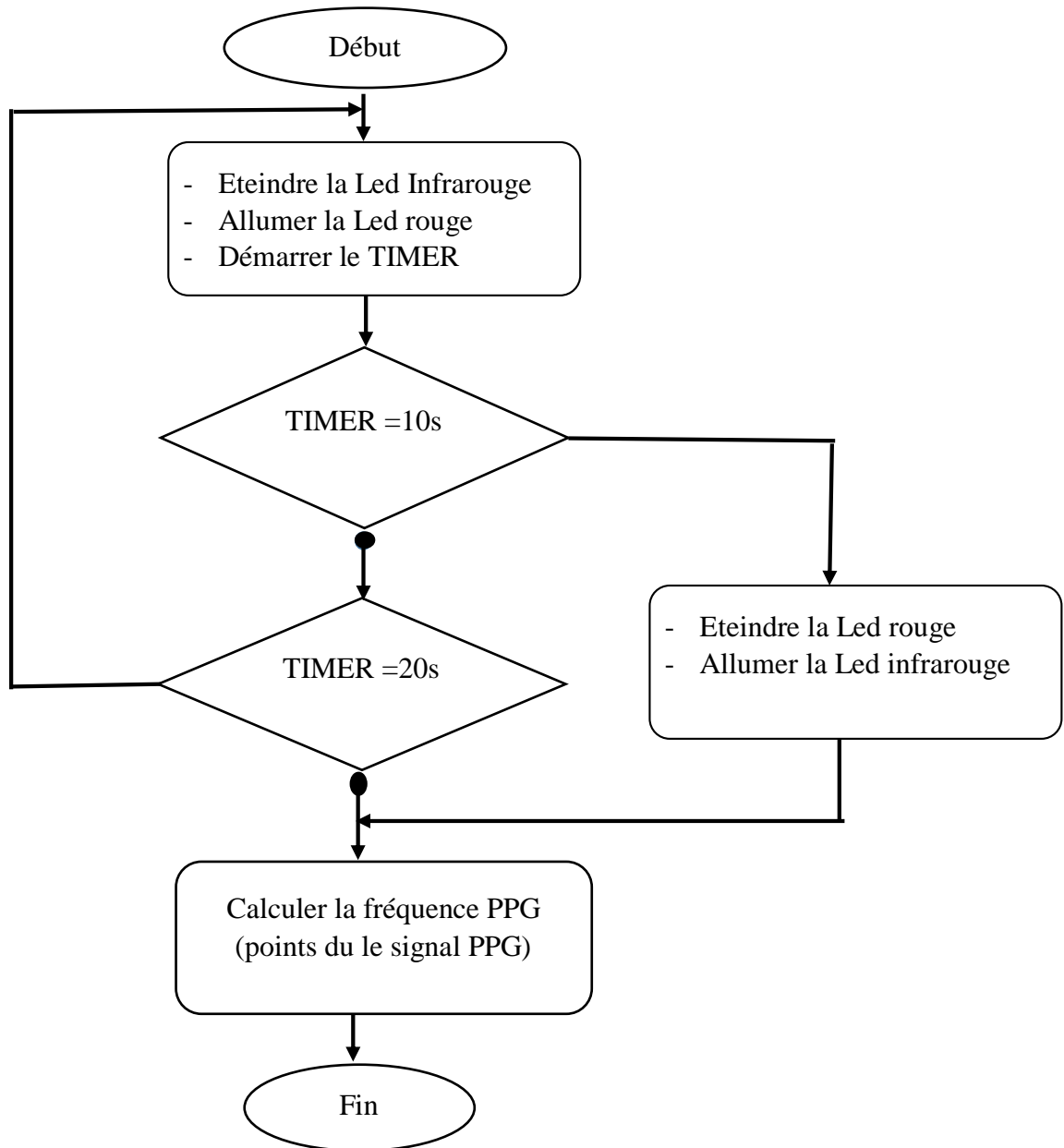


Figure.2 : Organigramme du programme de mesure du signal PPG.

III. Description de l'application développée sous LabVIEW :

Dans cette partie nous présentons l'application que nous avons développée sous l'environnement LABVIEW. Le rôle de cette application est d'acquérir à partir de la carte Arduino, mettre en forme et puis afficher pour visualisation les signaux et paramètres mesurés par les capteurs et circuits décrits aux chapitre III (i.e. le signal ECG, le signal PPG, le taux de saturation en oxygène, la fréquence cardiaque ainsi que le taux du CO₂, la température et l'humidité mesurer dans la chambre du patient).

III.1. L'environnement de programmation graphique LabVIEW :

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering WorkBench) est un logiciel de développement de programmes d'applications. Il utilise un langage de programmation essentiellement graphique dédié au contrôle, à l'acquisition, l'analyse et la présentation de données. En LabVIEW, on n'écrit pas de lignes de programme dans un langage textuel comme en Pascal, C, Basic ou Fortran, on manipule des objets graphiques. Ces objets graphiques représentent à la fois les variables du programme et les fonctions qui vont réaliser des actions portant sur ces variables. La programmation en LabVIEW consiste simplement à concevoir le traitement de l'information, organiser et relier les variables avec les fonctions au moyen de fils.

LabVIEW offre des bibliothèques étendues de fonctions et de routines répondant à la plupart des besoins en programmation. LabVIEW contient également des bibliothèques de fonctions spécifiques à l'acquisition de données et au pilotage d'instruments GPIB, VXI ou encore d'instruments connectés sur une simple liaison série.

Un programme LabVIEW est appelé instrument virtuel ou VI (pour Virtual Instrument). Il se compose principalement de deux éléments étroitement associés ; La face avant et le diagramme (figure 3).

- **La face avant** est l'interface utilisateur du VI. Elle représente le panneau de contrôle de l'instrument virtuel, elle permet de réceptionner les données acquises et d'afficher celles fournies en sortie par le programme. La face-avant est construite en utilisant des objets dénommés commandes et indicateurs. Les commandes sont des entrées qui servent à saisir des valeurs à l'écran (des boutons rotatifs, des boutons poussoirs, des cadrans,) et les indicateurs sont des sorties qui servent à afficher des variables ou des résultats de calculs (des graphes, des Leds, ...) [28].

- **Le diagramme** est le programme principal de l'application. Il décrit le fonctionnement interne du VI. Le diagramme peut contenir des fonctions et des structures issues des bibliothèques de VIs intégrées à LabVIEW. Il peut aussi contenir des terminaux associés à des commandes et à des indicateurs créés dans la face-avant [29].

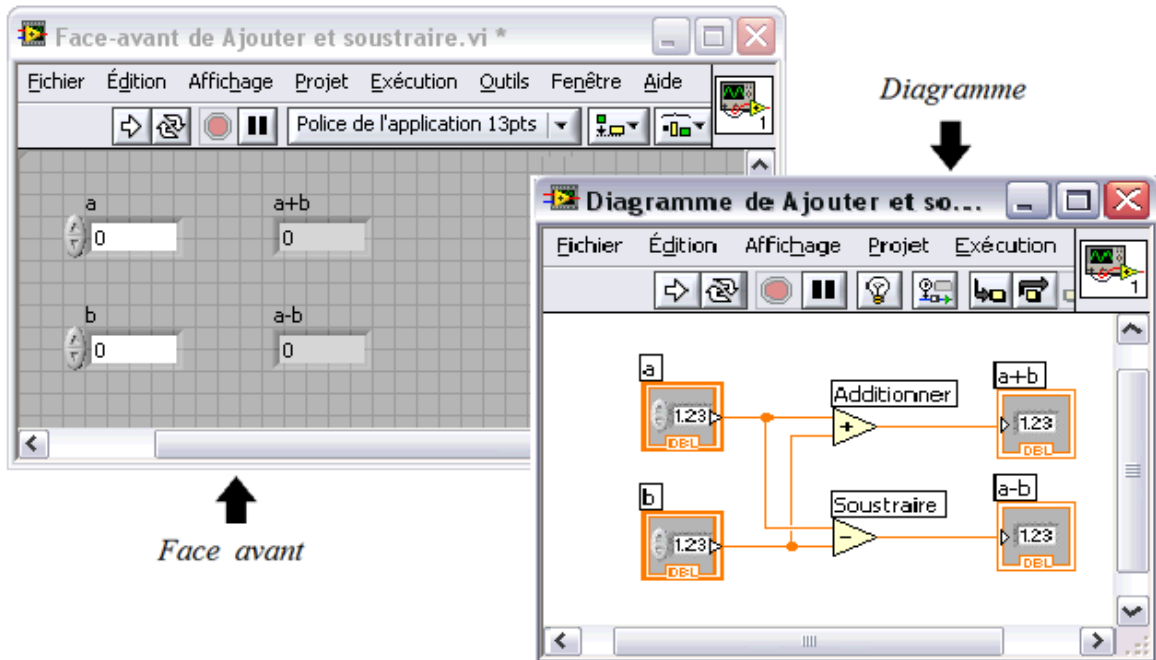


Figure. 3 : Diagramme et face avant d'un programme LabVIEW.

III.2. Le diagramme de l'application LabVIEW développée :

Comme toute application LabVIEW, l'application que nous avons développée sous cet environnement est composée d'une face avant et d'un diagramme.

Comme illustré en figure 8 représentant le diagramme du VI de l'application réalisée, le programme de ce VI est réalisé principalement en quatre étapes :

- Etape 1 : Configuration de la connexion série (VISA Config) :

Configurer les paramètres de la connexion série permettant d'importer les données de la carte Arduino via le port USB. Cette configuration se fait grâce à une fonction LabVIEW nommée 'VISA Configure Serial Port'. Cette fonction est le cœur du système d'acquisition de notre interface sous LabVIEW.

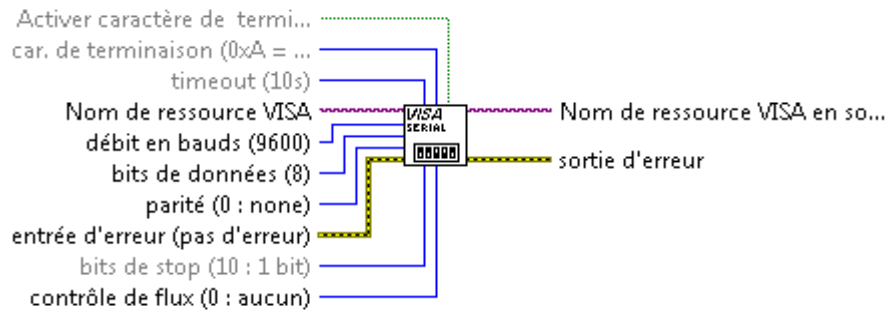


Figure.4 : La fonction ‘VISA Configure Serial Port’.

Comme on peut le voir sur la figure 4 la configuration de cette fonction revient à renseigner les valeurs de plusieurs paramètres. Dans notre cas, pour le paramètre nom de ressource VISA nous avons donné l’emplacement du Port USB du PC auquel est connecté la carte Arduino (COM4). Pour le paramètre débit en bauds nous avons introduit la valeur de la vitesse de transmission de données que nous avons introduit même dans le programme Arduino. Pour les autres paramètres nous avons laissé les valeurs par défaut.

- Etape 2 : Lire les données reçues de la carte Arduino (VISA Read) :

Après acquisition des données de la carte Arduino la fonction ‘VISA Read Fonction’ est utilisée pour lire ces données sous forme d’octets et de les transférer par la suite aux instruments de traitement. Cette fonction est représentée dans la figure suivante.

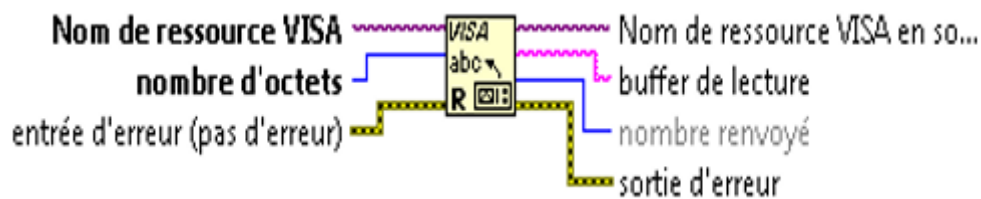


Figure. 5 : La fonction ‘VISA Read Fonction’.

- Etape 3 : découper la chaîne reçue de l’Arduino :

Après chaque acquisition le paquet de données reçues et lues comporte successivement les valeurs des paramètres et signaux mesurés. Pour séparer ces valeurs et affecter à chaque paramètre et signal la valeur qui lui correspond, nous avons utilisé la fonction ‘Rechercher une expression’.

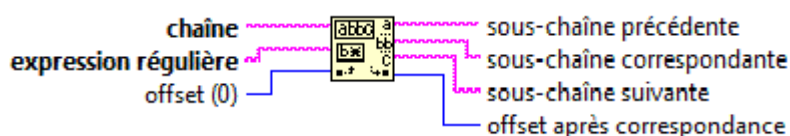


Figure. 6 : la fonction ‘ Rechercher une expression’.

Etape 4 : Affichage des données reçues :

Pour afficher les valeurs des paramètres et signaux mesurés nous avons utilisé :

- des indicateurs numériques pour visualiser les valeurs de la fréquence cardiaque (Fc), de la saturation en oxygène (SPO2), ainsi que la taux de CO2, la température et le taux d'humidité mesuré dans la chambre du patient
- des indicateurs graphique pour visualiser le signal ECG, le signal PPG ainsi que la variation du SPO2.

Pour pouvoir afficher les données sous format graphique, les chaînes de données reçues ont été converties en nombre par l'utilisation de la fonction 'Chaîne Fract/Exp en nombre'.

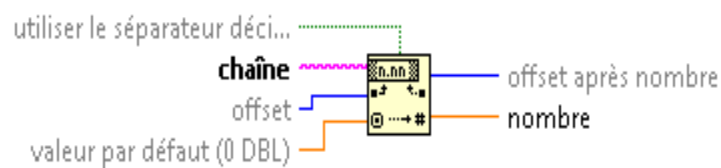


Figure. 7 : la fonction 'Chaîne Fract/Exp en nombre'.

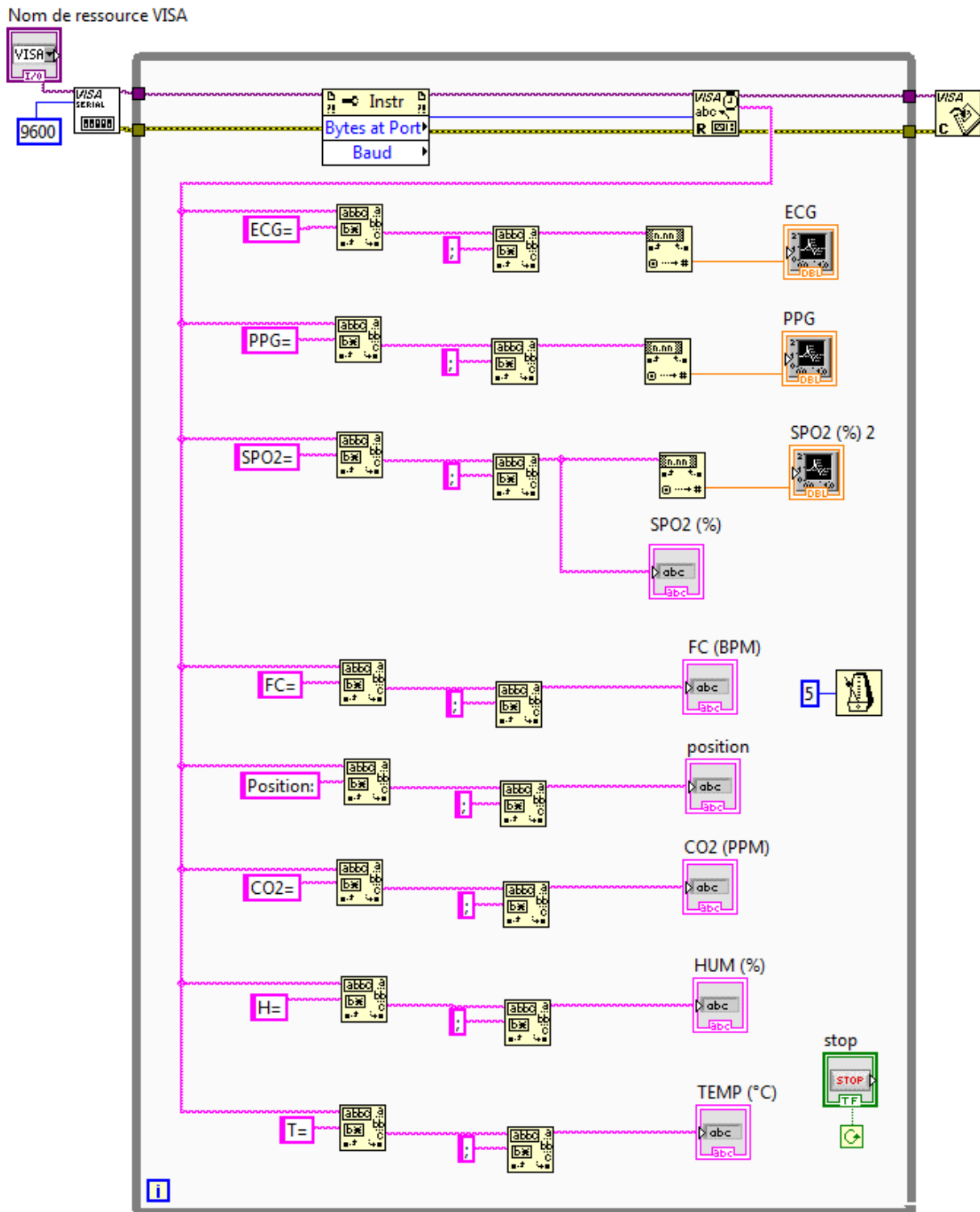


Figure. 8 : Diagramme de l'application développée.

III.3. La face avant de l'application LabVIEW développée :

La face avant du VI de l'application développée est représentée en figure 9. Elle contient :

- Trois indicateur d'affichage graphique pour afficher les graphes du signal ECG, signal PPG et de la variation du taux d'SPO2.
- Cinq indicateurs numériques pour afficher les valeurs de la saturation en oxygène, la fréquence cardiaque, le taux de CO2, la température et le taux d'humidité.
- Un indicateur d'affichage d'une image représentant la position du patient lors de son sommeil.

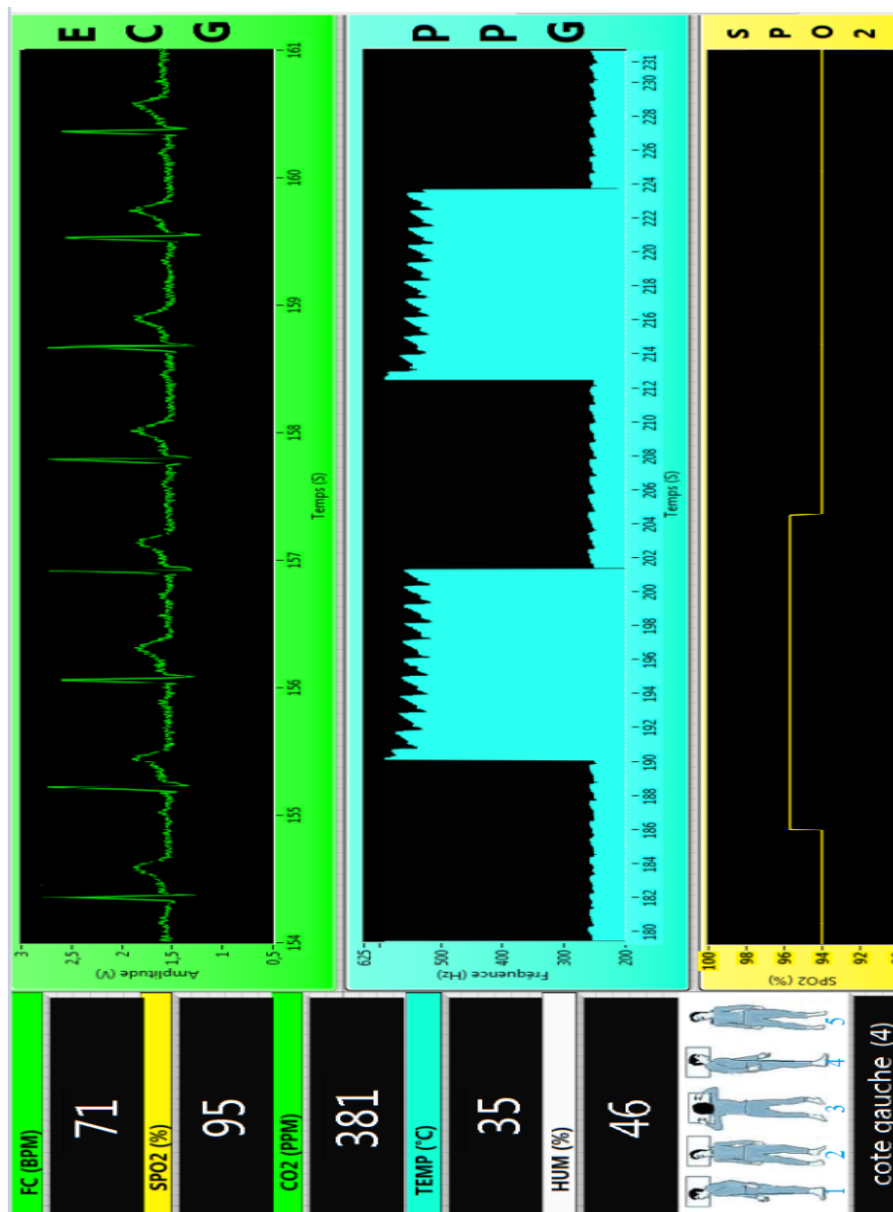


Figure. 9 : Face avant de l'application développée.

IV. Publication WEB de l'interface graphique LabVIEW :

Pour permettre la télé visualisation de l'évolution de l'interface graphique LabVIEW réalisée sur n'importe quel autre PC connecté nous avons réalisé la publication Web de cette interface par l'utilisation de LabVIEW server (figure 10).

Grace à cette publication Web, un praticien de la santé, un médecin par exemple, pourra suivre à distance l'évolution du sommeil du patient au travers une page web à partir de n'importe quel endroit. Cela est d'un grand avantage que ce soit pour le patient et pour le médecin. Une telle télésurveillance fait que l'analyse du sommeil du patients va se faire dans la maison du patient sans qu'il ait à se déplacer dans un laboratoire de sommeil et de passer toute une nuit, de ce fait le patient sera dans son environnement habituel, chose qui va éviter les problèmes liés au dépaysement du patient qui font que lors des polysomnographie habituelle les résultats de cet examen sont altérés.

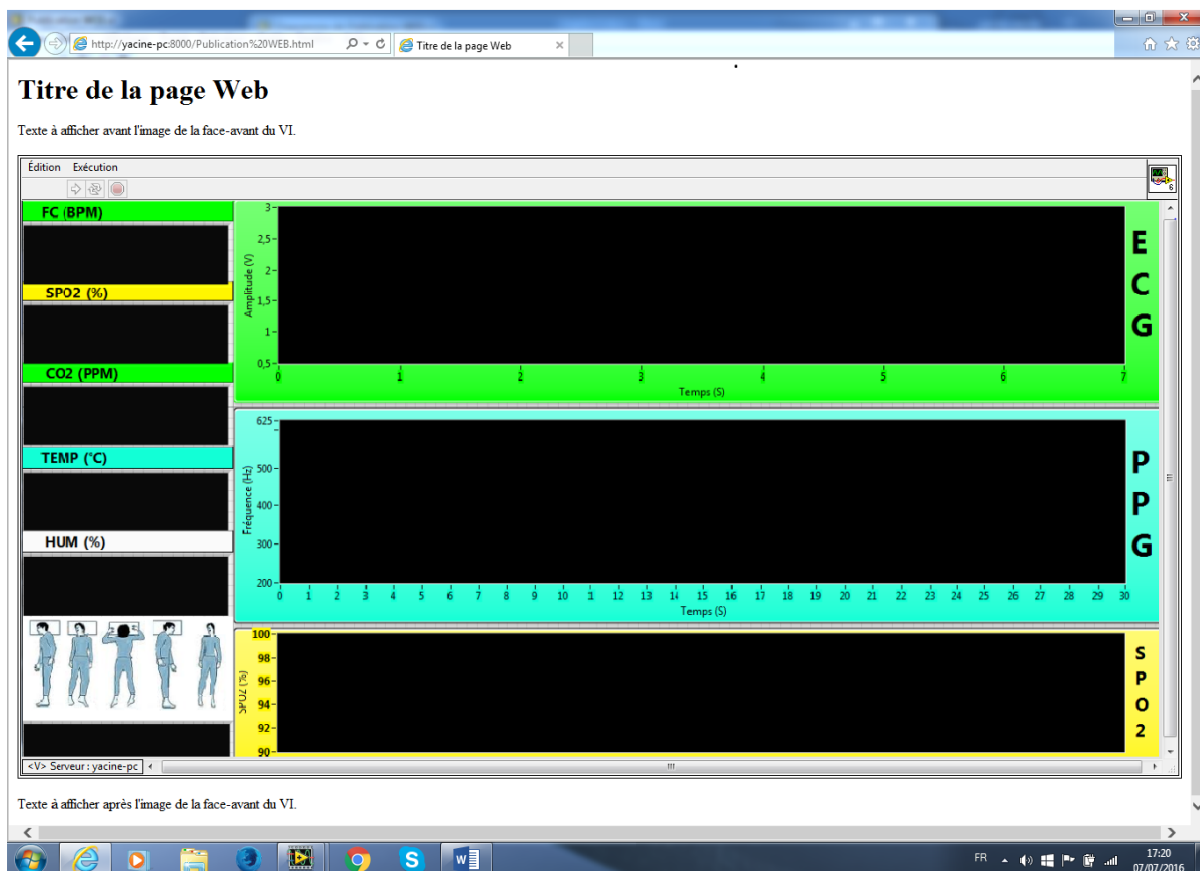


Figure. 10 : Publication WEB de l'interface graphique LabVIEW.

V. Interprétation des résultats mesuré :

V.1. Signal ECG :

Comme décrits dans le chapitre (II) ; sur un tracé ECG, la fréquence cardiaque est donnée par la durée de l'intervalle entre deux QRS (intervalle R-R).

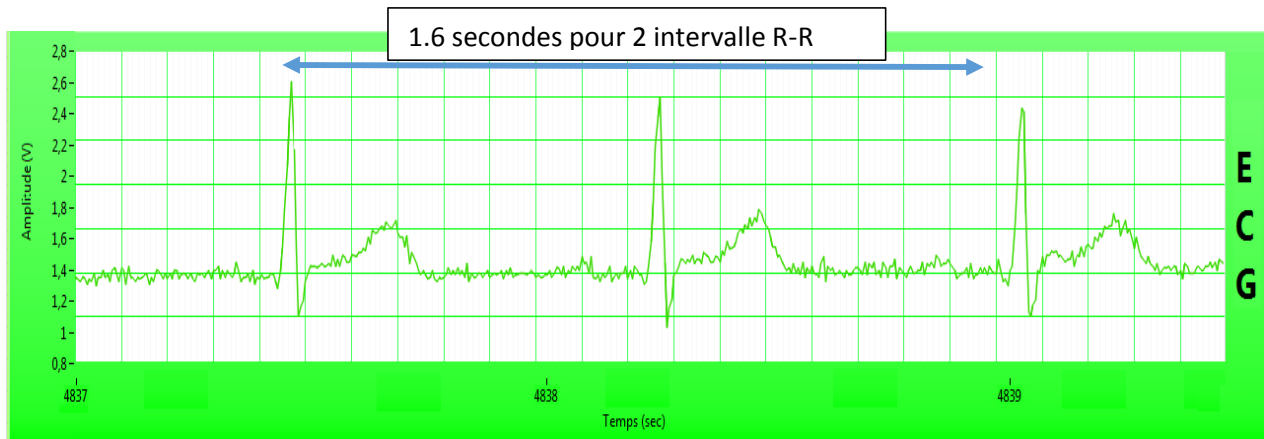


Figure. 11 : Exemple de signal ECG mesuré.

Si on prend le tracé de la figure 11 : 1.6 seconde pour deux intervalle R-R, soit une fréquence cardiaque de $\frac{2 * 60}{1.6} = 75$ battements par minute.

Cette valeur calculée à partir de ce signal ECG correspond parfaitement à une valeur normale de la fréquence cardiaque d'une personne au repos qui se situe entre 60 et 80 battement par minute.

La visualisation de l'activité électrique du cœur pour un seul battement, donne un tracé constitué de cinq ondes successives (figure. 12) : à travers cette illustration du signal qu'on a obtenu, on constate que le comportement du cœur pouvait être suivi en temps réel en utilisant le signal ECG.

En effet, chaque phase du cycle cardiaque à une onde bien précise. Après l'impulsion initial provenant du nœud sinusal (qui n'est pas visible sur le signal ECG), l'onde se propage ensuite dans les oreillettes entraînant leurs contractions, elle laisse la trace d'une petite déflexion positive sur le tracé ECG qui est l'onde P (figure.12). L'impulsion arrive alors au nœud auriculo-ventriculaire, où on observe une courte pause qui se traduit sur l'ECG par le segment P-R ; puis elle emprunte les voies de conduction rapide et entraîne la contraction des ventricules, suivie de leurs repolarisations. Cette contraction brève et puissante de l'ensemble du muscle ventriculaire forme sur le signal ECG une succession de 3 ondes (Q,R,S) appelé complexe QRS (figure.12).

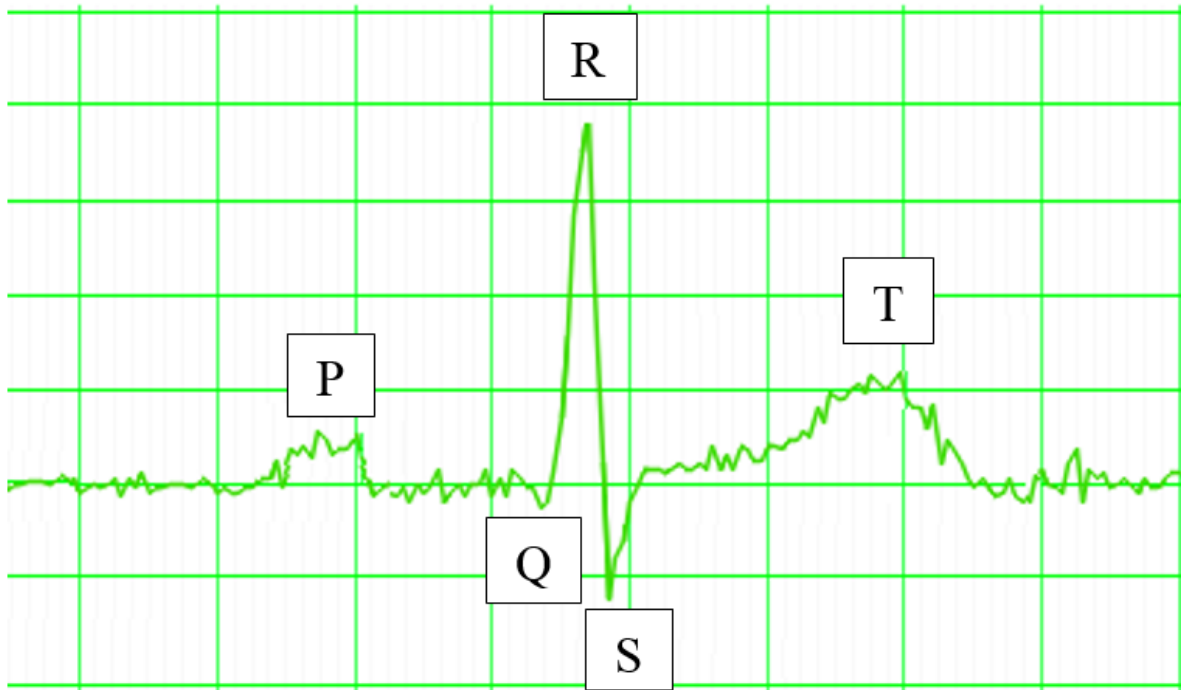


Figure. 12 : Interprétation du signal ECG mesuré.

V.2. Signal PPG :

Comme décrit dans le chapitre (II et III), le signal PPG est obtenu avec deux lumière différente, une lumière rouge et une lumière infrarouge. Dans le programme implémenté dans la carte Arduino nous avons choisi un temps d'allumage de 10 secondes pour chaque Led, la figure suivante montre le signal PPG mesuré pour les deux Led, Ce signale regroupe le signal PPG rouge et le signal PPG infrarouge correspondant respectivement à la lumière transmise par la Led rouge et la Led infrarouge.

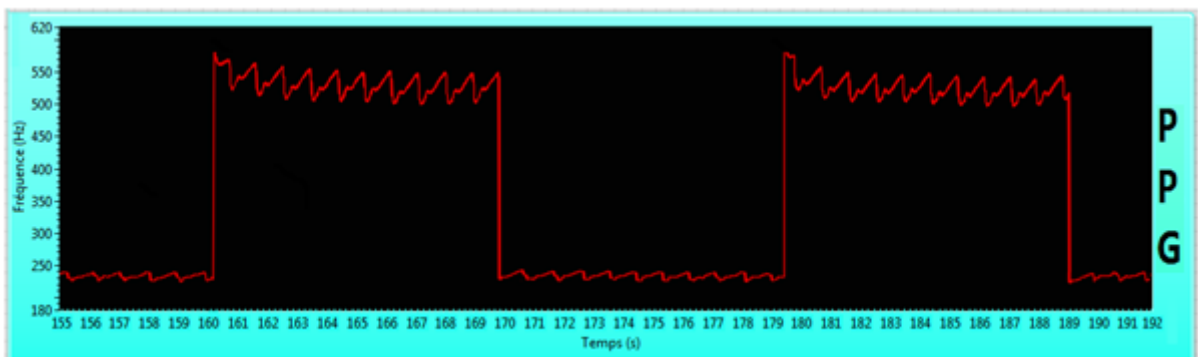


Figure.13 : Signal PPG mesuré (PPG rouge + PPG infrarouge).

Un agrandissement du signal PPG obtenue, donne une grande précision dans la mesure de pouls ainsi que divers renseignements sur la circulation du sang dans les artères.

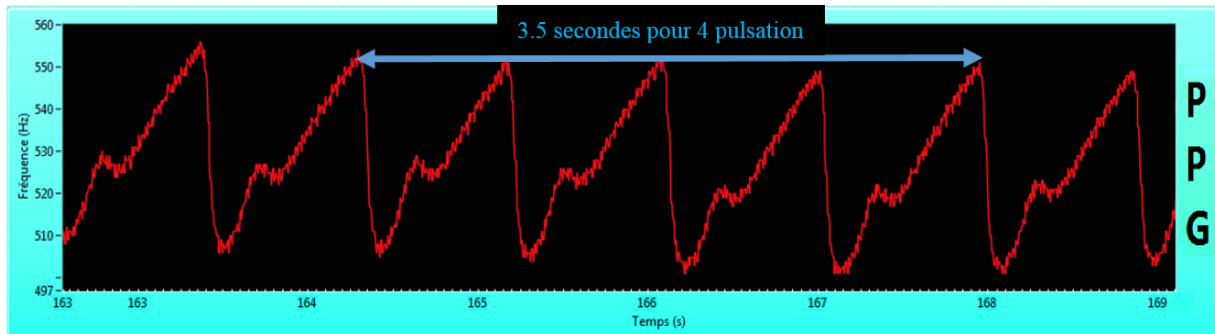


Figure. 14 : Exemple de signal PPG mesuré.

Si on prend l'exemple du tracé de la figure 14 : 3,6 secondes pour 4 pulsations, soit un pouls de $\frac{4 * 60}{3.5} = 69$ pulsations par minute.

Et ce nombre de pulsation par minute correspond parfaitement à un pouls normal d'une personne au repos qui se situe entre 60 et 80 pulsation par minute.

Lors de la contraction du cœur, le volume sanguin augmente, et sous l'effet de la pression sanguine, les artères se dilatent et entraînent le gonflement du doigt. De ce fait, l'espace que le rayon doit traverser et plus grand donc l'absorbance et elle aussi plus importante. Ainsi la lumière transmise est moins importante.

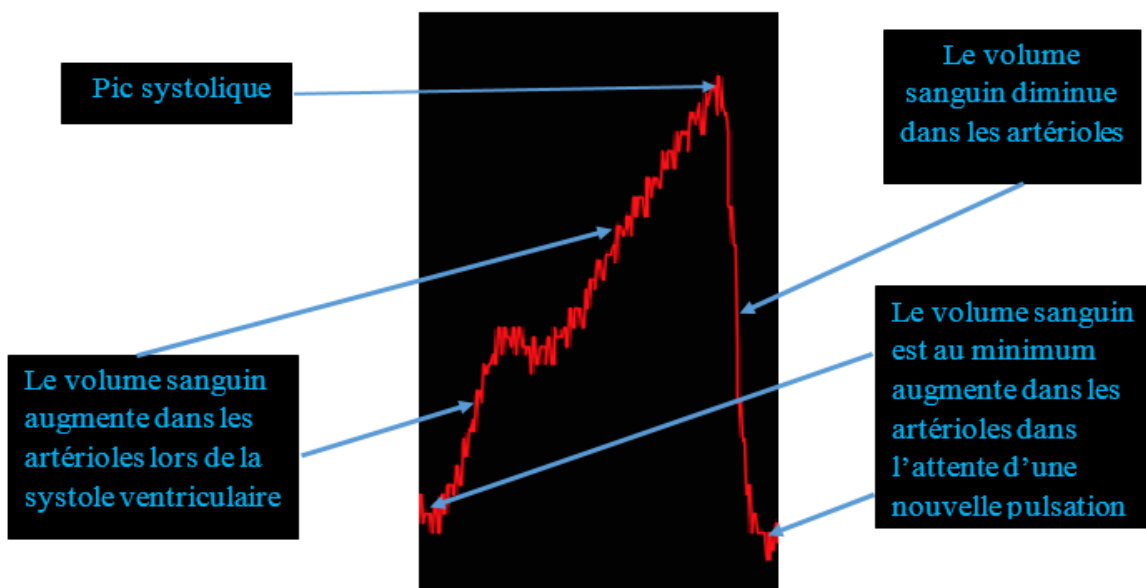


Figure. 15 : Interprétation du signal PPG mesuré.

Le signal obtenu donne des informations précises sur la variation de volume et donc de pression dans les artérioles. Lors de la contraction du cœur, la pression sanguine augmente car un certain volume de sang est éjecté. Pour compenser cette augmentation de pression, les artères se dilatent. En effet, si elles étaient rigides, l'augmentation de pression les ferait éclater et la vitesse serait trop importante. Quand le cœur se contracte, une onde de pression se propage dans les artères, provoquant la déformation locale des tissus artériels et une augmentation du volume ; cette onde transversale est appelée le pouls.

VI. Conclusion

La partie software du projet comprend, en premier lieu la programmation de la carte Arduino pour l'acquisition et le traitement des différents signaux et grandeurs mesurés, la transmission des données de la carte Arduino vers le PC via le port série. En deuxième lieu, une application LabVIEW permettant l'acquisition sur PC et la visualisation des grandeurs mesurées. En troisième lieu la publication Web de l'interface de visualisation. En dernier lieu, l'interprétation d'un signal ECG et d'un signal PPG mesuré.

Le travail que nous nous sommes attelés de mener fait appel à des connaissances pluridisciplinaires. Cela nous a permis d'en acquérir de nouvelles connaissances dans divers disciplines, concernant notamment le syndrome d'apnée obstructive du sommeil, la conception et réalisation de capteurs médicaux, la programmation de cartes Arduino et le développement d'application sous LabVIEW.

L'objectif de notre travail était de réaliser un polysomnographe capable de mesurer et d'afficher un ensemble de signaux et paramètres permettant de surveiller la qualité et l'environnement de sommeil d'un patient. Ces signaux et paramètres sont le signal ECG, le signal PPG, le taux de saturation du sang en oxygène, la fréquence cardiaque, le taux de CO₂, la température et l'humidité.

Pour atteindre cet objectif, nous avons commencé par une étude générale du SAOS. Notre intérêt est porté en particulier sur l'examen de diagnostic de cette maladie utilisant un polysomnographe. Puis, nous avons réalisé la conception et la réalisation de la partie matérielle cette partie comprend une carte Arduino à laquelle sont connectés les circuits de mesure du signal ECG, signal PPG, position du sommeil, taux de CO₂, température et humidité. Ensuite, nous avons réalisé la partie logicielle. Pour ce faire en premier lieu, nous avons écrit le programme de la carte Arduino permettant de mesurer, de calculer et d'écrire sur le porte série du PC les signaux et paramètres issue du polysomnographe réalisé. En deuxième lieu, nous avons développé une application sous LabVIEW permettant de d'acquérir à partir de la carte Arduino, mettre en forme et puis afficher les signaux et paramètres mesurés. En dernier lieu La publication web de l'interface de visualisation est réalisé par l'utilisation de LabVIEW server.

Ce travail aussi modeste qu'il soit peut servir de base solide pour d'éventuels travaux qui auront comme objectif, notamment, la conception ou réalisation de capteurs de signaux physiologiques, le développement d'applications LabVIEW d'acquisition et d'affichage de données de différentes natures.

Bibliographie

- [1] Fédération Antadir, « Apnées du sommeil », 2010.
- [2] I. Arnulf et JP. Derenne, « Le syndrome d'apnée du sommeil », médecine/sciences, 1999.
- [3] C. Petitfrère, « Apnée du sommeil : une maladie ancienne pourtant toujours d'actualité ».
- [4] F. Gagnadoux, J.-C. Meurice « Recommandations pour la pratique clinique du syndrome d'apnées hypopnées obstructives du sommeil de l'adulte », Revue des maladies respiratoire, octobre 2010.
- [5] A. Clary, « contribution à l'étude expérimentale d'un dispositif ultrasonore pour le traitement du syndrome des apnées obstructives du sommeil », thèse de doctorat, école nationale vétérinaire d'Alfort, 2003.
- [6] International Diabetes Federation, «Sleep apnoea and type 2 diabetes».
- [7] Fédération Antadir, « Tout ce que vous voulez savoir sur le syndrome d'apnées du sommeil », janvier 2009.
- [8] T. Alani, « Traitement et analyse des signaux bio-médicaux », 2001.
- [9] S. Couillez, « le trace électrique cardiaque dynamique », Cours de l'école I.A.D.E. de Reims, mai 2008.
- [10] R. Benali « Analyse du signal ECG par réseau adaptif d'ondelettes en vue de la reconnaissance de pathologies cardiaques », thèse de doctorat, Université Abou Bekr Belkaid, Avril 2013.
- [11] F. Abdelliche, « contribution au diagnostic des signaux electrocardiographiques en utilisant les concepts des fractales », thèse de doctorat en science, Université Mentouri De Constantine, 2011.
- [12] M. Benmalek « Contribution à l'analyse de l'électrocardiogramme (ecg) en utilisant les concepts des operateurs d'ordre fractionnaire » thèse de doctorat en sciences, Université Mentouri de Constantine, Octobre 2011
- [13] PH. Chazal, C. Heneghan, E. Sheridan, R. Reilly, Ph. Nolan, and M. O'Malley, «Automated Processing of the Single-Lead Electrocardiogram for the Detection of Obstructive Sleep Apnoea » IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 50, NO. 6, JUNE 2003.

[14] N. Roche et H. Morel, « Evaluation clinique et économique de la chirurgie dans le traitement du syndrome des apnées obstructives du sommeil. Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé ». Février 1999

[15] V. Kamat « Pulse oximetry » 46 (4) : 261-268, 2002.

[16] FEMTO, « Oxymètre Document explicatif pour la mise en place d'un prototype d'oxymètre », Projet FEMTO, 2013.

[17] H. Smahi et H. Oudjedaoui « conception et realisation d'une carte de mise en forme d'un photoplethysmogramme », Master en Genie Biomedical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Juin 2013.

[18] K. Urpalainen, « Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm ». Aalto university, Octobre 2011.

[19] M. Feissel, «The pulse oxymetry plethysmographic curve: an old signal with a great future? Principles and clinical applications », Mars2007.

[20] W. Martinet, « Intérêt de l'utilisation de l'oxymétrie de pouls en médecine vétérinaire : étude bibliographique », thèse de doctorat, faculté de médecine de Creteil, 2005.

[21] D. Kahn, « Monitoring Respiratoire » EIUA, 2011.

[22] Institut National du Sommeil et de la Vigilance, « Sommeil un carnet pour mieux comprendre ».

[23] P. BONNET « CAPTEURS - CHAINES DE MESURES », Cour pour Master GSI, université Lille 1 science et technologie.

[24] M. Hamadou et A. Bendehnoun « Développement et réalisation pratique d'un electrocardiographe ECG » Projet de fin d'études, Centre Universitaire d'Ain Témouchent, 2014.

[25] « TSL235R-LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER-Copyright », Texas Advanced Optoelectronic Solutions Inc, 2007.

[26] Olimex, «TECHNICAL DATA MQ-135 GAS SENSOR».

[27] Aosng, «Temperature and humidity module DHT11 Product Manual».

[28] F. Cottet, « LabVIEW Programmation et application », Collection EEA.

[29] V. Chollet « COURS LabVIEW », Université de Franche-Comté, janvier 2012.

Sites Web:

<http://www.e-cardiogram.com>

<http://www.eiua.be>

<https://www.arduino.cc>

<http://www.ni.com>

<http://www.alldatasheet.com>

<http://www.mikroe.com>

<https://hackaday.io/project/3475-sniffing-trinket/log/12363-mq135-arduino-library>

Résumé

La polysomnographie (PSG) est l'examen de référence pour confirmer l'hypothèse clinique d'apnée obstructive du sommeil et découvrir d'autres troubles du sommeil.

La polysomnographie est habituellement définie comme un processus de surveillance et d'enregistrement de données physiologiques pendant le sommeil par utilisation d'un polysomnographe.

Cet examen permet de quantifier le nombre d'apnées, de déterminer leur type (obstructif, central ou mixte) et d'évaluer leur retentissement sur l'hématose, l'architecture du sommeil et le rythme cardiaque.

Le travail effectué dans mon projet de fin d'études à consister à concevoir et réalisé un polysomnographe à base d'une carte Arduino UNO.

Le polysomnographe réalisé a pour rôle de mesurer un ensemble de signaux et paramètres qui sont :

- le signal électrocardiogramme (ECG),
- le signal photopléthysmographie (PPG),
- le taux de saturation en oxygène,
- la fréquence cardiaque,
- le taux du CO₂, la température et l'humidité dans la chambre de sommeil du patient.

Toutes ces grandeurs mesurées seront par la suite affichées pour visualisation sur un PC sous une application LabVIEW.

Mots clé : Apnée obstructive du sommeil, Polysomnographie, Electrocardiogramme (ECG), Photopléthysmographie (PPG), Taux de saturation en oxygène (SPO₂), MQ135, DHT11, LabVIEW.