



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par : MIMOUN Amina et ABDERRAHIM Amaria

Mesure optique du rythme cardiaque en vue de sa télésurveillance

Soutenu le 23 juin 2013 devant le Jury

M.	MERZOUGUI R	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Président
M	BENABDELLAH M	<i>PROF</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Melle	DJEBARI A	<i>PROF</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2012-2013

REMERCIEMENTS

Avant tout développement de ce projet, nous tenons à remercier Dieu tout puissant qui nous a donné la vie et seul capable de nous octroyer la joie, le bonheur, la prospérité et la santé.

Il nous est aussi indispensable de remercier tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce projet.

Plus particulièrement, que monsieur le professeur M. BENABDELLAH (chef d'équipe télémédecine au laboratoire génie biomédical) puisse trouver ici l'expression de notre profonde gratitude pour sa précieuse aide, sa patience et sa pédagogie.

***A mes très chers parents qui ont éclairé mon chemin et qui m'ont
encouragé et soutenu tout au long de mes études***

A mon frère et mes sœurs

A toute ma famille

Et à tous ceux qui me sont chers

Je dédie ce travail.

Mimoun amina

A mon père, ma mère, mes frères et MA sœur

A toute ma famille

A tous mes amis

A tous ceux qui me sont chers

Abderrahim Amaria

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE	1
CHAPITRE I : LA PHYSIOLOGIE CARDIAQUE.....	2
I. Rappel Physiologique.....	3
II. Le cœur.....	3
II.1. Anatomie du cœur.....	4
II.2. La fonction cardiaque.....	5
II.2.1. La circulation systémique	6
II.2.2. La circulation pulmonaire.....	9
III. Hémodynamique intra-cardiaque.....	9
III.1. La systole ventriculaire.....	10
III.1.1. Phase de contraction iso-volumétrique.....	10
III.1.2. Phase d'éjection ventriculaire.....	11
III.2. Diastole ventriculaire	11
III.2.1. Relaxation iso-volumétrique.....	11
III.2.2 Remplissage ventriculaire.....	12
IV. Le Tissu nodal.....	12
V. Le débit cardiaque.....	13
VI. Relation entre le débit cardiaque, vitesse sanguine, et fréquence Cardiaque.....	14
CHAPITRE II RAPPELS SUR LES PATHOLOGIES DU CŒUR.....	15
I. Introduction.....	16
II. Disfonctionnement cardiaque.....	16
II.1. Bradycardie.....	16
II.1.1. Bradycardie sinusale.....	17
II.1.2. Bradycardie d'origine jonctionnelle.....	17
II.2. La tachycardie.....	18
II.2.1. La tachycardie sinusale	18

II.2.2. La tachycardie auriculaire et nodale AV	19
II.2.1. La tachycardie ventriculaire TV.....	20
II.3. Fibrillation cardiaque.....	21
II.3.1. Epidémiologie.....	21
II.3.2. Causes.....	22
II.3.3. Physiopathologie.....	23
CHAPITRE III : LES CAPTEURS.....	26
I. Etude théorique des capteurs.....	27
I.1. Généralités.....	27
I.1.1. Principales caractéristiques des capteurs.....	28
I.1.2. Modes de fonctionnement des capteurs.....	29
I.1.3. Choix d'un capteur.....	30
I.1.4. Conditionneur associé.....	31
I.1.5. Applications médicales.....	32
II. Capteur optique.....	32
II.1. L'effet photoélectrique.....	32
II.2. Les photodiodes.....	33
II.3. Les phototransistors.....	34
II.4. La loi de Beer.....	34
II.5. Explications.....	34
II .5.1. Coefficient d'extinction d'hémoglobine.....	34
II .5.2. L'hémoglobine fonctionnelle.....	34
II.1.6. La photopléthysmographie.....	35
II.1.7. La pulsation du sang.....	36
CHAPITRE IV: REALISATION PR ATIQUE DES DIFFERENTS	
DISPOSITIFS.....	38
Introduction	39
I. La mise en forme	39

I.1. Le capteur.....	39
I.2. Circuit de mise en forme.....	40
I.2.1. Utilisation d'un étage passe haut du premier ordre.....	40
I.2.2. Utilisation des potentiomètres.....	41
II. Réalisation pratique de la chaîne de mesure photopléthysmographiques.....	43
III. Chaîne d'acquisition.....	47
III.1. Carte d'acquisition.....	47
III.2. Schéma bloc d'une carte d'acquisition.....	48
III.3. Principe de fonctionnement de la carte.....	48
III.3.1. Les filtres anti-repliements.....	48
III.3.2. L'échantillonneur bloqueur (Te ; Fe).....	48
III.3.3. Le convertisseur analogique - numérique (ADC).....	49
III.3.4. Liaison série RS232.....	49
IV. Etude pratique.....	49
IV.1. Du microprocesseur au microcontrôleur.....	50
IV.2. Architecture d'un microcontrôleur.....	51
V. PIC16F876A.....	53
VI. La conversion des niveaux.....	53
VII. Résultats obtenus.....	55
CONCLUSION.....	56
CONCLUSION Générale.....	57
Références Bibliographique.....	58

Introduction générale

le rythme cardiaque est l'un des paramètres vitaux à surveiller leur patient présentes des troubles cardiaque. la plus fréquents de ces troubles sont la bradycardie, la tachycardie, l'arythmie cardiaque et la fibrillation cardiaque.

Le but de ce mémoire a été de concevoir un système permettant la mesure du rythme cardiaque et sa télésurveillance, pour sa mesure nous avons mis en œuvre une technique optique utilisant par le sang l'absorption de la lumière émis par une diode électroluminescente

.la détection de cette absorption ce fait au moyen d'un phototransistor est d'un circuit électrique de mise en forme. La numérisation du signale se fait au moyen du module USART soutenue par le protocole RS 232

CHAPITRE I :
LA PHYSIOLOGIE
CARDIAQUE

I. Rappel Physiologique :

Dans cette partie, nous présentons un rappel général permettant d'appréhender les connaissances nécessaires des signaux physiologiques et électrophysiologiques ainsi que leurs caractéristiques.

L'association de l'électricité avec les sciences médicales date du 18ème siècle daté à laquelle Luigi Galvani démontre que la plupart des processus physiologiques sont accompagnés d'échanges électriques. Cette découverte constitue la base de toutes les explications liées à l'activité des tissus vivants en termes de potentiels bioélectriques. Le corps humain est considéré comme une station d'énergie générant différents signaux électriques use à travers deux sources internes : les muscles et les nerfs [1]. De la fin du 19ème siècle à 1950, après la bioélectricité, c'est la période de L'ELECTROPHYSIOLOGIE que l'on peut qualifier de MACROSCOPIQUE dans la mesure où elle ne s'intéresse à recueillir les activités électriques de l'organisme qu'au moyen d'électrodes externes [2].

II .Le Cœur:

Situé au centre du système circulatoire, le cœur est un organe musculaire responsable à pomper le sang continuellement vers toutes les cellules du corps. En effet le cœur reçoit d'une part le sang oxygéné depuis les poumons et le retransmet vers tous les organes du corps et renvoie d'une autre par le sang désoxygénée récupérer depuis les différents organes du corps vers les poumons pour le ré oxygéné, la taille du cœur humain varie en fonction de l'âge, dont quelques maladies peuvent causer son gonflement .D'un point de vue anatomique, le cœur est divisé en deux parties droite et gauche; la partie droite est divisée elle-même en deux chambres, l'atrium droit (chambre haute) et le ventricule droit (la chambre basse), et la partie gauche contenant l'atrium gauche (chambre haute) et le ventricule gauche (la chambre basse) ces deux parties du cœur sont séparées par un mur interne dénommé le septum . La partie droite du cœur est responsable de la récupération du sang désoxygéné depuis les cellules du corps à travers la veine cave supérieure et la veine cave inférieure et puis le renvoyer vers les poumons pour le réoxygéner à travers l'artère pulmonaire . Par conséquent, la partie gauche prend charge de la réception du sang oxygéné depuis les poumons à travers les veines pulmonaires et puis le transmet vers tous les organes du corps à travers l'aorte .Comme tous les points du corps, le cœur nécessite en lui-même du sang oxygéné pour cela le

ventricule droit pompe le sang riche en oxygène aux cellules cardiaques par le biais des artères coronaires qui sont situées sur la surface du cœur et qui vont à leur tour diffuser du sang oxygéné sur tous les points du cœur [3].

II .1 Anatomie du cœur :

Le cœur est une machine motrice vivante, une véritable pompe destinée à distribuer le fluide nourricier et excitateur des fonctions à tous les organes de notre corps.

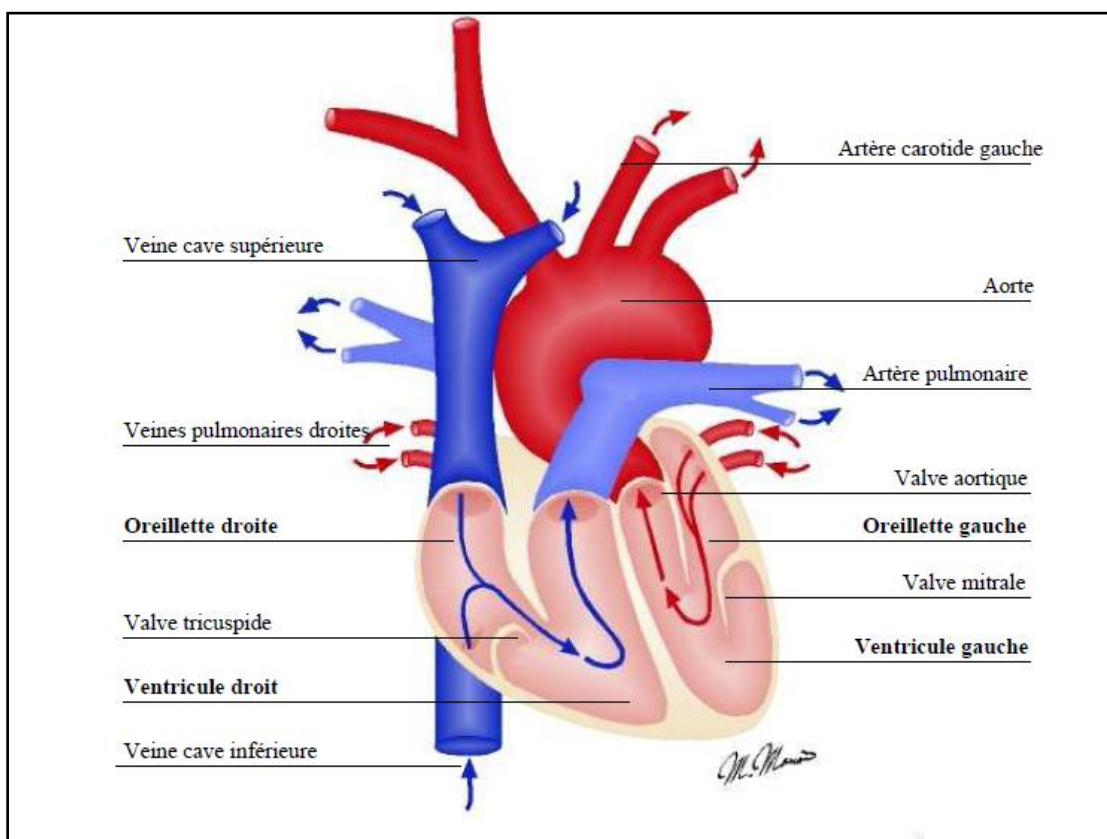


Figure (I.1) Structure anatomique du cœur humain [4]

Dans le cœur humain, on voit quatre compartiments ou cavités : deux cavités forment la partie supérieure ou base du cœur, appelées oreillettes et recevant le sang de toutes les parties du corps au moyen de gros tuyaux nommés veines, deux cavités forment la partie inférieure ou la pointe du cœur, appelées ventricules et destinées à chasser le liquide sanguin dans toutes les parties du corps au moyen de gros tuyaux nommés artères.

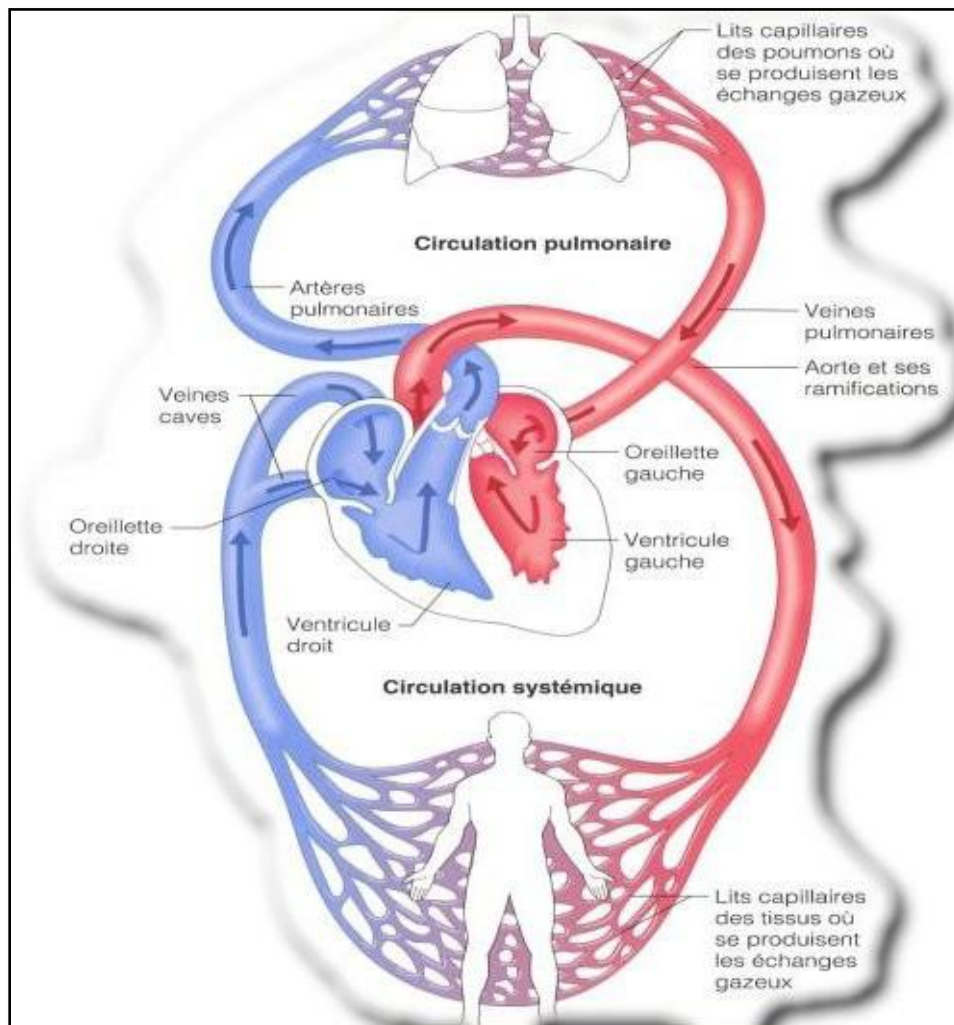
II.2 La fonction cardiaque :

L'appareil cardio-vasculaire ou système circulatoire est l'ensemble des structures anatomiques destinées à véhiculer le sang et la lymphe, il est constitué :

- D'une pompe qui est **le cœur** ;
- D'un réseau de canalisation principal « **les vaisseaux sanguins** » dans lequel circule le sang ;
- D'un réseau de canalisation secondaire : « **le réseau lymphatique** » dans lequel circule la lymphe.

La circulation sanguine apporte à chaque cellule ce dont elle a besoin en éléments nutritifs et oxygène pour former et renouveler ses structures. Elle emporte aussi les déchets de l'activité cellulaire (ex : gaz carbonique).

La circulation sanguine peut être subdivisée en deux circulations :



La couleur bleue correspond au sang pauvre en oxygène et la couleur rouge correspond au sang chargé en oxygène [6].

II.2.1 La Circulation Systémique :

La circulation systémique, encore appelée grande circulation prend naissance dans le cœur gauche par une seule et grosse artère, l'aorte. Lorsque le sang quitte le cœur gauche, celui-ci est riche en oxygène. L'aorte se divise ensuite en artères de plus en plus petites, les artérioles qui elles-mêmes se divisent en vaisseaux encore plus petits dans les tissus, les capillaires. À la sortie des tissus, les capillaires se lient pour former les veinules, puis en vaisseaux plus gros et moins nombreux, les veines. Le sang redevenu pauvre en oxygène par la consommation des tissus arrive alors au cœur droit par deux grosses veines, la veine cave supérieure qui est issue des membres supérieurs et la veine cave inférieure issue des membres inférieurs. La

circulation systémique se divise donc en deux circuits : la circulation artérielle et la circulation veineuse [7].

Elle comporte des artères, des capillaires, des veines et des lymphatiques .

- **Les artères** : les ventricules livrent le sang aux grandes artères sous forte pression (pression systolique). Pour accommoder une telle pression, la paroi de ces artères doit pouvoir être étirée ; elles sont alors dotées de propriétés élastiques. Les artères les plus importantes sont : l'artère pulmonaire, qui conduit le sang du ventricule droit vers les poumons, l'artère aorte et les grosses artères qui conduisent le sang vers la périphérie.
- **Les petites artères ou artérioles** : une fois le sang artériel distribué aux organes par les artères musculaires, les artérioles en réduisent la pression pour le livrer à des vaisseaux à mince paroi sans briser celle-ci, les capillaires.
- **Les capillaires** : Le système d'échanges est constitué essentiellement par le système capillaire baignant au sein du tissu interstitiel. Les capillaires sont des vaisseaux extrêmement nombreux repartis dans les organes [9].
Ils forment un réseau vasculaire extrêmement ramifié entre les artères et les veines dans l'interstitiel des organes. Sites des échanges des gaz respiratoires, des substances nutritives et déchets métaboliques entre le sang qu'ils renferment et le compartiment extra-sanguin du tissu qu'ils parcourent, les capillaires réduisent l'épaisseur de leur paroi au strict minimum.
- **Les veinules** : elles font suites aux capillaires et sont chargées du retour du flux sanguin en direction du cœur.
- **Les veines** : Elles naissent du côté efférent du système capillaire. Toutes les veines formées convergent ensuite vers deux gros troncs terminaux, les veines caves supérieure et inférieure, qui se jettent dans l'oreillette droite. elles ferment le circuit sanguin et ont pour fonction de ramener le sang à l'oreillette droite du cœur [10].
- **Les lymphatiques** :
Ce sont des vaisseaux issus des espaces péri capillaires qui se jettent ensuite dans le réseau veineux. Ils complètent le retour veineux en assurant le drainage des tissus

interstitiels, notamment en y récupérant des grosses protéines d'origine plasmatique.

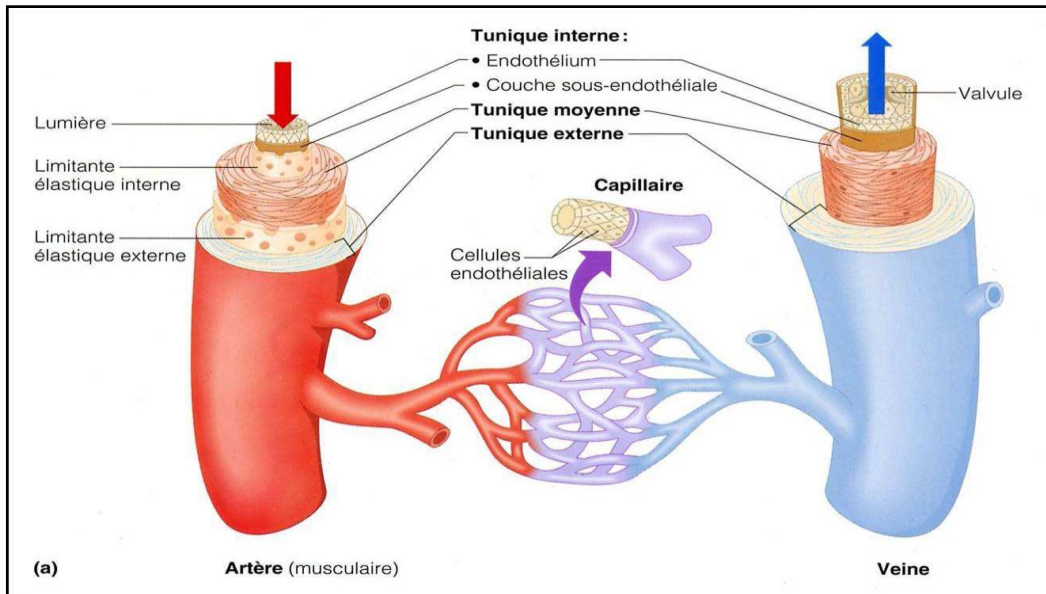


Figure (I.3) Structure de la veine [9].

Les propriétés viscoélastiques des gros troncs artériels jouent un rôle essentiel dans l'hémodynamique cardiovasculaire, l'aorte et les grosses artères ont non seulement la fonction de conduire le sang oxygéné du cœur jusqu'aux organes périphériques, mais également une fonction d'amortissement, qui consiste à amortir la plasticité de la pression artérielle provenant de l'éjection systolique du ventricule gauche. Chaque révolution cardiaque alterne une phase de contraction ventriculaire, pendant laquelle un certain volume de sang est brutalement jeté dans le système artériel (temps systolique), à une phase de relâchement (temps diastolique), qui permet le remplissage ventriculaire après la systole [11].

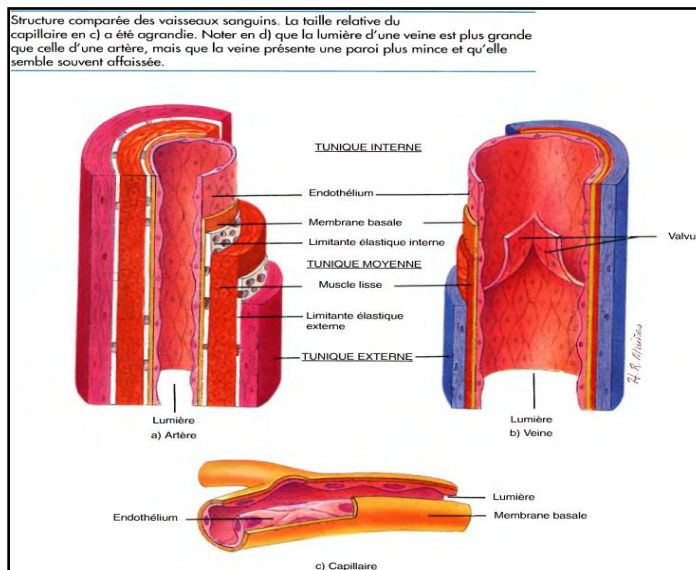


Figure (I.4) Structure des vaisseaux sanguins [12]**II.2.2 La Circulation Pulmonaire :**

Son organisation générale est identique à celle de la circulation systémique. Se succèdent le secteur artériel pulmonaire issu du ventricule droit, les capillaires puis les veines pulmonaires amenant le sang à l'oreillette gauche [8]. Le départ du sang pour les poumons prend naissance à partir du cœur droit par une grosse artère unique, l'artère pulmonaire qui se divise au-dessus du cœur en deux artères dont chacune se dirige vers un poumon. Arrivé dans les poumons, le sang pauvre en oxygène est réoxygéné au niveau des alvéoles et regagne le cœur gauche par les veines pulmonaires pour se vider dans l'oreillette gauche.

Normalement la quantité de sang pompée dans les circuits pulmonaires et systémiques sont égaux, ce qui revient à dire que le cœur droit pompe la même quantité de sang que le cœur gauche. C'est seulement quand le débit sanguin subit des variations que ces volumes diffèrent l'un de l'autre, et ceci de façon momentanée [7].

III.Hémodynamique Intra-Cardiaque :

L'activité cardiaque est cyclique : la séquence de tous les événements qui se succèdent pour constituer une révolution ou un cycle cardiaque ne dure environ qu'une seconde, assurant la progression incessante de la colonne sanguine et le maintien de la pression intra-vasculaire. Au cours d'un cycle donné, chaque partie du myocarde se trouve successivement en activité, puis au repos.

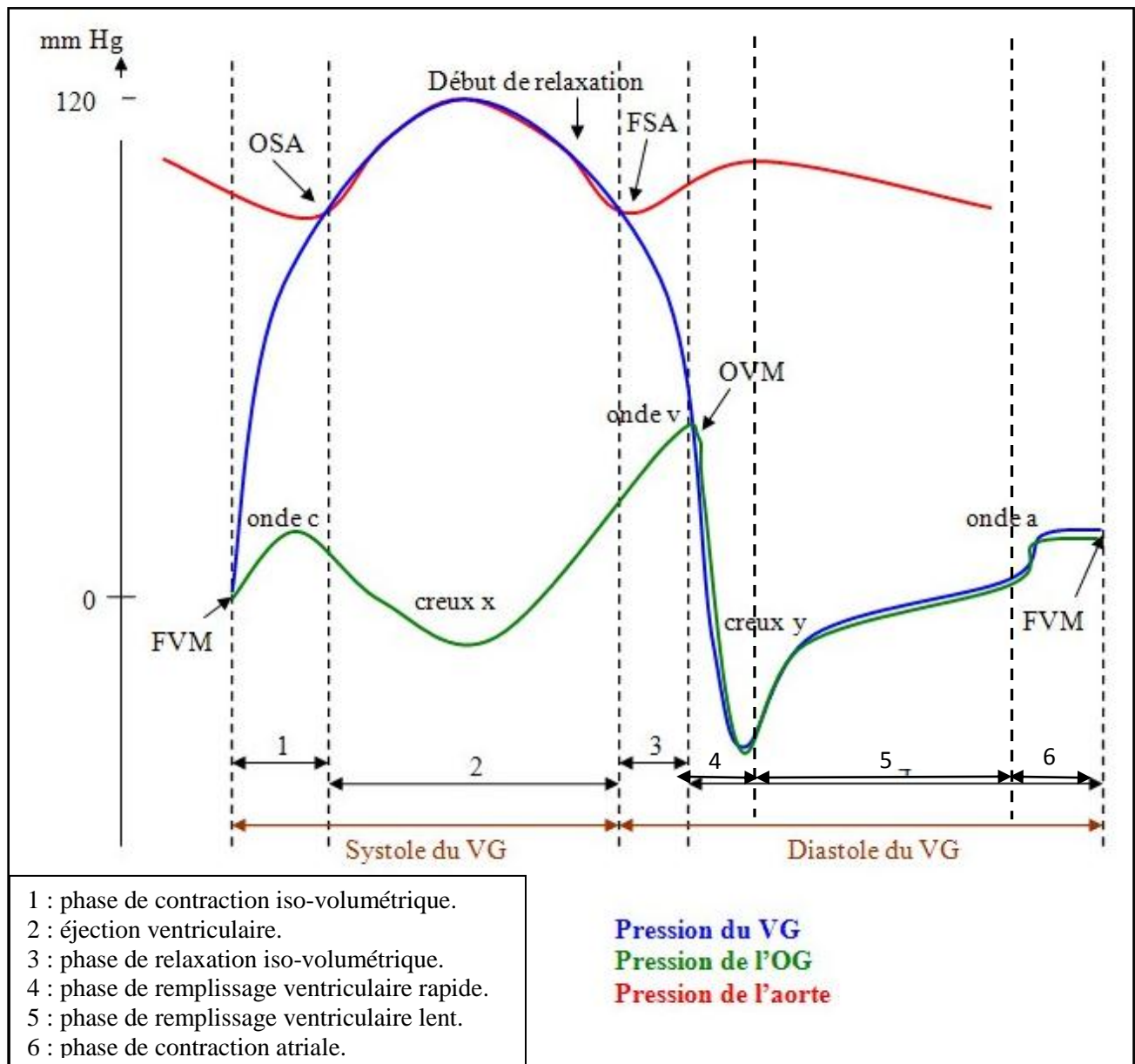


Figure (I.4) les phases de la circulation sanguine dans le cœur

III.1 La Systole Ventriculaire

Formée de deux phases successives : la contraction iso-volumétrique et la phase d'éjection ventriculaire.

III.1.1 Phase de contraction iso-volumétrique

Le début de la période de contraction iso-volumétrique est la fermeture de la **valvule mitrale**. La valvule mitrale se ferme : la cavité du ventricule gauche est alors une cavité close car la valve aortique est aussi fermée. Le ventricule gauche se contracte puissamment, exerce une pression forte sur le sang qu'il contient : la pression du sang augmente très rapidement,

c'est la phase de **contraction iso-volumétrique** (une augmentation de la pression intraventriculaire à volume constant).

Quand la pression du ventricule gauche atteint le niveau de pression de l'aorte, les valves aortiques s'ouvrent. Elles obéissent à loi du gradient de pression : quand la pression en amont est supérieure à la pression en aval, la valve s'ouvre. Le ventricule gauche n'est plus une cavité close : le sang passe du ventricule gauche dans l'aorte. Les pressions sont égales car les deux communiquent.

III.1.2 Phase d'Ejection Ventriculaire

Quand la pression du ventricule gauche atteint le niveau de pression de l'aorte, les valves aortiques s'ouvrent. Elles obéissent à loi du gradient de pression : quand la pression en amont est supérieure à la pression en aval, la valve s'ouvre. Le ventricule gauche n'est plus une cavité close : le sang passe du ventricule gauche dans l'aorte.

Le sang est éjecté dans l'aorte. La pression dans le ventricule gauche augmente rapidement puis plus lentement avant de commencer à diminuer. La diminution du volume du ventricule gauche résulte de deux phénomènes :

L'éjection ventriculaire se fait en deux phases :

- La première est rapide pendant laquelle 80% du sang éjecté passe dans l'aorte
- Phase plus lente où est évacué le reste du sang éjecté dans l'aorte. Tout le sang dans le ventricule gauche n'est pas éjecté dans l'aorte : il en reste toujours dans le ventricule gauche (C'est ce qu'on appelle le **résidu post-systolique** qui représente environ 40% du sang contenu dans le ventricule gauche pendant la phase de contraction iso-volumétrique).

Après s'être contracté, le ventricule gauche commence à se relâcher avant la fin de la systole.

III.2 Diastole Ventriculaire

Elle comporte deux parties : une phase de relaxation iso-volumétrique et une phase de remplissage ventriculaire.

III.2.1 Relaxation iso-Volumétrique

Si le muscle se relâche, la pression diminue très brutalement : la pression du ventricule gauche chute très rapidement, c'est la phase de relaxation iso-volumétrique.

Le ventricule gauche se relâche musculairement, il y a un décrochage brutal de pression du ventricule gauche par rapport à l'aorte. Le sang dans l'aorte a tendance pendant un temps

très court à revenir en arrière, il y a alors fermeture des valves aortiques. Le ventricule gauche est de nouveau une cavité close.

Le ventricule gauche poursuit son relâchement musculaire un peu au-delà du temps de la fin de la phase de relaxation iso-volumétrique.

Lors de la chute de pression du ventricule gauche, celle de l'oreillette gauche devient égale et même supérieure à la pression du ventricule gauche. La valve mitrale s'ouvre, la pression de l'oreillette gauche dépassant celle du ventricule gauche. L'oreillette gauche communique avec le ventricule gauche, les deux pressions se superposent.

III.2.2 Remplissage Ventriculaire

Le sang peut remplir le ventricule gauche. Il y a plusieurs temps :

➤ Remplissage passif : Il n'y a aucune contraction musculaire pendant cette phase. Il y a un remplissage d'abord rapide (**phase de remplissage ventriculaire rapide**) puis lent en plateau (**phase de remplissage ventriculaire lent ou Diastasis**).

➤ Remplissage actif (**contraction atriale**) : L'oreillette gauche se contracte, finit de chasser le sang qu'elle contient vers le ventricule gauche à travers la valve mitrale, c'est l'onde a Beaucoup de sang a rempli le ventricule gauche, la pression dans le ventricule gauche est alors supérieure à celle dans l'oreillette gauche. La valve mitrale se ferme, et c'est le début d'un nouveau cycle.

NB. Au niveau du cœur droit, on observe la même chose.

I V Le Tissu Nodal:

La contraction du cœur est déclenchée par un courant électrique qui parcourt régulièrement le cœur des oreillettes vers les ventricules. Le tissu nodal génère et conduit ce courant électrique, assurant la synchronisation de l'activité cardiaque. L'influx électrique naît du toit de l'oreillette droite, près de la veine cave supérieure, au niveau du nœud sinusal, traverse les oreillettes en 1/10^{ème} de seconde, est freiné entre les oreillettes et les ventricules par la traversée du nœud atrio-ventriculaire (ce qui assure le décalage nécessaire entre la contraction des oreillettes et celle des ventricules), traverse les 2 ventricules de façon synchrone grâce à un « câblage » électrique, le faisceau de His et ses branches.

Toute cellule vivante est polarisée, c'est à dire qu'elle maintient une différence de charge électrique entre son intérieur et le milieu extérieur. La polarisation s'explique par une différence de concentration ionique, en particulier ions sodium, potassium et calcium. Une décharge électrique d'intensité suffisante peut inverser cette polarité, en faisant pénétrer des

ions sodium et calcium dans la cellule. La pénétration d'ions calcium déclenche la contraction des fibres musculaires cardiaques.

L'une des particularités du tissu nodal est l'automatisme, qui est la capacité d'autodéclencher cette activité, ce mécanisme revient pour le cœur à s'envoyer à lui même une décharge électrique à fréquence régulière expliquant l'automatisme et l'autonomie cardiaque. Autre capacité du tissu nodal, celle de conduire l'électricité cardiaque à grande vitesse, synchronisant la contraction cardiaque (chef d'orchestre).

Seul le nœud auriculo-ventriculaire conduit lentement, assurant le décalage nécessaire entre la contraction des oreillettes et celle des ventricules, rôle freinateur

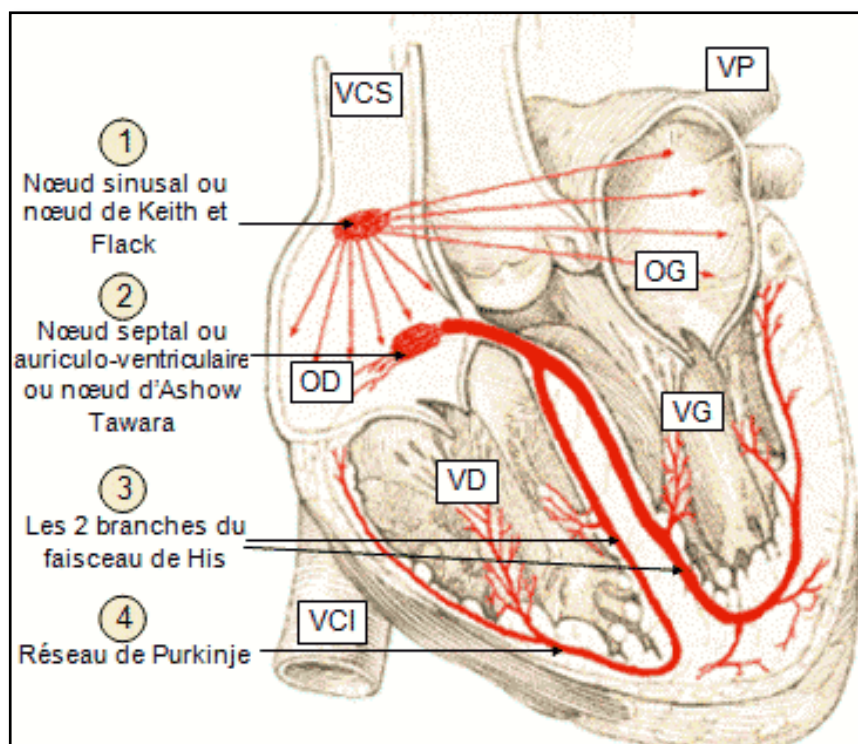


Figure (I.6) Le tissu nodal

V Le débit cardiaque :

Le débit du sang dans le système cardio-vasculaire entier se fait toujours d'une région de haute pression vers une région de basse pression, la pompe cardiaque assure la propulsion du sang dans l'appareil circulatoire sous une pression plus ou moins élevée [14].

Le débit cardiaque est égal au volume de sang expulsé dans l'unité de temps. Le débit est généralement exprimé en litres par minute. Il est important de comprendre que le débit cardiaque est la quantité de sang pompée par chaque ventricule et non la quantité totale de

sang pompée par les deux ventricules. Pour obtenir le débit cardiaque (D_c), il suffit de multiplier le volume d'éjection systolique (V_s) par la fréquence cardiaque (F_c) [7].

La régulation du débit sanguin coronaire est sous la dépendance de très nombreux paramètres hémodynamiques et neuro-humoraux. Le débit cardiaque est la résultante du fonctionnement intégré de l'appareil cardiovasculaire. C'est la quantité de sang qu'éjecte chaque ventricule en une minute. Il est égal au produit du volume éjecté à chaque battement (VES) par la fréquence cardiaque. Il est exprimé en litre (L) par minute [8].

C'est un système fermé → le débit global est constant [15].

Le débit dans un vaisseau sanguin est entièrement déterminé par deux facteurs :

- La différence de pression entre les deux extrémités du vaisseau (la force propulsant le sang à travers le vaisseau).
- L'opposition rencontrée par le flux sanguin (la résistance vasculaire).

$Q = \Delta P / R$: avec Q le débit sanguin et ΔP est la différence de pression et R la résistance vasculaire.

VI Relation entre le débit cardiaque, vitesse sanguine, et fréquence Cardiaque :

Le flux sanguin résulte des différences de pression, depuis les régions centrales à haute pression vers le réseau vasculaire périphérique à basse pression. La vitesse d'écoulement est conditionnée par la pression sanguine et les résistances vasculaires, sachant aussi que si la pression sanguine augmente, les résistances s'élèvent. La vitesse moyenne d'écoulement est de à 20 cm/s dans les grosses artères, et seulement de 0,05 cm/s dans les capillaires et 12 cm/s dans les veines [9].

La finalité du système cardiovasculaire est donc d'assurer un débit cardiaque (Q_c), délivré à une vitesse sanguine suffisante pour assurer la perfusion des différents organes.

Les différentes composantes participant à la régulation de ce débit sont :

- la force de contraction myocardique, influençant directement le volume d'éjection systolique (VES)
- la fréquence cardiaque (F_c).
- le volume sanguin revenant au cœur droit, que l'on peut simplifier sous le terme de « précharge ».
- le niveau de vasoconstriction des artères systémiques - ou « résistances artérielles systémiques » (RAS) qui reflètent de manière simplifiée la « postcharge ».

CHAPITRE II :
RAPPELS SUR LES
PATHOLOGIES
DU CŒUR

I. INTRODUCTION

Un rythme cardiaque régulier est normal lorsqu'il est compris entre 60 et 100 bpm pendant la journée, et entre 40 et 80 bpm pendant la nuit. Hors de ces limites, on parle de bradycardie lorsqu'il est trop lent, et de tachycardie lorsqu'il est trop rapide. On s'intéressera spécialement au cas le plus fréquent qui est la fibrillation cardiaque.

II. DYSFONCTIONNEMENT CARDIAQUE

Si le nœud SA ne fonctionne plus correctement ou si le courant de contraction prend naissance à un autre endroit du cœur autre que le nœud SA, le rythme cardiaque est « anormal ». On parle alors d'arythmie. Quand les signaux électriques proviennent des cavités inférieures du cœur (les ventricules), le muscle cardiaque bat beaucoup trop vite. On parle alors de tachycardie ventriculaire et de fibrillation ventriculaire.

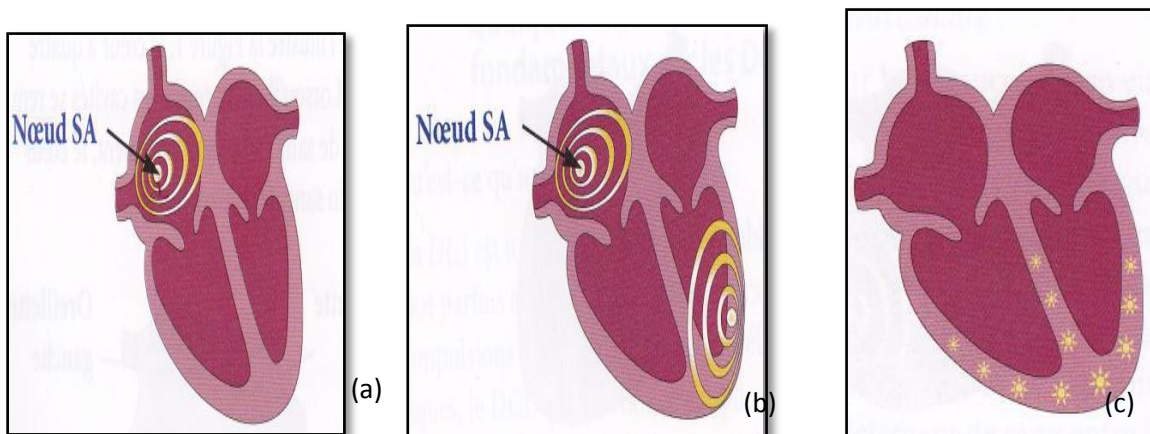


Figure (II.1): Représentation des régions de naissances des signaux électriques cardiaques.

(a) Nœud sinusal. (b) Tachycardie Ventriculaire. (c) Fibrillation Ventriculaire. [16].

Ces arythmies ventriculaires dangereuses pour la vie de l'être humain sont responsables dans la plupart des cas de la « mort subite cardiaque ».

II.1 Bradycardie

La bradycardie est caractérisée par le fait que la fréquence cardiaque est inférieure à 60 bpm ; elle est dite d'origine sinusale, jonctionnelle, ou ventriculaire, selon le site d'initiation de l'impulsion électrique à l'origine des battements considérés.

II.1.1 Bradycardie sinusale

Outre sa fréquence basse, la bradycardie sinusale est caractérisée par la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS (voir figure II.2) car l'origine de la contraction ventriculaire reste la dépolarisation du sinus et des oreillettes, comme lors de battements normaux. Les causes d'une telle arythmie sont multiples et souvent extérieures au système cardiovasculaire : traitement médicamenteux (bêtabloquant, digoxine, ...), hypothermie, urémie, ...

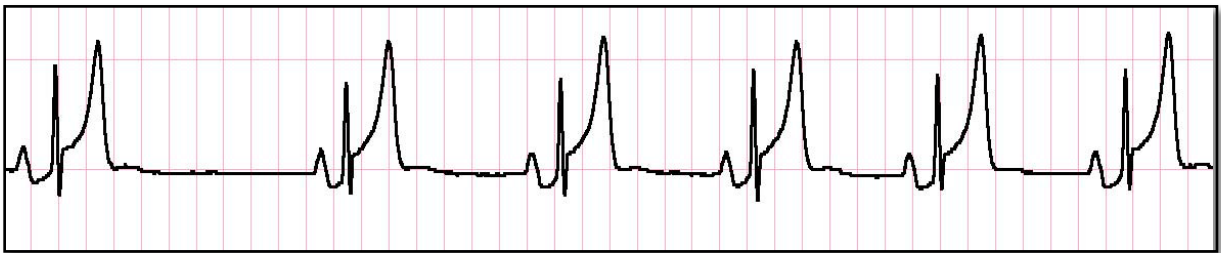


Figure (II.2) : Bradycardie sinusale. Le rythme est de l'ordre de 40 bpm, la présence de l'onde P nous assure de l'origine auriculaire des battements [17].

II.1.2 Bradycardie d'origine jonctionnelle

En cas de dysfonctionnement sinusal avec ou sans dépolarisation auriculaire, le nœud AV peut assurer le rôle de pacemaker de secours à une fréquence de l'ordre de 30 à 60 bpm.

L'impulsion électrique prend alors naissance dans le nœud auriculo-ventriculaire (AV) et suit le chemin de conduction habituel : la morphologie des ondes QRS est identique à celle du battement normal ; en revanche, l'onde P peut être absente ou, si elle est présente, elle peut être désynchronisée de la systole ventriculaire (voir figure II.3).

Ce rythme, appelé rythme d'échappement jonctionnel, dure jusqu'à ce qu'il soit inhibé par un rythme plus rapide, sinusal par exemple.



Figure (II.3): Rythme d'échappement jonctionnel lent à 35 bpm.

L'impulsion électrique n'est plus transmise des oreillettes aux ventricules : la jonction AV a donc pris le relais, et les ondes d'origine ventriculaire, de forme normale, ne sont pas précédées d'ondes P. On observe cependant une activité auriculaire (onde P) complètement désynchronisée des systoles ventriculaires. Rythme d'échappement ventriculaire [17].

Lorsque le problème de conduction intervient en aval du nœud AV, c'est un groupe de cellules du muscle ventriculaire qui est susceptible de devenir pacemaker (foyer ectopique ventriculaire) ; le rythme devient alors une succession d'ESV à une fréquence très lente, entre 15 et 40 bpm, appelé rythme d'échappement ventriculaire. Ce type de pathologie constitue une indication typique de la pose d'un stimulateur cardiaque pour éviter une possible syncope.

II.2 La tachycardie

À l'inverse de la bradycardie, la tachycardie est caractérisée par le fait que la fréquence est supérieure à 100 bpm ; elle peut être d'origine sinusale, auriculaire ou ventriculaire.

II.2.1 Tachycardie sinusale

La tachycardie sinusale correspond à un rythme sinusal dont la fréquence est comprise entre 100 et 180 bpm ; on observe, avant chaque complexe QRS, une onde P de forme identique à celle observée lors du rythme normal. On a vu (Figure 13) qu'une « tachycardie » modérée et apparaissant dans des conditions de stress ou d'effort est physiologique. Une

tachycardie sinusale est considérée comme pathologique si elle est de longue durée et indépendante du contexte (Figure II.4).

Les causes de cette pathologie sont habituellement extracardiaques, et incluent tous les facteurs de stimulations du système nerveux : surmenage, anxiété, ... et l'influence de différentes substances comme l'adrénaline ou la caféine.

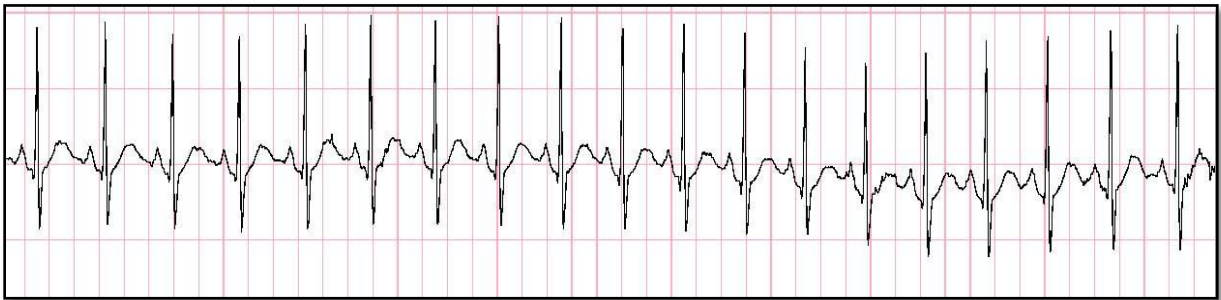


Figure (II.4): Tachycardie sinusale. Le rythme est de 120 BPM ;

On note la présence systématique d'une onde P avant les complexes QRS. Pour s'assurer du caractère sinusal et ne pas confondre cette tachycardie avec une tachycardie auriculaire due à un foyer ectopique situé dans les oreillettes, il faudrait comparer la forme de l'onde P avec celle observée lors de battements normaux (cf. II.1.2b. Tachycardie auriculaire) [17].

II.2.2 Tachycardie auriculaire et nodale AV

Très schématiquement, la tachycardie auriculaire peut avoir pour origine un foyer ectopique, une boucle de stimulation (flutter) ou une voie qui court-circuite la voie AV, dite voie accessoire, avec réentrée par le nœud AV.

Dans le cas d'un foyer ectopique, il s'agit d'un groupe de cellules situées dans les oreillettes, qui se dépolarisent spontanément et plus rapidement que le sinus, prenant ainsi sa place. La dépolarisation des oreillettes n'étant pas d'origine sinusale, la propagation de l'influx nerveux diffère de celle qui a pour origine le sinus, et l'on observe une onde P de forme inhabituelle.

La fréquence typique de décharge de ce type de foyer est comprise entre 120 et 200 bpm. En l'absence de problèmes de conduction AV, les ventricules sont entraînés au même rythme.

La décharge régulière d'un foyer ectopique localisé dans le nœud AV peut aussi être la cause d'une tachycardie, appelée tachycardie nodale AV ; dans ce cas, la fréquence des

battements peut atteindre 250 bpm. Contrairement à la tachycardie auriculaire, aucune onde P ne précède les complexes QRS, car il n'y a pas d'activité auriculaire avant le battement¹.

Le principal risque de ce type de pathologie est le manque d'efficacité des ventricules qui, contraints de se contracter très fréquemment, n'ont pas le temps de se remplir correctement de sang : l'alimentation du corps en oxygène peut en être altérée.

II.2.3 Tachycardie ventriculaire (TV)

La tachycardie ventriculaire a pour origine un ou plusieurs foyer(s) ectopique(s) ventriculaire(s) (qui se dépolarisent à tour de rôle).

Les battements ont donc la forme d'extrasystoles ventriculaires très rapprochées (Figure II.5). Ce type de rythme est dangereux à cause de sa possible évolution en *fibrillation ventriculaire* qui, elle, conduit au décès du patient si elle n'est pas traitée à l'aide d'un défibrillateur dans les quelques minutes qui suivent son apparition.



Figure (II.5): Tachycardie ventriculaire (TV).

On observe sur l'enregistrement une succession d'extrasystoles ventriculaires à une fréquence de 150 bpm ; après la phase de TV, le cœur reprend ici spontanément un rythme sinusal normal [17].

Les bradycardies et tachycardies présentées précédemment engendrent essentiellement un rythme régulier pendant leur manifestation. Cependant, certains de ces événements peuvent, d'une part, se manifester de manière sporadique, par phases, et produire ainsi des

¹ Il peut y avoir une activité auriculaire rétrograde dont la trace sur l'ECG est noyée dans le complexes QRS.

rythmes différents d'assez longues durées, ou, d'autre part, créer de véritables troubles de la régularité ; il s'agit alors de troubles du rythme ou *arythmies*.

II.3 Fibrillation cardiaque

II.3.1 Epidémiologie

C'est le trouble du rythme cardiaque le plus fréquent, en particulier chez l'adulte âgé. L'incidence et la prévalence de la FA augmentent considérablement avec l'âge.

- **Incidence** : moins de 1 cas nouveau pour 1000 par an avant l'âge de 40 ans, 5/1000 par an vers la soixantaine (augmentation supérieure à un facteur 5) et 15 à 20/1000 par an après l'âge de 80 ans (incidence multipliée par 20 entre les âges de 40 et 80 ans).

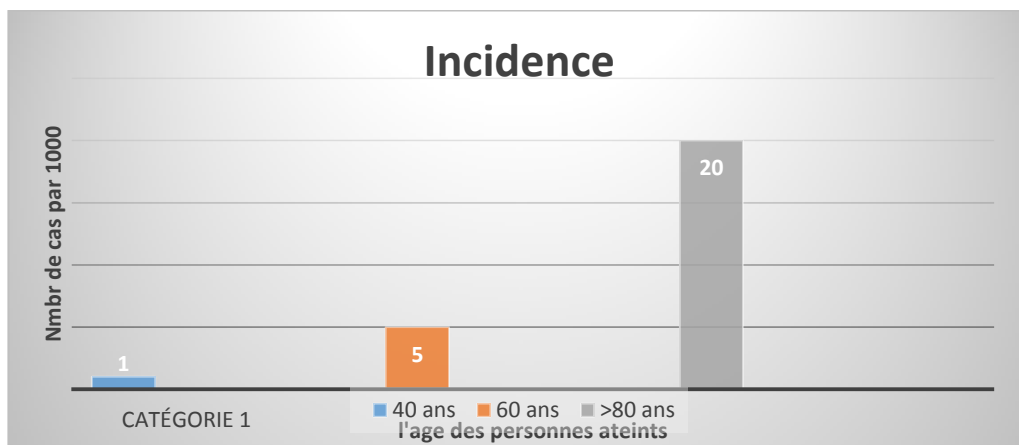


Figure (II.6): Histogramme d'incidence par classe d'âge.

- **Prévalence** : de l'ordre de 1 pour cent de la population avant 60 ans et de 10 pour cent après 80 ans (compte tenu des mortalités hommes et femmes dans cette dernière classe d'âge).

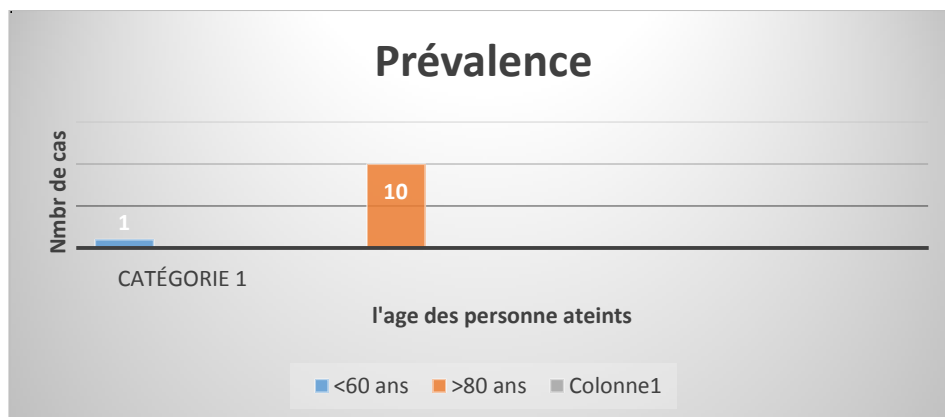


Figure (II.7): Histogramme de prévalence par classe d'âge.

II.3.2 Causes

Plusieurs maladies cardiaques sont associées à la survenue du trouble rythmique. Ainsi une augmentation de la pression dans l'oreillette gauche, que cela soit lors d'un rétrécissement mitral ou d'une insuffisance mitrale,

Une hypertension artérielle, une insuffisance cardiaque quelle que soit la cause de cette dernière, est un terrain favorisant la survenue de l'arythmie. De même, toute anomalie des oreillettes prédisposent à sa survenue. Il s'agit d'une complication fréquente de toute chirurgie cardiaque.

En dehors d'une maladie cardiaque, l'hyperthyroïdie est une cause classique qu'il faut rechercher systématiquement. De même, une embolie pulmonaire, une alcoolisation aiguë, un choc émotionnel peuvent être des mécanismes déclenchant. La prise de certains excitants (cocaïne et crack), de certains médicaments (tous les neuro-excitants (sympathomimétiques, certains médicaments contre le rhume), Théophylline (pour l'asthme), acide zolédronique...).

Il existe un facteur génétique. Plusieurs gènes, en dehors de ceux causant une maladie cardiaque autre connue comme favorisant la fibrillation auriculaire, ont été identifiés comme potentiellement responsables : mutation sur le gène du peptide natriurétique auriculaire, gène *SCN5A*, gène *KCNH2* ou mutation sur un locus du chromosome 4q25.

Les cardiologues du sport connaissent bien par ailleurs l'existence d'épisodes de FA paroxystique associés à un habitus d'entraînement intense en endurance (cyclistes, marathoniens, skieurs de fond...). Ce contexte particulier multiplierait le risque de FA spontanée par 2 ou 3 :

- le risque de FA idiopathique apparaît en fait corrélé à la majoration du diamètre et du volume de l'oreillette gauche (OG), modifications fonctionnelles liées elles-mêmes à la surcharge de travail chronique de l'OG due à l'entraînement intense et régulier.
- le déconditionnement progressif, c'est-à-dire l'astreinte à une pratique physique régulière d'endurance très limitée en intensité, pourrait (hypothèse controversée) diminuer progressivement le risque selon certains auteurs.
- différentes observations cliniques laissent penser que certains épisodes de FA paroxystique, notamment ceux affectant les sujets sur-conditionnés en endurance, pourraient paradoxalement être traités par un exercice physique d'intensité et de durée appropriées.

La présence d'un bloc auriculo-ventriculaire du premier degré² multiplie par quatre le risque de survenue d'une fibrillation auriculaire.

II.3.3 Physiopathologie

La contraction cardiaque normale provient d'une dépolarisation (inversion de la polarité électrique de la membrane cellulaire) cyclique d'un groupe de cellules situé au niveau de la partie haute de l'oreillette droite et constituant le nœud sinusal (ou nœud *sino-atrial* - NSA). Cette dépolarisation se propage très rapidement (en moins d'un dixième de seconde), de haut en bas et de proche en proche, à l'ensemble des cellules des deux oreillettes, déclenchant leur contraction quasi synchrone, ainsi qu'en direction du nœud atrio-ventriculaire (NAV). L'activation du NAV par les potentiels d'action issus de l'oreillette déclenchera à son tour la contraction des deux ventricules, de façon légèrement retardée relativement à celle des oreillettes. Pour mémoire, la contraction des oreillettes permet un surcroît de remplissage des ventricules (de l'ordre de 20 à 30 %, selon l'âge du sujet) juste avant la contraction de ceux-ci : c'est la phase dite de *remplissage rapide*.

Lors de la phase d'initiation de la fibrillation auriculaire (FA), des rétro-boucles du courant de dépolarisation (circuits dit de *réentrée*) apparaissent, lesquelles vont venir ré-exciter de façon précoce des fibres musculaires sortant justes de leur période réfractaire, générant alors une activation inappropriée et désynchronisée de ces fibres. La généralisation de ce mécanisme à l'ensemble du tissu auriculaire conduira alors à la fibrillation des oreillettes. L'activation du NAV par des trains de potentiels d'action désynchronisés se fera alors de façon anarchique, celui-ci transmettant aux ventricules une onde de dépolarisation (via le faisceau de His³) de fréquence très irrégulière et le plus souvent anormalement rapide (mais pas toujours) : c'est le classique phénomène de tachyarythmie. Dans le phénomène d'initiation de la FA, on incrimine également l'intervention de foyers dit ectopiques, centres d'hyperexcitabilité à fréquence de décharge très rapide. Ces foyers ectopiques peuvent se localiser à de nombreux endroits différents des oreillettes, mais principalement au niveau des orifices des veines pulmonaires dans l'oreillette gauche. Ces deux types de mécanismes pourraient agir de façon plus ou moins synergique dans le phénomène déclenchant la fibrillation. Enfin, une anomalie primitive ou secondaire (à une affection aiguë ou chronique) des fibres des oreillettes, caractérisée par un raccourcissement pathologique de leur période

² C'est un ralentissement constant de la conduction au niveau du nœud atrio-ventriculaire.

³ Le **faisceau de His** est un faisceau de cellules musculaires cardiaques spécialisées dans la conduction électrique.

réfractaire, va encore accentuer le mécanisme de réentrée décrit précédemment. À cet égard il a été montré par de nombreux auteurs que, en cas de fibrillation auriculaire permanente, la période réfractaire des fibres auriculaires a « naturellement » tendance à se raccourcir assez rapidement, remodelage tissulaire qui va contribuer par lui-même à pérenniser l'état de fibrillation. De fait la tendance naturelle de la FA est de s'auto-renforcer dans une sorte de « cercle vicieux » - On dit que « la FA entraîne la FA » – de sorte que si le traitement médical ne réussit pas rapidement à réduire la fibrillation, c'est la *cardio-version* ; passé un certain délai cette cardio-version deviendra irréalisable, quels que seront alors les moyens électriques ou pharmacologiques mis en œuvre.

Cette absence de synchronisation des fibres musculaires auriculaires a deux types de conséquences ou risques :

- Des conséquences hémodynamiques : les oreillettes vont devenir mécaniquement inefficaces : elles ne se contractent plus (perte de la systole physiologique) ; il y a donc disparition du remplissage ventriculaire rapide, d'où diminution du débit cardiaque. Le remplissage passif des ventricules pendant la diastole va quant à lui être également perturbé par l'importante réduction de la durée diastolique, cela du fait de la tachycardie.
- Des risques emboliques : l'absence de contraction auriculaire favorise une certaine stagnation du sang dans les oreillettes, situation de stase sanguine dont on sait qu'elle favorise l'apparition de thrombus (ou thrombi) par phénomène de coagulation spontanée. En présence d'une FA, et tant que la cardio-version n'est pas réalisée, il convient donc d'administrer un traitement anticoagulant héparinique (en aigu) ou sous forme d'anti-vitamines K (AVK), pour les FA permanentes irréductibles. En cas de contre-indication aux anticoagulants, un traitement par antiagrégants plaquettaires peut constituer une solution alternative pour le traitement des FA permanentes (voir détails infra avec la section « Traitement »).

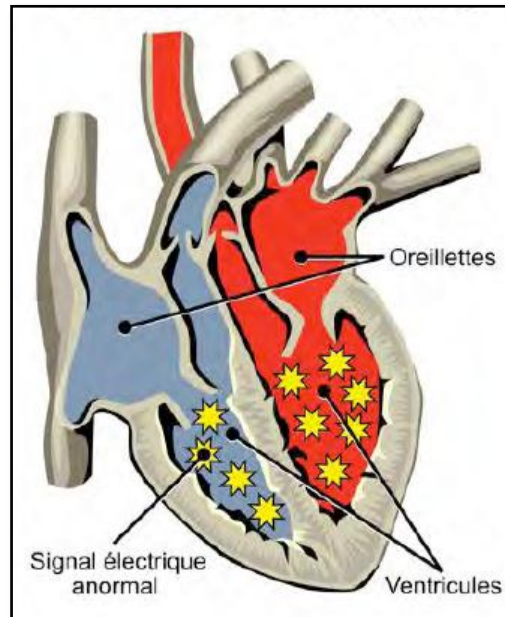


Figure (II.8) : Fibrillation ventriculaire [18].

La survenue de la fibrillation auriculaire est favorisée :

- lorsque l'oreillette gauche est dilatée (diamètre supérieur à 5 cm à l'échographie),
- lorsque les fibres auriculaires sont soumises à une élévation du taux de thyroxine, ou de catécholamines [18].

Lors d'une fibrillation auriculaire, la fréquence auriculaire dépasse les 300 par minute. Du fait de la présence du nœud auriculo-ventriculaire, l'intégralité du signal électrique auriculaire est filtrée : le ventricule bat alors à une fréquence bien moindre que les oreillettes même s'il reste rapide, assurant ainsi, la plupart du temps, une tolérance correcte, du moins au repos.

CHAPITRE III :

LES CAPTEURS

I- Etude théorique des capteurs :

I-1.Généralités :

Le capteur est l'élément d'une chaîne ou d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer. Son rôle est de transformer les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne ou de l'instrument.

La variété des capteurs est telle qu'il est impossible en un seul chapitre de couvrir la totalité de leurs principes. Nous avons donc limité nos propos à quatre classes de mesurandes : électriques, mécaniques, optiques et manométriques. Cependant, même après cette restriction, il faut encore faire un choix et nous ne présenterons que les lois qui sont les plus couramment mises en oeuvre dans ce type de capteurs physiques.

Le capteur est le premier élément rencontré dans une chaîne de mesure.[19] C'est un dispositif qui transforme une grandeur physique en une grandeur exploitable, souvent de nature électrique. Une information est une grandeur abstraite (grandeur physique à mesurer M) qui précise un événement particulier parmi un ensemble d'événements possibles.pour pouvoir être traitée, cette information sera portée par un support physique (énergie) on parlera alors de signal. Les signaux sont généralement de nature électrique (signal électrique de mesure S)[20].

Le capteur est l'interface entre le monde physique et le monde électrique. Il va délivrer un signal électrique image du phénomène physique que l'on souhaite numériser. Il est toujours associé à un circuit de mise en forme.

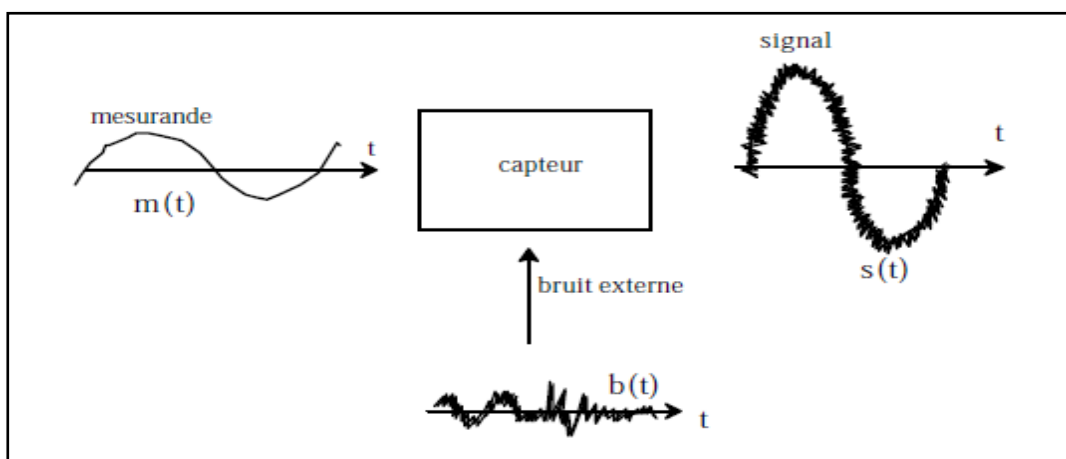


Figure (III.1) Schéma synoptique d'un capteur

Soit m la mesurande variable au cours de temps. Le but assigné au capteur est de convertir m en une grandeur électrique que l'on appellera s comme le montre la figure II.1

La mesure s peut être une impédance, une charge électrique, un courant ou une différence de potentiel. La relation qui lie s à m est : $s(t) = m(t) + b(t)$ [19].

Avec $s(t)$: le signal de sortie, $m(t)$: la variation de mesurande et $b(t)$ le bruit externe (grandeur d'influence). On appelle grandeur d'influence, toutes les grandeurs physiques autres que la grandeur à mesurer, susceptibles de perturber la mesure. Généralement les capteurs industriels sont compensés par un dispositif interne au capteur limitant l'influence des grandeurs perturbatrices. La température est la grandeur d'influence qui est le plus souvent rencontrée.

I-1.1. Principales caractéristiques des capteurs :

- **L'étendue de la mesure** : c'est la différence entre le plus petit signal détecté et le plus grand perceptible sans risque de destruction pour le capteur, [20]. La Figure II.2 présente la caractéristique typique d'un capteur linéaire.

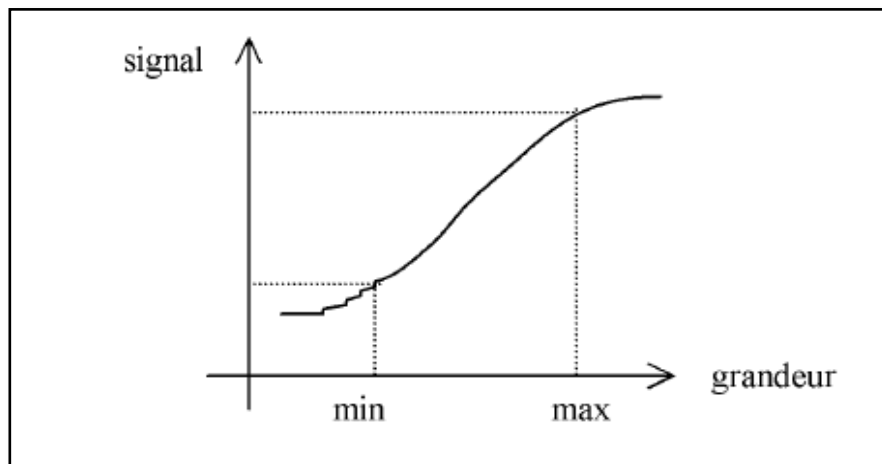


Figure (III.2) Étendue de mesure d'un capteur [21]

- **La sensibilité** : c'est la plus petite variation d'une grandeur physique que peut détecter un capteur.
- **La rapidité** : c'est le temps de réaction d'un capteur entre la variation de la grandeur physique qu'il mesure et l'instant où l'information sera prise en compte par la partie commande [20].
- **La précision** : C'est la qualité qui caractérise l'aptitude d'un capteur à donner des indications proches de la valeur vraie de la grandeur mesurée, [21] Cela permet d'évaluer l'influence du capteur sur la mesure. On la définit non seulement vis à vis du capteur mais aussi vis à vis de l'environnement d'utilisation du capteur [22].
- **La linéarité** : zone dans laquelle la sensibilité du capteur est indépendante de la valeur de la mesurande, cette zone peut être définie à partir de la définition d'une

droite obtenue comme approchant au mieux la caractéristique réelle du capteur, par exemple par la méthode des moindres carrés, on définit à partir de cette droite l'écart de linéarité qui exprime en % l'écart maximal entre la courbe réelle et la droite approchant la courbe.

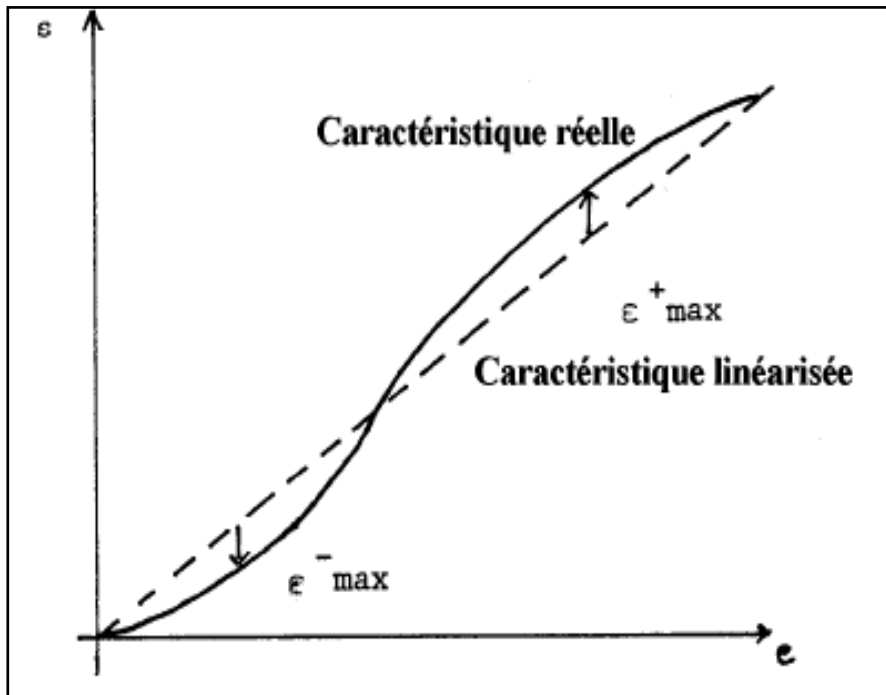


Figure (III.3) Exemple de linéarisation de caractéristiques

I-1.2. Modes de fonctionnement des capteurs :

On classe les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de sortie. Cette classification influe sur le conditionneur qui lui est associé [22].

A. Les capteurs Actifs :

Un capteur actif est un capteur pour lequel la grandeur de sortie est une tension ou un courant électrique, cette grandeur est directement utilisable par l'instrumentation de mesure, donc il fonctionne en générateur, dont une partie de l'énergie physique prélevée sur le mesurand est transformée directement en énergie électrique qui constitue le signal de sortie. Ce signal est un courant, une tension ou une quantité d'électricité.

Généralement, un capteur actif est un système de mesure qui nécessite une source d'énergie embarquée, la plupart du temps assurée par une batterie, et ce pour la réalisation de la phase de traitement au cours de laquelle le signal est filtré (nettoyé), amplifié et converti dans un format compatible et exploitable. Dans ce cas, le capteur doit non seulement mesurer des propriétés physiques mais doit également effectuer des tâches additionnelles au travers de

circuits de traitement et de communication intégrés. Ce type de capteur est surtout utilisé pour assurer des mesures continues en temps réel [23]. Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge, figure (II.4 a) [22].

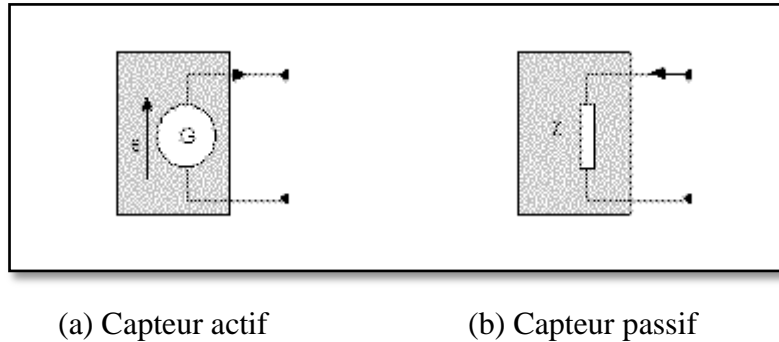


Figure (III.4) les types de capture [24]

B. Les capteurs passifs :

Un capteur passif est un capteur qui ne fournit pas d'énergie. Sa grandeur électrique de sortie est généralement une impédance qui varie avec la grandeur à mesurer. Afin de pouvoir obtenir un signal utilisable, ce type de dispositif nécessite la mise en œuvre d'un conditionneur qui transforme ces variations en une différence de potentiel ou un courant. Ce type de capteur est utilisé dans des applications spécifiques (surveillance environnementale, des instruments de suivis spatial et aéronautique, des applications liées à la santé) qui nécessitent des unités de mesure miniatures, passives, de grande précision et fiables [23].

Les capteurs dont le signal électrique délivré est une variation d'impédance sont dits passifs car ils nécessitent une source d'énergie électrique pour que l'on puisse lire la sortie, figure (I III.4b) [19]. Dans ce cas le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif [22].

I-1.3. Choix d'un capteur :

Tous les capteurs dont les fonctionnements ont été décrits précédemment présentent deux parties distinctes. Une première partie qui a pour rôle de détecter un événement et une deuxième partie qui a pour rôle de traduire l'événement en un signal compréhensible d'une manière ou d'une autre par une partie affichage (analogique ou numérique). Pour choisir correctement un capteur, il faudra définir tout d'abord :

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

En fonction de ces paramètres on pourra effectuer un ou plusieurs choix pour un type de détection. D'autres éléments peuvent permettre de cibler précisément le capteur à utiliser :

- ses performances,
- son encombrement,
- sa fiabilité,
- son prix... [20]

I-1.4. Conditionneur associé :

Le conditionnement de la mesure consiste à rendre exploitable la mesure issue du capteur, l'association capteur-conditionneur détermine le signal électrique et ses caractéristiques, on effectue une adaptation de la source du signal à la chaîne de mesure complète.

Par exemple, le capteur source de courant, le capteur peut se modéliser par une source de courant avec une impédance en parallèle, comme le montre la **figure (II.5)**.

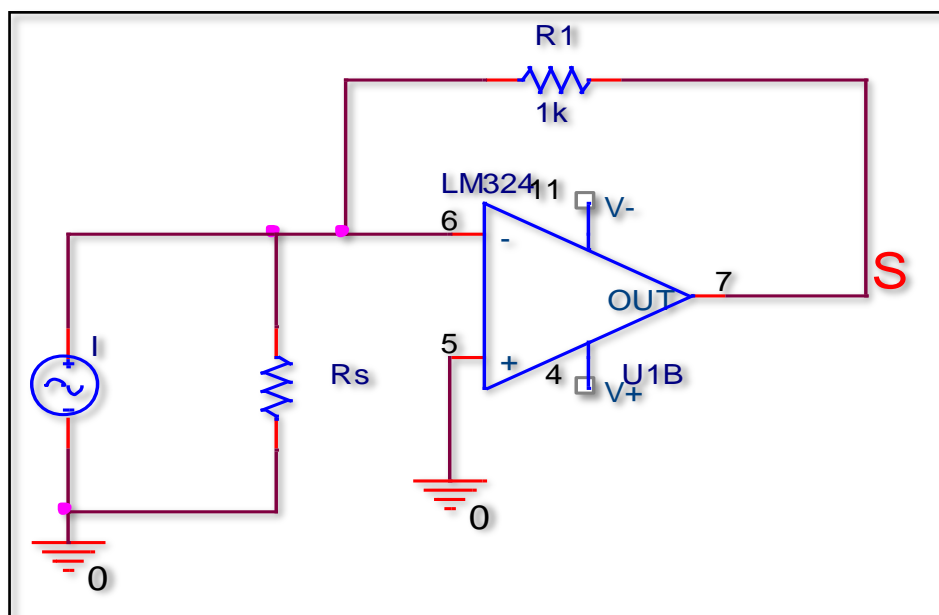


Figure (III.4) Conditionneur convertisseur courant-tension

R_s : est court-circuitée

Tension sortie : $V_s = -R_1 \cdot i$

On fait appel dans ce cas à un convertisseur courant-tension de manière à obtenir une tension proportionnelle au courant de sortie du capteur (utilisation d'un montage adaptateur d'impédance – transducteur I-V) [22]. Pour les capteurs passifs on associe la variation d'impédance du capteur à une source de tension ou une source de courant et la grandeur exploitée est la tension de sortie [21].

I.1.5-Applications médicales :

Dans le domaine de la médecine, les capteurs peuvent être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic de maladies par la mesure continue de paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire, etc. [25]

II. Capteur optique :

Une classe importante de capteurs concerne la détection des faisceaux électromagnétiques. Un capteur optique est un dispositif capable de détecter l'intensité ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. [20] La mesure (grandeur de sortie) des capteurs optiques est généralement un courant. C'est à partir des variations de ce courant en fonction de différents paramètres que l'on définit les performances du capteur [19]. Le signal est amplifié pour être exploité par la partie commande [20].

II.1 L'effet photoélectrique :

La libération de charges électriques dans la matière sous l'influence d'un rayonnement lumineux ou plus généralement d'une onde électromagnétique dont la longueur d'onde **est** inférieure à un seuil caractéristique du matériau.

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

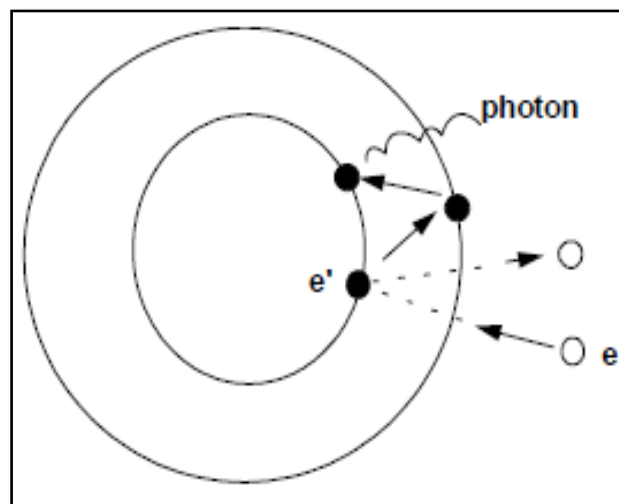


Figure (III.6) L'effet photoélectrique**II.2 Les photodiodes :**

Les photodiodes sont des diodes au silicium qui exploitent l'effet photoélectrique. Sous éclairage, les photons libèrent des paires électron-trous. Sa polarisation en inverse produit un courant (**IR**) qui augmente proportionnellement à l'intensité lumineuse. Les photodiodes sont beaucoup utilisées en raison de leur grande stabilité, de leur faible encombrement, de leur coût réduit.

**Figure (III.7)** Les photodiode

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

- Chaque photon absorbé par le semi-conducteur peut créer une paire électron-trous,
- sous l'action du champ interne, l'électron se diffuse vers la zone **N** et le trou vers la zone **P**,
- on a une diffusion des trous et des électrons dans des sens opposés,
- ces porteurs donnent naissance à un photocourant de génération.

II.3 Les phototransistors :

Le faible courant électrique transmis par les photodiodes a poussé les constructeurs de semi-conducteurs à rajouter à ce composant un transistor donnant ainsi naissance au phototransistor, Les caractéristiques sont sensiblement les mêmes que celle des photodiodes. Mais on remarque un courant beaucoup plus important.

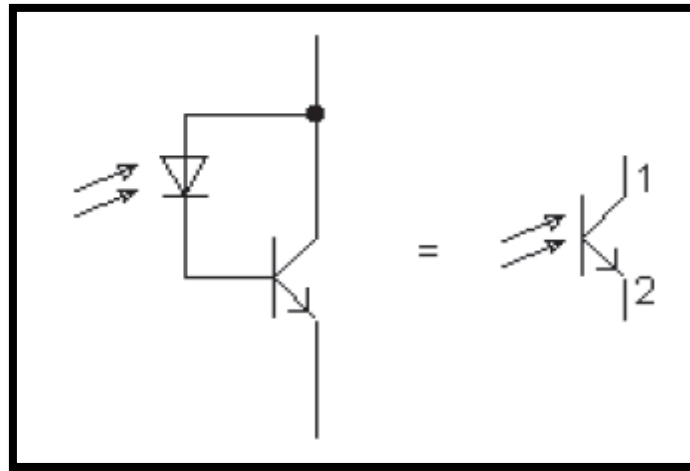


Figure (III.8) photodiode et phototransistor

II.4 La loi de Beer :

Ce paragraphe décrit le contexte théorique pour la mesure de l'absorbance de lumière dans le tissu biologique en tant qu'élément de base pour la détermination de saturation en oxygène et la courbe pléthysmographique. La loi de Beer-Lambert est utilisée avec précision pour déterminer la concentration en oxygène de l'hémoglobine des solutions, mais ne s'applique pas à tout le sang à cause de la dispersion des effets. Néanmoins, ce modèle permet de développer une compréhension de l'absorbance de la lumière qui passe dans le tissu vivant.

Quand la lumière traverse une solution colorée, une partie de la lumière est absorbée. La grandeur qui mesure cette absorption s'appelle l'absorbance **A**, sans unité. La loi de Beer-Lambert relie la quantité de lumière traversant une solution (absorbance) avec sa concentration par la relation suivante : $A = \epsilon \cdot L \cdot C$ avec :

A = absorbance, sans unité,

L = épaisseur en mètre de la solution traversée,

C = concentration molaire en $\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}$ Ou massique en $\text{g} \cdot \text{l}^{-1}$.

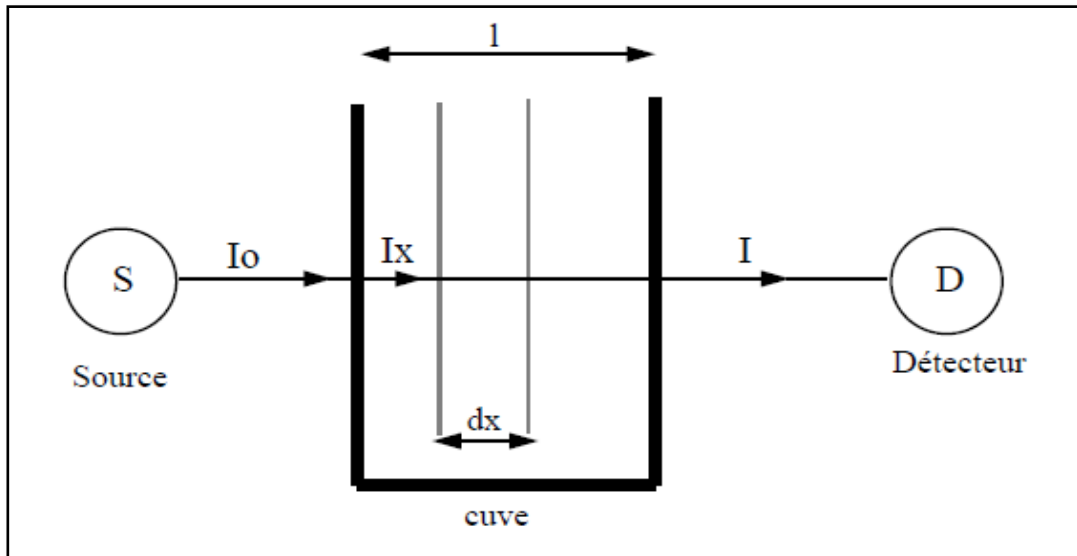
ϵ = coefficient d'extinction molaire qui dépend de la longueur d'onde λ et de la nature du soluté (en $\text{L} \cdot \text{mol}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$ ou $\text{L} \cdot \text{g}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)

Si la lumière monochromatique d'une intensité **I₀** irradie le milieu, une partie de cette lumière est transmise par le substrat tandis qu'une autre partie est absorbée. L'intensité **I** de la lumière qui traverse le substrat diminue exponentiellement avec la distance selon l'équation ci-dessus :

$$I = I_0 e^{-\epsilon(\lambda) \cdot C \cdot l}$$

Où : $\epsilon(\lambda)$: est le coefficient d'extinction de l'absorption d'une substance à une longueur d'onde (λ), **C** : la concentration de la substance dont l'absorption est constante dans le

milieu, et l : la longueur du chemin optique à travers le support. La loi de Beer est fondée sur la propriété que la somme de la lumière transmise et absorbée égale la lumière incidente. Elle ne tient pas compte des processus physique qui comprennent la réflexion de la lumière à la surface ou dans le tissu ou la dispersion de la lumière dans le substrat. La **figure(III.9)** ci-dessous décrit la loi de Beer Lambert [26].



Figure(III.9) la loi de Beer Lambert

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

II.5 explications :

II.5.1 Coefficient d'extinction d'hémoglobine :

L'hémoglobine est le principal absorbeur de lumière dans le sang humain à des longueurs d'onde utilisées dans les systèmes de mesure. Les caractéristique d'absorbation de l'hémoglobine change en fonction des changements chimiques et la longueur d'onde de la lumière incidente. Bien que l'hémoglobine oxygénée et l'hémoglobine réduite sont les substrats les plus absorbants de lumière dans le sang humain, elles ne représente pas les deux seules espèces d'hémoglobine dans le sang humain.

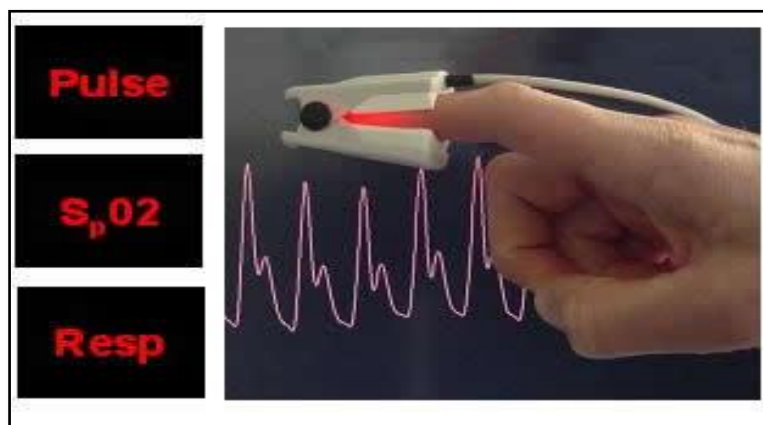
avec l'oxygène, elle est appelée hémoglobine réduite (Hb). L'oxyhémoglobine et l'hémoglobine réduite sont appelées hémoglobines fonctionnelles.

La saturation en oxygène fonctionnelle (SaO₂) est mesurée en pourcentage et déterminée par la concentration de l'hémoglobine oxygénée (HbO₂) par rapport à la somme totale de l'hémoglobine (Hb).

II.1.6 La photopléthysmographie :

La photopléthysmographie est une méthode optique qui permet de relever le signal pléthysmogramme PPG. Le PPG est souvent obtenu par l'utilisation d'un oxymétrie de pouls, **figure(III.10)** qui mesure les changements d'absorption de la lumière dans les vaisseaux sanguins. Ce signal traduit les variations de volume d'un organe ou d'un vaisseau sanguin. Le tracé PPG découle de la modification de l'atténuation de la lumière, par l'énergie transmise ou réfléchi par les tissus sur lesquels la lumière a été appliquée.

Figure(III.10) Oxymétrie de pouls



Figure(III.10) Oxymétrie de pouls

II.1.7 La pulsation du sang :

La lumière qui traverse les tissus biologiques (par exemple, le doigt ou lobe de l'oreille) est absorbée par les différentes substances absorbantes. Les premiers absorbeurs de lumière dans la région d'intérêt sont les pigmentations de la peau, les os et le sang artériel et veineux. Au lieu de faire les mesures sur le sang in vitro avec un échantillon de sang artériel et d'un spectrophotomètre, la photopléthysmographie sur le doigt utilise la pulsation artérielle. La **figure(III.11)** illustre la quantité de lumière transmise et absorbée dans les tissus vivants en

fonction du temps [26].

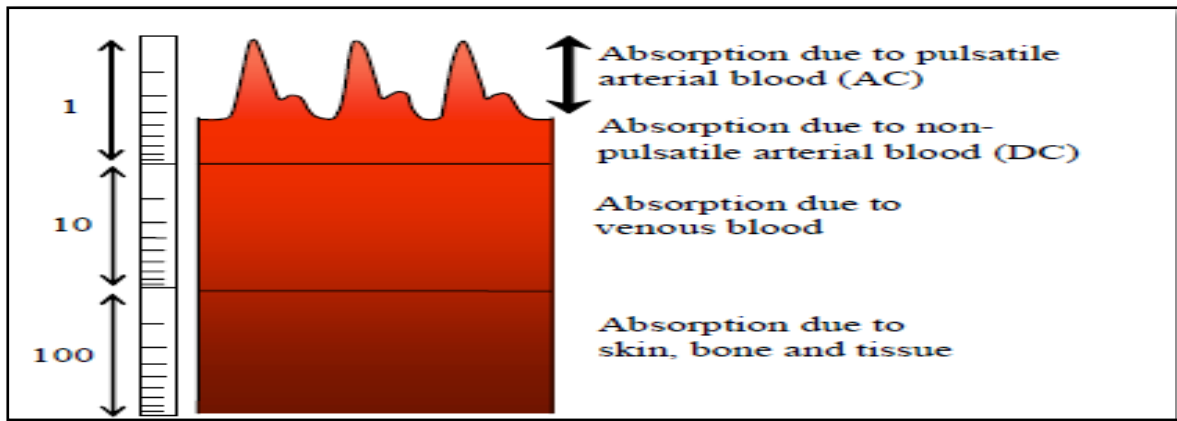


Figure 1III.10) Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants [27]

CHAPITRE IV :
**ETUDE ET
REALISATION DE
LA MESURE
OPTIQUE DU
RYTHME
CARDIAQUE**

INTRODUCTION

le principe le plus classique d'une mesure physiologique consiste à capter, amplifier, mettre en forme et visualiser les variations de grandeurs physiques issues des différentes parties du corps humain. Dans ce chapitre nous présentons le circuit que nous avons réalisé en vue de la mesure optique du rythme cardiaque ainsi que l'acquisition de celui-ci sous protocole RS232.

I .La mise en forme

La réalisation d'un circuit électrique de base destiné à la mise en forme d'un quelconque signal physiologique comprend en général deux importantes parties : la partie capteur et la partie conditionnement du signal.

La réalisation de notre capteur utilise le principe de l'émission et de la réception d'une lumière traversant un milieu contenant une substance d'une certaine concentration (principe de la loi de Beer-Lambert définie dans le chapitre précédent).

Pour cela, nous utiliserons une LED émettrice dans l'infrarouge correspondant à une certaine longueur d'onde, et un phototransistor sensible à cette plage de longueur d'onde.

La partie conditionneur quand à elle est l'assemblage de plusieurs blocs, chaque bloc aura une fonction spécifique comme la pré-amplification, le filtrage et l'amplification ; tous seront nécessaires pour la constitution de notre chaîne de mesure et la mise en forme de notre signal.

I .1 Le capteur

Lorsque l'on souhaite traduire une grandeur physique en une autre grandeur, on fait appel à ce que l'on nomme classiquement « capteur ». Son rôle est de donner une image interprétable d'un phénomène physique de manière à pouvoir l'intégrer dans un processus plus vaste.

Le capteur est l'élément qui va permettre, sous l'effet de la grandeur physique que l'on souhaite connaître appelée aussi mesurande, d'en délivrer une image exploitable (signal électrique en générale). Notre capteur, comme nous l'avons déjà mentionné, sera constitué d'une LED infrarouge (990 nm) et d'un photodétecteur sensible à cette longueur d'onde. Nous prendrons un phototransistor comme photodétecteur.

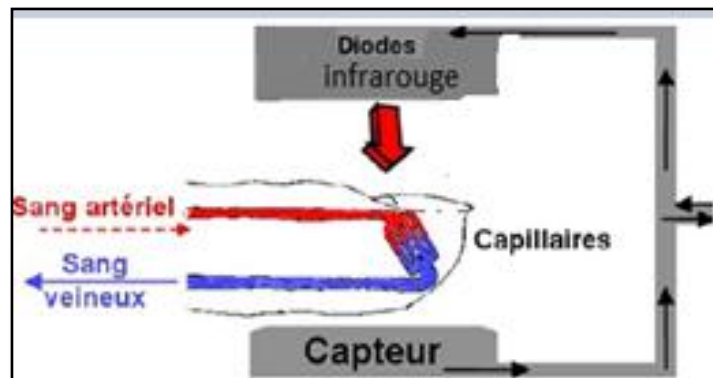


Figure IV.1 : schéma descriptif du capteur

Le signal a la sortie de notre capteur sera de très faible amplitude et très bruité. Un circuit de mise en forme est impératif pour l'obtention et la visualisation du signal pléthysmographique.

I.2 Circuit de mise en forme

Presque tous les systèmes de mise en forme utilisent des procédés de filtrage et d'amplification. Concernant celui du filtrage, un filtre passe une bande de fréquence tandis qu'il en atténue une autre. Il peut être passif ou actif.

Les filtres passifs sont réalisés avec des résistances, des inductances et des condensateurs. Les filtres actifs sont réalisés avec des résistances, des condensateurs et des amplificateurs opérationnels. Ils ont du gain en puissance et sont facile à manipuler.

Les filtres peuvent séparer les signaux utiles des signaux morphologiques, éliminer des signaux d'interférence, et la vidéo, ou donner d'autres modifications des signaux.

Concernant l'amplification, un signal de faible amplitude ne peut être détecté ni étudié, c'est pourquoi après chaque étage filtrant (pour ne pas amplifier les bruits) on associera un étage amplificateur jusqu'à avoir un bon signal à la sortie de notre circuit de mise en forme.

I.2.1 Utilisation d'un étage passe haut du premier ordre

Dans un filtre passe haut, toutes les fréquences entre la fréquence nulle et la fréquence de coupure forment la bande atténuée. Toutes les fréquences supérieures constituent la bande passante. Un filtre passe haut idéal présente une atténuation infinie dans la bande atténuée, une atténuation nulle dans la bande passante et une transition verticale.

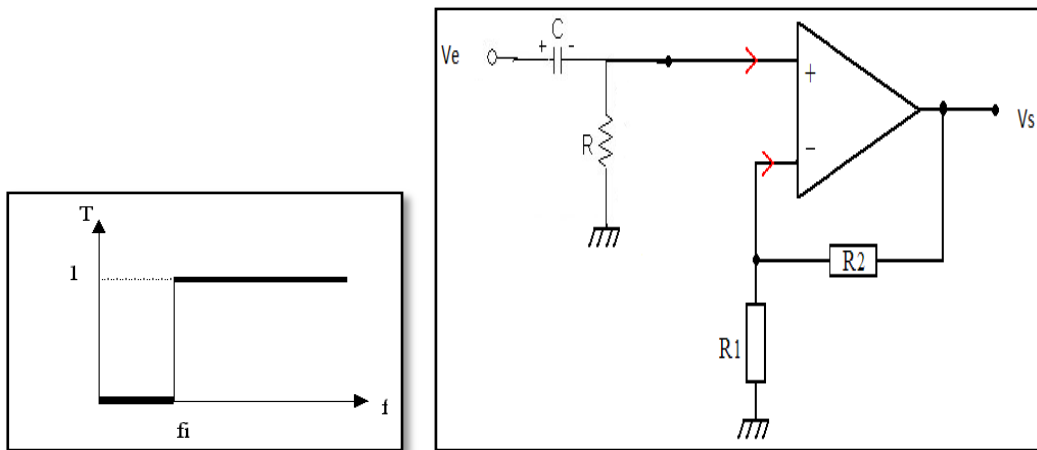


Figure IV.2: filtre actif passe haut non inverseur

Le gain en tension (bien au-dessus de la fréquence de coupure) d'un filtre actif passe-haut du premier ordre s'exprime par :

$$e+ = e- \text{ avec } e+ = V_e \quad \text{et} \quad e- = (V_s/R_2)/((R_1+R_2)/R_1 * R_2)$$

$$e- = (V_s * R_1)/R_1 + R_2 = V_e \text{ alors } V_s/V_e = A_v = (R_1 + R_2)/R_1$$

$$A_v = \frac{R_2}{R_1} + 1$$

La valeur de la fréquence de coupure à 3db est :

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Bien au-dessous de la fréquence de coupure, le circuit RC affaiblit la tension sur l'entrée non inverseuse. Le circuit RC étant situé hors de la boucle de réaction, la tension de sortie diminue.

I .2.2 Utilisation des potentiomètres

Ne pas confondre résistances réglables ou ajustables et résistances variables.

Les résistances réglables sont des résistors sur lesquels on peut agir pour modifier la résistance en manœuvrant un bouton. Un contact se déplace sur le conducteur et fait ainsi varier la longueur de la partie utile de ce conducteur.



Figure IV.3 : résistor ajustable

Ce résistor ajustable est constitué d'une piste circulaire en carbone sur laquelle vient frotter un contact que l'on peut déplacer à l'aide d'un tournevis. On remarquera qu'il existe 3 bornes, car les deux extrémités de la piste peuvent être connectées. Si on n'utilise qu'une seule des 2 bornes situées aux extrémités de la piste et la borne centrale on a une résistance ajustable (ou réglable).

Si on utilise les 3 bornes, on a un potentiomètre.

Un potentiomètre est un type de résistance variable à trois bornes, dont une est reliée à un curseur se déplaçant sur une piste résistante terminée par les deux autres bornes.

Ce système permet de recueillir, sur la borne reliée au curseur, une tension qui dépend de la position du curseur et de la tension à laquelle est soumise la résistance.

Il existe l'équivalent sous forme de circuit intégré : le potentiomètre numérique, dorénavant très utilisé dans l'électronique analogique à commande numérique moderne.

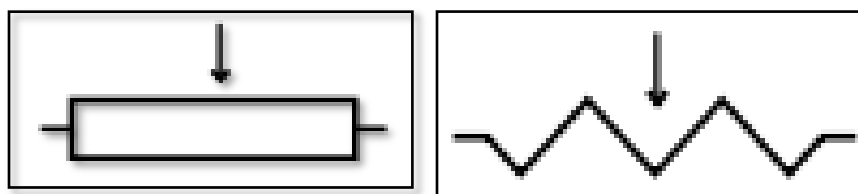


Figure IV.4 : symboles du potentiomètre

Les potentiomètres sont couramment employés dans les circuits électroniques. Ils servent par exemple à contrôler le volume d'une radio. Les potentiomètres peuvent aussi être utilisés comme des transducteurs puisqu'ils convertissent une position en une tension. Ce type de dispositif peut être rencontré dans des joysticks. Des potentiomètres de petite taille (les *trimmers* ou *trimpots*) se retrouvent fréquemment sur les circuits qui nécessitent des ajustements précis pour leur bon fonctionnement. Dans les appareils de la vie quotidienne, ces

petits potentiomètres montés à même le circuit sont rarement destinés à être contrôlés par l'utilisateur final.

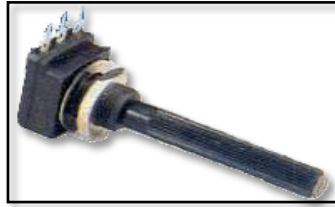


Figure IV.5: potentiomètre

Après avoir fait l'étude de notre capteur et la mise en place de notre dispositif de mise en forme à l'aide d'étages amplificateurs, de circuits de filtrage et de potentiomètres qui nous permettent non seulement d'éliminer les composantes continues et mais aussi le réglage du gain, la tâche de conception d'un circuit de conditionnement paraît plus simple maintenant.

II. Réalisation pratique de la chaîne de mesure photopléthysmographiques :

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

Il est constitué des parties suivantes:

- La partie sonde regroupe la source lumineuse et le photodétecteur.
- Conditionnement du signal.
- Circuit de mise en forme.

La conception se présente alors selon le schéma bloc :

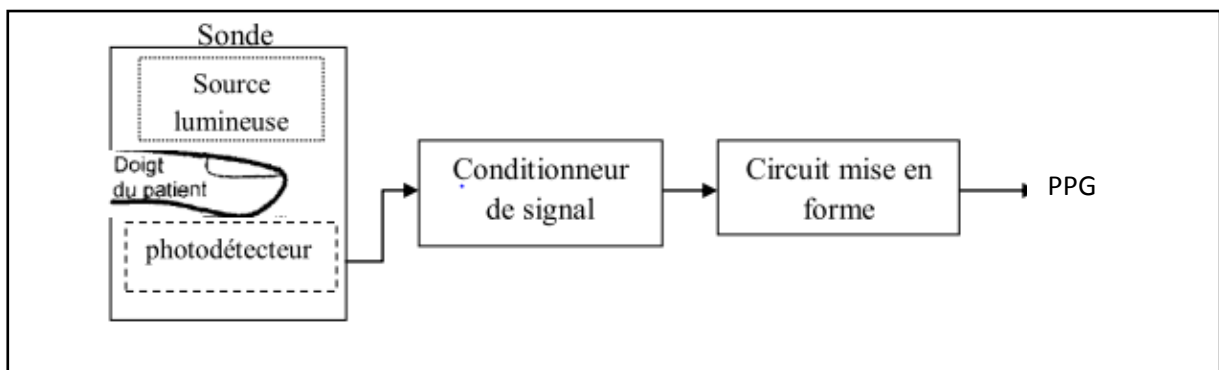


Figure IV.6 schéma bloc général d'un photopléthysmographe

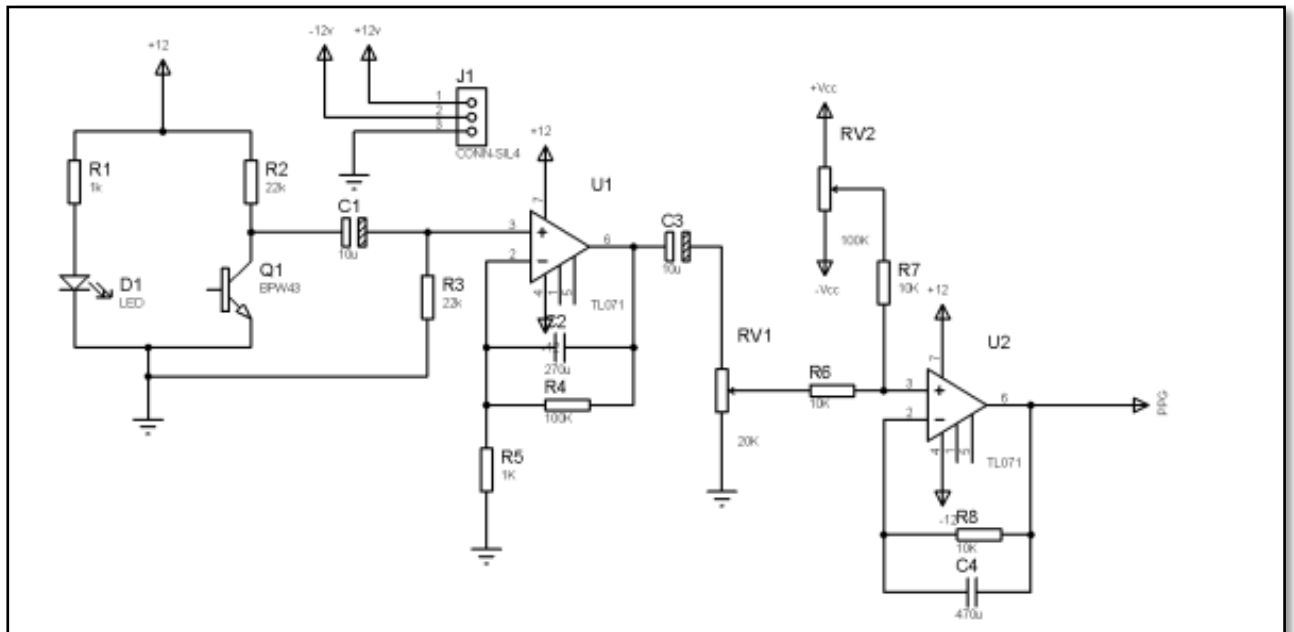


Figure IV.7 schéma électrique réalisé du photopléthysmographe

La figure IV.7 représente le schéma électrique réalisé d'un photopléthysmographe PPG. Une LED est une semi-conductrice optoélectronique qui produit la lumière par électroluminescence. Les LED sont caractérisées par une grande efficacité lumineuse comparée à d'autres méthodes d'émission légère telles que la photoluminescence. Le LED que nous avons utilisé est une source de lumière infrarouge IR. Un capteur phototransistor Q1 détecte les variations d'intensité lumineuse. Un système électronique permet d'amplifier et filtrer ces variations.

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

Le second potentiomètre RV2 est destiné à régler la composante continue et de l'éliminer s'il est nécessaire. Le signal de sortie est de l'ordre de 1V. Les figures IV.8 et IV.9représentants respectivement le circuit imprimé et la visualisation 3D, de la réalisation pratique du notre carte PPG.

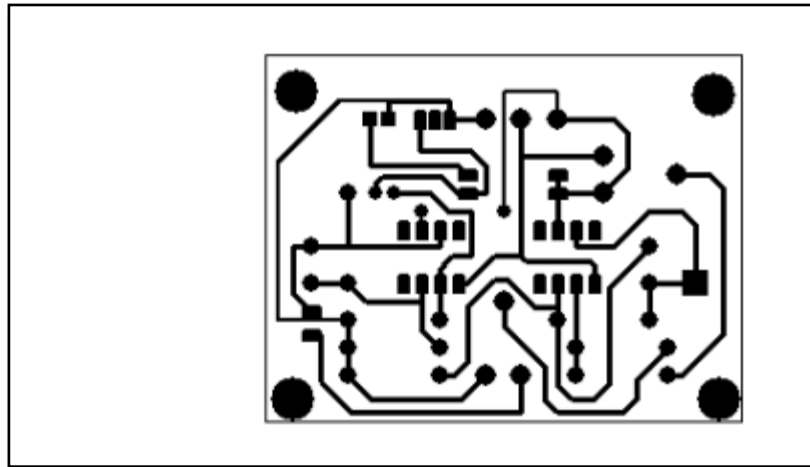


Figure IV.8 le circuit imprimé

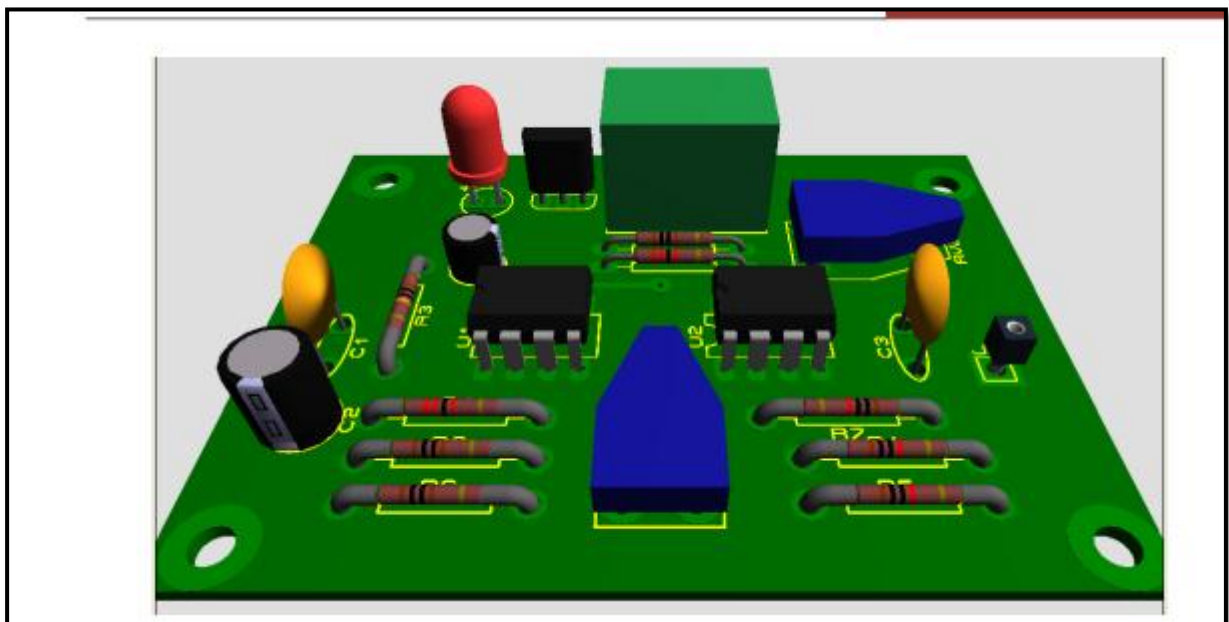
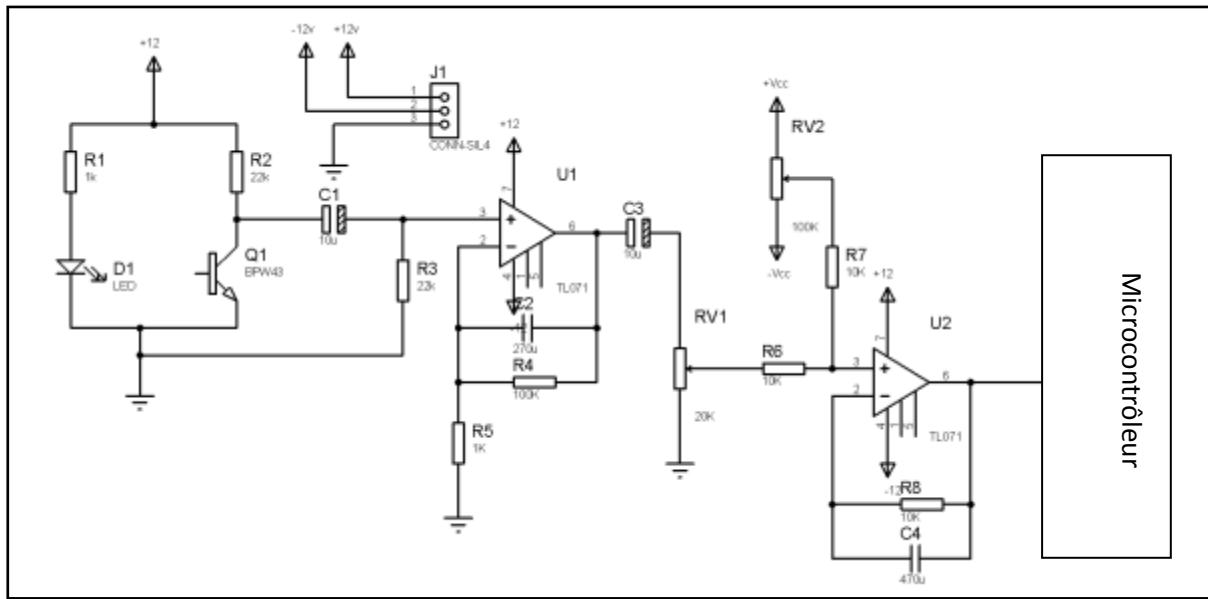


Figure IV .9: image 3D du circuit de mise en forme



La figure IV.10 représente le schéma bloc global

- La figure IV.10 représente le schéma bloc global de notre réalisation pratique. L'implantation électronique de ce schéma est représentée par la (figure III.21), la sortie de ce circuit sont reliées avec la carte d'acquisition qui représente l'interface homme machine utilisant le microcontrôleur 16F876A.
- **Protocole expérimentale :**
- une personne introduit son doigt (l'index) dans le capteur. Le signal acquis par le phototransistor sera de quelques millivolts. Il sera filtré puis subira une pré-amplification capable de rendre le signal visible. Le signal de sortie sera soit traité à l'aide d'une carte d'acquisition, soit visualisé sur un oscilloscope à mémoire comme le montré sur les figures suivantes :



Figure IV.11 : signal PPG

Figure IV.11 : signal PPG visualisé sur un oscilloscope à mémoire avec différentes valeurs du gain réglé à l'aide du potentiomètre

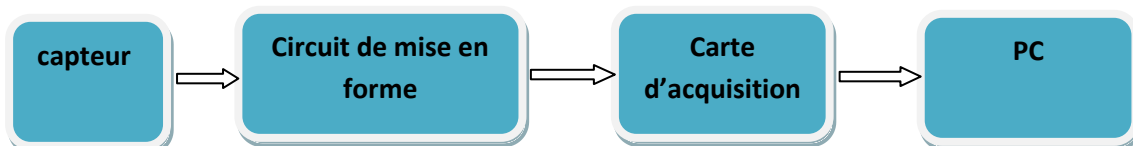
III. Chaîne d'acquisition :

La Chaîne d'acquisition comporte :

- Une source d'information (le patient dans notre cas).
- Les capteurs capables de transformer l'information physiologique en une grandeur électrique.
- Les circuits de mise en forme réalisant les fonctions d'amplification, de filtrage, de calibration etc...
- La carte d'acquisition des données proprement dite permettant l'interfaçage homme machine.
- Un support logiciel réalisant l'acquisition, l'affichage, le traitement et la transmission des données conformément à un protocole de communication RS232.

Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition :

Une chaîne d'acquisition peut se représenter selon le Schéma bloc suivant :



Figur IV.12 Structure d'une chaîne d'acquis

I.1 Carte d'acquisition :

Il s'agit d'une carte d'acquisition à 5 entrées analogiques et une seule sortie numérique permettant de se connecter à un ordinateur via un port série (une liaison RS232).

III.2 Schéma bloc d'une carte d'acquisition :

Une carte d'acquisition numérique peut se représenter selon la figure suivante :

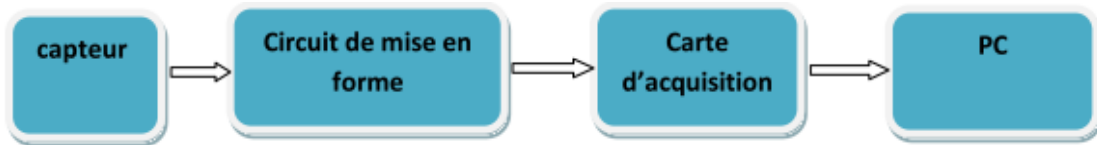


Figure IV.13 Structure d'une carte d'acquisition

III.3 Principe de fonctionnement de la carte :

III.3.1 Les filtres anti-repliements :

Un filtre anti-repliement est intercalé entre la tension à mesurer (qui provient généralement d'un capteur) et le canal d'entrée de l'ADC du PIC. Il s'agit ici d'un simple filtre analogique passe-bas du premier ordre, de fréquence de coupure à -3dB $f = \frac{1}{2\pi RC} \cong 160 \text{ Hz}$ [28].

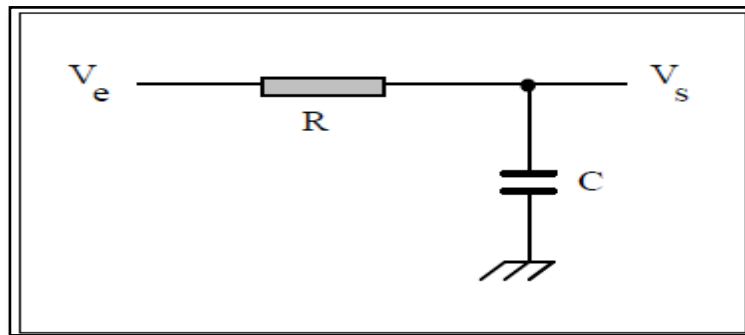


Figure IV .14 Représentation d'un filtre passe bas

III.3.2 L'échantillonneur bloqueur (Te ; Fe) :

Le rôle d'un échantillonneur bloqueur (E/B) est de maintenir constante l'amplitude de l'échantillon prélevé tous les T_e durant le temps nécessaire à sa conversion. T_e représente la période d'échantillonnage et F_e représente la fréquence d'échantillonnage.

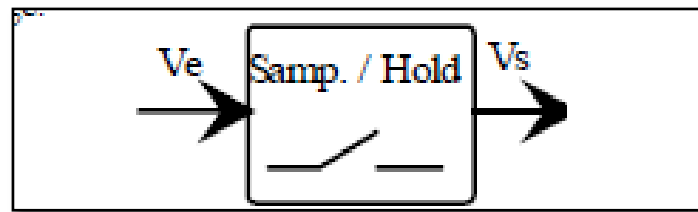


Figure IV.15 Représentation symbolique de l'E/B

En général on considère que le signal est bloqué durant un temps nettement supérieur au temps de conversion.

L'échantillonnage est réalisé dans la plupart des cas à travers un signal d'horloge. La fréquence de ce signal F_e doit respecter le théorème de Shannon à savoir F_e doit être supérieure ou égale à au moins deux fois celle de la fréquence maximale F_{max} du signal à digitaliser [32].

Remarque : On introduit une capacité de maintien pour que A/D se fait correctement avec le temps nécessaire pour la quantification [33].

III.3.3 Le convertisseur analogique - numérique (ADC) :

Le convertisseur analogique - numérique est situé dans un module interne du microcontrôleur PIC 16F876A.

III .3.4 Liaison série RS232 :

Le système est composé d'une carte d'acquisition et d'interface communicante avec un PC à travers une liaison série, dont l'élément principal est un PIC 16F876A capable de multiplexer cinq entrées analogiques.

La communication de cette carte avec le PC se fait à travers une connexion série (DB4), reliée au microcontrôleur par ses broches 2 et 3 (RX, TX) via un circuit MAX232 dont le rôle est l'adaptation des signaux TTL/CMOS.

IV. Etude Pratique :

Un microcontrôleur est un circuit intégré qui rassemble les éléments essentiels d'un ordinateur : processeur, mémoires (mémoire morte pour le programme, mémoire vive pour les données), unités périphériques et interfaces d'entrées-sorties.

Les microcontrôleurs se caractérisent par un plus haut degré d'intégration, une plus faible consommation électrique (quelques milliwatts en fonctionnement, quelques nanowatts en veille), une vitesse de fonctionnement plus faible (quelques mégahertz à quelques centaines de mégahertz) et un coût réduit par rapport aux microprocesseurs polyvalents utilisés dans les ordinateurs personnels.

Par rapport à des systèmes électroniques à base de microprocesseurs et autres

composants séparés, les microcontrôleurs permettent de diminuer la taille, la consommation électrique et le coût des produits. Ils ont ainsi permis de démocratiser l'utilisation de l'informatique dans un grand nombre de produits et de procédés.

IV.1.Du microprocesseur au microcontrôleur :

Le processeur est l'élément central d'un système informatique : il interprète les instructions et traite les données d'un programme. Il a besoin de certains éléments externes pour fonctionner :

- Une horloge pour le cadencer (en général à quartz ou Boucle à verrouillage de phase (PLL : Phase-Locked Loop)) ;
- De la mémoire pour stocker les variables durant l'exécution du programme (mémoire vive RAM) et le programme d'une mise sous tension à l'autre (mémoire morte ROM).
- Des périphériques (pour interagir avec le monde extérieur).

Ces éléments sont reliés par 3 bus :

- Le bus d'adresse qui permet au microprocesseur de sélectionner la case mémoire ou le périphérique auquel il veut accéder pour lire ou écrire une information (instruction ou donnée).
- Le bus de données qui permet le transfert des informations entre les différents éléments, ces informations seront soit des instructions, soit des données en Provenance ou à destination de la mémoire ou des périphériques.
- Le bus de contrôle qui indique si l'opération en cours est une lecture ou une écriture, si un périphérique demande une interruption pour faire remonter une information au processeur, etc.

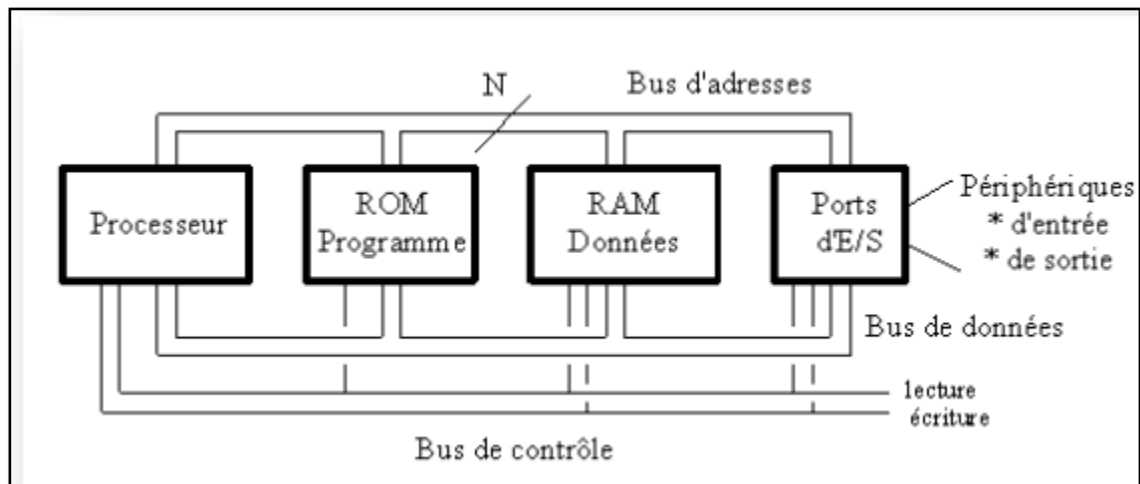


Figure IV.16 Structure d'un système à microprocesseur

Les microcontrôleurs améliorent l'intégration et le coût (lié à la conception et à la réalisation) d'un système à base de microprocesseur en rassemblant ces éléments essentiels dans un seul circuit intégré.

Il s'agit de mémoire morte, de mémoire vive, de portes d'entrée – sortie parallèles, de ports pour la communication par ligne série, de logique de gestion du temps et des événements et d'interfaces spécialisée, par exemple des convertisseurs A /N.

Un microcontrôleur est donc un composant autonome, capable d'exécuter le programme contenu dans sa mémoire morte dès qu'il est mis sous tension. Selon les modèles et les conditions de fonctionnement, les microcontrôleurs peuvent avoir besoin de quelques composants externes (quartz, quelques condensateurs, parfois une ROM), mais ceci reste très limité.

IV.2. Architecture d'un microcontrôleur :

Les microcontrôleurs, quelque soit leurs constructeurs, ont des architecture très similaires et sont constitués de modules fondamentaux assurant les mêmes fonctions : UAL, Ports d'E/S, interfaces de communications série, Interfaces d'E/S analogiques, Timers et horloge temps réels ... On peut dire que seul le langage de programmation (Assembleurs) constitue la différence majeure en deux microcontrôleur (similaires) venant de deux constructeurs différents [29].

Un microcontrôleur peut comporter :

- un processeur (CPU), avec une largeur du chemin de données allant de 4 bits pour les modèles les plus basiques à 32 ou 64 bits pour les modèles les plus

évolués.

- Une mémoire vive (RAM) pour stocker les données et variables.
- Une mémoire morte (ROM) pour stocker le programme. Différentes technologies peuvent être employées : EPROM, EEPROM, mémoire flash (la plus récente).
- Souvent un oscillateur pour le cadencement. Il peut être réalisé avec un quartz, un circuit RC ou encore une PLL .
- Des périphériques, capables d'effectuer des tâches spécifiques. On peut mentionner entre autres :
 - Les convertisseurs analogiques-numériques (CAN) (donnent un nombre binaire à partir d'une tension électrique).
 - Les convertisseurs numériques-analogiques (CNA) (effectuent l'opération inverse).
 - Les générateurs de signaux à modulation de largeur d'impulsion (MLI, ou en anglais, PWM pour Pulse Width Modulation).
 - Les timers/compteurs (compteurs d'impulsions d'horloge interne ou d'événements externes).
 - Les chiens de garde (watchdog).
 - Les comparateurs (comparent deux tensions électriques).
 - Les contrôleurs de bus de communication (USART, I2C, SSP, CAN, FlexRay, USB, Ethernet, etc.).

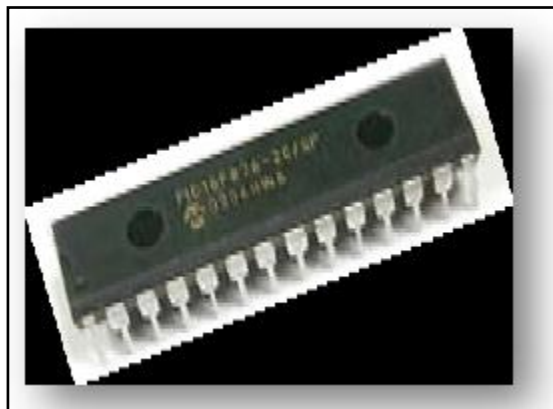


Figure IV.17 Microcontrôleur pic16F876A

Le fonctionnement des périphériques peut être paramétré et commandé par le programme et/ou les entrées-sorties. Les périphériques peuvent générer une

interruption qui, contraint le processeur à quitter le programme en cours pour effectuer une routine de traitement de l'interruption, lorsque l'événement qui la déclenche survient.

V. PIC16F876A :

Un PIC n'est rien d'autre qu'un microcontrôleur, c'est-à-dire une unité de traitement de l'information de type microprocesseur à laquelle on a ajouté des périphériques internes permettant de réaliser des montages sans nécessiter l'ajoute de composants externes.

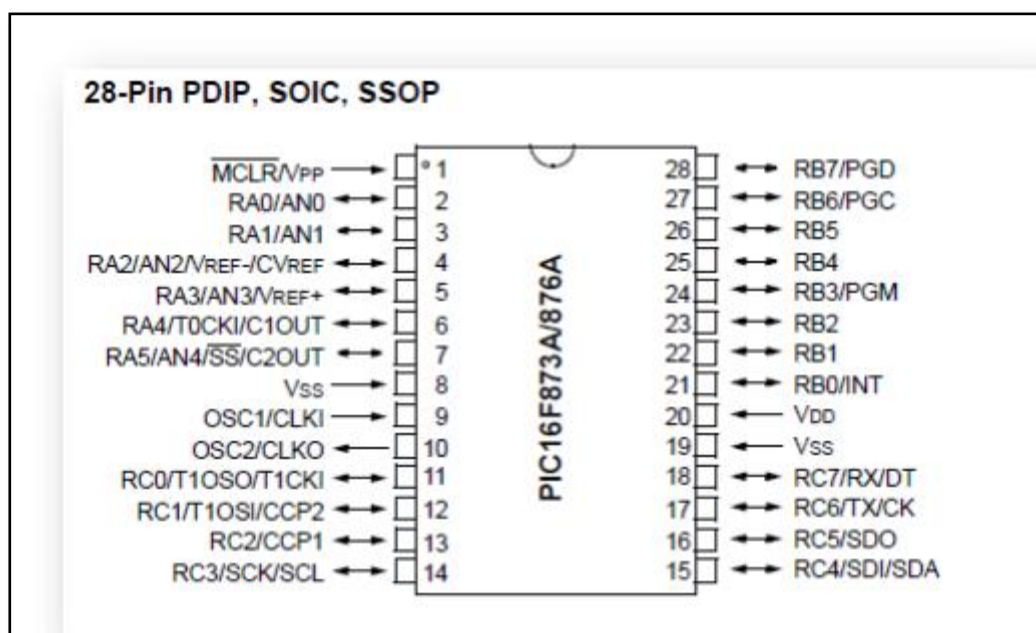


Figure IV.18 Brochage du PIC16F876A

VI. La conversion des niveaux :

Il importe en premier lieu d'analyser comment connecter physiquement notre PIC à notre port RS232. Le PIC utilise les niveaux 0V et 5V pour définir respectivement des signaux « 0 » et « 1 ». La norme RS232 définit des niveaux de +12V et -12V pour établir ces mêmes niveaux.

Nous aurons donc besoin d'un circuit (driver de bus) chargé de convertir les niveaux des signaux entre PIC et PC. La ligne TX du PIC émettra en 0V/5V et sera convertie en +12V/-12V vers notre PC. La ligne RX du PIC recevra les signaux en provenance du PC, signaux qui seront converti du +12V/-12V en 0V/5V par notre circuit de pilotage du bus.

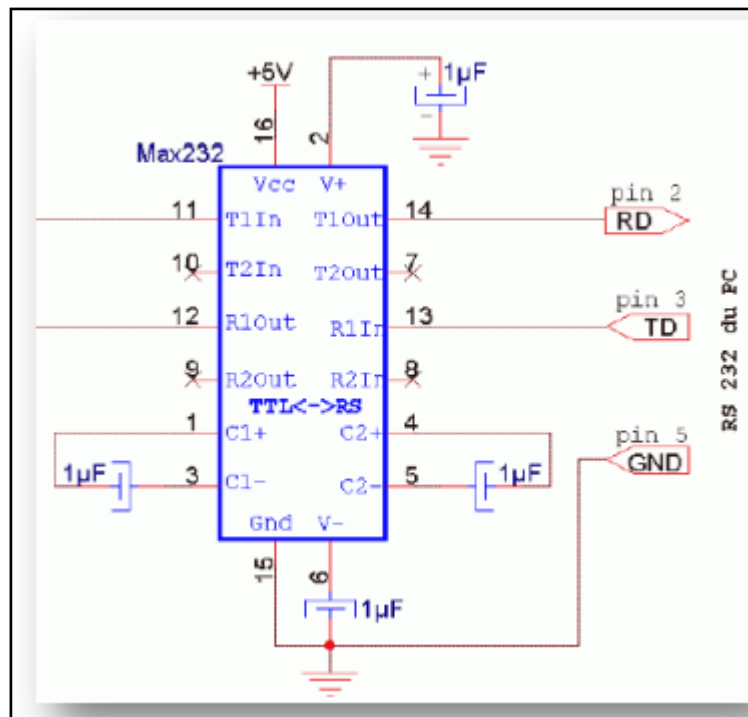


Figure IV.19 Brochage de circuit MAX232 [30]

Notons que la liaison étant full-duplex, émission et réception sont croisées, chaque fil ne transitant l'information que dans un seul sens.

Nous utiliserons le célèbre circuit MAX232 pour effectuer cette adaptation de niveaux. Ce circuit contient un double convertisseur à double direction.

Autrement dit, il dispose de :

- 2 blocs, dénommés T1 et T2, qui convertissent les niveaux entrés en 0V/5V en signaux sortis sous +12V/-12V. En réalité, on n'a pas tout à fait +12V et -12V,

mais plutôt de l'ordre de +8,5V/-8,5V (en théorie +10V/-10V), ce qui reste dans la norme RS232. Les entrées de ces blocs sont donc dirigés vers le PIC, les sorties sont connectées sur le port RS232.

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

VII. Résultats obtenus:

- Sous forme graphique :

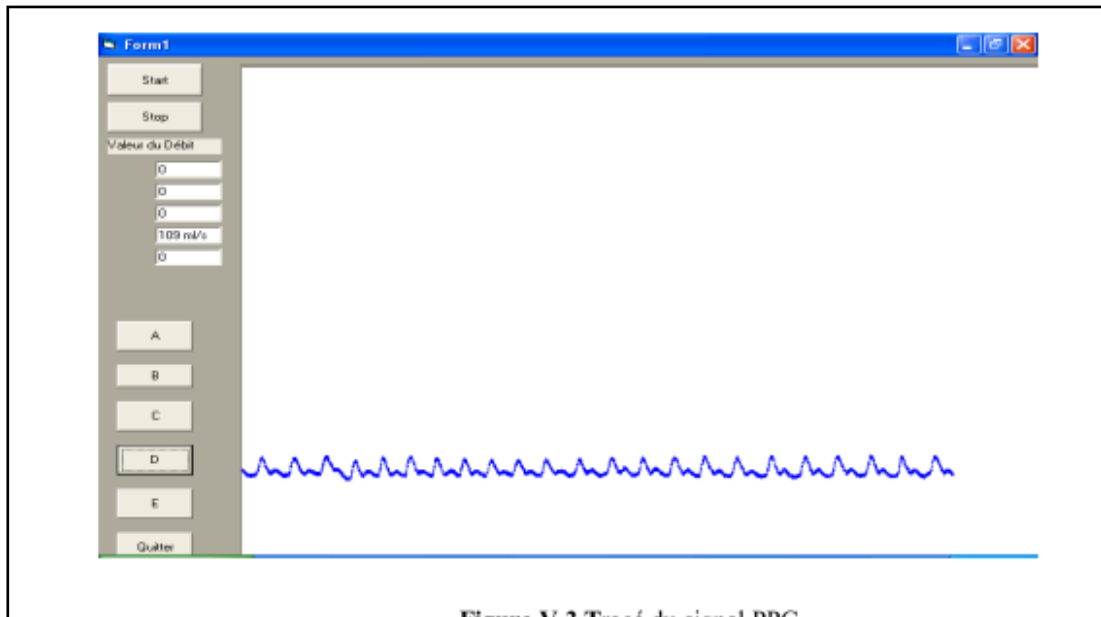
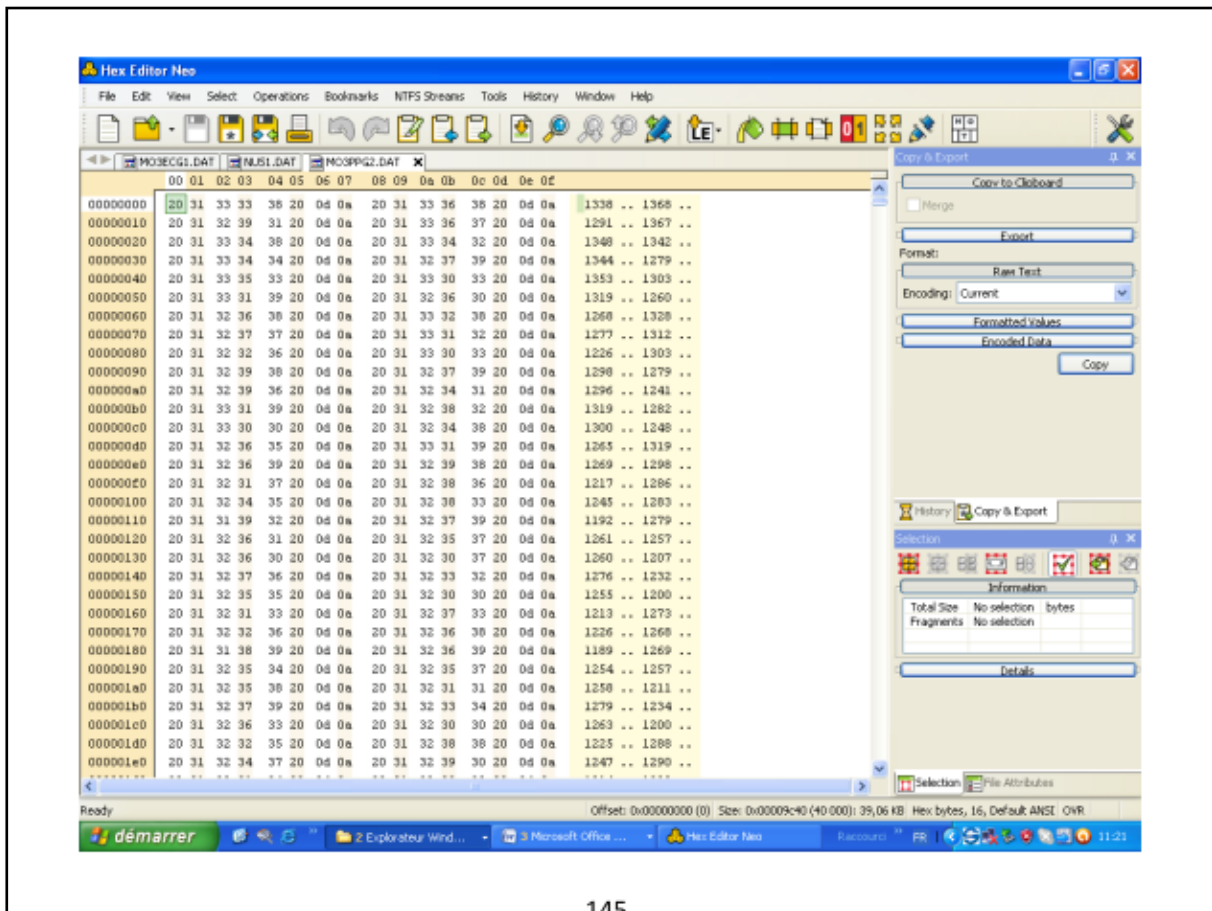


Figure V.3 Test logiciel de PPC

- Sous forme de données archivés (*.DAT) :



CONCLUSION

L'analyse du signal PPG peut nous donner des informations relatives sur la santé cardiaque de la personne. Elle nous aide également à identifier les anomalies cardiaques a travers l'irrégularité du signal mesuré.

Conclusion générale :

Dans le cadre de ce mémoire de PFE en électronique biomédicale option signaux et imageries en médecine ,nous avons procédé à la télésurveillance d'un paramètre vitale au l'occurrence le rythme cardiaque ce paramètre représente un caractère d'autant plus vitale chez les personnes atteints de cardiopathies et notamment ,la tachycardie, le bradycardies,la rythmie cardiaque pour cela nous avons utilisé un capteur optique basé sur la photoplythesmographie de poux qui met en jeux la mesure de la lumière absorbé par les espèces chimiques presentes dans le sang au cours de la pulsation cardiaque.Après la mise en forme du signal PPG nous avons procédé à sa numérisation microcontroléé et à son acquisition sous protocole RS232.un petit algorithme implenté sous envirement visuelle basic permet le calcule du rythme cardiaque et sa transmission à un centre de télévijilence sous protocole TCP/IP

Référence Bibliographiques

- [1] 2ème partie: Neurobiologie moléculaire, Chapitre 1 – DE LA NEUROPHYSIOLOGIE A LA NEUROBIOLOGIE MOLECULAIRE http://www.neurone.fr/14_neurophy_neurobio.pdf La date 02-01-2012
- [2] Jacques Charlier, Jean-François Le Gargasson, Florence Rigaudière et YvonGrall, «V-1:REPNSES EVOQUEES : RECUEIL ET TRAITEMENTDUSIGNAL», <http://lodel.irevues.inist.fr/oeiletphysiologiedelavision/index.php?id=20> mis à jour le : 18/03/2010 La date 15-11-2012
- [3] J-P GOUSSARD d'après A.J. VANDER in Physiologie Humaine « le système cardio-vasculaire » Le 05 Mars 199
- [4] J-F Penloup, I Avances, J L’Hermitte, " MONITORAGE DU REMPLISSAGE VASCULAIRE AU BLOC OPERATOIRE", Division Anesthésie Réanimation Douleur Urgence, Groupe Hospitalo-Universitaire Caremeau, Place du Professeur Debré, 30029 Nîmes Cedex 09.
- [5] <http://www.infirmiers.com/etudiants-en-ifsi/cours/cours-cardiologie-lelectrocardiogramme-les-bases-pour-comprendre-1ere-partie.html> 09.04.2009 | Mise à jour le 27.04.2009_ La date 16-11-2011
- [6] Paolo SALVI, « NOUVELLES APPROCHES MÉTHODOLOGIQUES POUR L’ÉVALUATION DU VIEILLISSEMENT DES GROS TRONCS ARTÉRIELS PAR L’ÉTUDE DE LA DISTENSIBILITÉ ARTÉRIELLE ET DE L’ANALYSE DE LA COURBE DE LA PRESSION ARTÉRIELLE CHEZ L’HOMME » Thèse présentée et soutenue publiquement pour l’obtention du titre de DOCTEUR DE L’UNIVERSITE HENRI POINCARÉ NANCY I, le 20 Juillet 2010 http://www.scd.uhpnancy.fr/docnum/SCD_T_2010_0048_SALVI.pdf
- [7] J-P GOUSSARD d'après A.J. VANDER in Physiologie Humaine « le système cardio-vasculaire » Le 05 Mars 1995
- [8] www.regionmag.com/systeme-sympathique-et-parasympathique-pdf.html
- [9] Michel Lamotte « Contribution à l’étude de la réponse hémodynamique lors d’exercices de renforcement musculaire : Sujets sains et patients de réadaptation cardio-vasculaire » En vue de l’obtention du grade de Docteur en Science de la Motricité, Université libre de BruxellesFaculté des Sciences de la Motricité, Année académique 2010 – 2011
- [10] II- Physiologie Cardiovasculaire : www.sfcadio.fr/enseignement/cardiologues.../physiologie.pdf
La date 02-02-2012

[11] Diana RIMAUD, « Effets Cardiovasculaires et Métabolique de la Contention Veineuse Etudes au repos, à l'exercice et post-exercice, chez des sujets sains sportifs et des sujets blessés médullaires » THESE Pour obtenir le grade de DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE SAINT ETIENNE Motricité Humaine et Handicap Présentée et soutenue publiquement le 16/10/2007 UNIVERSITE JEAN MONNET FACULTE DE MEDECINE JACQUES LISFRANC

[12] Aline CABASSON « Estimation et Analyse des Intervalles Cardiaques »Thèse dirigée par Pr Olivier MESTE soutenue le 4 Décembre 2008 Université de Nice - Sophia Antipolis École doctorale STIC THÈSE pour obtenir le titre de Docteur en Sciences Mention : Automatique, Traitement du Signal et des Images
http://www.tesa.prd.fr/docs/journalTESA/These_Cabasson_Aline.pdf

[13] http://philippe.berger2.free.fr/automatique/cours/cpt/les_capteurs.htm La date de voir9

[14] http://www.cnebm.org/enseignement/biophysiquecirculationressources/hemodynamique_sangetvaisseaux/ La date 07-02-2012

[15] Le monitoring en anesthésie cardiaque chapitre6 mise à jour : janvier 2011

<http://www.precisdanesthesiecardiaque.ch/Chapitre6/Introd.html> La date 30-11-2011

[16] www.regionmag.com/systeme-sympathique-et-parasympathique-pdf.html

[17] thèse de doctorat de l'université paris 6 par Rémis DUBOI

[18] J-P GOUSSARD d'après A.J. VANDER in Physiologie Humaine « le système cardiovasculaire » Le 05 Mars 199

[19] François Lepoutre « Principes généraux des capteurs, Principes physiques des capteurs optiques thermiques et mécaniques » Chapitre 2, Chapitre 3

http://ww1.cnam.fr/instrumasure/down/capteur/capteursB0_2.pdf

http://ww1.cnam.fr/instrumasure/down/capteur/capteursB0_3.pdf La date de voir7-2-2012

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

[21] P.Poulichet. ESIEE.PARIS.TS3 : conditionnement du signal du capteur « Cours sur l'électronique de conditionnement du capteur » Novembre 2006

[22] ESIEE - Olivier Français « Capteurs et électronique associée, Amplificateur d'instrumentation » CHAPITRE II et CHAPITRE III. 2000

http://www.esiee.fr/~francaio/enseignement/version_pdf/II_capteurs.pdf

[23] Mohamed Mehdi JATLAOUI « Capteurs Passifs à Transduction Electromagnétique Pour la Mesure Sans Fil de La Pression » Le 20 Avril 2009

- [24] François VEDRINE, Stéfan BURNIER « Les capteurs électrophysiologiques actifs »
Projet SPIBH, UTC, 98-99
- [25] LEHSAINI Mohamed « Diffusion et couverture basées sur le clustering dans les réseaux de capteurs : application à la domotique » Thèse de Doctorat Année 2009
- [26] Vincent Elmer-Haerrig, Infirmier DE « la mesure de la saturation » premier Edition
Mars 2004
- [27] Benmoulai Hadj Mohamed « développement d'un système en vue de mesurer et d'analyser la vitesse de l'impulsion artérielle » soutenu en 2009
- [28] A. Oumnad « MICROCONTROLEURS Famille Mid-Range de Microchip LE PIC 16F876/877 »
- [29] G. Couturier « FILTRAGE ANALOGIQUE et NUMERIQUE (Vol. 8) » email :
couturier@elec.iuta.u-bordeaux.fr Dept GEII IUT Bordeaux I
- [30] Pr. F BEREKSI REGUIG « Technique et instrumentation d'exploration fonctionnelles » 1ère année magistère, 2009-2010
- [31] Pr. F BEREKSI REGUIG « Cour de TEM 503 (système de monitoring en temps réel) 5ème année ingénieur en électronique biomédicale » 2008-2009
- [32] A. Oumnad « MICROCONTROLEURS Famille Mid-Range de Microchip LE PIC 16F876/877 »
- [33] LA PROGRAMMATION DES PICS PAR BIGONOFF SECONDE PARTIE –
Révision 13 LA GAMME MID-RANGE PAR L'ETUDE DES 16F87X (16F876-16F877)

Résumé

Dans notre travail de fin étude nous avons essayés d'épluchées un approche qui vise un paramètre primordiale concernant le rythme cardiaque par le biais de la télésurveillance essentiellement cardiopathie tachycardie, bradycardie afin de déterminer les objectifs souhaités nous avons focalisée sur un capteur optique basé sur un photoplytémographie on effet l'application par la voie de signal ppg et son contrôle receler détermine avec l'aide d'algorithme reliée a pu comme resulta les objectifs tracés par notre approche.

Abstract

In our work of fine study we tested peeled approach which aims at parameter paramount concerning heart rate by the means of the remote monitoring primarily heart disease tachycardia,bradycardia in order to determine the desired objectives we focused on an optical sensor based on photoplethysmography one effect l'application through signal ppg and its conrol to conceal determines with L helps d'algorithme connected could like result the objectives traced by our approach.