

SOMMAIRE

CHAPITRE I : LES NOTIONS DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

I.1. Introduction.....	4
I.2. Anatomie de cœur	4
I.2.1. Le système cardiovasculaire :.....	4
I.2.2. Le cycle cardiaque :	5
I.2.3. Le cœur :.....	6
I.2.3.1. structure du cœur :	6
I.2.3.1.a. Les oreillettes :.....	7
I.2.3.1.b. Les ventricules :.....	7
I.3. L'activité électrique cardiaque:.....	7
I.3.1. Le battement cardiaque [4] :	7
I.3.2. Fonctionnement électrique de cœur [3] :.....	9
I.3.3. L'axe électrique du cœur [4] :.....	10
I.3.4. Le potentiel d'action :.....	10
I.4. L'électrocardiogramme :.....	11
I.4.1. Définition:	11
I.4.2. Dérivations électro-cardiographiques:.....	12
I.4.2.1. Dérivations standards d'Einthoven :.....	12
I.4.2.1. Dérivations précordiales :.....	13
I.5. Conclusion :.....	14

CHAPITRE II : Développement et réalisation du système

II.1. Introduction :.....	16
II.2. Système d'acquisition de biopotentiels :.....	16
II.2.1. L'amplificateur d'instrumentation :.....	16
II.2.1.1. Tensions et gains des modes commun et différentiel	17
II.2.1.2. Taux de réjection de la tension de mode commun	18
II.2.1.3. La fonction de sortie de l'amplificateur	18
II.2.2. Le circuit de pied droit	19
II.2.3. Circuit de protection contre les transitoires :	19
II.2.4. Le filtrage	19
II.2.4.1. Classification des filtres	20
II.2.4.2. Filtre passifs	22
II.2.4.2. Filtres actifs	22
II.2.5. Filtres numériques	23
II.2.6. Circuit d'amplification et de filtrage [7].....	24
II.3. Circuit d'isolation optique	25
II.4. Circuit de la détection des battements	27
II.5. Conclusion	28

CHAPITRE III : Présentation des résultats obtenus

III.1. Introduction.....	30
III.2. Mesures et interprétations.....	30

Liste des figures

Chapitre 1 : L'électrophysiologie cardiaque

<i>Figure I.1 : les cavités cardiaques se séparent en deux cœurs (droite et gauche).....</i>	<i>4</i>
<i>Figure I.2: Cycle cardiaque</i>	<i>6</i>
<i>Figure I.3 : Structure du cœur.....</i>	<i>7</i>
<i>Figure I.4. : Un battement cardiaque normal</i>	<i>8</i>
<i>Figure I.5. : Circuit électrique du cœur</i>	<i>9</i>
<i>Figure I.6. : Représentation de l'axe électrique</i>	<i>10</i>
<i>Figure I.7. : Potentiel d'action d'une cellule du muscle myocarde</i>	<i>11</i>
<i>Figure I.8.: Dérivations Standards (bipolaires)</i>	<i>13</i>
<i>Figure I.9: placement des électrodes précordiales.....</i>	<i>13</i>

Chapitre 2: Développement et réalisation du système

<i>Figure II.1. : Amplificateur d'instrumentation TLC274.....</i>	<i>16</i>
<i>Figure II.2. Amplificateur différentiel.....</i>	<i>17</i>
<i>Figure II.3. Filtre passe haut</i>	<i>20</i>
<i>Figure II.4. Filtre passe bas.....</i>	<i>21</i>
<i>Figure II.5. Filtre passe bande.....</i>	<i>21</i>
<i>Figure II.6. Filtre réjecteur.....</i>	<i>21</i>
<i>Figure II.7. Filtre passif.....</i>	<i>22</i>
<i>Figure II.8. filtre actif.....</i>	<i>22</i>
<i>Figure II.9 : Circuit de filtrage.....</i>	<i>24</i>
<i>Figure II.10 : circuit Opto-isolateur.....</i>	<i>26</i>
<i>Figure II.11. : Circuit de détection des battements.....</i>	<i>28</i>

CHAPITRE III : Présentation des résultats obtenus

<i>Figure III.1 : Le signal ECG bruité.....</i>	<i>31</i>
<i>Figure III.2 : Le signal ECG filtré.....</i>	<i>31</i>
<i>Figure III.3. exemple1 : (ECG de fethi).....</i>	<i>32</i>
<i>Figure III.4. exemple2 : (ECG de fayssal).....</i>	<i>32</i>
<i>Figure III.5. Aperçu général de la partie détection des battements cardiaques.....</i>	<i>33</i>

Introduction générale

L'électrocardiogramme (ECG) regroupe trois paramètres importants P, QRS, T qui caractérisent l'activité cardiaque, et un quatrième paramètre d'importance non encore identifié l'onde U.

Parmi les ondes caractéristiques du signal ECG ; le complexe QRS. Ce complexe représente le phénomène de dépolarisation des ventricules cardiaques. Une classification battement par battement et automatiquement de ce complexe QRS, est très importante dans le diagnostic des cas pathologiques cardiaques. Cependant une telle classification n'est possible que par une bonne détection du complexe QRS.

nous avons réaliser un circuit électronique capable de détecter pour chaque battement cardiaque les complexes QRS.

Ainsi notre travail est divisé en trois parties:

En Chapitre 1, une description générale du système cardio-vasculaire sera faite. Un intérêt particulier sera porté à l'étude du signal électrocardiogramme et sa genèse. Aussi les différentes approches utilisées pour sa détection, particulièrement les différentes dérivations, seront décrites et illustrées.

Dans le deuxième chapitre, On s'intéresse à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter les battements cardiaques.

Enfin dans le dernier chapitre, une Présentation générale des résultats obtenus par la réalisation du dispositif de détection des battements cardiaques sera faite. Un ensemble de tests sur les différents blocs constituant le dispositif sera réalisé. Ces tests sont

accomplis en connectant le dispositif (les électrodes) au sujet. Une prise de mesure est faite sous forme de niveaux de potentiels et de morphologies des signaux, sur les différents points tests prévus sur notre dispositif. En fait, la localisation de ces différents points tests est choisie de telle sorte que l'utilisateur puisse étudier et par conséquent dépanner s'il le faut le système.

Chapitre 1

Les bases de l'électrocardiographie

CHAPITRE I : LES NOTIONS DE BASE DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE

I.1. Introduction :

Dans ce chapitre, une description générale du système cardio-vasculaire sera faite. Un intérêt particulier sera porté à l'étude du signal électrocardiogramme et sa genèse. Aussi les différentes approches utilisées pour sa détection, particulièrement les différentes dérivations, seront décrites et illustrées.

I.2. Anatomie de cœur :

I.2.1. Le système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire a pour fonction d'assurer à l'ensemble de l'organisme la distribution en oxygène et en nutriments. L'organe moteur de ce système est le cœur, muscle creux protégé par une enveloppe appelée le péricarde, et possédant quatre cavités. Le cœur fonctionne comme une pompe musclée propulsant vers les autres organes la masse sanguine (4 à 5 litres par minute) chargée d'oxygène au niveau des poumons. Il possède sa propre énergie électrique et assure lui-même son alimentation en oxygène.

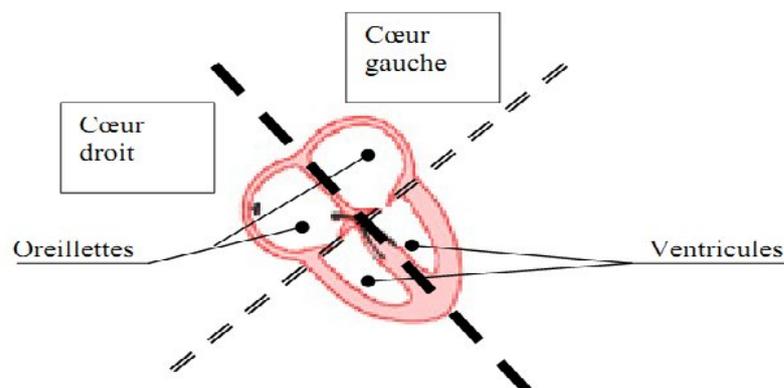


Figure I.1 : les cavités cardiaques se séparent en deux cœurs (droite et gauche), Qui se découpent eux-mêmes en oreillettes et ventricules

Il est divisé en quatre cavités que l'on groupe deux à deux en « cœur gauche » et « cœur droit » (Figure I.1). Chaque « cœur » est formé d'une oreillette et d'un ventricule. Les oreillettes droite et gauche reçoivent le sang des veines; les ventricules droit et gauche envoient le sang dans les artères respectivement vers la petite circulation (circulation pulmonaire) et la grande circulation (circulation générale). Ainsi le sang oxygéné circule dans le cœur gauche, et le sang chargé de gaz carbonique circule dans le cœur droit. Le cycle de fonctionnement cardiaque est fait d'une succession de contractions (systoles) et de relaxations (diastoles). La contraction permet l'éjection, et la relaxation le remplissage. Ces deux fonctions sont engendrées par l'activité électrique cardiaque, c'est-à-dire par la circulation d'un courant électrique [1].

I.2.2. Le cycle cardiaque :

Un cycle complet de battements du cœur comprend deux phases : la systole ou contraction et la diastole ou décontraction. Le sang appauvri en oxygène entre dans l'oreillette droite par deux grandes veines, en se contractant, l'oreillette l'envoi dans le ventricule, les valvules s'ouvrent, le ventricule se contracte à son tour expulse le sang par les artères pulmonaires vers les poumons, là il est rechargé en oxygène. Le sang enrichi revient dans l'oreillette gauche puis dans le ventricule gauche, la contraction du ventricule envoie le sang dans tout l'organisme par les artères (Figure I.2), la contraction-décontraction des deux parties du cœur se déroule simultanément environ 70 fois par minute [2]. S'est en se refermant que les valvules [auriculo-ventriculaires] : tricuspide et mitrale, et sigmoïdes (aortique et pulmonaire) émettent les bruits des battements.

La durée de tout le cycle cardiaque est d'environ 0.8s. Le cœur se relâche à peu près (0.4s) [2]. Un tel repos dans les intervalles entre les contractions est suffisant pour que la capacité de travail du muscle cardiaque se rétablisse tout le temps (figure I.2).

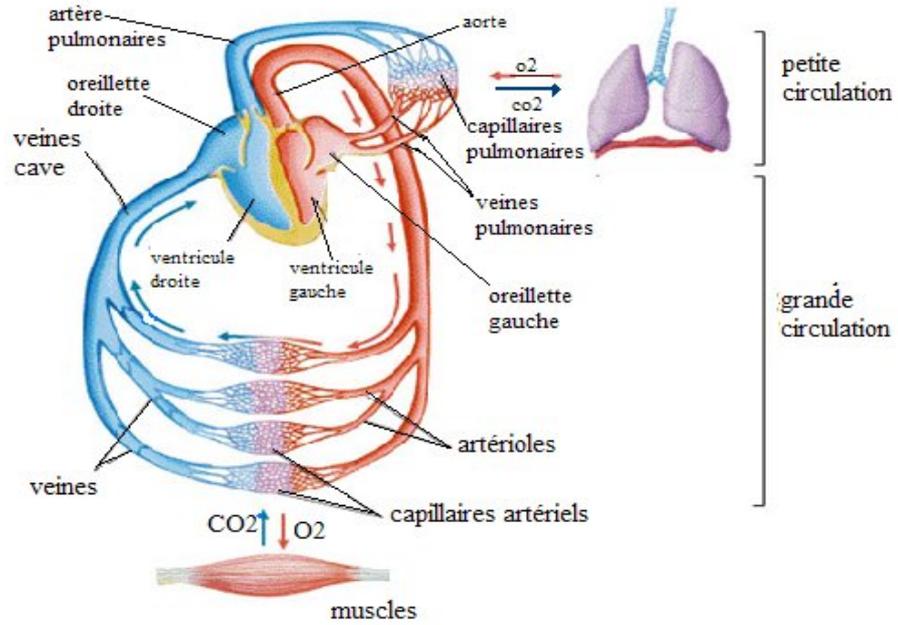


Figure I.2: Cycle cardiaque

I.2.3. Le cœur :

Dans le corps humain, le cœur se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum. Il est l'élément central du système cardiovasculaire.

I.2.3.1. structure du cœur :

Le cœur est un muscle creux à quatre cavités, situé dans le médiastin antérieur, en forme de cône dont le grand axe est dirigé en avant, en bas et à gauche, sa taille est d'environ 1,5 fois la taille du poing de la personne ;un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui-ci 105 mm de largeur, 98 mm de hauteur, 205 mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Il comporte trois tuniques : le péricarde à l'extérieur, le myocarde et l'endocarde qui tapisse les cavités [3]. Deux parties distinctes, le cœur droit et le cœur gauche, sont séparées par la cloison auriculo-ventriculaire chacune comprend une oreillette et un ventricule (figure I.3).

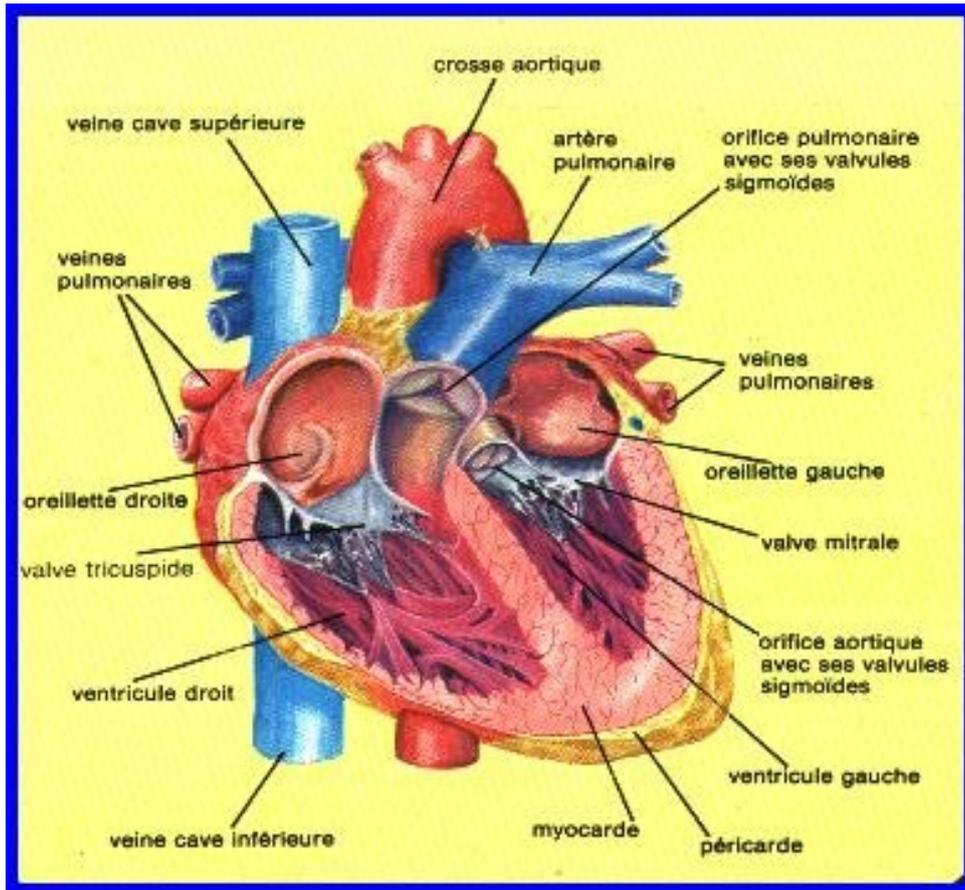


Figure I.3 : Structure du cœur

I.2.3.1.a. Les oreillettes :

L'oreillette droite reçoit les deux veines caves et le sinus coronaire. L'oreillette gauche reçoit sur sa face postérieure les 4 veines pulmonaires. Chaque oreillette est prolongée d'une auricule. A gauche, il se situe entre l'artère pulmonaire et la base du ventricule gauche.

I.2.3.1.b. Les ventricules :

On distingue la chambre de remplissage et la chambre de chasse. Ces deux chambres sont séparées, à droite par l'éperon de WOLFF, à gauche par la grande valve mitrale.

I.3. L'activité électrique cardiaque:

I.3.1. Le battement cardiaque [4] :

Chaque battement du cœur entraîne une séquence d'évènements collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole. Dans la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et projettent le sang vers les ventricules. Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valvules atrio-ventricules entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valvules produit le son familier du battement du cœur.

La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valvules sigmoïdes la valvule pulmonaire à droite et la valvule aortique à gauche –se ferment. Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettent le remplissage passif des ventricules et l'arrivée de nouveau sang.

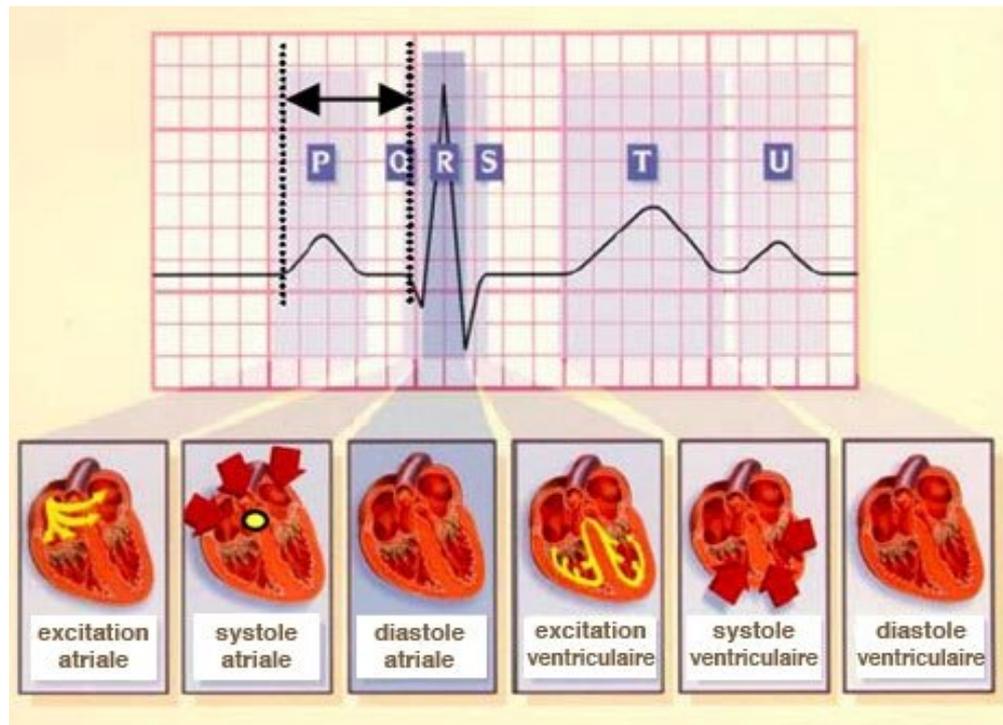


Figure I.4. : Un battement cardiaque normal

I.3.2. Fonctionnement électrique de cœur [3] :

La stimulation électrique d'une cellule musculaire détermine l'apparition d'une activité électrique et mécanique. Sous l'effet de la stimulation, la surface cellulaire se dépolarise rapidement, ce qui donne lieu à un courant électrique, qui entraîne la contraction. Puis la phase de repolarisation survient, plus lente, ramenant la cellule dans son état électrique initial.

Le courant électrique (quelques millivolts) naît en un point précis du cœur (de l'ordre de quelques millimètres de diamètre), appelé nœud sinusal, situé au sommet de l'oreillette droite ; c'est là où débute l'activation électrique rythmique du cœur. Il y a aussi le nœud auriculo ventriculaire (appelé nœud **d'Aschoff-Tawara**), situé à la jonction auriculo-ventriculaire. Il s'agit d'un tissu spécialisé permettant la transmission et le filtrage de l'activité électrique auriculaire (de l'oreillette) aux ventricules ; grâce à lui une stimulation auriculaire trop rapide n'est que partiellement transmise [3].

Le nœud auriculo ventriculaire est relié au faisceau de **His** (à la partie haute du septum inter ventriculaire) qui se divise en deux branches, allant vers les ventricules droit et gauche. (Figure I.5)

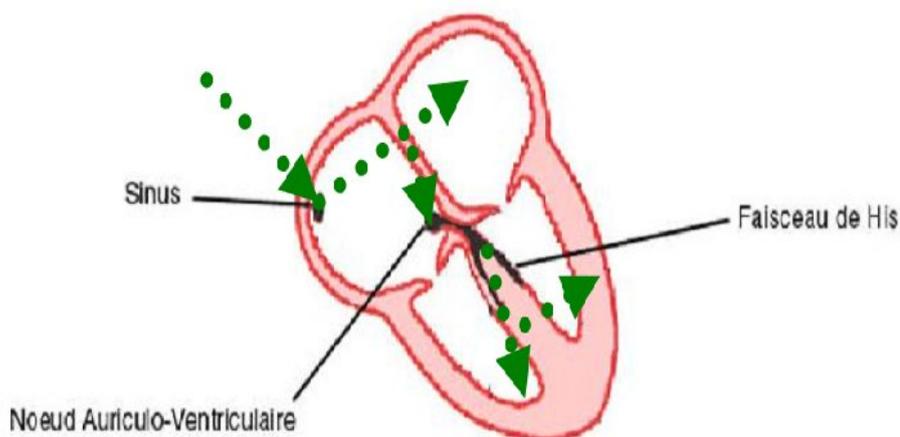


Figure I.5. : Circuit électrique du cœur

L'influx électrique prend naissance dans le nœud sinusal (ou sinus auriculaire, siégeant dans l'oreillette droite), puis envahit les deux oreillettes, atteint le nœud auriculo-ventriculaire (situé à la jonction entre oreillettes et ventricules). L'influx électrique est alors véhiculé par le faisceau de **His**, pour envahir la totalité des ventricules jusqu'à la pointe du cœur (Figure I.5).

I.3.3. L'axe électrique du cœur [4] :

Il est la résultante des différents vecteurs électriques correspondant à l'excitation de chaque fibre. Il s'exprime par la mesure en degrés de l'angle que fait ce vecteur avec l'axe horizontal.

La mesure se fait en fonction du théorème d'Einthoven : **$D1=D2+D3$** .

On considère un cercle trigonométrique, par le centre duquel passe une droite horizontal repérée de 0° à 180° correspondant à **D1**. Une ligne oblique de -120° à $+60^\circ$ correspond à **D2**. Une ligne oblique de -60° à 120° correspond à **D3** (figure I.6)

- L'axe électrique normal est compris entre 0° et 90° .
- L'axe électrique est dit gauche lorsque l'angle est compris entre 0° et 90° .
- L'axe électrique est dit droite lorsque l'angle est compris entre -90° et $+90^\circ$.

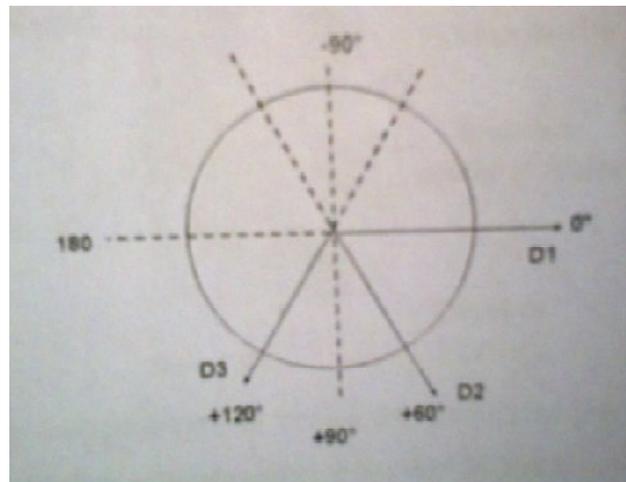


Figure I.6. : Représentation de l'axe électrique

I.3.4. Le potentiel d'action :

Les cellules du myocarde présentent une différence de potentiel (DP) électrique de part et d'autre de leurs membranes due aux différences de concentrations en ions Na^+ , potassium K^+ , et calcium Ca^{++} .

Au repos, cette différence de concentrations détermine la différence de potentiel intra (négatif) et extracellulaire (positif) qui est de l'ordre -90mv .

La concentration du myocarde est précédée d'une inversion de DP : ce phénomène constitue un potentiel d'action (PA). Ces phénomènes électriques s'accompagnent d'une inexcitabilité électrique durant la période réfractaire tout d'abord total, puis relatif du myocarde.

Lors de la concentration du myocarde, des échanges ioniques se déroulent et définissent ainsi le potentiel d'action présenté sur la figure I.7. qui comprend 5 phases successives :

- Phase 0 ou dépolarisation rapide : un afflux rapide de Na^+ , rentre dans la cellule et conduit la membrane jusqu'à un potentiel d'environ -20mv .
- Phase 1 ou début de repolarisation : les ions de potassium sortent de la cellule.
- Phase 2 ou plateau : les ions Ca^{++} , commencent à pénétrer dans la cellule tandis que ceux de potassium continuent à en sortir.
- Phase 3 ou repolarisation : les ions K^+ , sont toujours sortants tandis que le potentiel de la cellule tend vers son seuil de repos.
- Phase 4 : le potentiel est stable à son seuil de repos

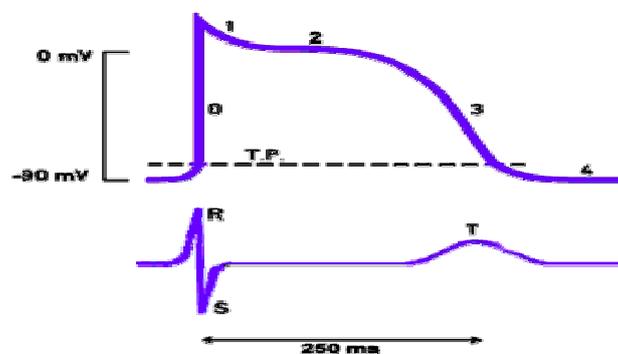


Figure I.7. : Potentiel d'action d'une cellule du muscle myocarde

I.4. L'électrocardiogramme :

I.4.1. Définition:

L'électrocardiogramme est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque, enregistrées par des électrodes placées à la surface du corps. Il y a plus d'un demi-siècle, une convention internationale a décidé de fournir cette représentation sous la forme immuable de l'ECG à 12 dérivations. Ce fut un des tout premiers efforts de standardisation à l'échelle mondiale d'un examen médico-technique.

I.4.2. Dérivations électro-cardiographiques:

Ces vecteurs résultants instantanés successifs sont "appréhendés" au moyen des dérivations électro-cardiographiques. Une dérivation correspond à la ligne de tension réunissant deux électrodes placées en deux points déterminés de la surface du corps et entre lesquelles sont enregistrées les différences de potentiel. En électrocardiographie conventionnelle, l'activité électrique du cœur est étudiée par l'enregistrement d'une série de 12 dérivations : 6 dérivations périphériques (I, II, III, aVR, aVL, aVF) l'explorent dans le plan frontal et 6 dérivations précordiales (V1, V2, V3, V4, V5, V6) l'explorent dans le plan horizontal.

I.4.2.1. Dérivations standards d'Einthoven :

Le corps est supposé avoir une configuration triangulaire du point de vue de ses caractéristiques électriques. R= Right hand, L=Left hand, F=Foot

Ce sont des dérivations bipolaires, c'est-à-dire déterminées à partir de 2 électrodes actives. Elles sont issues du triangle d'Einthoven (figure I.8.) et correspondent à une différence de potentiels entre les électrodes considérées.

Les trois dérivations d'Einthoven :

- I(D1) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet droit (right : R) et le poignet gauche (left : L).

- II(D2) : enregistre les différences de potentiel électrique entre le poignet gauche (left : L) et la jambe gauche (foot : F).

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

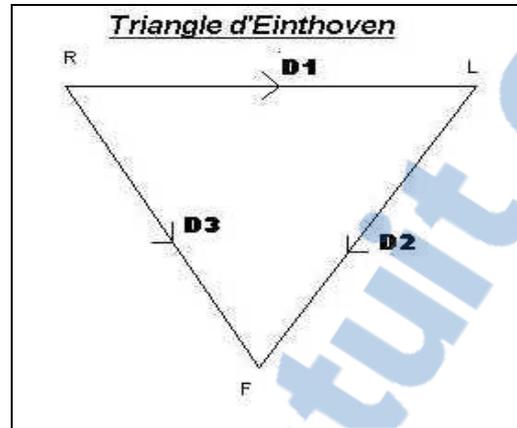


Figure I.8.: Dérivations Standards (bipolaires)

I.4.2.1. Dérivations précordiales :

Les dérivations précordiales sont des dérivations unipolaires thoraciques qui enregistrent l'activité électrique cardiaque dans le plan horizontal. Comme il s'agit de dérivations unipolaires, l'électrode exploratrice recueille d'importantes variations de potentiel alors que l'autre électrode est connectée au Central terminal selon Wilson (figure I.9).

Ce sont des dérivations "rapprochées" car l'électrode exploratrice est placée en divers points de l'aire précordiale, à faible distance de l'épicarde, face aux parois du ventricule droit et gauche. Les électrodes exploratrices sont placées de façon immuable comme suit (figure I.9)

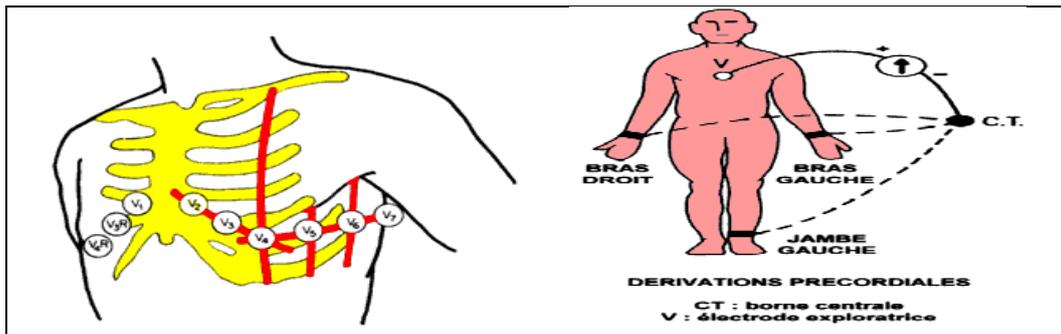


Figure I.9: placement des électrodes précordiales

- V1 : 4e espace intercostal au bord droit du sternum;
- V2 : 4e au bord gauche du sternum;
- V3 : à mi-distance entre V2 et V4;
- V4 : 5e espace intercostal gauche sur la ligne médio-claviculaire;
- V5 : même niveau horizontal que V4 sur la ligne axillaire antérieure gauche;
- V6 : même niveau horizontal que V4 et V5 sur la ligne axillaire moyenne gauche.

Dans certains cas, on peut ajouter :

- V3R, V4R : localisation symétrique à V3 et V4 sur l'hémi thorax droit (diagnostic de l'hypertrophie ventriculaire droite, de l'infarctus du ventricule droit);
- V7, V8, V9 : même niveau horizontal que V4, V5, V6 sur la ligne axillaire postérieure gauche.

I.5. Conclusion :

Dans ce chapitre, le fonctionnement général du système cardiovasculaire a été décrit. De même, une présentation des différentes dérivations qui permettent de détecter le signale ECG été faite. Enfin, la description des différentes sources qui influe sur l'ECG été donnée.

Chapitre 2

développement et réalisation du système

CHAPITRE II : Développement et réalisation du système

II.1. Introduction :

On s'intéresse dans ce chapitre, à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter les battements cardiaques.

II.2. Système d'acquisition de biopotentiels :

Pour tous les matériels médicaux, l'acquisition des données à partir d'un corps humain nécessite des électrodes qui conduisent le potentiel électrique soit sur la peau ou avec un cathéter vers un amplificateur d'instrumentation qui représente la première étape de la mise en forme et qui sera suivie par un isolateur et des filtres.

II.2.1. L'amplificateur opérationnelle ECG :

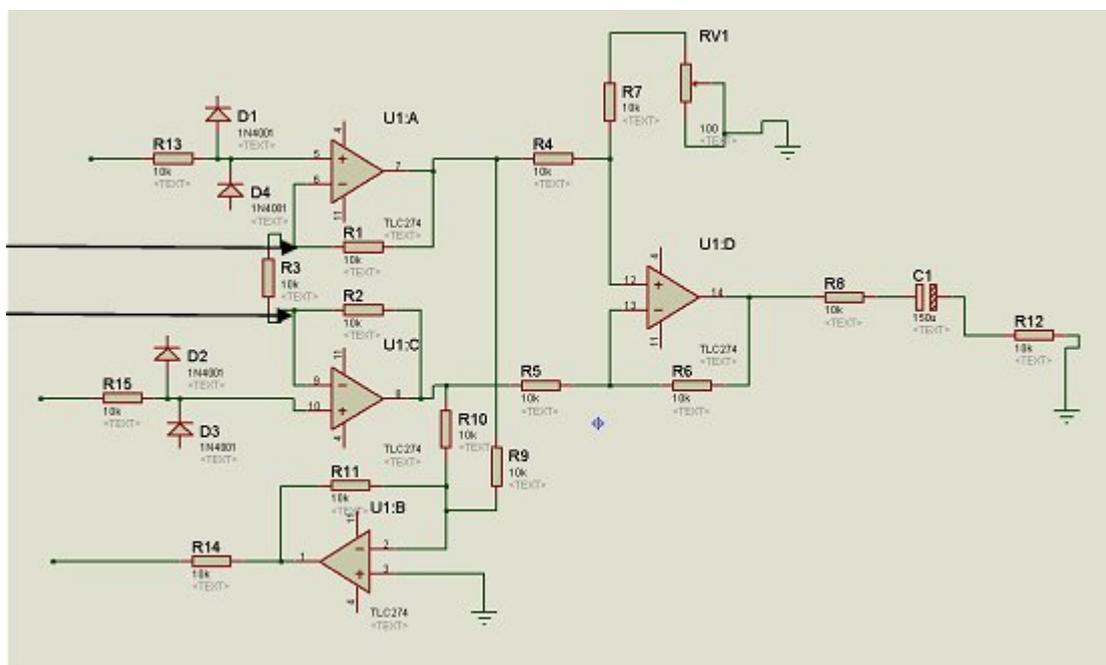


Figure II.1. : Amplificateur d'instrumentation TLC274

Le TLC274 est un amplificateur d'instrumentation à quatre AOP avec une :

- ✓ Grande impédance d'entrée.
- ✓ Faible bruit.
- ✓ un grand gain.
- ✓ Faible impédance de sortie.
- ✓ et une très grande vitesse d'utilisation.

C'est un dispositif qui utilise la technologie de CMOS. Ces avantages, en combinaison avec une bonne réjection de mode commun(CMRR) et le rejet de tension d'alimentation rend ces dispositifs meilleurs au niveau des conceptions existantes [5] .

Parce que le TLC274 est optimisé pour le fonctionnement à alimentation unique, les configurations de circuits utilisés pour les différents tests présentent souvent des inconvénients puisque le signal d'entrée, dans de nombreux cas, doit être compensé à partir du sol. Cet inconvénient peut être évité en testant l'appareil avec les fournitures cassées et la charge de sortie liée au rail négatif.

Idéalement, l'amplificateur différentiel devrait présenter les caractéristiques suivantes :

- ❖ très grandes impédances sur les entrées positives et négatives.
- ❖ impédance en sortie très faible.
- ❖ gain en tension précis et stable.

II.2.1.1. Tensions et gains des modes commun et différentiel :

Reprenons la définition de l'amplificateur idéal, et détaillons quelques points qui servent à qualifier les amplificateurs différentiels intégrés :

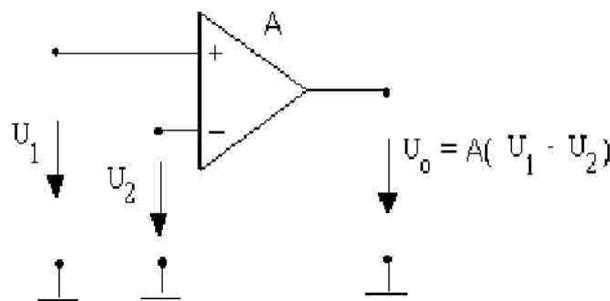


Figure II.2. Amplificateur différentiel

$$U_0=A(U_1-U_2)$$

La tension en mode commun est défini par :

$$U_c=(U_1+U_2)/2$$

La tension en mode différentiel est défini par :

$$U_d=U_1-U_2$$

Ainsi le gain total est défini :

$$U_0=U_c(A_1+A_2)+U_d \quad (\text{telle que } A_1=U_0/U_1 \text{ et } A_2=U_0/U_2)$$

On aura ainsi $A_d=A_1-A_2$ et $A_c=A_1+A_2$

Ce qui nous donne une tension $U_0=U_c A_c+U_d A_d$

II.2.1.2. Taux de réjection de la tension de mode commun :

Le taux de réjection de la tension de mode commun TRMC, est donné par la relation suivante :

$$TRMC = 20 \text{ Log } | A_d/A_c |$$

Avec A_d : gain en mode différentiel, et A_c : gain en mode commun, il est de l'ordre de 80 à 100 dB.

II.2.1.3. La fonction de sortie de l'amplificateur :

Les valeurs des courants des deux entrées (inverseuse et non inverseuse) sont :

$$I_+=I_-=0$$

L'impédance d'entrée est à l'infinie et celle de sortie est très petite. Les deux entrées sont prise égales $e_+=e_-$.

On appliquant le théorème de Millman. Sachant que S_1 est la sortie de 1^{ère} AOP et S_2 celle de 2^{ème} AOP avec U_0 la sortie de l'amplificateur d'instrumentation. On obtient :

$$S_1-S_2= (1+2*R_1/R_3)*(e_1-e_2)$$

$$(S_1-e_1)/R_1= (S_2-e_2)/R_2$$

Ce qui donne : $e_1+e_2=S_1+S_2$ car $R_1=R_2$.

Avec : $S = [(R_{v1} + R_7) * (R_5 + R_6) / R_5 * (R_4 + R_7 + R_{v1})] * S_1 - [R_5 / R_6] * S_2$

On aura : $R_1 = R_2 = R_4 = R_5 = R_6 = R$

Ce qui donne :

$S = [(R_{v1} + R_7) * R / R + R_7 + R_{v1}] * S_1 - S_2$.

On peut aussi ajuster le gain en remplaçons la résistance R_3 par un potentiomètre.

II.2.2. Le circuit de pied droit :

Un commutateur est utilisé pour choisir le branchement du pied gauche ou droit vers la masse. Cela va nous permettre de faire la différence entre les deux signaux générés par les mains afin d'avoir un signal ECG en S_A à l'aide d'un oscilloscope. La sortie « S » correspondant aux biopotentiels est visualisée. [6]

II.2.3. Circuit de protection contre les transitoires :

En électrocinétique, la surtension désigne le fait qu'un élément particulier d'un dipôle électrique ait à ses bornes une tension supérieure à celle aux bornes du dipôle complet. C'est le cas par exemple de la tension aux bornes d'un condensateur dans un dipôle RLC série en résonance.

Dans l'électronique médicale si on place un appareil sur un patient et dans un cas d'urgence il faut appliquer un défibrillateur pour réveiller son cœur c'est pourquoi on doit protéger les circuits par un anti-transitoire pour limiter les tensions.

Il est constitué de quatre diode D_1 à D_4 . Il permet d'assurer en cas de la surtension une entrée entre +10 et -10 V à l'entrée de l'amplificateur d'instrumentation.

II.2.4. Le filtrage :

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques pour :

- ◆ Modifier son spectre de fréquence et donc sa forme
- ◆ Modifier sa phase et donc sa forme
- ◆ Extraire une partie de l'information liée à ce signal
- ◆ Eliminer ou affaiblir des fréquences parasites indésirables I

- ◆ Isoler dans un signal complexe la ou les bandes de fréquence utiles

Un filtre est caractérisé par une fonction de transfert $T(j \omega)$ déterminant le rapport V_s/V_e des tensions d'entrée et de sortie. Pratiquement, un filtre est caractérisé par deux courbes de réponse, amplitude/fréquence et phase/fréquence.

Les filtres actifs sont constitués de condensateurs et de résistances, et d'éléments actifs qui sont presque toujours des amplificateurs opérationnels. Ils sont moins encombrants, plus faciles à réaliser et donc moins coûteux. Par contre ils ne sont pas utilisables avec des signaux de fréquences trop élevées le maximum pratique étant de quelques mégahertz. Les composants actifs nécessitent une source d'alimentation, introduisent du bruit et limitent la tension maximale traitable.

II.2.4.1. Classification des filtres :

On peut classer les filtres suivant la forme de leur fonction de transfert ou par le comportement des éléments qui composent le filtre. Les filtres les plus courants sont les suivants : passe haut, passe bas, passe bande ou rejeteur de bande.

Un filtre passe haut ne laisse passer que les fréquences au-dessus d'une fréquence déterminée, appelée fréquence de coupure. Il atténue les basses fréquences. La figure suivante présente la réponse en amplitude d'un filtre passe haut

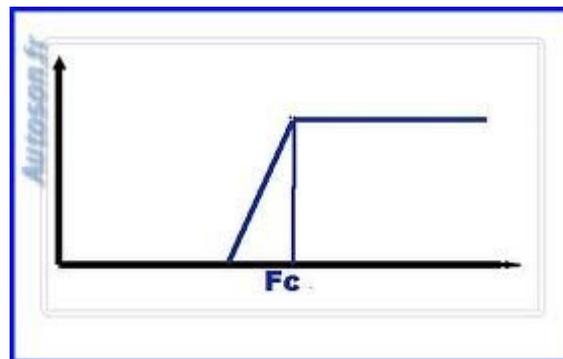


Figure II.3. Filtre passe haut

Un filtre passe bas ne laisse passer que les fréquences au dessous de sa fréquence de coupure.

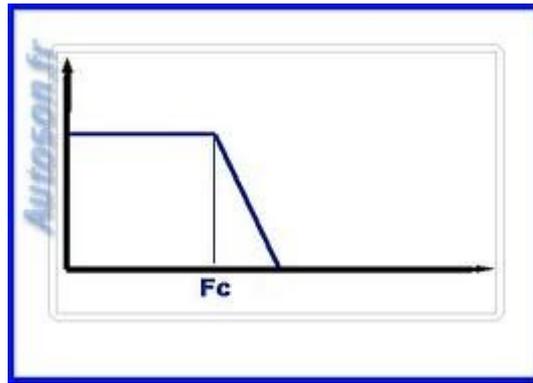


Figure II.4. Filtre passe bas

Un filtre passe bande ne laisse passer qu'une certaine bande de fréquences et atténue tout ce qui est au-dessus et en-dessous des deux fréquences de coupure.

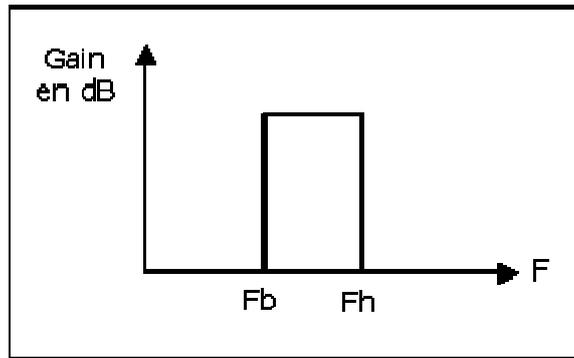


Figure II.5. Filtre passe bande

Un filtre réjecteur, aussi appelé coupe-bande, est le complémentaire du passe bande. Il atténue une plage de fréquence.

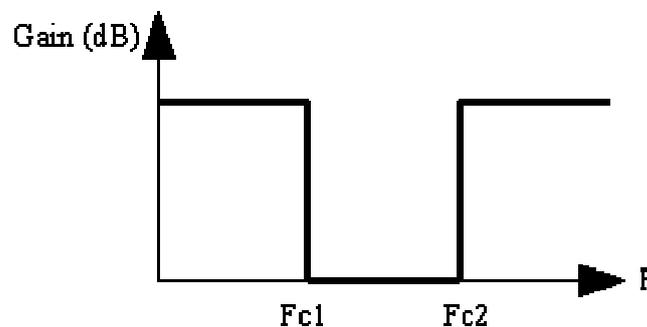


Figure II.6. Filtre réjecteur

Techniquement, un filtre peut être réalisé de différentes manières analogique (passive, active) ou numérique.

II.2.4.2. Filtre passifs :

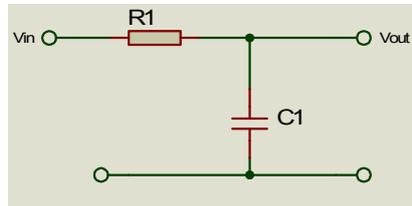


Figure II.7. Filtre passif

Un filtre passif se caractérise par l'usage exclusif de composants passifs (résistances, condensateur, bobines). Par conséquent, ils ne peuvent qu'atténuer en partie des signaux, mais pas les amplifier.

Les résistances les plus simples sont basées sur de circuits RC, RL, LC ou circuit RLC. Mais il est bien sur permis d'augmenter l'ordre du filtre (et le nombre de composants). Moins l'ordre est minime, plus il sera délicat d'être sélectif : l'atténuation se fera progressivement. Avec un ordre plus important, on peut espérer couper plus brutalement une fréquence en touchant moins les voisines.

II.2.4.2. Filtres actifs :

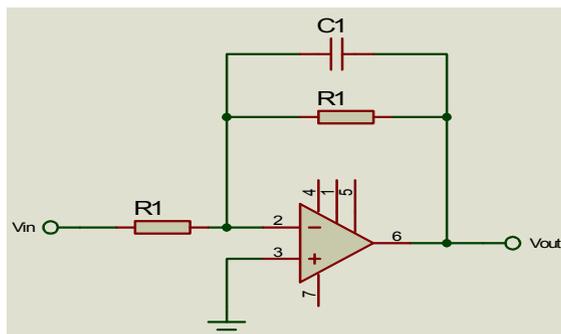


Figure II.8. filtre actif

Les filtres actifs (figure II.8) se caractérisent par l'usage d'au moins un composant actif transistor, amplificateur opérationnel, ou autre circuit intégré. Ces filtres ont l'avantage de pouvoir se passer de bobines qui sont chères, difficilement minaturisées et imparfaites. De plus ils ont un gain qui peut être supérieur à 1 donc ils peuvent amplifier le signal.

Ce type de filtre convient bien aux signaux de faible amplitude et de faible puissance. Les filtres actifs sont donc largement utilisés dans l'instrumentation médicale et en électronique de toutes sortes.

II.2.5. Filtres numériques :

Un filtre numérique se caractérise par un traitement entièrement numérique du signal. Au préalable, le signal est numérisé par un convertisseur analogique-numérique (CAN).

Un filtre numérique traite un flot continu d'information et calcule en temps réel un nouveau flot de données sortantes, qui correspondent au signal filtré désiré. Les données de sorties peuvent apparaître au même rythme ou à un rythme différent des données entrantes.

Ces filtres ont l'avantage de pouvoir être intégrés dans des circuits numériques miniaturisés à l'extrême, tels des processeurs (pics ... etc) et ne nécessitent aucun composant analogique, ce qui garantit des caractéristiques strictement reproductibles d'un appareil à l'autre : en d'autres termes la précision est bien meilleure puisqu'il y a moins de composants analogiques.

Le filtre numérique permet aussi d'obtenir des caractéristiques spectrales dont certaines ne peuvent être reproduites par aucun filtre analogique (actif ou non) : par exemple, ils peuvent être très sélectifs ou éliminer toute une série de composantes harmoniques (filtre en peigne). C'est uniquement une question de calcul mathématique.

On trouve aussi différentes caractéristiques des réponses des filtres existants. Elles diffèrent selon leurs réponses en bande passante ou en de coupure par exemple : filtre de BUTTERWORTH. Ce type de filtre fournit une réponse d'amplitude très uniforme dans la bande passante et un taux d'atténuation de -20db/décade/pôle. La réponse en phase n'est pas linéaire. Il est fréquemment utilisé lorsque toutes les fréquences de la bande passante doivent posséder la même valeur de gain. Cette réponse est souvent qualifiée comme étant la plus uniforme.

II.2.6. Circuit d'amplification et de filtrage [7] :

Le signal ECG ainsi amplifié, peut être noyé dans différentes sources de bruit, un bon filtrage du signal en question est alors nécessaire.

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 bande de bande passante 0.5 Hz à 45 Hz , supprimant ainsi les variations de la ligne de base (<0.5 Hz) et les bruits du myogramme (>50 Hz) et aussi le 50 Hz. Le filtre proposé est réalisé à base d'amplificateur opérationnel quadruple LF374, compte tenu de ces caractéristiques qui sont presque idéale. Comme présenté sur la figure II.9, il est constitué d'un filtre passe haut (passif), en cascade d'un amplificateur dont la bande passante est limitée (passe bas).

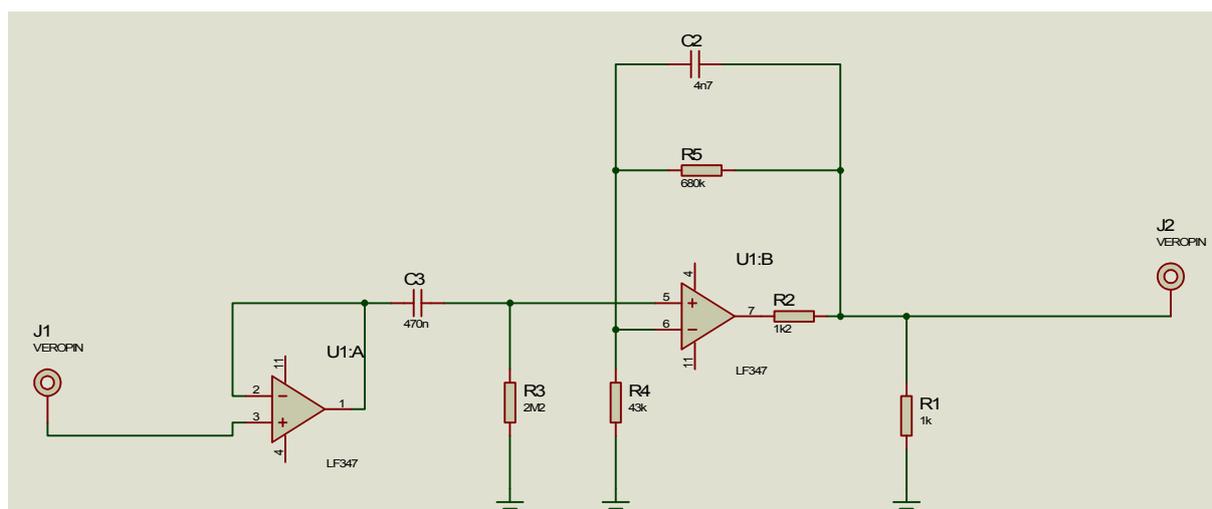


Figure II.9 : Circuit de filtrage

Le filtre passe haut est constitué d'une capacité C3 et de la résistance R3, sa fréquence de coupure est égale à :

$$F_{c1} = 1/2\pi * R3 * C3 = 0.56 \text{ Hz}$$

Cependant le filtre actif passe bas (plutôt amplificateur à bande passante limitée), a une fréquence de coupure donnée par $F_{c2} = 1/ 2\pi * R5 * C2 = 45 \text{ Hz}$ et un gain G, donné par :

$$G = 1 + (R5/R4) = 16$$

L'utilisation d'un suiveur réalisé autour de l'amplificateur opérationnel permet de buffériser le signal et d'assurer une bonne adaptation d'impédance du préamplificateur avec cette étape de filtrage.

II.3. Circuit d'isolation optique (figure II.10):

Le circuit d'isolation optique, présente une barrière au passage du courant de fuite provenant du réseau vers le patient. Il suffit qu'il soit de l'ordre de quelques μA pour provoquer une défibrillation du cœur. Différents principes sont utilisés pour l'isolation, on peut citer la modulation et la démodulation, le transformateur neutralisant et le photocoupleur. Nous avons opté pour le photocoupleur vu sa disponibilité au laboratoire : C'est un moyen fiable (phototransistors, diodes luminescents) qui garantit une bonne transmission du signal sans courant de fuite. Une attention croissante a été accordée aux risques de choc électrique causés par le réseau électrique. Ce problème est particulièrement important dans une unité moderne de soins intensifs ou lors du cathétérisme cardiaque. Si un très petit courant passe directement à travers le cœur par une électrode ou un cathéter, la fibrillation du cœur pourrait être induite. Un courant à 50 Hz passera directement à travers le cœur, c'est une limite supérieure. Pour protéger le patient de ces risques électriques, l'entrée du circuit devrait être totalement isolée par rapport au réseau électrique.

Le circuit isolé qui est connecté directement au patient est physiquement isolé de la terre et d'autres parties de l'électrocardiographe. La transmission de l'information peut être réalisées avec la télémétrie, des transformateurs d'isolation ou avec des approches optoélectroniques [8;9]. Les piles nécessitent un contrôle de niveau et des remplacements fréquents ce qui représente un grand désavantage. Les ultrasons présentent de nombreux avantages à savoir un haut degré d'isolation électrique, haute tension décalquage, faible capacité entre le patient et le courant alternatif du réseau électrique et une bonne efficacité du transfert de puissance.

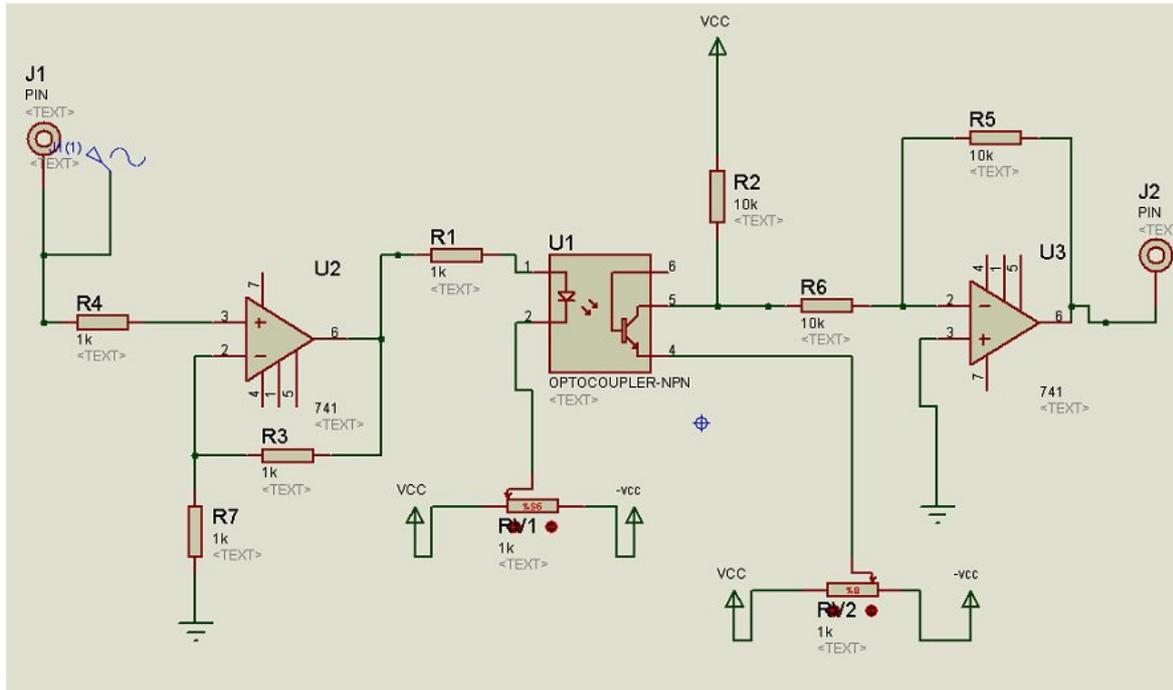


Figure II.10 : circuit Opto-isolateur

La diode électroluminescente est une diode émettant de la lumière infrarouge (émission spontanée) lorsqu'elle est soumise à une polarisation directe. Lorsqu'un courant passe dans la DEL, et à partir d'une certaine tension, la DEL s'allume. Le phototransistor est composé de 3 zones : l'émetteur, la base et le collecteur. Le phototransistor est une variante du transistor NPN, le courant passe du collecteur vers l'émetteur, mais à condition que la base reçoit, non plus du courant, mais de la lumière visible ou infrarouge. Dans la majorité des applications, le phototransistor fonctionne en Commutation. Lorsque la DEL éclaire (traversée par un courant), alors le courant peut traverser le transistor. On peut alors considérer le transistor comme un interrupteur fermé. Sur le schéma de droite, la diode est représentée entre les broches. Tandis que le phototransistor est situé entre les broches (collecteur) et (émetteur). Le phototransistor a un CTR élevé (de 10 % à 150 % ou plus), mais une vitesse de commutation moyenne.

La photodiode est, à l'instar du phototransistor, un récepteur de lumière. Comme ce dernier, elle ne laisse passer le courant que si elle est éclairée. Son avantage est d'être beaucoup plus rapide (0,1 microseconde à 1 microseconde) que le phototransistor. En revanche le courant qu'elle commute est plus petit, c'est-à-dire son CTR est plus petit (de 0,1% à 10%). De nombreux phototransistors sont équipés de photodiode suivis par

un transistor (ou une électronique plus complexe) qui amplifie le courant fourni par la photodiode, ce qui allie une vitesse de commutation rapide avec un CTR élevé.

Le photo-relais est un photocoupleur dont le récepteur est composé de plusieurs photodiodes en série, qui génèrent une tension lorsqu'elles sont illuminées. Cette tension est appliquée sur la (les) grille(s) de un ou plusieurs transistor(s) à effet de champ intégrés dans l'optocoupleur. Ce composant se comporte ainsi comme un relais à semi-conducteurs. La vitesse de commutation est lente (comparée aux autres optocoupleurs), mais un peu plus rapide comparée aux relais électromécaniques. (1ms à 10ms).

Le photo-Darlington est composé d'un phototransistor, suivi d'un transistor normal qui amplifie le courant. Ce photocoupleur a une CTR très élevée, mais une vitesse de commutation moyenne.

Le photocoupleur analogique est utilisé pour reproduire un courant précis à travers une isolation galvanique. Il est composé d'un émetteur (une DEL) et de deux récepteurs de caractéristiques aussi identiques que possible. L'un des récepteurs fournit un courant qui est comparé au courant de référence à transmettre. L'autre récepteur se trouve du côté à isoler.

L'isolation : Il s'agit de la tension de mode commun entre l'entrée et la sortie de l'optocoupleur. Le constructeur spécifie en général une tension maximale continue et/ou alternative pour laquelle aucun claquage ne se produit. Cette tension doit, pour le test, être appliquée durant un temps minimum (1 seconde ou 1 minute). Pour obtenir une bonne isolation, les composants optiques sont séparés par un écran transparent, voir dans certains optocoupleur coulés dans la même résine.

Pour que la diode soit passante la DDP entre l'anode et la cathode doit être positive alors on ajoute deux potentiomètres, le premier pour rendre le signal supérieur à zéro pour que la LED s'allume quand le signal est négatif et un deuxième pour récupérer le signal d'origine à la sortie soit (positif et négatif).

II.4. Circuit de la détection des battements :

Pour détecter les complexes QRS du signal électrocardiogramme, on utilise le circuit de la figure II.11. A la sortie du circuit, on aura une signalisation sonore et lumineuse pour chaque battement du cœur.

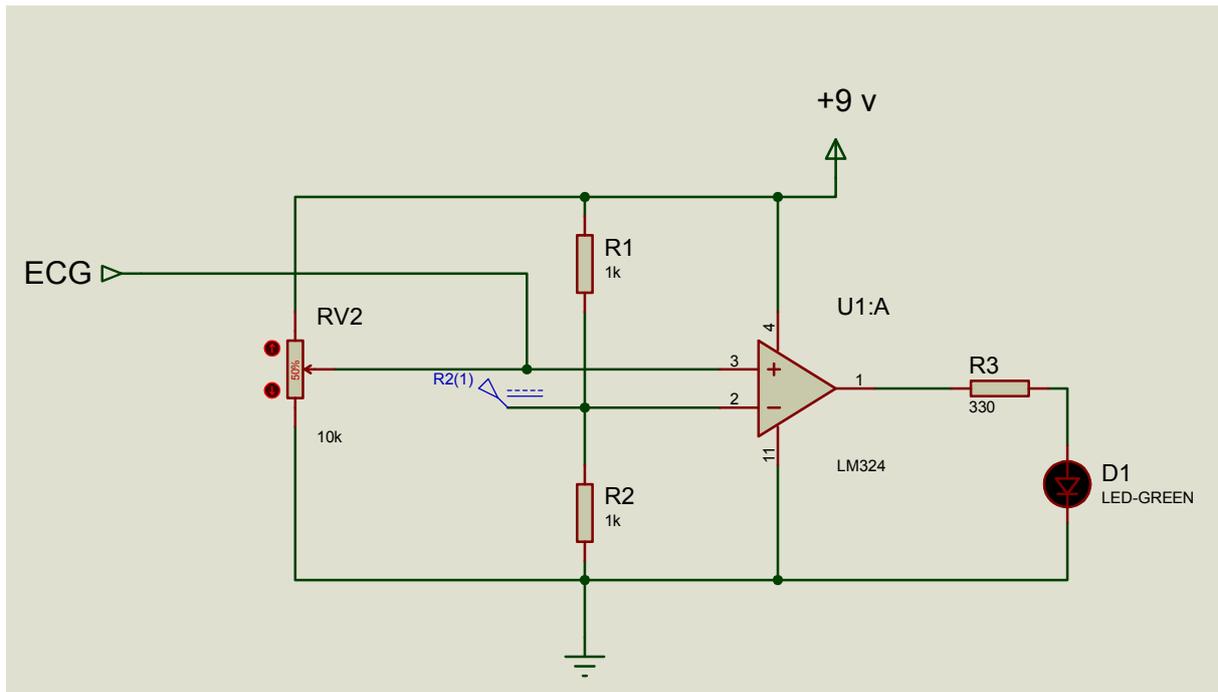


Figure II.11. : Circuit de détection des battements

Le circuit de détection des battements cardiaques correspond à un comparateur de tension : c'est est un dispositif permettant de comparer une tension par rapport à une référence donnée.

Pour chaque comparateur :

Si $V+ - V- > 0$, l'interrupteur est ouvert. La sortie est au +9V

Si $V+ - V- < 0$, l'interrupteur se ferme. la sortie est à 0V

Après plusieurs tests sur le signal ECG, et afin de détecter le complexe QRS, un seuil est fixé $> 0.5v$. Une tension de référence ($U_{ref}=0.5v$) est alors choisie appliquée à l'entrée négative du comparateur. L'entrée + est le signal ECG. On ajoutant une LED à la sortie de notre circuit, et lorsqu'elle s'allume, indique la position du pic R du complexe QRS.

II.5. Conclusion :

Dans ce chapitre, on s'est intéressé à la description des différents étages électroniques permettant la réalisation d'un circuit électronique qui permet de détecter les battements cardiaques.

Chapitre 3

Présentation des résultats obtenus

CHAPITRE III : Présentation des résultats obtenus

III.1. Introduction :

Dans ce chapitre, une Présentation générale des résultats obtenus par la réalisation du dispositif de détection des battements cardiaques est faite. Un ensemble de tests sur les différents blocs constituant le dispositif a été réalisé. Ces tests sont accomplis en connectant le dispositif (les électrodes) au sujet. Une prise de mesure est faite sous forme de niveaux de potentiels et de morphologies des signaux, sur les différents points tests prévus sur notre dispositif. En fait, la localisation de ces différents points tests est choisie de telle sorte que l'utilisateur puisse étudier et par conséquent dépanner s'il le faut le système.

III.2. Mesures et interprétations :

Notre carte est réalisée en prévoyant trois points de tests et une signalisation sonore et lumineuse. Ces points tests sont disposés tel que l'utilisateur peut étudier le signal à la sortie de chaque bloc.

Après avoir placé les électrodes, et les reliant à la carte, on a récupéré les signaux suivants:

1. a la sortie de L'amplificateur d'instrumentation ECG : on récupère un signal électrocardiographe bruité (Figure III.1)



Figure III.1 : Le signal ECG bruité

2. on applique un filtrage passe bande de 0.5hz-45hz. on récupère en sortie un signal ECG filtré. (figure III.2)

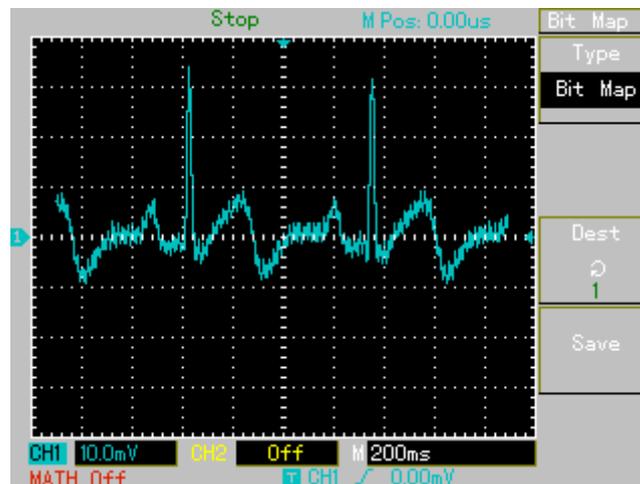


Figure III.2 : Le signal ECG filtré

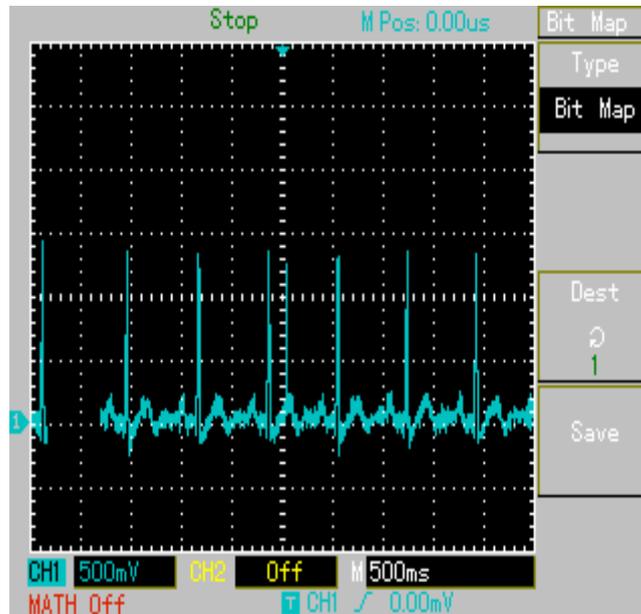


Figure III.3. exemple1 : (ECG de fethi)

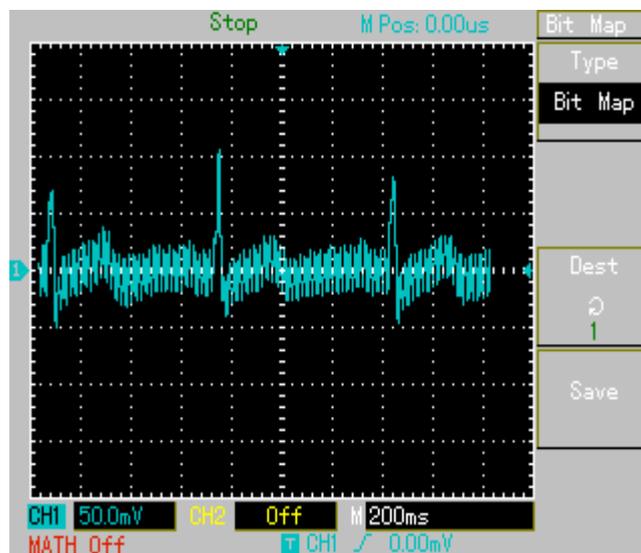


Figure III.4. exemple2 : (ECG de fayssal)

3. A la sortie du circuit détecteur de pics (présence du complexe QRS), on récupère une signalisation sonore et lumineuse pour chaque battement cardiaque.

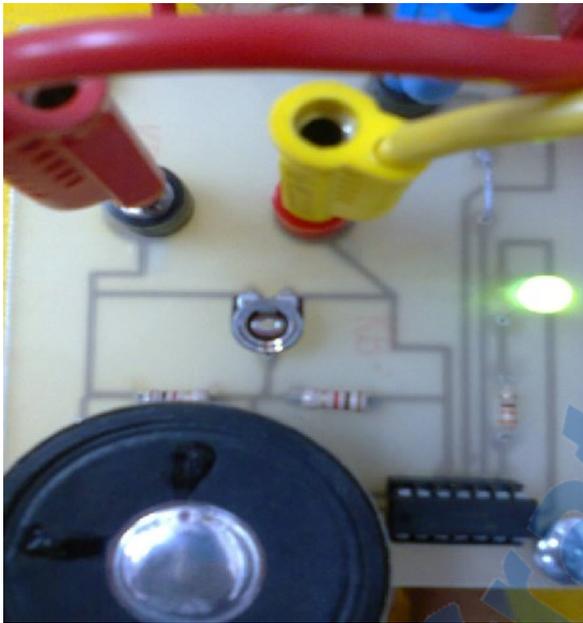


Figure III.5. Aperçu général de la partie détection des battements cardiaques

CONCLUSION GENERALE

L'électrocardiogramme (ECG) regroupe trois paramètres importants P, QRS, T qui caractérisent l'activité cardiaque, et un quatrième paramètre d'importance non encore identifié l'onde U.

Le travail ainsi achevé était de réaliser un circuit électronique capable de détecter pour chaque battement cardiaque les complexes QRS.

Ce travail a été élaboré dans le laboratoire d'électronique biomédicale de Tlemcen.

Tous les circuits ont été réalisés à base d'amplificateurs opérationnels : c'est un composant actif le plus important dans les systèmes analogiques.

Le détecteur des battements cardiaques réalisé et constitué par:

1. Un circuit amplificateur d'instrumentation constitué de quatre AOP, afin d'amplifier le signal ECG capté par les électrodes.
2. Un circuit de filtrage : c'est un filtre passe bande de bande passante 0.5 Hz à 50 Hz, supprimant ainsi les variations de la ligne de base (<0.5 Hz), les bruits du myogramme (>50 Hz) et enfin le 50Hz.
3. Un circuit d'isolation optique : pour protéger le patient des dangers de défibrillation du cœur.
4. Un circuit pour détecter les pics du signal ECG : pour chaque battement ce circuit donne une signalisation sonore et lumineuse.

Pendant la réalisation pratique des circuits électronique, plusieurs problèmes ont été rencontrés. Pour faire face à ces problèmes, une réalisation partie par partie a été faite afin de s'assurer que chaque montage marche correctement. Une fois que cette étape est faite. Un assemblage des différentes parties du montage est ainsi réalisé.

En perspective, il serait intéressant d'améliorer la qualité du circuit réalisé et d'introduire un traitement en temps réel de tout le signal ECG.

Les caractères de l'amplificateur TLC274

(Électriques température)

PARAMETER		TEST CONDITIONS		T _A †	TLC274C, TLC274AC, TLC274BC, TLC279C			UNIT
					MIN	TYP	MAX	
V _{IO}	Input offset voltage	TLC274C	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	1.1	10	mV	
				Full range		12		
				TLC274AC	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	0.9	5
						Full range		6.5
		TLC274BC	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	340	2000	μV	
				Full range		3000		
		TLC279C	V _O = 1.4 V, R _S = 50 Ω, V _{IC} = 0, R _L = 10 kΩ	25°C	320	900		
				Full range		1500		
α _{VIO}	Average temperature coefficient of input offset voltage			25°C to 70°C	1.8		μV/°C	
I _{IO}	Input offset current (see Note 4)	V _O = 2.5 V,	V _{IC} = 2.5 V	25°C	0.1		pA	
				70°C	7	300		
I _{IB}	Input bias current (see Note 4)	V _O = 2.5 V,	V _{IC} = 2.5 V	25°C	0.6		pA	
				70°C	40	600		
V _{ICR}	Common-mode input voltage range (see Note 5)			25°C	-0.2 to 4	-0.3 to 4.2	V	
				Full range	-0.2 to 3.5		V	
V _{OH}	High-level output voltage	V _{ID} = 100 mV, R _L = 10 kΩ		25°C	3.2	3.8	V	
				0°C	3	3.8		
				70°C	3	3.8		
V _{OL}	Low-level output voltage	V _{ID} = -100 mV, I _{OL} = 0		25°C	0	50	mV	
				0°C	0	50		
				70°C	0	50		
A _{VD}	Large-signal differential voltage amplification	V _O = 0.25 V to 2 V, R _L = 10 kΩ		25°C	5	23	V/mV	
				0°C	4	27		
				70°C	4	20		
CMRR	Common-mode rejection ratio	V _{IC} = V _{ICRmin}		25°C	65	80	dB	
				0°C	60	84		
				70°C	60	85		
K _{SVR}	Supply-voltage rejection ratio (A _{VDD} /A _{VIO})	V _{DD} = 5 V to 10 V, V _O = 1.4 V		25°C	65	95	dB	
				0°C	60	94		
				70°C	60	96		
I _{DD}	Supply current (four amplifiers)	V _O = 2.5 V, No load		25°C	2.7	6.4	mA	
				0°C	3.1	7.2		
				70°C	2.3	5.2		

Datasheet (ua741)

GENERAL PURPOSE SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

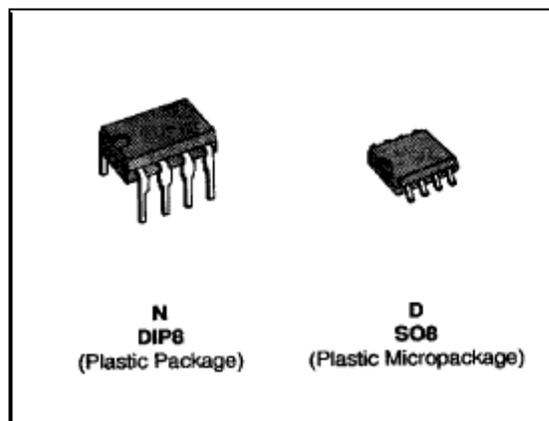
- LARGE INPUT VOLTAGE RANGE
- NO LATCH-UP
- HIGH GAIN
- SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- NO FREQUENCY COMPENSATION REQUIRED
- SAME PIN CONFIGURATION AS THE UA709
- ESD INTERNAL PROTECTION

DESCRIPTION

The UA741 is a high performance monolithic operational amplifier constructed on a single silicon chip. It is intended for a wide range of analog applications.

- Summing amplifier
- Voltage follower
- Integrator
- Active filter
- Function generator

The high gain and wide range of operating voltages provide superior performances in integrator, summing amplifier and general feedback applications. The internal compensation network (6dB / octave) insures stability in closed loop circuits.



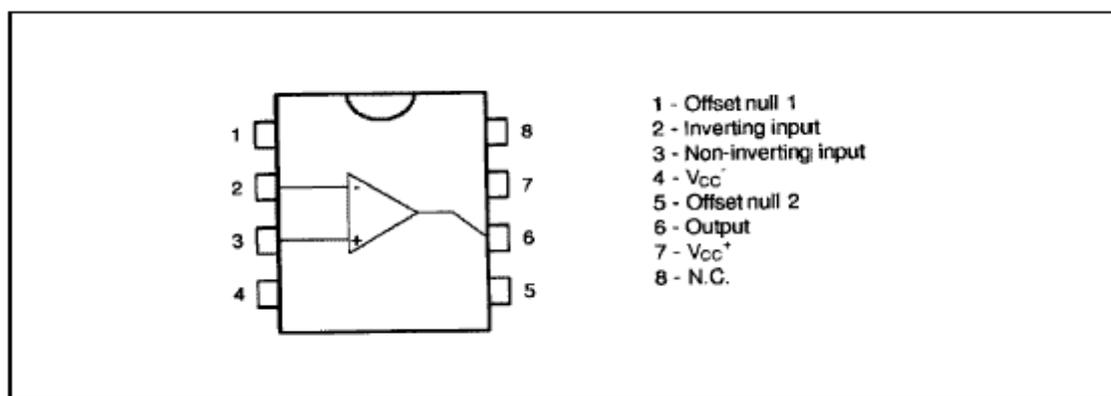
ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
UA741C/E	0°C, +70°C	•	•
UA741I	-40°C, +105°C	•	•
UA741M/A	-55°C, +125°C	•	•

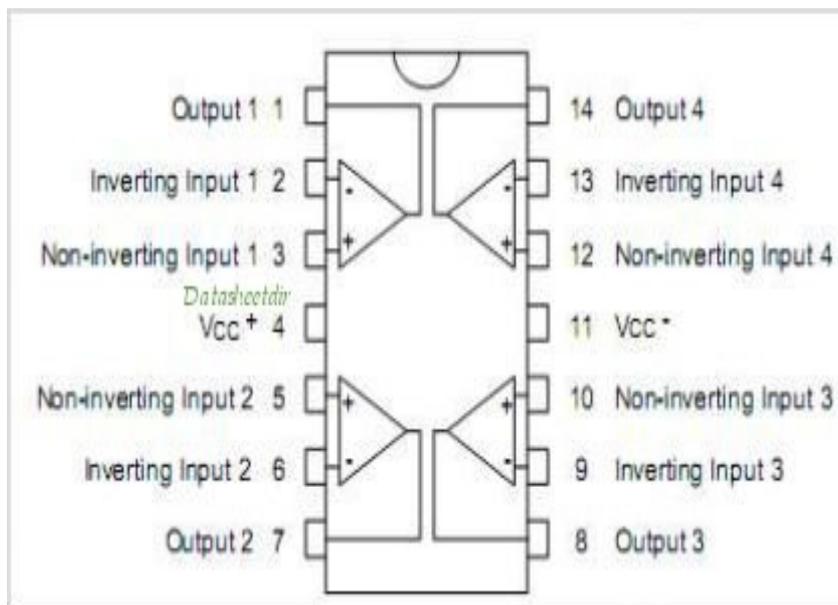
Example : UA741CN

741-01 TEL

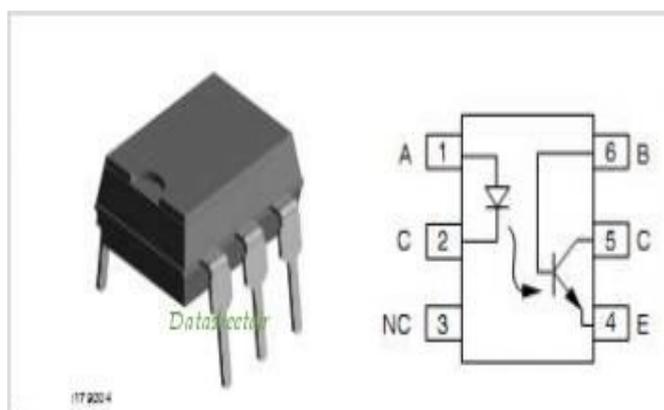
PIN CONNECTIONS (top view)



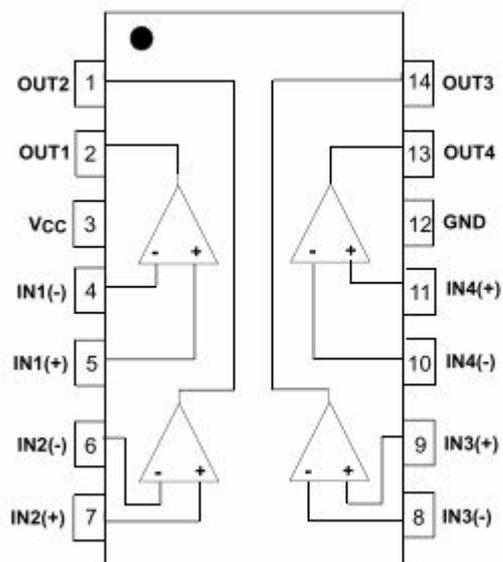
DATASHEET TLC274



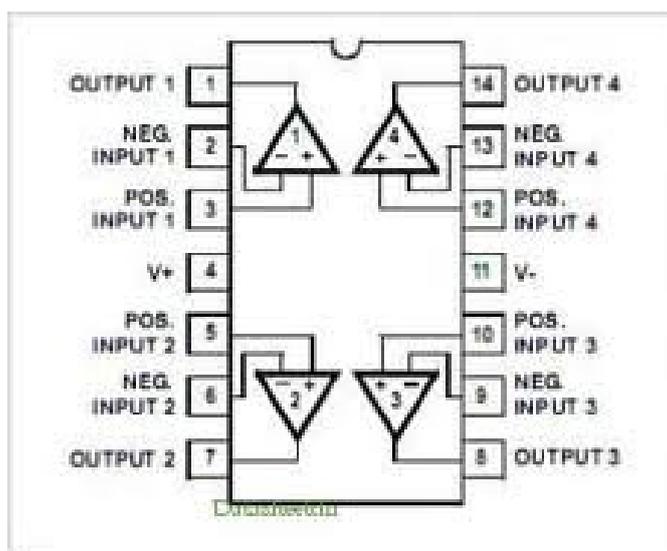
DATASHEET OPTOCOUPLEURE NPN

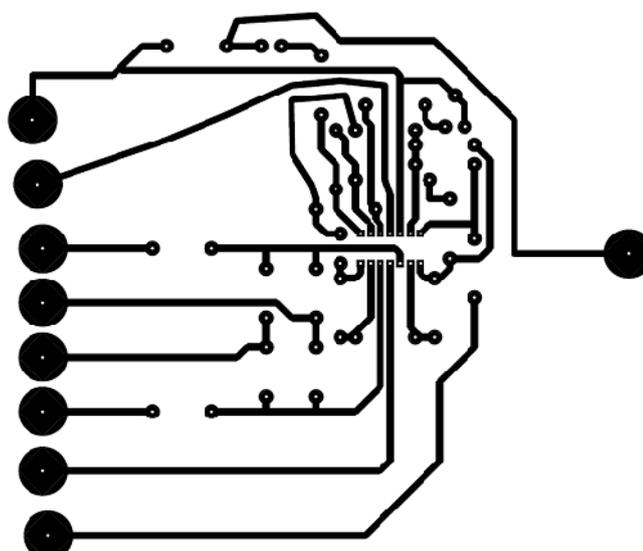
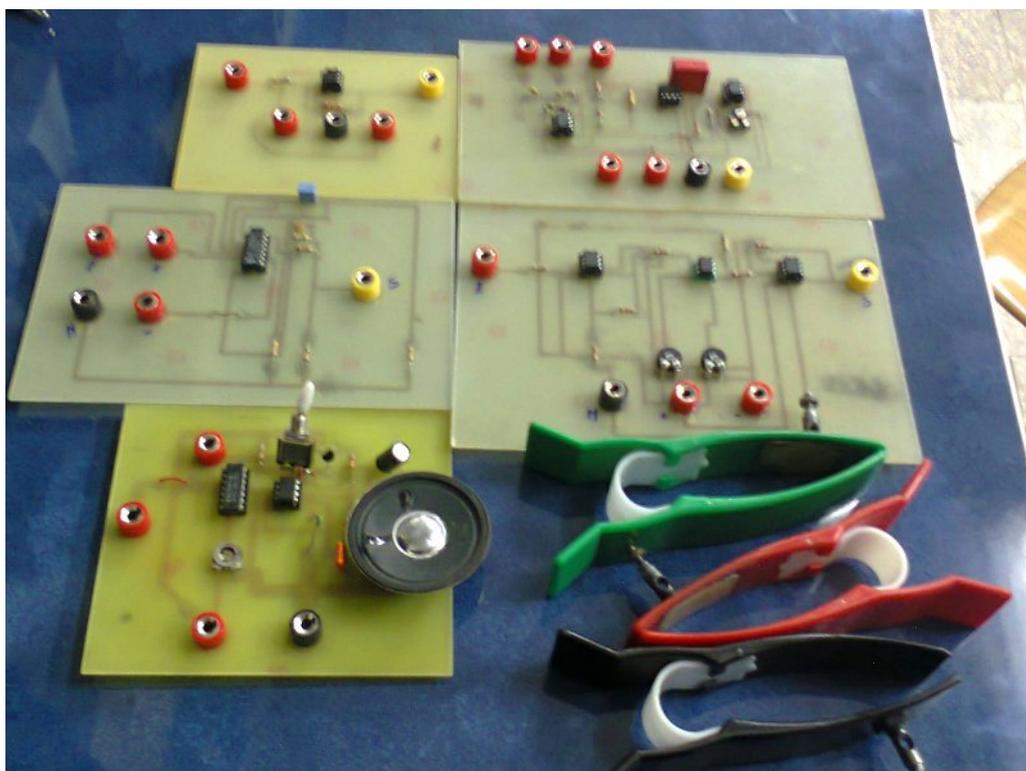


DATASHEET LM339

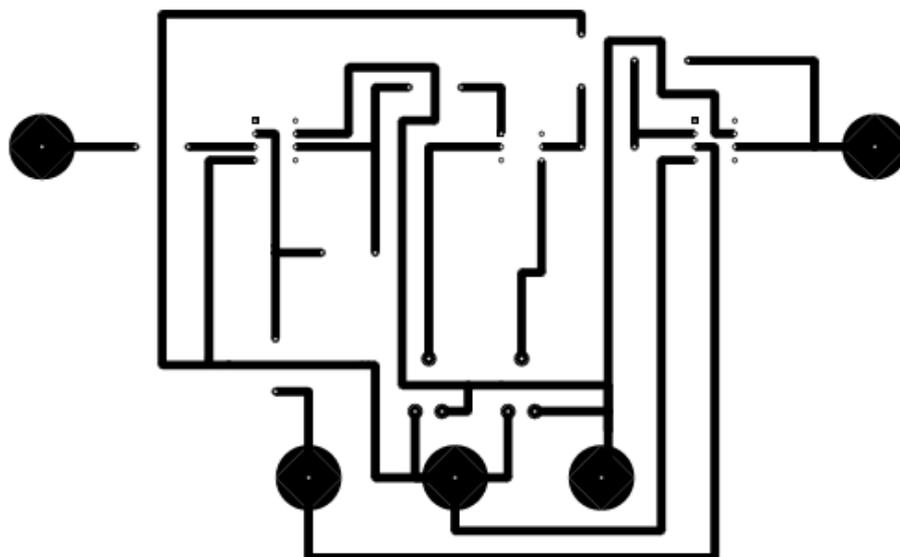


DATASHEET LM324

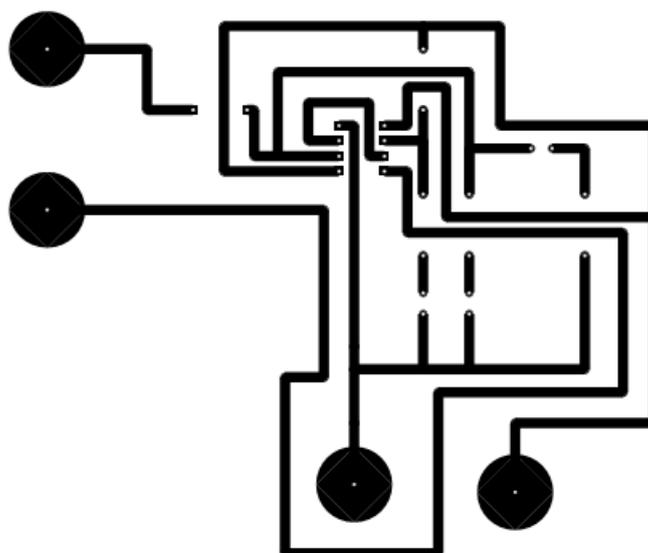




Amplificateur d'instrument ECG

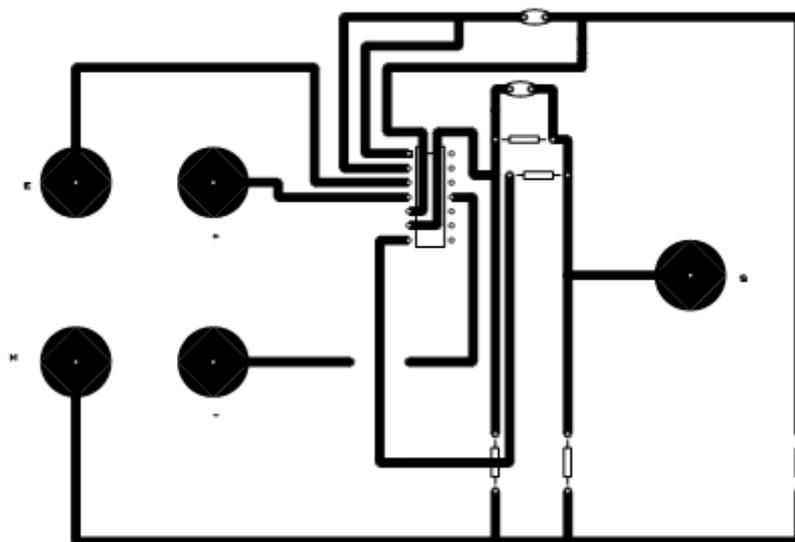


Circuit imprimé d'isolateur optique



Circuit imprimé de détecteur de pics

PROJET DE RECHERCHE EN INFORMATIQUE



Circuit imprimé de filtrage

BIBLIOGRAPHIE

- [1] François-Benoît Vialatte, « Aide au diagnostic d'anomalies cardiaques » Mémoire de stage pour le DEA de Sciences Cognitives Université Pierre et Marie Curie, Paris VI, Année 2001-2002.
- [2] B. Surawicz, "abnormalities, in: Comprehensive Electro cardiology ", Mac Farlane P.W, Lawrie TDV Eds, Pergamon Press 1, pp. 511-563, 1989.
- [3] Aline Cabasson, "Analyse des périodes P-P et P-R dans les électrocardiogrammes", Université Nice Sophia Antipolis, pp.15-16, 2005.
- [4] CHERRAK Omar et TAHIR Fethi : « Réalisation d'un amplificateur d'instrumentation électro-physiologique application en télé électrocardiographie » université Abou Bekr Belkaid, Tlemcen, Année 2010-2011
- [5] Texas Instruments Incorporated 1995 "[http://html.alldatasheet.fr/html-pdf /28864 /TI/TLC274/20/1/TLC274.html](http://html.alldatasheet.fr/html-pdf/28864/TI/TLC274/20/1/TLC274.html)".
- [6] Talbi Zakaria « Conception et réalisation de circuit de mise en forme de biopotentiels » mémoire de fin d'étude, juin 2008
- [7] Gouizi khadidja et benmoulay hadj mohamed « étude et réalisation d'un électrocardiographe » mémoire de fin d'étude, 2006/2007, université de Tlemcen.
- [8] M.Fernandez Chimeno and R.Pallas-Areny. A comprehensive model for power line interference in biopotential measurements. IEEE Trans.Instrum.Meas. 49[3], 535-540. 2000.
- [9] R.Pallas-Areny. On the reduction of interference due common mode voltage in two-electrode biopotential amplifiers. IEEE Trans.Biomed.Eng. BME-33, 1043-1046.1986